ANTROPOLOGÍA VIRTUAL

Innovación y aplicaciones metodológicas para la identificación humana





Facultad de Medicina



MIRSHA QUINTO SÁNCHEZ LUMILA PAULA MENÉNDEZ

ANTROPOLOGÍA VIRTUAL

Innovación y aplicaciones metodológicas para la identificación humana

Facultad de Medicina





MIRSHA QUINTO SÁNCHEZ LUMILA PAULA MENÉNDEZ Catalogación en la publicación UNAM. Dirección General de Bibliotecas y Servicios Digitales de Información

Nombres: Quinto Sánchez, Mirsha, editor. | Menéndez, Lumila Paula, editora.
Título: Antropología virtual : innovación y aplicaciones metodológicas para la identificación humana / Mirsha Quinto Sánchez, Lumila Paula Menéndez [editores].
Descripción: Primera edición. | Ciudad de México : Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Medicina, 2024.
Identificadores: LIBRUNAM 2246299 (impreso) | LIBRUNAM 2246386 (libro electrónico) | ISBN 9786073097192 (impreso) | ISBN 9786073096560 (libro electrónico).
Temas: Craneometría. | Osteología forense -- Procesamiento de datos. | Antropología física -- Metodología. | Antropología física -- Procesamiento de datos. | Procesamiento de imágenes. | Cuerpo humano -- Identificación. | Antropología médica.
Clasificación: LCC GN71.A57 2024 (impreso) | LCC GN71 (libro electrónico) | DDC 573.7—dc23

Antropología Virtual. Innovación y aplicaciones metodológicas para la identificación humana Mirsha Quinto Sánchez, Lumila Paula Menéndez

Primera Edición 2024 Fecha de edición: 30 de septiembre de 2024

D.R. © Universidad Nacional Autónoma de México Ciudad Universitaria, Alcaldía Coyoacán C.P. 04510, Ciudad de México Facultad de Medicina Escuela Nacional de Ciencias Forenses Licenciatura en Ciencia Forense Laboratorio de Antropología y Odontología Forense (LAOF)

ISBN 9786073097192 (impreso) | ISBN 9786073096560 (libro electrónico).

Esta edición y sus características son propiedad de la Universidad Nacional Autónoma de México Prohibida la reproducción total o parcial por cualquier medio sin la autorización escrita del titular de los derechos patrimoniales.

Hecho en México/ Made in Mexico

Portada: Emiliano Bellini Diseño, maquetación: Mirsha Quinto Sánchez Microedición, corrección bibliográfica: Lumila Paula Menéndez



Agradecimientos

El presente libro, Antropología Virtual. Innovación y aplicaciones metodológicas para la identificación humana, es un resultado de la ejecución del proyecto "Morfometría geométrica craneofacial: bases de datos biométricas e innovación en identificación humana", registrado ante la Comisión de Ética de la División de Investigación de la Facultad de Medicina de la UNAM (FM/DI/061/2020). Financiado por el DGAPA-UNAM-PAPIIT-IA4000221 y con presupuesto de la iniciativa "Virtual anthropology and databases for human identification in Mexican populations", del programa de Cooperación Universitaria Alemana-Mexicana para promover el Intercambio Académico entre Médicos forenses en México y Alemania de la DAAD-GIZ con número de ID de proyecto 57594037.

Agradecemos a los dos revisores anónimos del libro, por su tiempo y comentarios para con el manuscrito inicial. También, agradecemos la gestión editorial a la Lic. María de la Paz Romero Ramírez, Secretaria Técnica y Editora del Comité Editorial de la Facultad de Medicina de la UNAM. A la Mtra. Karla Vázquez, Jefa de Vinculación, y Dra. Zoraida García Castillo, Coordinadora de la Licenciatura en Ciencia Forense, por la gestión para el convenio entre la Universidad de Bonn y la UNAM. Por parte de la Universidad Autónoma Benito Juárez, nuestro agradecimiento a la Dra Gisela Fuentes Mascorro, Jefa de Investigación y Posgrado y al Dr. Eduardo Bautista Martínez, Rector, por todas las gestiones realizadas para con el proyecto en Oaxaca. Además, nuestro agradecimiento, por toda las facilidades del trabajo en la Fiscalía, al Mtro. Jorge Alejandro Gómez Guerrero Director del Instituto de Servicios Periciales de la Fiscalía General del Estado de Oaxaca. En la Universidad de Bonn, agradecemos a Bärbel Weber por todas las gestiones adiministrativas y financieras del proyecto de la DAAD-GIZ, así como también al Departamento de Antropología de las Américas por el apoyo en la coordinación y gestión del mismo. Y finalmente, por parte de la empresa Diagnóstico Avanzado, al Dr. Hugo Adrián Sarmiento Ruiz y del Hospital Bianni San José Dr. Hugo Edgardo Sarmiento Jiménez por las facilidades otorgadas en realización de tomografías.

Índice

Introducción

Relatoría sobre la integración de un proyecto de cooperación interancional para la conformación de bases de datos para identificación humana en la población mexicana empleando antropología virtual

Quinto Sánchez Mirsha, Menéndez Lumila Paula, Fonseca Muñoz Alicia, Victoria Bustamante Shunashi, Velásquez Guerrero Marco, Mayoral Vazquez Jaime, Guevara Contreras Yeimi, Gil Chavarría Ivet, Noack Karoline

Capítulo 1

13 Breve historia de la antropología virtual y sus aplicaciones al estudio de la variación humana

Menéndez Lumila Paula, Quinto Sánchez Mirsha, Ríos Cassandra

Capítulo 2

43 Antropología virtual y ciencia forense

Quinto Sánchez Mirsha, Menéndez Lumila Paula, Fonseca Muñoz Alicia, Victoria Bustamante Shunashi, Velásquez Guerrero Marco, Mayoral Vázquez Jaime, Guevara Contreras Yeimi, Gil Chavarría Ivet, Lopéz Sosa María Clara, Ortega Albor Joel Armando, Canchola Hernández Daniela Iveth, Ortiz Rodríguez Aidee Monserrat, García Nolasco Sadahi, León Luna Ibeth, Chávez Manuel Alfonso, López Cruz Idalia, Benítez Meza Edwinn, Bravo Morante Guillermo, Berrío Domínguez Daniela, Noack Karoline

Capítulo 3

63

Superposición craneofacial ajustada a poblaciones humanas

Bravo Morante Guillermo

Capítulo 4

83 Sobre la aplicación y utilidad de la Altura Media Máxima (*Half Maximum Height*) para la segmentación del laberinto óseo del oído

López Sosa María Clara

Capítulo 5

97 Contribución metodológica para la sistematización de la segmentación del laberinto óseo del oído y su aplicación en la ciencia forense

Canchola Hernández Daniela Iveth, López Sosa María Clara, Berrío Domínguez Daniela

Capítulo 6

123 *Geomorface*: una herramienta de morfometría geométrica y aprendizaje automático para la clasificación basada en biomarcadores faciales

González Alejandro, Espuny Laia, González Colom Rubèn, Echeverry Quiceno Luis Miguel, Sharpe James, De La Torre Rafael, Dierssen Mara, Martínez Abadías Neus, Sevillano Xavier

Capítulo 7

149 Segmentación y modelado tridimensional de senos esfenoidales con tomografías computarizadas

Ortega Albor Joel Armando, León Luna Ibeth

Capítulo 8

181 Generación y reconstrucción de modelos craneofaciales 3D por fotogrametría con aplicaciones forenses

Sevillano Oriola Laia, Arratibel Arratibel Mireya, Armentano Oller Núria, Martínez Abadías Neus

Capítulo 9

Senos frontales y su importancia en la identificación humana: comparación de dos *software* para segmentación

205

Ortiz Rodríguez Aidee Monserrat, Ortega Albor Joel Armando, Chávez Manuel Alfonso

Capítulo 10

221 Estudios de aplicación de técnicas de imágen en entomología forense y no forense

Fonseca Muñoz Alicia, Hernández Ramos Agustín

Introducción



Relatoría sobre la integración de un proyecto de cooperación internacional para la conformación de bases de datos para identificación humana en la población mexicana empleando antropología virtual

> Quinto Sánchez Mirsha^{1,2}, Menéndez Lumila Paula³, Fonseca Muñoz Alicia⁴, Victoria Bustamante Shunashi⁵, Velásquez Guerrero Marco⁶, Mayoral Vázquez Jaime⁵, Guevara Contreras Yeimi⁶, Gil Chavarría Ivet¹, Noack Karoline³

> > Escuela Nacional de Ciencias Forenses, Universidad Nacional Autónoma de México.
> > Instituto de Investigaciones Antropológicas, Universidad Nacional Autónoma de México.
> > Departamento de Antropología de las Américas, Universidad de Bonn.
> > Escuela de Sistemas Biológicos e Innovación Tecnológica, Universidad Autónoma Benito Juárez de Oaxaca.
> > Instituto de Servicios Periciales, Fiscalía General del Estado de Oaxaca.
> > Hospital Regional de Alta Especialidad de Oaxaca.

a desaparición forzada es un fenómeno que en México tiene un continuo de presencia de por lo menos 50 años (1968), aunque en Latinoamerica se puede rastrear sus efectos mucho más atrás, a las masacres perpetradas por Hernáncez Martínez en El Salvador en 1932 (Payés, 2007). En la actualidad, vivimos sus peores estragos, resultado de la errónea aplicación de una política pública en materia de seguridad, denominada "la guerra contra el narcotráfico" comenzada en 2006 por Felipe Calderon (Chabat, 2010; Morales, 2011a, 2011b; Pereyra, 2012; Perez Lara, 2011; Wolf, 2011). Según la Comisión Nacional de Búsqueda han existido desde el 1 de marzo de 1964 a la fecha (septiembre 2023), un total de 294,067 reportes de desaparición en México. De estas, 182,629 han sido personas localizadas, el 92.66% (169,223) con vida y 13,406 personas sin vida (Figura 1). La crisis radica, entonces, en los 111,438 personas desaparecidas aún sin localizar que reporta el sistema, superando incluso a los datos de otros países en situaciones de guerra o de dictaduras cívico-militar (Casallas y Padilla, 2004).

En este contexto de violencia, diversas acciones se han tomado, encontrándose primero, el trabajo de búsqueda realizada por las familias, su organización y temple para manejar esta crisis desde la ausencia del Estado por muchos años. Un ejemplo de organización es el Movimiento por Nuestros Desaparecidos de México, que aglutina a colectivos de familiares de desaparecidos Nacionales y de las 32 entidades federativas, e incluso colectivos de Centroamérica. Después, la labor de las organizaciones civiles que han trabajado junto con las familias para salir a campo, dar seguimiento a casos, conseguir recursos, investigar el fenómeno, brindar asesoría jurídica, psicológica, entre otros, y siendo contestatarios para con las continuas omisiones en materia de búsqueda, identificación, entrega digna, entre otros aspectos. Algunos ejemplos son el Centro de Derechos Humanos Fray Bartolomé de las Casas, Servicios y Asesoría para la Paz (SERAPAZ), Id(h)eas A.C, Centro de Derechos Humanos Miguel Agustín Pro Juárez, entre otros. También desde las universidades, donde se generan diversos grupos de investigación y docencia, que han orientado muchos esfuerzos tanto al estudio del fenómeno como al desarrollo de acciones de mitigación del problema, entre ellas, la Universidad Nacional Autónoma de México, Universidad Autónoma Metropolitana, Escuela Nacional de Antropología e Historia, entre otras. De igual manera, las respuestas gubernamentales han progresado bajo la continua presión de los familiares. Por otro lado, en materia de jurisprudencia, La Ley General en Materia de Desaparición Forzada (Ley General en Materia de Desaparición de Personas, 2017), el Protocolo Homologado de Búsqueda (Comisión Nacional de Búsqueda, 2020), entre otros instrumentos legales, dan cuenta de una mejora incipiente respecto de contar con elementos jurídicos para atacar el fenómeno.



Figura 1. Captura de imagen del dashboard del Registro Nacional de Personas Desaparecidas y No Localizadas (RNPDNO) de la Comisión Nacional de Búsqueda de México realizada el 8 de septiembre de 2023, disponible en: https://versionpublicarnpdno.segob.gob.mx/Dashboard/Index

Es sobre este último rubro, el de la cooperación internacional, que en diciembre de 2020, el Servicio Alemán de Intercambio Académico (DAAD), en conjunto con la Sociedad Alemana de Cooperación Internacional (GIZ), convocó a participar en el programa Cooperación Universitaria Alemana-Mexicana para promover el Intercambio académico entre Médicos Forenses en México y Alemania (CoCiMex) como parte de la aplicación del proyecto Fortalecimiento del Estado de Derecho en México iniciado por GIZ (Figura 2). Dicho proyecto buscó establecer "un trabajo de investigación conjunto alemán-mexicano en el área de la identificación forense, para mejorar así la reputación de la medicina forense en México y las condiciones para la aplicación de los resultados creados por las colaboraciones bilaterales universitarias con institutos de medicina forense en México" (DAAD-GIZ, 2020).

El programa se pensó en generar colaboraciones interinstitucionales de relevancia para la identificación humana, enfocado en las personas fallecidas no identificadas. Buscó tener un nivel de impacto mayor con el objetivo de "fortalecer la confianza de la sociedad mexicana en el Estado de Derecho y en la pacificación social del país, al ayudar a fortalecer la reputación de la medicina forense, así como la prevención de las desapariciones forzadas en México" (DAAD-GIZ, 2020, 2021). También, el programa buscó contribuir al desarrollo de universidades cosmopolitas y de alta eficiencia, al contribuir a la internacionalización de las universidades e institutos de medicina forense involucrados. Los impactos a largo plazo que se buscaron con la implementación del programa fueron:

- Fortalecer los institutos de medicina forense en México.
- Lograr resultados de investigación aplicada orientados a la "Identificación de fallecidos no identificados" y propiciar que ésta sea documentada y utilizada en México.
- Disponer de datos para el procesamiento de los casos de muertes violentas.
- Establecer la cooperación entre universidades de ambos países.
- Fortalecer la red nacional e internacional de socios de cooperación, tanto entre ellos y como con otros actores (ONGs, autoridades mexicanas); así como con el Mecanismo Extraordinario de Identificación Forense (MEIF).

El formato de trabajo de CoCiMex se inició con la organización de una reunión virtual de trabajo donde diversas instituciones participaron exponiendo sus intereses para con el programa (Figura 3) y promoviendo la conformación de colaboraciones académicas (evento de *matchmaking*). Esto permitió conocer 13 iniciativas de universidades alemanas, universidades e institutos mexicanos y servicios forenses mexicanos, entre las que participaron: *Institute of Legal Medicine, University Hospital Münster; Westfälische Wilhelms-Universität Münster; Institute of Legal Medicine, University Medical Center Hamburg-Eppendorf; Institute of Legal Medicine Frankfurt, University Hospital Frankfurt, Department Anthropology of the Americas, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn; Goethe-Universität Frankfurt am Main, Germany Justus-Liebig-Universität Giessen, Germany University Medical Center Hamburg-Eppendorf, todas ellas ubicadas en Alemania. Y por México, participaron: Licenciatura en Ciencia Forense de la Facultad de Medicina, hoy Escuela Nacional de Ciencias Forenses, de la UNAM, Instituto Nacional de Ciencias Penales (INACIPE), Fiscalía General del Estado de Coahuila de Zaragoza (FGE), Instituto Jalisciense de Ciencias Forenses, Instituto Nacional de Ciencias Forenses (INCIFO), Universidad de Guadalajara y Universidad Autónoma Benito Juárez de Oaxaca (UABJO).*



Figura 2. Invitación a la reunión virtual de sinergia convocada por la DAAD y GIZ para participar en el proyecto CoCiMex buscando colaboraciones entre universidades y servicios forenses de México y Alemania (DAAD-GIZ, 2021). Texto de la invitación: Colaboración entre universidades alemanas y mexicanas para promover el intercambio entre médicos forenses en México y Alemania - CoCiMex. Reunión virtual, 9-11 de Febrero 2021.



Figura 3. Portadas de los resúmenes de los proyectos presentados en la reunión virtual para participar en el programa CoCiMex: izquerda, "Antropología virtual e identificación humana: técnicas de imágen 3D aplicadas a la antropología forense", de la UNAM; centro, "Unificación de estrategias para la identificación de cuerpos no identificados en el estado de Oaxaca, México", por la Universidad Autónoma Benito Juárez de Oaxaca; derecha, "Aplicación de métodos de antropología virtual para la identificación humana en contextos forenses", por la Universidad de Bonn.

La ciencia siempre ha trabajado y sustentado su mayor avance en las redes de colaboración y el mutualismo. Bajo esta perspectiva, es que previamente existía el contacto de la Licenciatura en Ciencia Forense de la Facultad de Medicina de la UNAM, a través del Dr. Mirsha Quinto Sánchez y el Departamento Antropología de las Américas de la Universidad de Bonn en Alemania, a través de la Dra. Lumila Paula Menéndez, situación que permitió ser socios naturales para el trabajo conjunto en el programa, explotando el trabajo con fenotipos humanos aplicados al campo forense. En ambas universidades, se tenían proyectos registrados para trabajo colaborativo y fue de éstos que se desprendió la posibilidad de colaboraciones. Con esta sinergia inicial, se buscó la colaboración de la Dra. Alicia Fonseca Muñoz, profesora de la Escuela de Sistemas Biológicos e Innovación Tecnológica (ESBIT) de la Universidad Autónoma Benito Juárez de Oaxaca (UABJO); para trabajar en forma conjunta y aplicar el proyecto en el estado de Oaxaca. La Dra. Fonseca, tenía como colaboradores a un equipo de peritos del Instituto de Servicios Periciales de la Fiscalía General del Estado de Oaxaca (ISP-FGE) con quienes se estableció un programa de trabajo para CoCiMex. Los colaboradores en el ISP-FGE fueron: Dr. Jaime Alfonso Mayoral Vázquez, Mtro. Marco Antonio Velásquez Guerrero, A.F. Shunashi Soledad Victoria Bustamante, M.C.F.B Yeimi Nayely Guevara Contreras, con la dirección del Dr. Jorge Alejandro Gómez Guerrero (Figura 4).



Figura 4. Algunos de los integrantes del proyecto durante la primera visita del equipo al Instituto de Servicios Periciales de la FGE Oaxaca. De izquierda a derecha, Mtra. Clara López Sosa, Dr. Mirsha Quinto Sanchez, A.F. Shunashi Soledad Victoria Bustamante, Mtro. Marco Antonio Velásquez Guerrero, Dra. Lumila Paula Menéndez, Dr. Jorge Alejandro Gómez Guerrero, Dra Alicia Fonseca Muñoz y Dr. Jaime Alfonso Mayoral Vázquez.

En el caso de la UNAM, la presente fue una iniciativa de proyecto "Morfometría geométrica craneofacial: bases de datos biométricas e innovación en identificación humana" con número de registro FM/DI/061/2020 ante la Comisión de Investigación y Ética de la Facultad de Medicina de la UNAM.

De esta forma, y alineados a los proyectos de cada universidad, es cómo surgió el proyecto "Antropología virtual y bases de datos para la identificación humana en la población mexicana" (*Virtual anthropology and databases for human identification in mexican population*) enfocándose en el manejo y análisis de personas no identificadas resguardadas en el Instituto de Servicios Periciales de Oaxaca. El proyecto tuvo una duración total de 16 meses, comenzando en mayo de 2021 y finalizando en julio de 2022. En el mismo, se propusieron seis objetivos y 14 actividades, todos estos alineados con los objetivos generales del programa CoCiMex:

 Objetivo 1. Investigar a los no identificados en el estado de Oaxaca. Documentación y diagnóstico de la información *postmortem* de los no identificados en el Instituto de Servicios Periciales de Oaxaca (Actividad 1). Puesta en marcha del plan de Intervención para la mejora de la base de datos en el Instituto de Servicios Periciales de Oaxaca (Actividad 2).

- Objetivo 2. Establecer una base de datos y un repositorio del proyecto para las personas identificadas y no identificadas en la Ciudad de México y Oaxaca. Recopilación prospectiva de imágenes y datos *postmortem* de personas no identificadas en el Instituto de Servicios Periciales de Oaxaca (Actividad 3). Recopilación retrospectiva de imágenes y datos *postmortem* de personas identificadas de la Ciudad de México y Oaxaca (Actividad 4).
- Objetivo 3. Capacitar a expertos, investigadores y estudiantes mexicanos en técnicas de antropología virtual para la identificación humana. Organización de Taller práctico sobre la aplicación de técnicas de antropología virtual para la identificación humana para miembros del proyecto en la Universidad Autónoma Benito Juárez de Oaxaca (Actividad 5). Diseño del Seminario Curricular de Biometría para la "Maestría en Genética Forense e Identificación Humana" y la "Especialidad en Medicina Legal" de la Universidad de Guadalajara (Actividad 6).
- Objetivo 4. Aplicar técnicas de antropología virtual para analizar fenotipos craneofaciales para la identificación humana. Caracterización fenotípica de la variación endocraneal y dental en poblaciones mexicanas mediante análisis de biodistancia geoespacial de personas identificadas y no identificadas (Actividad 7). Caracterización fenotípica de la variación endocraneal y dental en individuos no identificados e identificados de Oaxaca anidados por distrito (Actividad 8).
- Objetivo 5. Construir una red de trabajo sobre Bases de Datos de Personas No Identificadas y Técnicas de Antropología Virtual para la Identificación Humana. Establecer un comité de expertos en Bases de Datos de Personas No Identificadas y Técnicas de Antropología Virtual para la Identificación Humana (Actividad 9). Discusión y lluvia de ideas en la reunión del grupo focal en la Universidad de Bonn para la planificación del "Protocolo de Antropología Virtual para la Identificación Humana" (Actividad 10).
- Objetivo 6: Publicar y comunicar los resultados del proyecto a una amplia audiencia. Envío de un manuscrito para ser considerado para publicación en una revista especializada (Actividad 11). Presentación de los resultados del proyecto en eventos científicos como congresos y coloquios (Actividad 12). Organizar charlas abiertas al público para familiares de personas desaparecidas (Actividad 13). Desarrollo de proyectos de tesis de licenciatura (Actividad 14).

Una parte fundamental del proyecto, respecto de su ejecución y repercusión formativa, fue la inclusión de becarios en formación que pudiesen aprender colaborando en las distintas actividades (Figura 5). En el proyecto fungieron como becarios: Joel Armando Ortega Albor, Daniela Iveth Canchola Hernández y María Sadahi García Nolasco, tesistas de Licenciatura en Ciencia Forense de Facultad de Medicina y Cirujano Dentista de la Facultad de Odontología de la UNAM; Ibeth Guadalupe León Luna y Alfonso Chávez Manuel, ambos tesistas de la Licenciatura en Biología, ESBIT-UABJO. Además, de la Fiscalía se adscribieron al proyecto Idalia Guadalupe López Cruz, Licenciada en Antropología Física de la ENAH y Edwinn Benítez Meza, Criminalista de Oaxaca. En la Universidad de Bonn, se becaron a la Mtra. María Clara López Sosa, becaria doctoral, a la estudiante de Maestría Daniela Berrio, y al investigador postdoctoral Dr. Guillermo Bravo Morante.

La aplicación del proyecto permitió la impartición de tres cursos sobre antropología virtual, el primero en la UNAM, en el marco del V Congreso de Ciencia Forense realizado en octubre de 2021, que fue titulado "Curso-Taller Introducción a la antropología virtual en identificación humana", el cual permitió transferir conocimiento a 36 personas participantes, incluyendo a estudiantes, profesores y peritos. El segundo, realizado en el instituto de Servicios Periciales de la FGE de Oaxaca, durante octubre de 2021, se denominó "Taller de Técnicas de Antropología Virtual para la Identificación Humana", y contó

con la participación de 20 personas, estudiantes, peritos forenses, profesores y becarios del proyecto. Finalmente, durante abril de 2022 se generó el "Curso de capacitación en técnicas de morfometría geométrica y su aplicación a la antropología forense" a los peritos del Instituto de Servicios Periciales de Oaxaca, estudiantes de la UABJO y de la UNAM. Los tres cursos antes mencionados representan una apuesta importante del proyecto a la formación de recursos humanos en técnicas de innovación para la identificación humana (Figura 6).



Figura 5. Algunos de los investigadores y becarios que trabajaron en el proyecto durante la primera visita al ISP-FGE de Oaxaca.

Otro de los ejes de aplicación del proyecto fue la generación de insumos imagenológicos de los cuerpos de personas no identificadas del ISP-FGE Oaxaca y la gestión del acceso retrospectivo a bases de datos imagenológicas hospitalarias como fuentes de datos para contraste. Como primera opción, se presentó el proyecto a evaluación en el Hospital Regional de Alta Especialidad de Oaxaca, siendo aprobado por la comisión de evaluación científica. Lamentablemente, el acceso a la información no ocurrió ya que la aprobación fue condicionada a la firma de una carta de un directivo del mismo, sin obtener más respuesta, limitandodose así, el acceso a muestras para la conformación de base de datos regionales de Oaxaca. De esta forma, el proyecto migró al sector privado donde fue posible realizar las tomografías de pacientes actuales como datos de comparación en la caracterización de la variabilidad craneofacial local. Es importante la mención sobre la limitación del acceso a base de datos retrospectivas, dichos datos están resguardados en un servidor sin que se realicen acciones algunas respecto de su aplicación forense. La presente reflexión tiene un carácter humanitario, ante la crisis forense que acontece en el país; obtener datos de pacientes que han sido atendidos en un servicio de imagenología, sin datos personales y nunca divulgando su información; representa una oportunidad barata, rápida y asequible para que los



Figura 6. Algunas imágenes de las capacitaciones realizadas en el proyecto: (A) Curso en el Instituto de Servicios Periciales de la FGE-Oaxaca; (B) Curso-taller para peritos en técnicas de morfometría geométrica impartido en la UNAM; (C) Capacitación sobre digitalización con el equipo de grado metrológico comprado por el proyecto, Artec Space Spider.

investigadores y peritos tengan base de datos para confrontas forenses. Además, este tipo de estrategias que se proponen se encuentran alineadas con los principios de ciencia abierta, que promueven la accesibilidad y reutilización de datos para el bien público, especialmente cuando los mismos fueron generados con fondos públicos. La pregunta es si algún paciente que fue atendido en algún hospital público, se negaría a donar las coordenadas de una serie de puntos cefálicos para que los servicios forenses en México, pudieran dar certidumbre a una identificación de una persona desaparecida. Queda la reflexión aquellos actores que tienen responsabilidades en la toma de decisión de base de datos, a los comités de ética e investigación de hospitales públicos, a facilitar la obtención de datos para la mejora de la praxis forense antropológica.



Figura 7. Vista general del trabajo de obtención de tomografías computadas en un servicio privado en Oaxaca.

Otro rubro del proyecto fue el contacto con colectivos y familiares de personas desaparecidas. En el marco del proyecto, se organizaron dos reuniones, una para presentar el proyecto en general, que se realizó en la FGE en la ciudad de Oaxaca. Y una más, para detallar el trabajo que se realizaría en el proyecto con la superposición de fotos y tomografías de cráneos de personas no identificadas del ISP-FGE. Esta interacción permitió al proyecto tener contacto directo con los actores principales de los casos de desaparición en Oaxaca, conocer la problemática de forma específica y explicarles las posibles colaboraciones. Se preparó una infografía para facilitar la comunicación respecto de lo que era posible hacer con la aplicación de la antropología virtual y también para especificar las características necesarias de las fotos para que las mismas puedan utilizarse para la superposición con el fin de la identificación (Figura 8).



Figura 8. Infografía preparada para reuniones de trabajo con Colectivos en Oaxaca.

Aunque no hubo más financiamiento para continuar con el proyecto, los resultados alcanzados durante el período de ejecución de éste, han permitido la construcción del presente libro, tesis de licenciatura, bases de datos de personas no identificadas de Oaxaca, capacitación y transferencia de información bidireccional, entre otras. Uno de los rubros más trascendentes es la conformación del primer proyecto con estas características de colaboraciones internacionales e interinstitucionales en el país, lo que da cuenta de su relevancia para avanzar en la identificación forense.

Es necesario continuar con el análisis de información para publicar en revistas científicas algunos de los hallazgos importantes para fenotipos craneofaciales de la población mexicana. También, se espera que la conformación de la base de datos realizada en el marco del proyecto, ayude a mediano plazo a tener una mayor cantidad de identificaciones, además, de un mejor manejo de la información obtenida en el archivo básico de identificación.

Agradecemos a las autoridades de la Universidad Nacional Autónoma de México, de la Universidad Autónoma Benito Juárez de Oaxaca, de la Fiscalía General del Estado de Oaxaca, de la Universidad de Bonn, de la Agencia de Cooperación Alemana y del Servicio Alemán de Intercambio Académico (DAAD) todas las atenciones para con la conformación, seguimiento y término del presente proyecto.

Referencias

Casallas, D. y Padilla, J. (2004). Antropología forense en el conflicto armado en el contexto latinoamericano: Estudio comparativo Argentina, Guatemala, Perú y Colombia. *Maguaré*, 18, 293-310.

Chabat, J. (2010). La respuesta del gobierno de Calderón al desafio del narcotráfico: Entre lo malo y lo peor. *Documentos de Trabajo del CIDE*, 196, 1–18.

Comisión Nacional de Búsqueda (2020). Protocolo Homologado para la Búsqueda de Personas Desaparecidas y No Localizadas. México. Secretaría de Gobernación, México. https://comisionacionaldebusqueda.gob.mx/protocolo-homologado-de-busqueda/

DAAD-GIZ. (2020). Call to German-Mexican university collaboration to promote academic exchange between forensic doctors in Mexico and Germany - CoCimex. Mexico. Servicio Alemán de Intercambio Académico.

DAAD-GIZ. (2021). German-Mexican university collaboration to promote academic exchange between forensic doctors in Mexico and Germany - CoCimex. Mexico. Servicio Alemán de Intercambio Académico.

Ley General en Materia de Desaparición Forzada de Personas, Desaparición Cometida por Particulares y del Sistema Nacional de Búsqueda de Personas de 2017, México. Diario Oficial de Federación, 17-11-2017.

Morales, C. (2011a). El fracaso de una estrategia: una crítica a la guerra contra el narcotráfico en México, sus justificaciones y efectos. *Nueva Sociedad*, 231, 4–13.

Morales, C. (2011b). La guerra contra el narcotrafico en Meico. Debilidad del estado, orden local y fracaso de una estrategia. *Aposta, Revista de Ciencias Sociales*, 50, 1–35.

Payés, T. (2007). El Salvador. La insurrección de un pueblo oprimido y el etnocidio encubierto. Lo Que Somos. https://loquesomos.org/la-insurreccion-de-un-pueblo-oprimido-y-el-etnocidio-encubierto/

Pereyra, G. (2012). México: violencia criminal y guerra contra el narcotráfico. Revista Mexicana de Sociologia, 74(3), 429-460.

Perez Lara, J. (2011). La guerra contra el narcotráfico: ¿una guerra perdida? Espacios Públicos, 14(30), 211-230.

Wolf, S. (2011). La guerra de México contra el narcotrafico y la iniciativa Merida pirdras angulares en la busqueda de la legitimidad. *Foro Internacional* 206, 4, 669–714.

Capítulo 1

6.2

Breve historia de la antropología virtual y sus aplicaciones al estudio de la variación humana

Menéndez Lumila Paula¹, Quinto Sánchez Mirsha^{2,3}, Ríos Cassandra¹

Departamento de Antropología de las Américas, Universidad de Bonn.
 Escuela Nacional de Ciencias Forenses, Universidad Nacional Autónoma de México.
 Instituto de Investigaciones Antropológicas, Universidad Nacional Autónoma de México.

Resumen

En este capítulo presentamos una conceptualización de la antropología virtual, sus principales dominios, así como también una breve narración de su historia. La misma estuvo fuertemente ligada a los avances en imagenología médica e interrogantes de la comunidad de antropología biológica. A continuación, definimos qué se entiende por dato digital, cómo se puede generar, y describimos algunos de los equipamientos que contribuyeron al desarrollo de la antropología virtual, haciendo énfasis en aquellos que son actualmente mayormente utilizados. Para esto, mostramos algunos equipos que son fácilmente transportables y asequibles (fotogrametría, escáneres de superficie, brazos mecánicos digitalizadores), y otros que son más costosos y requieren el transporte de las muestras hacia el lugar donde están instalados (tomografías, microtomografías). Finalmente, enseñamos algunos ejemplos de aplicación de la antropología virtual para el estudio de la evolución y variación humana: la reconstrucción virtual de fósiles, la evaluación de cambios en el espesor de la bóveda craneana en poblaciones humanas, y el estudio de estructuras internas (e.g., laberinto óseo del oído). Concluimos el capítulo presentando algunas perspectivas a futuro para el avance de la antropología virtual con base en el fortalecimiento de colaboraciones internacionales y la profundización de estrategias para una ciencia abierta.

Palabras clave: antropología biológica, craneometría, variación fenotípica humana, ciencia abierta.

Abstract

In this chapter we present a conceptualization of virtual anthropology, its main domains, as well as a short narrative of its history. The latter was strongly linked to the advances in medical imaging and the questions raised by the biological anthropology community. We define what is meant by digital data, how it can be generated, and we describe some of the equipment that contributed to the development of virtual anthropology, emphasizing those that are currently most widely used. For this, we show some of the equipment that is affordable and easily transportable (photogrammetry, surface scanners, digitizing mechanical arms), and others that are more expensive and require transporting the samples to the place where they are housed (CT scans, microCT scans). Finally, we show some examples of the application of virtual anthropology to the study of human evolution and variation: the virtual reconstruction of fossils, the evaluation of changes in the thickness of the cranial vault in human populations, and the study of internal structures (e.g., ear bony labyrinth). We conclude the chapter by presenting some future perspectives for the advancement of virtual anthropology based on the strengthening of international collaborations and the deepening of strategies for an open science.

Keywords: biological anthropology, craniometrics, human phenotypic variation, open science.

¿Qué es la Antropología Virtual?

El concepto de Antropología Virtual (AV) combina dos nociones, por un lado, la antropología biológica, y por el otro lado, los datos de tipo digitales como parte de un entorno virtual. Según la Asociación Americana de Antropología Biológica (https://bioanth.org/), la antropología biológica puede ser entendida como una ciencia enfocada en el estudio de las adaptaciones, la variabilidad y la evolución de los seres humanos y taxones afines, tanto vivos como fósiles. La palabra virtual hace referencia al uso de datos de tipo digital, es decir datos generados, simulados o procesados en una computadora (ver en este volumen, Capítulo 2, Tabla 1). En sus comienzos, la Antropología Virtual, también denominada "Paleoantropología asistida por Computadora" o "Reconstrucción Virtual", fue definida como una aproximación cuantitativa y multidisciplinaria para el estudio de datos anatómicos tanto en tres como en cuatro dimensiones, particularmente de humanos, sus ancestros, y otras especies filogenéticamente cercanas a los humanos (Weber y Bookstein, 2011). Mientras que las tres dimensiones refieren a un modelo espacial tridimensional, el cual es mayoritariamente analizado en un espacio bidimensional como puede ser la pantalla de una computadora, las 4 dimensiones hacen referencia a la incorporación al análisis de los cambios producidos en una población o una especie a lo largo del tiempo. La AV fue entendida desde sus comienzos como un conjunto de herramientas que abarca desde las etapas iniciales de adquisición de información a las finales de análisis de datos biomédicos (Zollikofer y Ponce de León, 2005). Si bien, como su nombre lo indica, la AV fue desarrollada en el marco de la antropología biológica, se ha nutrido de múltiples disciplinas (antropología, medicina, estadística, ciencias informáticas, diseño industrial), y actualmente, se considera que el conjunto de herramientas de la AV se ha expandido notablemente, y es utilizado también por otras disciplinas tales como paleontología y arqueología. Hoy en día, la AV se aplica no sólo para responder a distintos interrogantes en torno a la variación morfológica de humanos y sus ancestros, sino también a otros taxones de vertebrados, invertebrados y plantas, además de artefactos, y estructuras de grandes dimensiones, tales como automóviles y edificios. Debido a esta expansión de los métodos de la AV a otras áreas disciplinarias, más recientemente, se ha sugerido cambiar su nombre, y denominar a este campo como "Morfología Virtual" (Weber, 2015). El término "Reconstrucción Virtual" se utiliza hoy en día para hacer referencia a tan sólo una de las aplicaciones de la AV, que se basa en la recomposición de fragmentos desintegrados con el fin de reconstruir la forma "original" de un objeto.

Según Weber y Bookstein (2011), la AV comprende seis dominios, cada uno con distintas tareas, uso de tecnologías, e interacción con otras disciplinas. Todos ellos permiten organizar el trabajo que se lleva a cabo dentro de este campo: digitalizar, exponer, comparar, reconstruir, materializar, y compartir (Figura 1).

Digitalizar comprende los métodos que permiten generar los objetos virtuales a partir de objetos reales, ya sea de la superficie o del volumen completo de los mismos. La ventaja de los datos volumétricos es que permiten explorar las partes internas de los objetos y también distinguir los distintos componentes materiales.

Exponer hace referencia a los métodos que permiten analizar las partes internas de los objetos y también separar dichas partes entre sí (i.e., segmentación). Algunos ejemplos de esto pueden ser la segmentación de estructuras internas tales como los senos frontales, el laberinto óseo del oído, y también la recuperación del volumen endocraneano.

Comparar hace alusión a la aplicación de métodos de morfometría geométrica que permiten realizar comparaciones cuantitativas de la forma de un objeto. Dado que la aplicación de los métodos de la AV permite capturar datos de alta densidad, esto resulta especialmente útil cuando se analizan conjuntos de individuos para lo cual se necesitan herramientas estadísticas que permitan sintetizarlos y analizarlos. Reconstruir incluye la posibilidad de generar modelos a partir de objetos que están deformados (e.g.,

debido a modificaciones post-depositacionales o ambientales) o que presentan datos faltantes (e.g., fósiles con mala preservación) que pueden ser estimados.

Materializar hace referencia a los métodos que permiten hacer impresión de los objetos digitalizados en 3D que serán utilizados para distintos fines ya sean didácticos o de investigación.



Figura 1. Cuadro conceptual mostrando las interacciones entre los seis dominios de la antropología virtual. Imagen modificada a partir de la figura 1 en Weber (2015).

Finalmente, compartir se refiere a generar colaboraciones respecto al uso de los datos y de la información, en línea con los principios de ciencia abierta. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que, para poder compartir datos, ya sean datos primarios o datos morfométricos, se debe contar con los permisos de quienes son responsables por la curadoría de esos especímenes.

Un mayor detalle de cada uno de estos dominios es ofrecido tanto por Weber y Bookstein (2011) como por Zollikofer y Ponce de León (2005) en su extensas obras, las cuales resultan muy adecuadas para guiar a personas que se inicien en la AV y también para consultas específicas de expertos.

Orígenes y diversificación de la antropología virtual

Los orígenes de la AV se encuentran asociados con el avance de la imageneología. El mayor hito se produce en el año 1895 cuando el alemán Wilhelm Röntgen descubre el potencial de los rayos-X en análisis osteológicos, realizando la primera radiografía de tejido vivo a partir de la mano de su mujer, Anna Bertha. Poco tiempo después, el físico alemán Carl Georg Walter König aplica los rayos-X para explorar momias egipcias (König, 1896). El primer trabajo de paleoantropología con el uso de imágenes radiográficas fue realizado por el croata Dragutin Gorjnovic-Kramberger que llevó adelante un estudio de rayos-X en el fósil Neanderthal del sitio de Krapina (Gorjanovic-Kramberger, 1902), y tomó medidas morfométricas para analizar, entre otras cosas, los dientes de este espécimen (Gorjanovic-Kramberger, 1906). Más tarde, en 1970, Godfrey Hounsfield desarrolla el primer prototipo de tomógrafo computado (ver sección "Equipamientos fijos: tomografía y microtomografía"), permitiendo obtener imágenes de mejor resolución de contraste, lo cual es particularmente útil para el estudio de fósiles donde el material óseo se encuentra

mineralizado (Weber y Bookstein, 2011). En la década de 1980 comienzan a publicarse los primeros trabajos donde se utilizan tomografías computadas para el estudio de fósiles en paleoantropología llevados adelante mayoritariamente por investigadores europeos y estadounidenses, dado que tenían facilidades para el acceso a este tipo de equipamientos (Conroy y Vannier, 1984; Fleagle y Simons, 1982; Jungers y Minns, 1979; Ruff y Leo, 1986; Seidler et al., 1992; Spoor et al., 1994; Wind, 1980, 1984; Zonneveld y Wind, 1985; Zollikofer et al., 1995, entre otros).

Las aplicaciones de imagenología médica mencionadas anteriormente, así como otras tantas relacionadas con ciencias informáticas, estadística, prototipado, y antropología biológica, sentaron las bases para que en la década de 1990 se desarrolle la antropología virtual como una perspectiva de trabajo multidisciplinaria (Weber y Bookstein, 2011; Zollikofer y Ponce de León, 2005). El término AV fue acuñado a mediados de los 90 para hacer referencia a esta aproximación metodológica (Weber et al., 1998), y sus métodos fueron desarrollados en mayor detalle a partir de la publicación de artículos científicos, los cuales fueron compilados en libros especializados (Weber y Bookstein, 2011; Zollikofer y Ponce de León, 2005). A diferencia de los métodos tradicionales de análisis morfométrico, la AV aportó una serie de innovaciones que impactaron en los nuevos estudios de antropología biológica, tales como la accesibilidad a todas las estructuras anatómicas incluyendo las internas (e.g., disco duros, servidores, entornos virtuales), la posibilidad permanente de los objetos virtuales (e.g., disco duros, servidores, entornos virtuales), la posibilidad de obtener datos de alta densidad de todo el volumen del objeto de interés para la realización de análisis cuantitativos (i.e., *landmarks y semilandmarks*), la reproducibilidad de los procedimientos y de la toma de medidas, y la gran amplitud de opciones para el manejo de datos, análisis estadísticos, visualización, e intercambio de los mismos (Weber, 2014; Weber et al., 2001).

En Europa continental, el trabajo sistemático y continuo de tres equipos de investigación en antropología biológica permitió el desarrollo de protocolos de trabajo que cristalizaron en lo que hoy conocemos como Antropología Virtual o Reconstrucción Virtual o Paleoantropología asistida por computadoras (Zollikofer y Ponce de León, 2005; Zollikofer et al., 1998). En primer lugar, los trabajos pioneros de los especialistas en imagenología de la Universidad de Utrecht (Países Bajos): Jan Wind, Frans Zonnefeld, y más tarde el biólogo Fred Spoor, a partir de los cuales se exploraron distintos aspectos del potencial de la tomografía computada en paleoantropología. De estos primeros estudios se destaca el interés que persiste hasta la actualidad respecto al análisis de estructuras inaccesibles mediante otros métodos tales como el laberinto óseo del oído. Tal es el interés, que dichas estructuras fueron descriptas en las primeras tomografías de homínidos fósiles realizadas por Jan Wind (Wind, 1984). Luego, el estudio del oído fue desarrollado en la tesis de Frans Zonneveld que analizó el hueso temporal en su totalidad (Zonneveld, 1987), y más tarde fue el foco principal en la tesis de Fred Spoor (Spoor, 1993), quien realizó un estudio en profundidad sobre el laberinto óseo del oído. En la misma, Spoor describió similitudes en los canales semicirculares de H. sapiens y H. erectus, mientras que los australopitecos mostraron características similares a los simios, y H. habilis estadios intermedios entre H. sapiens y australopitecos. En ese momento el interés en el oído interno y medio residía en la posibilidad de realizar inferencias respecto al lenguaje y la locomoción de nuestros ancestros. Existe un capítulo de libro publicado en el año 2000 que resume gran parte de los protocolos y lineamientos de este grupo de trabajo, el cual constituye una gran síntesis que continua vigente al día de hoy (Spoor et al., 2000).

Otro de esos equipos, basado en la Universidad de Viena (Austria) se interesó por una serie de análisis exhaustivos de una momia prehistórica de 5,300 años de antigüedad, la cual fue encontrada en la región del Tirol, y fue apodada "Ötzi", también conocido como el hombre de hielo tirolés (Seidler et al., 1992; Weber et al., 2001; zur Nedden et al., 1994; entre otros). A partir de dicho descubrimiento comienza un trabajo interdisciplinario donde antropólogos biólogos y técnicos radiólogos, generan el primer modelo estereolitográfico o réplica en 3D con el fin de realizar investigaciones antropológicas de una momia que por cuestiones de conservación no podía dejar el ambiente de refrigeración por más de 30 minutos (Weber et al., 2001). La ventaja de las réplicas tridimensionales reside en que las mismas permiten evaluar la

tercera dimensión (i.e., profundidad), la cual en el ordenador es una ilusión óptica debido a que la pantalla es de por sí bidimensional. El equipo de trabajo que fue iniciado por Horst Seidler en la Universidad de Viena fue interesándose a lo largo de los años por combinar los análisis de datos digitales con técnicas de estadística multivariada y de morfometría geométrica, trabajo que fue profundizado por sus discípulos, Philipp Mitteroecker, Philipp Gunz, Kathrin Schaefer, Gerhard Weber, junto al matemático y estadista Fred Bookstein quien frecuentaba el Departamento de Antropología de la Universidad de Viena como profesor visitante. Entre los temas desarrollados, se destacan el desarrollo de procedimientos para el registro de *semilandmarks* (Gunz y Mitteroecker, 2013; Gunz et al., 2005), y otros métodos integrando AV, morfometría geométrica y biología evolutiva (Mitteroecker y Bookstein, 2011; Mitteroecker y Gunz, 2009), el estudio de la variación craneofacial en humanos (Schaefer et al., 2004, 2006; Windhager et al., 2011), y el desarrollo de la AV como campo emergente en antropología biológica (Weber, 2001, 2015). El libro publicado por Gerhard Weber y Fred Bookstein compila gran parte de los protocolos generados por este grupo (Weber y Bookstein, 2011).

Paralelamente, otro equipo, liderado por el Prof. Dr. Christoph Zollikofer, basado en la Universidad de Zurich (Suiza) se interesó por desarrollar herramientas para resolver uno de los problemas que enfrentó la paleoantropología a lo largo de los siglos XIX y XX. Muchos de los fósiles asociados a la historia de nuestra especie fueron encontrados en un estado avanzado de fragmentación, con incrustaciones sedimentarias, y como si fuera poco, con muchas partes faltantes, y algunas de ellas incluso deformadas como resultado de procesos tafonómicos. La reconstrucción virtual o recomposición de fragmentos desintegrados fue entonces una propuesta no-invasiva que apuntó a solucionar esas dificultades (Zollikofer y Ponce de León, 2005), permitiendo la "reparación virtual" de fósiles que luego pueden ser impresos en 3D empleando estereolitografía para ser utilizados en estudios comparativos. De esta manera, según estos autores, usando herramientas computacionales, resulta posible desarmar reconstrucciones que fueron realizadas hace tiempo, aislar el material original, realinear distorsiones, y reintegrar todas las partes en una nueva reconstrucción (Ponce de León y Zollikofer, 1999). Marcia Ponce de León y Christoph Zollikofer desarrollaron métodos asistidos por computadora que derivaron en el desarrollo de un programa (ForM-IT; Zollikofer v Ponce de León, 1995) con el que pudieron reconstruir el cráneo del espécimen Neanderthal de Devil's Tower (Zollikofer et al., 1995), el cráneo de Le Moustier 1 (Ponce de León y Zollikofer, 1999), el espécimen de Sahelanthropus tchadensis (Zollikofer et al., 2005), el cráneo de Herto en Etiopía (Zollikofer et al., 2022) entre otros. Luego, aplicaron técnicas de morfometría geométrica para analizar la variación morfológica entre humanos y sus ancestros e inferir procesos evolutivos a partir de tomografías computadas de alta resolución (Morimoto et al., 2012; Ponce de León et al., 2008, 2018). De manera similar al grupo de Viena, el equipo de Zurich publicó un libro donde compila gran parte de los protocolos que desarrollaron (Zollikofer y Ponce de León, 2005).

Cuando Gerhard Weber y Fred Bookstein publicaron su libro en 2011, en su prefacio declararon que en ese momento la AV es una disciplina que sólo pocos grupos en el mundo desarrollan, y por ende, pueden enseñar a unos pocos estudiantes, que en general la enseñanza universitaria no está preparada para este tipo de innovación conceptual, y que internet ofrece sólo información fragmentaria acerca de la misma. Es interesante ver que tan sólo 12 años después de dichas declaraciones, podemos afirmar que dicha situación ya no se sostiene, sino que, por el contrario, la AV ha crecido considerablemente, expandiéndose más allá de la antropología, y siendo hoy ampliamente utilizada en ciencias biológicas, medicina, paleontología, y otras disciplinas no tan afines. Hoy es común ver cursos universitarios en todo el mundo integrando nociones de AV para distintos tipos de aplicaciones relacionadas con el estudio de la variación en forma, pero también con la resolución de problemas, tales como la identificación humana en ciencia forense. Algunos ejemplos de esto son el trabajo del *Laboratory of 3D Imaging and Analytical Methods* en *Charles University* de República Checa, y el Laboratorio de Antropología Forense de la Universidad de Granada en España.

La generación de datos digitales en Antropología Virtual

La AV hace uso de conjuntos de datos de tipo digital (i.e., generados, simulados o procesados en una computadora) para estudiar cambios morfológicos en un contexto computacional. Dichos objetos existen en el mundo real y son transformados en representaciones geométricas y gráficas que pueden ser manipuladas en un contexto computacional (Zollikofer y Ponce de León, 2005). A este proceso se lo denomina ingeniería reversa, dado que crea prototipos de objetos preexistentes (Ingle, 2001). Dichos datos digitales pueden ser obtenidos a partir de una amplia serie de equipamientos. En este apartado se definen los distintos tipos de datos digitales y algunos de los equipos que pueden ser utilizados para su obtención. Mientras que algunos de estos equipos pueden ser fácilmente transportables por el investigador (equipamientos móviles), otros requieren que se transporte el objeto de interés hacia las instalaciones donde se encuentra el equipo (equipamientos fijos). Todos los equipos requieren del uso de programas especializados para el procesamiento de las imágenes y la generación de datos. En algunos casos los programas son ofrecidos por los fabricantes del equipo, y en otros casos existen programas de uso libre.

Datos digitales: definición y requerimientos básicos para su manipulación

La obtención de datos digitales en AV puede realizarse hoy día con una amplia variedad de equipamientos. La selección del equipo dependerá de una gran cantidad de factores, pero fundamentalmente hay dos que resultan cruciales: cuáles son los tipos de datos que resultan necesarios para responder determinado interrogante, y cuál es el financiamiento con el que se cuenta para su obtención. El costo de los equipos varía en función del grado de resolución y densidad de datos que permiten generar para un objeto, aunque existen hoy día muchas empresas que comercializan estos equipos, por lo que los costos pueden variar considerablemente. En un orden relativamente creciente de costos y resolución de las imágenes obtenidas, algunos de estos equipos son: cámaras fotográficas, digitalizadores basados en sistemas mecánicos (e.g., *Microscribe* 3D), escáneres 3D estructurados de superficie de distinto tipo (e.g., luz blanca, luz zul), y tomógrafos de distinto tipo (e.g., tomógrafos médicos, microtomógrafos, Figura 2). Algunas veces también se utilizan resonadores magnéticos, que sin bien tienen una resolución menor que los microtomógrafos, tienen la ventaja de que no utilizan radicación ionizante, y por ende son mejores para escanear pacientes o especímenes con vida. Sin embargo, en general, tanto los resonadores magnéticos como los tomógrafos PET (*Positron Emission Tomography*) son mayormente utilizados cuando existe un interés por explorar la actividad y el metabolismo de los órganos del cuerpo.

Dejando a un lado los costos de los equipos, la principal ventaja de las cámaras fotográficas, digitalizadores y escáneres es que los mismos son transportables, es decir, el investigador puede acarrearlos a cualquiera sea el destino donde debe estudiar muestras. Sin embargo, estos equipos sólo permiten captar información superficial de un objeto, es decir, sin incluir información de la estructura interna. Además, a diferencia de los tomógrafos, las cámaras fotográficas y los escáneres de superficie preservan la información de textura y color real del objeto (i.e., agregación de materiales que se perciben como variaciones o irregularidades de una superficie continua, Figura 3). Por otro lado, la principal ventaja del uso de los tomógrafos y microtomógrafos es que permiten obtener información volumétrica, de manera tal que el objeto virtual que se genera es una copia exacta del objeto real, sólo limitado por la resolución espacial del equipo utilizado (Weber et al., 2001). Las cámaras fotográficas pueden usarse para generar datos digitales de dos tipos en AV, 1) tomando fotos de algunos planos del objeto y utilizando las fotos en el plano bidimensional para registrar puntos en 2D, o 2) tomando múltiples fotos en distintos planos que presenten superposición entre sí para generar modelos 3D del objeto analizado, esto último se denomina fotogrametría. Todos estos equipos pueden ser utilizados por los investigadores o técnicos luego de una breve introducción al uso de estos.



Figura 2. Ejemplos de equipamientos utilizados en AV: (A) Brazo mecánico digitalizador (*Microscribe*); (B) Fotogrametría (cámara de fotos semi-profesional); (C) Escáner de superficie de luz azul (*Artec Space Spider*); (D) Tomógrafo médico; (E) Microtomógrafo de campo pequeño; (F) Microtomógrafo de tipo industrial.



Figura 3. (A) Modelo de un cráneo escaneado con un escáner de superficie donde se puede apreciar la preservación de la información respecto al color y la textura; (B) Modelo del mismo cráneo obtenido con tomografía, donde se pierde información de color y textura del objeto real.

Tanto la fotogrametría, los escáneres de superficie, y los tomógrafos permiten obtener imágenes con las cuales se pueden generar modelos virtuales tridimensionales del objeto real. La resolución de las imágenes y por ende del modelo que se genera a partir de las mismas, dependerá del equipo utilizado, ya

sea la cámara fotográfica o el escáner. Algunos escáneres permiten alcanzar una resolución espacial de hasta 0.1 mm con una precisión de 0.05 mm (e.g., *Artec Space Spider*, de Artec), aunque otros reportan resolución espacial de 18 micrones (*StereoScan Neo*, de Breuckmann/AICON Systems). Las imágenes obtenidas por medio de fotogrametría y escáneres de superficie siguen un procedimiento similar para poder reconstruir el objeto en un modelo en 3D. Luego de ser tomadas, se utiliza un programa que permite compilarlas en base a superposiciones existentes entre las mismas. Mientras que las imágenes individuales en fotogrametría presentan un formato elegido por el usuario, las imágenes individuales obtenidas con los escáneres, suelen presentar un formato asociado al equipo y programa comercial utilizado. En ambos casos, luego del post-procesamiento, todas son compiladas en un archivo único que puede ser explorado para visualización y análisis con múltiples programas. Cada equipo y programa asociado al mismo ofrece distintas posibilidades para guardar el modelo generado en múltiples formatos de tipo universal tales como STL (útil para impresiones 3D), PLY (optimizado para visualización), entre tantos otros.

Las imágenes obtenidas mediante el uso de tomografía y microtomografía son inicialmente conjuntos de imágenes bidimensionales pero que con la ayuda de programas en la computadora son convertidas en un volumen tridimensional. Mientras que los elementos mínimos en una foto, y por ende en cada corte, se denominan pixeles, los elementos mínimos en los volúmenes son denominados vóxeles, dado que contienen la tercera dimensión de la profundidad. Estos últimos acarrean información de su posición (coordenadas cartesianas x, y, z), además de un valor de su color, que es un indicador de la atenuación (e.g., radiodensidad de cada material, dada en función del grado de absorción de los rayos-X). Cuando el tubo de rayos-X emite radiación, los rayos-X atraviesan el objeto, son parcialmente absorbidos, y los rayos-X restantes impactan en el detector de manera que este los registra para crear la imagen. Por ejemplo, cuando se escanea un cráneo seco, el aire tiene valores de grises (negro, dada su baja densidad) que son diferentes a los del hueso (gris oscuro a claro en función de áreas de menor a mayor densidad). El tamaño de los pixeles de los planos x e y depende del FOV (Field of view), que es el área que es cubierta por la imagen. Por ejemplo, una tomografía médica con una matriz de 512 x 512 pixeles y un FOV de 240 x 240 mm tiene un tamaño de pixel de 0.47 mm (Spoor et al., 2000). El espesor de los cortes se puede seleccionar en el equipo antes de iniciar el procedimiento, pero generalmente suele ser de 1 mm en los tomógrafos médicos. Es decir, las tomografías de alta resolución espacial en los tomógrafos médicos no emiten volúmenes isométricos, dado que el espesor del plano z (espesor de corte) rara vez toma valores menores a 1 mm, mientras que la resolución espacial de los planos x e y sí puede ser menor. Esto da como resultado que la resolución espacial sea siempre mejor en el plano de escaneo que entre los cortes (Spoor et al., 2000). Los coeficientes de atenuación, calculados para cada vóxel a partir de las mediciones del detector, se expresan en una escala numérica de típicamente 4.096 unidades Hounsfield (H). Esta escala está definida por un valor de -1,000 H para el aire y 0 H para el agua, con tejido muy denso, como el esmalte dental, más cercano al valor máximo de 3,095 H. En un monitor de computadora, la unidad de escala de 4,096 (12 bits) es convertida en una escala de grises con un máximo de 256 (8 bits) niveles utilizando una técnica de ventana (Threshold). A partir de la misma se pueden explorar los materiales escaneados que presentan distintas densidades. La mayoría de los tomógrafos médicos producen las imágenes finales como un conjunto de datos de tipo DICOM que representan los múltiples cortes del objeto, un formato de uso universal en ciencias médicas; mientras que el formato de los datos generados por un microtomógrafo puede variar, pero uno de los que más se usa es TIF. La realización de tomografías y microtomografías requiere de un entrenamiento especializado por parte del operador. En algunos casos, el investigador deberá recurrir a técnicos en imágenes, aunque en otros casos los investigadores reciben un entrenamiento para el uso de un equipo específico.

Finalmente, cabe destacar que además de la obtención de imágenes de tipo digital, cualquiera sea el método utilizado, es necesario contar con un ordenador cuyas características requeridas mínimas dependerán del tipo de datos y del tipo de programas que se vayan a utilizar. La mayoría de las veces,

los desarrolladores de equipos y programas de procesamiento y análisis de imágenes proveen con dicha información, la cual es conveniente leer antes de proceder a la compra de un equipo o a planificar el diseño de investigación de un proyecto. En general, aplica la regla en la cual, cuanto más complejas y grandes sean las imágenes a procesar, se necesita un ordenador donde se optimice el tipo de procesador de manera tal que sea rápido y de última generación, una tarjeta gráfica independiente y de alta calidad, y la mayor memoria RAM que sea posible obtener. Esto debe estar acompañado de programas que permitan procesar, manipular, visualizar, v analizar los datos, aunque hoy día hay buenos programas y paquetes que son abiertos y libres, y permiten realizar muchos o todos los pasos necesarios desde el procesamiento de la imagen hasta los análisis estadísticos, tales como MeshLab (Cignoni et al., 2008), Slicer Morph (Rolfe et al., 2021), el paquete Geomorph y la combinación de otros paquetes en R (Adams et al., 2022; Claude, 2008; R Core Team, 2021). Finalmente, la capacidad de almacenamiento de datos ya sea en computadoras individuales, discos duros, almacenamiento en la nube, o servidores es un punto importante cuando se trabaja con datos digitales. Por ejemplo, un cráneo humano escaneado con un tomógrafo a una resolución de 50 µm produce un conjunto de datos de 4,000 x 3,000 x 3,000 vóxeles; dado que cada vóxel necesita 2 bytes para la codificación de colores, obtendremos aproximadamente 72 GB de datos para una sola muestra. Si tuviésemos 100 muestras escaneadas con los mismos parámetros que esa, lo cual es un número razonable para realizar un estudio comparativo, necesitaríamos 7.2 TB de espacio de almacenamiento para guardar dichas imágenes.

Equipamientos móviles: Fotografías, brazos digitalizadores, fotogrametría y escáneres de superficie

El uso de fotografías y de brazos digitalizadores ha permitido el desarrollo y crecimiento de la morfometría geométrica, metodología que en biología se considera revolucionaria dado que dio lugar a grandes cambios en cuanto a la forma de concebir los datos continuos (para revisiones sobre este tema: Adams et al., 2004; Mitteroecker y Gunz, 2009; Rohlf y Marcus, 1993, Slice, 2007; Zelditch et al., 2012). El uso de fotografías permite analizar datos morfométricos en 2D, los cuáles son desarrollados sobre un plano bidimensional. Si bien los datos generados permiten preservar información espacial que se pierde cuando se utilizan distancias lineales, en las fotografías se pierde la tercera dimensión, es decir la profundidad, dado que los puntos registrados se ubican sobre un espacio que es bidimensional. El uso de brazos mecánicos digitales como el *Microscribe* permitió sobrellevar esto, dado que por cada punto registrado, obtenemos información de coordenadas cartesianas en 3 dimensiones. Dichos equipos funcionan de manera tal que se conectan a un ordenador, y los datos quedan registrados en un archivo de Excel, lo cual los hace fácilmente manipulables para ser analizados en cualquier programa.

La fotogrametría es uno de los métodos de más fácil acceso para el estudio de datos digitales en 3D. Consiste en la toma de múltiples fotografías en distintos planos con cierta superposición para obtener modelos tridimensionales de un objeto. La misma se originó en el siglo XIX gracias al desarrollo de la fotogrametría aérea, empleada para la creación de mapas y su correspondiente levantamiento en 3D usando modelos digitales del terreno. El aumento en la potencia de sistemas y la mejora en los algoritmos de reconocimiento de patrones en imágenes digitales ha hecho posible que esta técnica se incorpore con más fuerza para la generación de modelos tridimensionales, lo cual se conoce como fotogrametría de alcance corto. En AV, esta técnica consiste en la creación de modelos tridimensionales a partir de fotografías digitales mediante el uso de un *software* informático especializado que permite combinar las múltiples fotografías (Omari et al., 2021; Waltenberger et al., 2021).

Un escáner 3D es un dispositivo que crea una nube de puntos a partir de muestras geométricas de la superficie de un objeto con la cual se puede construir modelos digitales tridimensionales que se utilizan en una amplia variedad de aplicaciones. El principio de funcionamiento está basado en un sensor que mide la luz reflejada o el patrón de distorsión de la misma, a partir de lo cual se calcula la geometría

del objeto a través de triangulación. Existen varios tipos de escáneres, los cuáles pueden ser de contacto y sin contacto, diferenciándose los últimos por no requerir contacto físico con el objeto a ser escaneado. Asimismo, los escáneres sin contacto se diferencian según la radiación que refleja en el objeto, de forma tal que los pasivos reflejan la luz del ambiente, y los activos emiten algún tipo de luz o radiación hacia el objeto. Dentro de los escáneres activos, los de luz blanca (e.g., Next Engine 3D Laser Scanner) utilizan la totalidad del espectro de luz visible (i.e., todas las distintas ondas de luz visible), mientras que los de luz azul (e.g., Artec Space Spider) poseen una onda mucho más corta. Esto genera que, en los escáneres de luz blanca, la luz de estos escáneres se refleje y distorsione, mezclándose con la del ambiente, y generando un modelo 3D menos preciso. La luz azul, por otro lado, sólo funciona con un color de luz, el cual posee una onda mucho más corta. Al ser más cortos, estos rayos no son tan propensos a ser reflejados, dando mejores resultados al escanear (Jeón et al., 2015). Por ende, los escáneres de luz azul producen resultados de mejor precisión, exactitud, y calidad que los escáneres de luz blanca. La obtención de una imagen puede ser muy rápida, pero se necesitan varias imágenes para representar al objeto, el cual debe ser rotado en distintas caras, con áreas de superposición entre las mismas. Luego del escaneo, se debe realizar la reconstrucción del modelo a partir de la superposición de las imágenes captadas en distintos planos, la eliminación de ruidos ambientales (e.g., base donde el objeto se encontraba apoyado), y el enriquecimiento de la imagen mediante distintos parámetros. Además de su fácil transporte, y relativo bajo costo, algunos de los escáneres pueden ser utilizados con batería, es decir, sin necesidad de una fuente de corriente.

Equipamientos fijos: Tomografía y microtomografía

La tomografía computada es una tecnología que fue creada con el fin de obtener imágenes de la estructura interna de los objetos en tres dimensiones (Espitia Mendoza et al., 2016). La misma comenzó a desarrollarse con el fin de resolver los problemas que presentaban los estudios radiológicos respecto a la pérdida de información en la imagen en cuanto a profundidad, diferenciación insuficiente e inherente superposición de tejidos. Esto se debe a que cuando un objeto tridimensional es representado en una imagen bidimensional, resulta muy difícil o casi imposible poder diferenciar tejidos de densidades similares. El primer paso hacia el desarrollo de esta tecnología ocurrió en 1917 cuando el austríaco Johann Radon, demostró matemáticamente que un objeto puede ser replicado tridimensionalmente a partir de una serie infinita de proyecciones. Luego de varias décadas de experimentos, en 1967 la compañía EMI desarrolla el primer prototipo de tomógrafo clínico, el cual fue creado por Godfrey Hounsfield gracias al financiamiento resultante del auge de The Beatles durante las décadas de 1960 y 1970. Dicho tomógrafo fue utilizado por primera vez en un paciente londinense en el año 1971 (Figura 4A). Desde ese entonces las tecnologías para la realización de tomografías han avanzado considerablemente, y hoy contamos con microtomógrafos, que en términos de resolución espacial y de contraste en la imagen son superiores a los tomógrafos médicos (Figura 4B). Los mayores avances están relacionados con la mejora de la resolución espacial o resolución de alto contraste (i.e., percepción de contornos de objetos pequeños en el volumen explorado) y de la resolución temporal (i.e., rotación rápida del tubo para adquisición en menor tiempo) (Hsieh, 2009). La importancia de esto último radica en que, a medida que se disminuye el tiempo de adquisición de datos, se reduce no sólo la dosis de radiación, sino la posibilidad de que se generen movimientos y artefactos en la imagen final.

Existe una gran variedad de tomógrafos, dado que esta tecnología ha ido avanzando considerablemente a lo largo de los siglos XX y XXI. Una de las grandes distinciones es entre tomógrafos médicos y microtomógrafos. Mientras que en los tomógrafos médicos, el objeto o paciente se encuentra en posición estática cuando el sistema de tubo-detector gira alrededor del mismo, en la mayoría de los microtomógrafos ocurre lo contrario, el objeto rota pero el sistema de tubo-detector se encuentra fijo. Las tomografías médicas toman unos pocos segundos en ser realizadas, pero las microtomografías pueden tomar

entre 30 minutos y varias horas. Una de las mayores diferencias es la resolución espacial y de contraste de la imágenes obtenidas. Los tomógrafos médicos tienen una resolución mucho menor, en general a nivel de mm, los microtomógrafos tienen resoluciones a nivel de micrones. Los microtomógrafos de tipo sincrotrón (i.e., acelerador de partículas que utiliza luz láser para estimular la emisión de luz sincrotrón por los electrones que se encuentran en anillos de almacenamiento, es decir, un haz de partículas de un solo tipo circulando indefinidamente a una energía fija), son los que proveen las mejores resoluciones, que pueden ser tan bajas como 0.7 μm, pero utilizan una radiación intensa.



Figura 4. Imágenes obtenidas con distintos tomógrafos que muestran el avance tecnológico en términos de resolución: (A) Primeras imágenes obtenidas con el tomógrafo de primera generación en un paciente vivo; (B) Imágenes obtenidas con un microtomógrafo actual en un cráneo seco.

Respecto a los tomógrafos médicos, según el tipo de rotaciones del tubo alrededor del paciente, se han clasificado consecutivamente según su generación. En la Tabla 1 se sintetizan las principales características que presentan las distintas generaciones de tomógrafos desde aquel primer tomógrafo desarrollado en 1971, al cual se lo conoce como tomógrafo axial computado (TAC) de primera generación, hasta el tomógrafo de séptima generación. Paralelamente, se han desarrollado tomógrafos en función de las distintas formas de medir los cambios de intensidad usando rayos con diferente energía con el fin de mejorar la calidad y reducir las dosis. En función de esto existen TC de transmisión, TC de contraste de fase, TC de difracción, TC de dispersión, TC de doble energía, TC compresiva (para mayor detalle se recomienda consultar Espitia Mendoza et al., 2016). Asimismo, en función de la cantidad y disposición espacial de los detectores, los primeros tomógrafos son considerados de tipo axial, es decir con una única fila de detectores, mientras que a partir de 1989 se crearon escáneres helicoidales o espirales, que permitieron el uso de equipos con múltiples filas de detectores, lo cual permitió la adquisición de múltiples cortes por cada rotación del tubo, con un tiempo de adquisición de menos de 1 segundo (Calzado y Geleijns, 2010). La ventaja de la tecnología helicoidal reside en que permite una adquisición continua de datos con el tubo de rayos X rotando sin pausas, lo cual acorta el tiempo de adquisición de las imágenes. En la actualidad la mayoría de los tomógrafos médicos son de tipo helicoidal multicorte, aunque existen algunas excepciones



tales como los TC de alta resolución de pulmones y cardíaca, las TC dentales que utilizan equipos de TC de haz cónico, y los PET (tomografía por emisión de positrones) donde se combina en una misma máquina los equipos de una tomografía axial computarizada y el equipo de emisión de positrones para la obtención de imágenes que permiten contar con información metabólica y anatómica en un solo exámen (Retamal et al., 2017). Los tomógrafos helicoidales que existen hoy en día tienen hasta 780 cortes (uCT de 160 cortes en el Hospital Huoshenshan, China), aunque los más comúnmente utilizados son los de 64 y 128 cortes. En general, los tomógrafos médicos tienen una resolución que va entre 1 mm y 200 µm, por lo que objetos más pequeños no pueden ser analizados con estos equipos, pero sí con micro-tomógrafos. En AV, la adquisición de tomografías médicas es quizás la forma más extendida de acceder a datos volumétricos en 3D de los objetos de interés, lo cual se realiza en hospitales o clínicas del ámbito público o privado.

La microtomografía o tomografía de alta resolución presenta los mismos principios que la tomografía computada, con la diferencia de que la resolución llega al nivel de un micrón, la milésima parte de un milímetro (i.e., siendo un milímetro cúbico 1000 x 1000 x 1000 micrones cúbicos). Los microtomógrafos se crearon a principios de la década de 1980, gracias al trabajo del físico de Ford Motor Company, Lee Feldkamp, quien desarrolló el primer sistema de microtomografía para evaluar los defectos estructurales de los materiales cerámicos para automóviles. Luego, una reunión fortuita entre Feldkamp y Michael Kleerekoper del Hospital Henry Ford condujo a la primera exploración de tejido óseo, una biopsia de cresta ilíaca que resultó ser la primera evidencia pública de microtomografía (Feldkamp et al., 1983), lo cual fue seguido por la publicación de la microestructura del hueso trabecular en colaboración con Steven Goldstein (Feldkamp et al., 1989). Desde entonces, la microtomografía ha avanzado, y hoy en día existen distintos equipos y firmas que los comercializan. La principal variación en los mismos está relacionada con el campo de visión, dado que los microtomógrafos se utilizan para una gran variedad de aplicaciones que van desde la experimentación con animales de laboratorio, hasta la geología y ciencia de materiales. Dado que están diseñados para escanear objetos con una resolución muy fina, los cuales son muchas veces objetos pequeños per se, muchos microtomógrafos presentan un campo pequeño (1-15 cm). Sin embargo, en algunos casos es necesario generar una resolución muy fina en objetos de mayor tamaño. Esto suele ser el caso en los análisis de estructura de materiales, por lo que en el ámbito de la geología e ingeniería, es posible contar con microtomógrafos en los cuales un objeto de mayor tamaño puede ser escaneado con una resolución muy alta (24 cm x 35 cm), también es el caso del tomógrafo de tipo sincrotrón, aunque existen muy pocos de estos últimos, y tienen una demanda muy grande, por lo que su acceso no resulta sencillo para investigación de tipo básica. A diferencia de los tomógrafos médicos, en los microtomógrafos se producen vóxeles isométricos, i.e., el tamaño del pixel es idéntico al espesor de corte (Spoor et al., 2000). En AV, el uso de microtomógrafos se está volviendo cada vez más común debido al interés creciente en el análisis que requieren de este tipo de tecnologías, tales como el estudio de los osículos o del laberinto óseo del oído.

Aplicaciones de la antropología virtual en investigaciones sobre evolución y variación humana

Los estudios científicos de evolución humana se remontan al siglo XIX si tenemos en cuenta que fue en ese entonces cuando se recuperaron los primeros fósiles que fueron interpretados como nuestros antepasados lejanos. El estudio de la variación entre poblaciones humanas constituye una de las raíces de la cual derivó la antropología biológica, los cuales pueden remontarse a Andreas Vesalius y su interés en la variación del cráneo humano en grupos humanos de distinta procedencia (Vesalius, 1543), y más tarde el trabajo de George Comte de Buffon donde intenta dar cuenta de la variación humana en función de variación en el clima, nutrición y cultura (Comte de Buffon, 1749). Mas recientemente se incorpora el estudio de la variación dentro de poblaciones, fundamentalmente debido a cambios conceptuales y

teórico-metodológicos que se produjeron en la disciplina gracias a la incorporación de conceptos de biología evolutiva (Washburn, 1951). El desarrollo de la AV han permitió resolver o avanzar en varios aspectos relacionados con el estudio de la evolución y variación humana, dentro de los que se pueden destacar: la reconstrucción virtual de fósiles, la evaluación de cambios en el espesor de la bóveda craneana en poblaciones humanas, y el estudio de estructuras internas (e.g., laberinto óseo del oído), tal como desarrollaremos a continuación.

Reconstrucción Virtual de un fósil o hueso fragmentado y/o deformado

En los fósiles, pero también en elementos óseos que se encuentran enterrados o expuestos en la superficie, varios de los procesos tafonómicos (i.e., procesos físicos, químicos y biológicos que actúan y actuaron desde la muerte de los organismos, o en la producción de un resto hasta su hallazgo en el yacimiento, extracción y preparación para su estudio) pueden conducir a alteraciones de la forma original, además de producirse daños durante la excavación, recuperación y/o manipulación de los estos. Dichas modificaciones pueden ser leves, aunque también pueden producir la fractura de los elementos óseos en dos o más partes. Tal como ha ilustrado Weber (2015), existen cuatro tipos de alteraciones principales que pueden producirse: 1) un objeto se puede romper pero casi todas las piezas se conservan (e.g., un jarrón roto que se puede restaurar por completo con pegamento); 2) pueden faltar algunas partes del objeto (e.g., el jarrón mencionado anteriormente, no roto, pero con un gran agujero y sin piezas conservadas para llenarlo); 3) el objeto puede deformarse (e.g., una olla de metal con una gran protuberancia); 4) el objeto no es directamente accesible porque está cubierto por un material que no le pertenecía en su forma original (e.g., un ánfora griega en el mar Egeo cubierta por organismos marinos, Figura 5). Por supuesto, es frecuente encontrar una combinación de estas alteraciones cuando trabajamos con fósiles o restos humanos que hayan estado enterrados y/o expuestos en superficie.



Figura 5. Tipos de modificaciones que puede sufrir un objeto ejemplificado con vasijas de cerámica: (A) Tipo 1, roto con todas sus partes preservadas; (B) Tipo 2, partes faltantes reconstruidas; (C) Tipo 3, partes deformadas; (D) Tipo 4, cubierto por material que estaba presente en su forma original. Modificado a partir de la Figura 6 de Weber (2015).

Existe un gran desarrollo de métodos de la AV que se focalizaron en intentar resolver este problema. Cuando una perturbación ha sido reconocida y corregida con métodos computacionales, es decir, sin
alterar las muestras originales, podemos hablar entonces de reconstrucción virtual (Weber y Bookstein, 2011; Zollikofer y Ponce de León, 2005). A diferencia de las reconstrucciones tradicionales, las virtuales se realizan de manera no invasiva, sin alterar los objetos originales. Es importante tener en cuenta que por más trabajo que se ponga en ella, una reconstrucción nunca puede duplicar el objeto original, sólo puede aproximarlo, y que los procesos de reconstrucción involucran una gran cantidad de supuestos. La ventaja de usar VA en la reconstrucción es que estos supuestos deben hacerse explícitos. Distintos métodos se han desarrollado o se aplican para resolver las distintas situaciones que fueron descriptas más arriba pero también combinaciones de estas.

Cuando todas o muchas de las piezas se conservan (Alteración tipo 1) se puede reconstruir la forma original de manera virtual mediante el escaneo o tomografía de todas las piezas por separado y la reconstrucción de la forma en la computadora. Para hacer esto, se debe contar preferentemente con las piezas originales, o en su defecto con fotografías o escáneres de superficie de estas, para poder contar con la información de color y textura, que resultan muy útiles durante el proceso de reconstrucción. Si no se contase con las piezas originales, resulta útil realizar impresiones digitales en 3D de los fragmentos, dado que de esa forma se puede explorar los bordes de estos, para evaluar cuáles encastran entre sí. Finalmente, utilizar un objeto con características similares editado a modo de transparencia puede ser de ayuda con los fines de posicionar los fragmentos con los ángulos y orientaciones más cercanas al original. Por otro lado, cuando faltan partes de un solo lado (Alteración tipo 2), se pueden recrear reflejando la característica conservada del otro lado (Mirroring), o se pueden completar (al menos como una primera aproximación) reflejando fragmentos de otros especímenes, cuando faltasen partes que no se pueden reflejar o faltasen en ambos lados. El tercer tipo de alteración, cuando el objeto se encuentra deformado, es decir presentando cambios irreversibles de su forma original, crea nuevas dificultades. Una forma de realizarlo es aplicando el principio de interpolación Thin Plate Spline (TPS), tal como proponen Gunz y colaboradores (2009), métodos de retro-deformación (Davis et al., 2021) o algoritmos de modelo geométrico en base a principios de bilateralidad (Ponce de León y Zollikofer, 1999, 2005; Zollikofer et al., 1998). En el método TPS se utiliza un mapa de puntos de referencia de un espécimen completo (la "referencia") y todos los puntos que sea posible registrar en el espécimen que se va a recostruir (el "objetivo"). La reconstrucción geométrica procede de manera tal que se genera una "deformación" de la referencia para que coincida con la ubicación de los puntos correspondientes en el objetivo, mientras se completa el resto de la información faltante (Amano et al., 2015; Gunz et al., 2009; Senck, 2012; Weber y Bookstein, 2011). El método de retrodeformación está basado en un algoritmo según el cual, se calculan pares de puntos homólogos en cada superficie, se calculan sus centroides y luego se calculan configuraciones de coordenadas no ortogonales a partir de los puntos advacentes en base a distancias mínimas, finalmente el resto de la configuración se estima con Thin plate Spline.

El cuarto tipo de alteración, cuando el objeto de estudio está cubierto o relleno con otro material, y es necesario quitarlo para poder estudiarlo propone nuevos desafíos. Un problema común es cuando los cráneos se encuentran recubiertos por una matriz de sedimento que muchas veces no se puede quitar porque la misma invadió el tejido de manera tal que le otorga sostén. Uno de los inconvenientes mayores se debe a que el sedimento presenta densidades muy similares a la del hueso, por tanto, luego de realizar una tomografía, es muy difícil distinguir entre un material y el otro. Al menos, cambiado la ventana (*Threshold*) no podemos resolverlo porque los valores de densidad son los mismos. Tampoco funcionaría aplicar una segmentación de tipo automática, donde el programa elimina materiales de diferente densidad que le indiquemos. Por esta razón, en estos casos, se debe proceder a la segmentación manual dado que un observador humano puede distinguir fácilmente la mayoría de las características porque nuestros ojos son extremadamente sensibles a las diferencias de textura, como la suavidad o la granulosidad, entre estructuras adyacentes. Como regla general, la segmentación de datos de imágenes requiere un observador humano que esté completamente capacitado en anatomía para poder llevarlo adelante (Weber y Bookstein,

2011; Zollikofer et al., 1998). Este es el mismo método que se utiliza para separar una estructura de interés de las otras para poder estudiarla independientemente. Cuanto mejor sea la resolución espacial y de contraste del tomógrafo, más sencillo resultará este procedimiento. En la Figura 6A se muestra un ejemplo de reconstrucción realizada a partir de los fragmentos de cráneo del Neanderthal recién nacido de Le Moustier 2, donde se aplican algunos de estos procedimientos (reflejado de partes, estimación de partes faltantes mediante *Thin Plate Spline*, utilización de un modelo completo) (Gunz et al., 2012). Complementariamente, en la Figura 6B-C se puede ver el antes y después de la aplicación del método de retro-deformación similares a Thin Plate Spline basados en morfometría geométrica, en el cráneo de 10,000 años de antigüedad de Wilson-Leonard 2, USA (Davis et al., 2021).



Figura 6. Dos ejemplos de reconstrucción virtual (A) Reconstrucción virtual del cráneo de subadulto Neanderthal de Le Moustier 2. Partes que han sido reflejadas se muestran en color naranja, las partes faltantes de calculadas con *Thin Plate Spline* se muestran en gris. Modificada a partir de la Figura 6 de Gunz et al. (2012); (B) Cráneo original del sitio Wilson-Leonard 2; (C) Reconstrucción virtual del cráneo de Wilson-Leonard 2. En azul se muestran las partes que han sido reflejadas. Figuras 6A y 6B modificadas a partir de figuras 2 y 3 de Davis y colaboradores (2021).

Evaluación de cambios en el espesor de la bóveda craneana en poblaciones humanas

El espesor de la bóveda craneana ha sido una de las variables morfológicas que ha recibido mayor atención en estudios de evolución humana donde se aplicaron métodos de AV (Weber et al., 2001; Zollikofer et al., 1995). El espesor de la bóveda craneana se puede definir como la distancia en línea recta entre las superficies endocraneana y ectocraneana de los huesos que forman parte de la bóveda craneana (Anzelmo et al., 2015). Los huesos de la bóveda craneana presentan una estructura que se denomina *diploe* la cual consta de dos capas de hueso cortical que se encuentran tanto en el área interna como externa del cráneo, entre las cuales se encuentra el hueso trabecular (Eisová et al., 2016). En general, existe un patrón por el cual el hueso frontal y occipital presentan más variación en su espesor dada la anatomía heterogénea de los mismos, mientras que los parietales son más homogéneos (Anzelmo et al., 2015; Lianes et al., 2019). Además, el espesor suele incrementarse a medida que nos acercamos al plano sagital (Anzelmo et al., 2015; Lianes et al., 2019; Marsh, 2013). Dado que el espesor de la bóveda craneana

presenta variaciones particulares en distintas especies, la misma resulta útil para el estudio e identificación de fósiles con un grado de fragmentación muy alta (Arsuaga et al., 1997; Balzeau, 2007, 2013; Curnoe y Green, 2013; Delson et al., 2001; Grimaud-Hervé et al., 2012; Howells, 1966; Hublin, 1978; Manzi et al., 2003; Nawrocki, 1991; Weidenreich, 1943). En general, algunos autores han descripto una tendencia por la cual, a lo largo de la evolución humana, el espesor de la bóveda craneana ha disminuido de manera que *Homo sapiens* presenta valores bajos en comparación a otros homínidos (Balzeau, 2013; Lieberman, 1996).

Complementariamente, se ha reportado que el espesor de la bóveda craneana presenta variación morfológica tanto dentro como entre poblaciones humanas (Cunroe, 2009; Marsh, 2013), aunque aún no existe acuerdo sobre cuáles son los factores que generan dicha variación. Algunos trabajos plantean que las principales diferencias son resultado de factores asociados con el sexo biológico, de manera tal que las mujeres presentan espesores de bóveda craneana más delgados en el occipital y más gruesos en el frontal en comparación con los hombres, aunque dicho patrón no es universal (Brown, 1987; Cunroe, 2009; Ekizoglu et al., 2016; Fuller, 1994; Lynnerup et al., 2005; Marsh, 2013; Smith et al., 1985; pero ver Lynnerup, 2001; Ross et al., 1998; Sabanciogullari et al., 2012). Otros argumentan que la mayor parte de la variación es debida a cambios durante la ontogenia, de manera tal que el espesor aumenta hacia la adultez (Adeloye et al., 1975; Brown et al., 1979; De Boer et al., 2016; Gauld, 1996; Sabanciogullari et al., 2012; Todd, 1924). Respecto a los cambios entre poblaciones, se han asociado las diferencias descriptas entre grupos humanos como consecuencia de factores aleatorios (Brown et al., 1979; Cunroe, 2009; Gauld, 1996; Ishida y Dodo, 1990; Sherwood et al., 2008), aunque también factores non-aleatorios tales como la acción de hormonas, músculos masticatorios, órganos adyacentes, el nivel de ejercicio físico, la influencia de la dieta y el clima, durante el desarrollo de los individuos (Anzelmo et al., 2015; Baab et al., 2010; Copes, 2012; Cunroe, 2011; Hublin, 1986; Lieberman, 1996; Lieberman et al., 1988; Menegaz et al., 2010; Nawrocki, 1991; Tobias, 1967; Weidenreich, 1943). Particularmente, Daniel Lieberman propuso la hipótesis de que la variación en el espesor de la bóveda craneana responde a cambios sistémicos en la circulación de la hormona de crecimiento, los cuales presentan un incremento positivo con la actividad física (Lieberman, 1996; para resultados opuestos ver Copes, et al., 2018). En general, se lo ha considerado un rasgo asociado a cambios alométricos (e.g., cambios en la dimensión relativa de las partes corporales correlacionados con los cambios en el tamaño total) de un individuo o grupo (Brown et al., 1979; Copes, 2016; Copes y Kimbel, 2016; Cunroe y Green, 2013; Gauld, 1996). También se han reportados cambios en el espesor de la bóveda craneana ante la presencia de modificaciones culturales del cráneo, de manera que el espesor se reduce en áreas donde se ejecuta la presión, mientras que otras áreas se engrosan redistribuyendo el tejido óseo (Khonsari et al., 2013).

Existe una gran variedad de métodos a través de los cuales se puede calcular el espesor de la bóveda craneana. Los primeros estudios del espesor de la bóveda craneana se realizaron en puntos que podían ser alcanzados con calibres cuando se exploraba la superficie endocraneana (Martin, 1928; Todd, 1924; Twiesselmann, 1941). Otros trabajos, fueron realizados a partir de disecciones del cráneo que permitieron examinar puntos en toda la superficie interna (Moreira-Gonzalez et al., 2006). La desventaja del primer método es que las medidas estaban limitadas a aquellos puntos que podían ser alcanzados por el calibre, y en el segundo caso, que implicaba realizar un análisis de tipo destructivo. Gracias al desarrollo de la AV, el espesor de la bóveda craneana fue estudiado usando métodos no invasivos tanto a partir de radiografías (Lynnerup et al., 2005; Smith et al., 1985) como así también de resonancias magnéticas y tomografías cefalométricas estandarizadas junto con calibradores de punta de aguja y un potenciómetro lineal que facilita el cálculo de 1 medida física y la transmisión de los datos a un aparato con registro analógico (Brown et al., 1979). En este último método los datos se generan a partir de puntos de referencia colocados en la superficie externa del cráneo y un punto posterior en la parte interna directa del cráneo con el objetivo de

obtener una distancia de espesor exacta entre los dos puntos (Brown et al., 1979). Aunque se modernizaron los equipos tecnológicos y se generaron programas informáticos de visualización, estos antiguos métodos se mantienen y se reinventaron de una forma digitalizada. Por ejemplo, el espesor de la bóveda craneana se sigue midiendo a través del registro de puntos de referencia a ambos lados del cráneo, aunque los nuevos programas informáticos han sustituido el calibre físico por reglas digitales y cálculos automatizados de las distancias (Beaudet et al., 2018, Sabanciogullari et al., 2012). Otros métodos adicionales para estimar el espesor de la bóveda craneana incluyen el uso de visualizaciones virtuales en 3D que se pueden utilizar en la estimación del volumen endocraneano, la distribución del espesor en todo el cráneo y la creación de comparaciones visuales en forma de mapa topográfico que muestra la distribución del espesor mediante una escala de colores (Anzelmo et al., 2015).

Antoine Balzeau realizó un estudio sobre el espesor de la bóveda craneana centrado en el análisis se centra en individuos Neandertales del sitio arqueológico Krapina, en combinación con muestras de cuatro sitios con registros Neandertales de Europa occidental y muestras comparativas de humanos anatómicamente modernos (*Homo sapiens*) del Paleolítico Superior europeo, Mesolítico europeo y Epipaleolítico norteafricano (Balzeau, 2007). La relevancia de este estudio yace en el carácter comparativo y la sencillez de aplicación de su método el cual puede ser utilizado para comparar unas pocas medidas entre distintos individuos o grupos. El autor argumenta que para analizar el espesor de la bóveda craneana es necesario emplear un protocolo que produzca resultados coherentes y proporcione un procedimiento sistemático. En este caso, Balzeau decidió analizar y medir el espesor de la bóveda craneana colocando cuatro puntos tradicionales de referencia (glabela, bregma, lambda y protuberancia occipital) en ambos lados (superficie externa, endocraneo) a lo largo del plano sagital medio, los cuales fueron registrados a través de secciones transversales (Balzeau, 2007). El espesor craneano medido se obtuvo agrupando cada punto de referencia en cuatro intervalos (de Gs a Bs, de Bs a Ls, de Ls a Os y de Os al foramen magnum), como puede verse en la Figura 7, que muestra datos cuantitativos del espesor de la bóveda craneana a lo largo del plano sagital en varias muestras (Balzeau, 2007).



Figura 7. Variaciones del espesor de la bóveda craneana entre las muestras analizadas, con una demostración gráfica de los valores (en mm) y una representación de un cráneo que muestra el protocolo de puntos de referencia y los intervalos utilizados para la medición. Imagen modificada a partir de la Figura 2 de Balzeau (2007). El recuardo superior a la izquierda indica los nombres de los especimenes. El cráneo superior a la derecha indica los puntos donde se tomaron las medidas (Gs = Glabela sagital; Bs = Bregma sagital; Ls Lambda sagital; Os = Opistocranion sagital).

Los resultados de este estudio muestran que existen similitudes entre los individuos Neandertales procedentes del sitio de Krapina y de los Neandertales de Europa occidental en términos de robustez craneana general en los huesos frontal, parietal y occipital (Balzeau, 2007). Por último, los resultados comparativos entre los individuos Neandertales y *Homo sapiens* muestran diferencias entre estas especies, de manera que los Neandertales exhiben un patrón de espesor de la bóveda según el cual el espesor decrece de manera abrupta desde el torus del frontal a la escama frontal, y el espesor de la escama del occipital se incrementa de forma sutil; y en *Homo sapiens* se presenta el patrón opuesto, un incremento considerable del espesor en la escama del occipital y una variación menos abrupta en el frontal (Balzeau, 2007).

Estudio de estructuras internas: el laberinto óseo del oído

El estudio del oído interno ha sido uno de los temas que más se desarrolló en antropología biológica desde que se comenzó a trabajar con datos digitales. Los primeros reportes clínicos del hueso temporal mostrando la articulación de los osículos se realizaron pocos años después del desarrollo del primer tomógrafo clínico. Los mismos utilizan una resolución de 5 o 4 mm de espesor (Hanafee et al., 1979; Lloyd et al., 1980), y más tarde se usa 1.5 mm (Chakeres y Spiegel, 1983; Littleton et al., 1981; Turski et al., 1982; Virapongse et al., 1982,1983; Zonneveld, 1983,1987). El radiólogo holandés Jan Wind realizó un estudio pionero utilizando tomografías computadas en homínidos fósiles, donde exploró entre otras cosas, el oído interno sobre el cráneo de Pithecanthropus IV (Wind, 1984). El interés por esta estructura anatómica se debe a que se esperaba que su estudio comparativo permitiera realizar inferencias sobre la vocalización de los homínidos fósiles (Zollikofer et al., 1998). Más tarde, en la década de 1990, Fred Spoor retoma y profundiza la línea de investigación iniciada por Jan Wind, investigando de manera exhaustiva y meticulosa el tamaño y la forma de los canales semicirculares en el oído interno medirlos en base a tomografías computarizadas de primates fósiles y actuales (Hublin et al., 1996; Spoor y Zonneveld, 1997; Spoor et al., 1994). En estos primeros trabajos, se crean las bases para la investigación realizada en el laberinto óseo del oído desde una perspectiva evolutiva que continua hasta la fecha. Su interés principal se debía a poder vincular variaciones morfológicas en el oído con patrones de locomoción en homínidos. En sus investigaciones describió que las dimensiones y orientación de los canales semicirculares de Homo se distinguen de aquellas de Australopitecos, por lo cual infirió que está asociado al tipo de locomoción principales de estos taxones, siendo los primeros completamente bípedos (Spoor et al., 1994). Tempranamente en la historia de la AV, Spoor describe el potencial del laberinto óseo del oído para distinguir taxones e inferir información filogenética. En su trabajo con Hublin, estudian comparativamente la variación morfométrica del oído interno del temporal encontrado en el sitio del Paleolítico medio Arcysur-Curelogran e infiere la identificación específica de dicho individuo como Neandertal (Hublin et al., 1996). Complementariamente, Spoor propuso un protocolo de trabajo, el cual sigue siendo parcialmente utilizado en la actualidad, para el estudio del laberinto óseo del oído, el cual describe como informativo respecto a aspectos relacionados con la ontogenia y filogenia en distintos taxones (Spoor y Zonneveld, 1995).

Para poder estudiar el laberinto óseo del oído se requiere del uso de imágenes digitales, a diferencia del estudio de los osículos del oído que puede realizarse de forma directa a partir de su recuperación en cuerpos (aunque debido a su tamaño pequeño esto ocurre de manera fortuita). Asimismo, dado que el laberinto óseo no es directamente observable en un volúmen generado a partir de un cráneo que ha sido tomografiado, y constituye una cavidad, debemos segmentar dicha estructura para generar un modelo de la misma (ver Capítulo 4 y 5 para más detalles acerca de la segmentación del oído interno). Es decir, por segmentar se entiende separar áreas particulares de la imagen de otras áreas adyacentes y abordarlas como entidades lógicas diferentes. El resultado es un campo escalar de etiquetas para cada vóxel donde la etiqueta indica diferentes tipos de material. Después de etiquetar con éxito cada segmento del volúmen (que

puede ser de cientos o de miles de imágenes), se puede abordar el nuevo objeto de manera independiente. Los vóxeles en la pila de imágenes ahora ya no son una masa homogénea de entidades iguales; más bien, a algunos de ellos se les ha dado una nueva cualidad, marcándolos como pertenecientes a un mismo conjunto. Es decir, forman un objeto virtual que se puede representar en la pantalla de la computadora (Figura 8A). A partir del mismo se pueden realizar análisis comparativos de su variación en forma y tamaño ya sea calculando distancias lineales (Spoor y Zonneveld, 1995), registrando ~400 puntos en 3D (*landmarks* y *semilandmarks*) (Gunz et al., 2012), o tres decenas puntos en 3D (Le Maitre, 2019).



Figura 8. Variación en el laberinto óseo del oído. A) Ejemplo de laberinto óseo del oído luego del proceso de segmentación manual. José Braga, CC-BY-SA 4-0, Wikimedia Commons. B) Correlación entre distancias genéticas y fenotípicas. Las abreviaturas indican las distintas poblaciones humanas analizadas: Aus=Australia, NAm= Norteamérica, Sam=Sudamérica, Jap=Japón, NAs=China, SAs=Indonesia, Eur=Europa, NAf=Norte de África, WAs=Oeste de Asia. Imagen modificada a partir de la Figura 2B en Ponce de León y colaboradores (2018).

En las últimas décadas, el estudio del laberinto óseo del oído ha profundizado dichas líneas de trabajo que comenzaron con la tesis de Fred Spoor, de manera tal que, se ha continuado demostrando que constituye un buen indicador taxonómico, dado que presenta una gran variación interespecífica y baja variación intraespecífica en mamíferos (Ekdale, 2013; Mennecart et al., 2022; Spoor et al., 2003; Stoessel et al., 2016; Urciuoli et al., 2020), inclusive al nivel de subespecie en chimpancés (Gunz et al., 2012), y poblacional en humanos (Ponce de León et al., 2018). Otros trabajos muestran que se encuentra asociado a patrones de locomoción, no sólo en primates, pero también otros mamíferos (Le Maitre et al., 2017; Spoor et al., 2007; para resultados opuestos ver del Río et al., 2021). Sin embargo, muchos trabajos están mostrando que distintas partes del laberinto óseo del oído presentan distintas influencias y por ende brindan distinto tipo de información (Morimoto et al., 2020). Por ejemplo, en un estudio comparativo en carnívoros. Schwab y colaboradores (2019) muestran que mientras la variación en los canales semicirculares se asocia a adaptaciones funcionales, la variación en la cóclea está relacionada con la filogenia. En humanos, se han desarrollado trabajos que discuten si el laberinto óseo es un indicador diagnóstico para diferenciar sexo entre distintos individuos (Braga et al., 2019; Osipov et al., 2013; Uhl et al., 2020; pero ver Ward et al., 2020), o si presenta alguna influencia de factores ambientales como la dieta y el clima (Ward et al., 2021), a pesar de que concluye tempranamente su crecimiento y desarrollo durante la ontogenia (Jeffrey y Spoor, 2004).

El trabajo desarrollado por Marcia Ponce de León y colaboradores (2018) resulta un antecedente relevante dado que muestra que el laberinto óseo del oído varía de acuerdo con un modelo de aislamiento por distancia cuando se comparan muestras humanas de todos los continentes. Esto significa que es un buen indicador de procesos aleatorios y por ende permite reconstruir la historia poblacional de la humanidad. Las implicancias de esto son que la variación del laberinto óseo del oído presenta información biológica

que permitiría a piori distinguir individuos de distintas poblaciones. Para llegar a estas conclusiones, los autores realizan múltiples análisis estadísticos, entre los que se destacan los resultados de la alta correlación entre distancias genéticas y distancias fenotípicas de poblaciones de todo el mundo (r2=0.78; Figura 8b). Finalmente, en el punto de auge de la era de la genómica y paleogenómica, Ponce de León y colaboradores realizan una propuesta con fines de preservación de la información morfológica, la cual a veces es realmente muy valiosa dado que hay pocas muestras disponibles, tal como el caso de los fósiles. Ellos sugieren que todos los estudios destructivos (e.g., ADN antiguo) deben primero realizar tomografías de alta resolución (i.e., microtomografías) antes de cualquier análisis invasivo. Dichos análisis pueden ser realizados siguiendo recomendaciones tales como las delineadas por Immel y colaboradores (2016), las cuales proponen el uso de voltajes bajos para poder preservar ADN y otro tipo de biomoléculas.

Comentario final: perspectivas a futuro para la antropología virtual

La antropología virtual ha avanzado considerablemente durante las poco más de 3 décadas de su existencia. Actualmente, la enseñanza y utilización de radiografías, escáneres de superficie, y tomografías computadas se encuentra ampliamente extendida en antropología biológica. Complementariamente, sus métodos y técnicas se han expandido de manera tal que son utilizados en otras disciplinas, y aplicados con otros fines que van más allá del estudio de fósiles del linaje humano, tal como es el caso de la antropología forense y ciencia forense en general, como se ilustra en el Capítulo 2 y 3 de este libro. Es decir, se puede decir que actualmente la antropología virtual o reconstrucción virtual es un área disciplinar que se encuentra consolidada. A pesar de esto, existe cierta desigualdad que se encuentra atravesada por factores geopolíticos según los cuales, los investigadores de países del norte global tienen un acceso más fácila la compra o utilización de equipos que permiten generar datos de tipo digital. Uno de los desafíos para el futuro consistirá en que dichos investigadores puedan apoyar y promover a los del sur global en poder adquirir dichos equipos junto con entrenamiento que permita el desarrollo local de la AV en otras partes del mundo donde actualmente no está tan desarrollada. Esto puede realizarse mediante colaboraciones y programas de financiamiento donde investigadores de distintos países estén involucrados, tal como el programa CoCiMex a partir del cual se origina el proyecto que dio lugar a la publicación de este libro (para más información ver la Introducción de este libro).

Pueden también vislumbrarse una serie de cambios que permitirán avanzar sobre ciertos aspectos que resultan relevantes y propiciarán el crecimiento de la AV, algunos de ellos fueron planteados tempranamente en los orígenes de esta área disciplinar, mientras que otros aparecieron más tarde. Uno de ellos concierne al concepto de ciencia abierta. Son múltiples los beneficios que se pueden alcanzar a partir de poder compartir datos, ya sea datos crudos en formato de imágenes, o datos registrados por un observador como pueden ser las coordenadas de puntos anatómicos. No sólo esto garantiza la reproducibilidad de los análisis, sino que extiende las redes de colaboraciones y la posibilidad de plantear nuevas preguntas de investigación que puedan ser respondidas con conjuntos de datos más amplios. Sin embargo, como se comentó anteriormente, estos avances deben realizarse en conjunto con lineamientos legales en torno a la bioética del uso de datos biológicos y en particular de humanos. Complementariamente, la extensión de redes de colaboración y una mayor circulación de datos, posibilitará la combinación de los datos obtenidos a partir de la AV con otros tipos de datos (ADN, biomecánica, entre otros), además del mejoramiento de los métodos y protocolos de trabajo a gracias a su empleo por múltiples usuarios. Esto permitirá avanzar en la resolución de problemas, por ejemplo, en relación con la compatibilidad y combinación de datos obtenidos a partir de múltiples fuentes. Creemos que estos cambios permitirán efectivizar el tiempo y energía invertidos además de optimizar el uso de los recursos financieros y humanos de una manera sustentable.

Referencias

Adams, D. C., Rohlf, F. J. y Slice, D. E. (2004). Geometric morphometrics: ten years of progress following the 'revolution'. *Hystrix Italian Journal of Zoology*, 71(1), 5-16.

Adams, D., Collyer, M., Kaliontzopoulou, A. y Baken, E. (2022). *Geomorph: Software for geometric morphometric analyses*. R package version 4.0.4. https://cran.r-project.org/package=geomorph.

Adeloye, A., Kattan, K. R. y Silverman, F. N. (1975). Thickness of the normal skull in the American blacks and whites. *American Journal of Physical Anthropology*, 43(1), 23-30.

Amano, H., Kikuchi, T., Morita, Y., Kondo, O., Suzuki, H., Ponce de León, M.S., Zollikofer, C.P., Bastir, M., Stringer, C. y Ogihara, N. (2015). Virtual reconstruction of the Neanderthal Amud 1 cranium. *American Journal of Physical Anthropology*, 158(2), 185-197.

Anzelmo, M., Ventrice, F., Barbeito-Andrés, J., Pucciarelli, H. M. y Sardi, M. L. (2015). Ontogenetic changes in cranial vault thickness in a modern sample of Homo sapiens. *American Journal of Human Biology*, 27(4), 475-485.

Arsuaga, J. L., Carretero, J. M., Lorenzo, C., Gracia, A., Martınez, I., Bermúdez de Castro, J. M. y Carbonell, E. (1997). Size variation in Middle Pleistocene humans. *Science*, 277(5329), 1086-1088.

Baab, K. L., Freidline, S. E., Wang, S. L. y Hanson, T. (2010). Relationship of cranial robusticity to cranial form, geography and climate in Homo sapiens. *American Journal of Physical Anthropology*, 141(1), 97-115.

Balzeau, A. (2007). Variation and characteristics of the cranial vault thickness in the Krapina and Western European Neandertals. *Periodicum Biologorum*, 109(4), 369-377.

Balzeau, A. (2013). Thickened cranial vault and parasagittal keeling: correlated traits and autapomorphies of *Homo erectus*? *Journal of Human Evolution*, 64(6), 631-644.

Beaudet, A., Carlson, K.J., Clarke, R.J., de Beer, F., Dhaene, J., Heaton, J.L., Pickering, T.R. y Stratford, D. (2018). Cranial Vault Thickness Variation and Inner Structural organization in StW 578 Hominin Cranium from Jacovec Cavern, South Africa. *Journal of Human Evolution*, 121, 204-220.

Braga, J., Samir, C., Risser, L., Dumoncel, J., Descouens, D., Thackeray, J.F., Balaresque, P., Oettlé, A., Loubes, J.M. y Fradi, A. (2019). Cochlear shape reveals that the human organ of hearing is sex-typed from birth. *Scientific Reports*, 9(1), 10889.

Brown, P. (1987). Cranial vault thickness in Northern Chinese European and Australian Aboriginal populations. Acta Anthropologica Sinica, 6(03), 184.

Brown, T., Pinkerton, S. K. y Lambert, W. (1979). Thickness of the cranial vault in Australian Aboriginals. Archaeology and Physical Anthropology in Oceania, 14(1), 54-71.

Calzado, A. y Geleijns, J. (2010). Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones. *Revista de Física Médica*, 11(3), 163-180.

Chakeres, D. W. y Spiegel, P. K. (1983). A systematic technique for comprehensive evaluation of the temporal bone by computed tomography. *Radiology*, 146(1), 97-106.

Cignoni, P., Callieri, M., Corsini, M., Dellepiane, M., Ganovelli, F. y Ranzuglia, G. (2008). Meshlab: an open-source mesh processing tool. *Sixth Eurographics Italian Chapter Conference*, 129–136.

Claude, J. (2008). Morphometrics with R. Springer Science y Business Media.

Comte de Buffon, G. L. L. (1749). *De la manière d'étudier y de traiter l'Histoire Naturelle*. Société des Amis de la Bibliothèque Nationale.

Conroy, G. y Vannier, M. (1984). Non-invasive three- dimensional computer imaging of matrix-filled fossil skulls by high-resolution computed tomography. *Science*, 226, 456-458.

Copes, L. E. (2012). Comparative and experimental investigations of cranial robusticity in mid-Pleistocene hominins [Tesis Doctoral inédita]. Arizona State University.

Copes, L. E. (2016). Cranial vault thickness in non-human primates: Allometric and geometric analyses of the vault and its component layers. *Journal of Human Evolution*, 101, 90-100.

Copes, L. E. y Kimbel, W. H. (2016). Cranial vault thickness in primates: Homo erectus does not have uniquely thick vault bones. *Journal of Human Evolution*, 90, 120-134.

Copes, L. E., Schutz, H., Dlugsoz, E. M., Judex, S. y Garland Jr, T. (2018). Locomotor activity, growth hormones, and systemic robusticity: An investigation of cranial vault thickness in mouse lines bred for high endurance running. *American Journal of Physical Anthropology*, 166(2), 442-458.

Curnoe, D. (2009). Possible causes and significance of cranial robusticity among Pleistocene–Early Holocene Australians. *Journal of Archaeological Science*, 36(4), 980-990.

Curnoe, D. (2011). A 150-year conundrum: cranial robusticity and its bearing on the origin of Aboriginal Australians. *International Journal of Evolutionary Biology*, 632484.

Curnoe, D. y Green, H. (2013). Vault thickness in two Pleistocene Australian crania. *Journal of Archaeological Science*, 40(2), 1310-1318.

Davis, C. A., Profico, A. y Kappelman, J. (2021). Digital restoration of the Wilson-Leonard 2 Paleoindian skull (~ 10,000 BP) from central Texas with comparison to other early American and modern crania. *American Journal of Physical Anthropology*, 176(3), 486-503.

De Boer, H. H., Van der Merwe, A. E. y Soerdjbalie-Maikoe, V. (2016). Human cranial vault thickness in a contemporary sample of 1097 autopsy cases: relation to body weight, stature, age, sex and ancestry. *International Journal of Legal Medicine*, 130(5), 1371-1377.

Delson, E., Harvati, K., Reddy, D., Marcus, L.F., Mowbray, K., Sawyer, G.J., Jacob, T. y Márquez, S. (2001). The Sambungmacan 3 Homo erectus calvaria: a comparative morphometric and morphological analysis. *The Anatomical Record*, 262(4), 380-397.

Eisová, S., Rangel de Lázaro, G., Píšová, H., Pereira-Pedro, S. y Bruner, E. (2016). Parietal bone thickness and vascular diameters in adult modern humans: a survey on cranial remains. *The Anatomical Record*, 299(7), 888-896.

Ekdale, E. G. (2013). Comparative anatomy of the bony labyrinth (inner ear) of placental mammals. PloS One, 8(6), e66624.

Ekizoglu, O., Hocaoglu, E., Inci, E., Can, I.O., Solmaz, D., Aksoy, S., Buran, C.F. y Sayin, I. (2016). Assessment of sex in a modern Turkish population using cranial anthropometric parameters. *Legal Medicine*, 21, 45-52.

Espitia Mendoza, Ó. J., Mejía Melgarejo, Y. H. y Arguello, H. (2016). Tomografía computarizada: proceso de adquisición, tecnología y estado actual. *Tecnura*, 20(47), 119-135.

Feldkamp, L. A., Kleerekoper, M., Kress, J. W., Freeling, R., Mathews, C. H. E. y Parfitt, A. M. (1983). Investigation of threedimensional structure of trabecular bone by computed tomography of iliac biopsy samples. *Calcified Tissue International*, 35, 609.

Feldkamp, L. A., Goldstein, S. A., Parfitt, M. A., Jesion, G. y Kleerekoper, M. (1989). The direct examination of threedimensional bone architecture in vitro by computed tomography. *Journal of Bone and Mineral Research*, 4(1), 3-11.

Fleagle, J. G. y Simons, E. L. (1982). Skeletal remains of Propliopithecus chirobates from the Egyptian Oligocene. *Folia Primatologica*, 39(3-4), 161-177.

Fuller IV, B. (1994). Sexual dimorphism in modern black and white cranial vault thickness: a forensic application for sexual discrimination [Tesis de Maestría inédita]. University of Tennessee.

Gauld, S. C. (1996). Allometric patterns of cranial bone thickness in fossil hominids. *American Journal of Physical Anthropology*, 100(3), 411-426.

Gorjanovic-Kramberger, D. (1902). Der paleolithische Mensch und seine Zeitgenossen aus dem Dilivium von Krapina in Kroatien. *Mittheilungen der Anthropologischen Gesellschaft in Wien*, 32, 189-216.

Gorjanovic-Kramberger, D. (1906). Der diluviale Mensch von Krapina in Kroatien. Ein Beitrag zur Paläntropologie. En O. Walkhoff (Ed.), *Studien über die Entwicklungs-Mechanik des Primatenskeletes* (Vol. II, pp. 59-277). Kreidel.

Grimaud-Hervé, D., Widianto, H., Détroit, F. y Sémah, F. (2012). Comparative morphological and morphometric description of the hominin calvaria from Bukuran (Sangiran, Central Java, Indonesia). *Journal of Human Evolution*, 63(5), 637-652.

Gunz, P. y Mitteroecker, P. (2013). Semilandmarks: a method for quantifying curves and surfaces. Hystrix, 24(1), 103-109.

Gunz, P., Mitteroecker, P. y Bookstein, F. L. (2005). Semilandmarks in three dimensions. En D. E. Slice (Ed), *Modern* morphometrics in physical anthropology (pp. 73-98). Springer.

Gunz, P., Mitteroecker, P., Neubauer, S., Weber, G. W. y Bookstein, F. L. (2009). Principles for the virtual reconstruction of hominin crania. *Journal of Human Evolution*, 57(1), 48-62.

Gunz, P., Neubauer, S., Golovanova, L., Doronichev, V., Maureille, B. y Hublin, J. J. (2012). A uniquely modern human pattern of endocranial development. Insights from a new cranial reconstruction of the Neandertal newborn from Mezmaiskaya. *Journal of Human Evolution*, 62(2), 300-313.

Hanafee, W. N., Jenkins, H. A., Mancuso, A. A. y Winter, J. (1979). Computerized tomography scanning of the temporal bone. *Annals of Otology, Rhinology y Laryngology*, 88(5), 721-728.

Howells, W. W. (1966). Homo erectus. Scientific American, 215(5), 46-53.

Hsieh, J. (2009). Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances. Second edition. SPIE Digital Library.

Hublin, J. J. (1978). Quelques caractères apomorphes du crâne néandertalien et leur interprétation phylogénique. *Comptes Rendus de L'Academy of Science of Paris*, 287, 923-926.

Hublin, J. J. (1986). Some comments on the diagnostic features of Homo erectus. Anthropos (Brno), 23, 175-187.

Hublin, J. J., Spoor, F., Braun, M., Zonneveld, F. y Condemi, S. (1996). A late Neanderthal associated with Upper Paleolithic artefacts. *Nature*, 381, 224–226.

Immel, A., Le Cabec, A., Bonazzi, M., Herbig, A., Temming, H., Schuenemann, V.J., Bos, K.I., Langbein, F., Harvati, K., Bridault, A. y Pion, G. (2016). Effect of X-ray irradiation on ancient DNA in sub-fossil bones–Guidelines for safe X-ray imaging. *Scientific Reports*, 6(1), 32969.

Ingle, K.A. (2001). Reverse Engineering. McGraw-Hill.

Ishida, H. y Dodo, Y. (1990). Cranial thickness of modern and Neolithic populations in Japan. Human Biology, 62(3), 389-401.

Jeffery, N. y Spoor, F. (2004). Prenatal growth and development of the modern human labyrinth. *Journal of Anatomy*, 204, 71–92.

Jeón, J. H., Choi, B. Y., Kim, C. M., Kim, J. H., Kim, H. Y. y Kim, W. C. (2015). Three-dimensional evaluation of the repeatability of scanned conventional impressions of prepared teeth generated with white-and blue-light scanners. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 549-553.

Khonsari, R.H., Friess, M., Nysjö, J., Odri, G., Malmberg, F., Nyström, I., Messo, E., Hirsch, J.M., Cabanis, E.A.M., Kunzelmann, K.H. y Salagnac, J.M. (2013). Shape and volume of craniofacial cavities in intentional skull deformations. *American Journal of Physical Anthropology*, 151(1), 110-119.

König, W. (1896). 14 photographien von Röntgen-Strahlen aufgenommen im Physikalischen Verein zu Frankfurt a.M. Johann Ambrosius Barth.

Lianes, I. D. O., Bruner, E., Cambra-Moo, O., Moreno, M. M. y Martín, A. G. (2019). Cranial vault thickness measurement and distribution: a study with a magnetic calliper. *Anthropological Science*, 127(1), 47-54.

Le Maître, A. (2019). Role of spatial integration in the morphology of the bony labyrinth in modern humans. Bulletins et Mémoires de la Société d'Anthropologie de Paris, 31(1-2), 34-42.

Le Maître, A., Schuetz, P., Vignaud, P. y Brunet, M. (2017). New data about semicircular canal morphology and locomotion in modern hominoids. *Journal of Anatomy*, 231(1), 95-109.

Lieberman, D. E. (1996). How and why humans grow thin skulls: experimental evidence for systemic cortical robusticity. *American Journal of Physical Anthropology*, 101(2), 217-236.

Lieberman, D. E., Pilbeam, D. R. y Wood, B. A. (1988). A probabilistic approach to the problem of sexual dimorphism in Homo habilis: a comparison of KNM-ER 1470 and KNM-ER 1813. *Journal of Human Evolution*, 17(5), 503-511.

Littleton, J. T., Shaffer, K. A., Callahan, W. P. y Durizch, M. L. (1981). Temporal bone: comparison of pluridirectional tomography and high resolution computed tomography. *American Journal of Roentgenology*, 137(4), 835-845.

Lloyd, G. A. S., Phelps, P. D. y Du Boulay, G. H. (1980). High-resolution computerized tomography of the petrous bone. *The British Journal of Radiology*, 53(631), 631-641.

Lynnerup, N. (2001). Cranial thickness in relation to age, sex and general body build in a Danish forensic sample. *Forensic Science International*, 117(1-2), 45-51.

Lynnerup, N., Astrup, J. G. y Sejrsen, B. (2005). Thickness of the human cranial diploe in relation to age, sex and general body build. *Head and Face Medicine*, 1(1), 1-7.

Martin, R. (1928). Lehrbuch der Anthropologie in Systematischer Darstellung. 2, Osteologie. Verlag von Gustav Fischer.

Manzi, G., Bruner, E. y Passarello, P. (2003). The one-million-year-old Homo cranium from Bouri (Ethiopia): a reconsideration of its *H. erectus* affinities. *Journal of Human Evolution*, 44(6), 731-736.

Marsh, H. E. (2013). Beyond thick versus thin: mapping cranial vault thickness patterns in recent Homo sapiens [Tesis Doctoral inedita]. The University of Iowa.

Menegaz, R. A., Sublett, S. V., Figueroa, S. D., Hoffman, T. J., Ravosa, M. J. y Aldridge, K. (2010). Evidence for the influence of diet on cranial form and robusticity. *The Anatomical Record*, 293(4), 630-641.

Mennecart, B., Dziomber, L., Aiglstorfer, M., Bibi, F., DeMiguel, D., Fujita, M., Kubo, M.O., Laurens, F., Meng, J., Métais, G. y Müller, B. (2022). Ruminant inner ear shape records 35 million years of neutral evolution. *Nature Communications*, 13(1), 1-11.

Mitteroecker, P. y Bookstein, F. (2008). The evolutionary role of modularity and integration in the hominoid cranium. *Evolution*, 62(4), 943-958.

Mitteroecker, P. y Bookstein, F. (2011). Linear discrimination, ordination, and the visualization of selection gradients in modern morphometrics. *Evolutionary Biology*, 38(1), 100-114.

Mitteroecker, P. y Gunz, P. (2009). Advances in geometric morphometrics. Evolutionary Biology, 36(2), 235-247.

Moreira-Gonzalez, A., Papay, F. E. y Zins, J. E. (2006). Calvarial thickness and its relation to cranial bone harvest. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 117(6), 1964-1971.

Morimoto, N., Zollikofer, C.P. y Ponce de León, M.S. (2012). Shared human-chimpanzee pattern of perinatal femoral shaft morphology and its implications for the evolution of hominin locomotor adaptations. *PLoS One*, 7(7), e41980.

Morimoto, N., Kunimatsu, Y., Nakatsukasa, M., Ponce de Leon, M.S., Zollikofer, C.P., Ishida, H., Sasaki, T. y Suwa, G. (2020). Variation of bony labyrinthine morphology in Mio– Plio– Pleistocene and modern anthropoids. *American Journal of Physical Anthropology*, 173(2), 276-292.

Nawrocki, S. P. (1991). A biomechanical model of cranial vault thickness in archaic Homo [Tesis Doctoral inédita]. State University of New York.

Omari, R., Hunt, C., Coumbaros, J. y Chapman, B. (2021). Virtual anthropology? Reliability of three-dimensional photogrammetry as a forensic anthropology measurement and documentation technique. *International Journal of Legal Medicine*, 135, 939–950.

Osipov, B., Harvati, K., Nathena, D., Spanakis, K., Karantanas, A. y Kranioti, E. F. (2013). Sexual dimorphism of the bony labyrinth: A new age-independent method. *American Journal of Physical Anthropology*, 151(2), 290-301.

Ponce De León, M. S. y Zollikofer, C. P. (1999). New evidence from Le Moustier 1: computer-assisted reconstruction and morphometry of the skull. *The Anatomical Record*, 254(4), 474-489.

Ponce de León, M. S. y Zollikofer, C. P. (2005). La reconstruction de Toumaï, un puzzle virtuel: Toumaï. *Recherche (Paris)*, 387, 30-35.

Ponce de León, M.S., Golovanova, L., Doronichev, V., Romanova, G., Akazawa, T., Kondo, O., Ishida, H. y Zollikofer, C.P. (2008). Neanderthal brain size at birth provides insights into the evolution of human life history. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 105(37), 13764-13768.

Ponce de León, M.S., Koesbardiati, T., Weissmann, J.D., Milella, M., Reyna-Blanco, C.S., Suwa, G., Kondo, O., Malaspinas, A.S., White, T.D. y Zollikofer, C.P. (2018). Human bony labyrinth is an indicator of population history and dispersal from Africa. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 115(16), 4128-4133.

R Core Team (2021). R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. www.R-project.org

Retamal, A., Schiappacasse, G., Pérez, L., Alvayay, P. y Schild, I. (2017). PET/CT: Técnica, consideraciones e indicaciones en el estudio oncológico de pacientes pediátricos. *Revista Chilena de Pediatría*, 88(6), 803-811.

del Rio, J., Aristide, L., dos Reis, S. F., dos Santos, T. M., Lopes, R. T. y Perez, S. I. (2021). Allometry, function and shape diversification in the inner ear of platyrrhine primates. *Journal of Mammalian Evolution*, 28(1), 135-143.

Rohlf, F. J. y Marcus, L. F. (1993). A revolution morphometrics. Trends in Ecology and Evolution, 8(4), 129-132.

Rolfe, S., Pieper, S., Porto, A., Diamond, K., Winchester, J., Shan, S., Kirveslahti, H., Boyer, D., Summers, A. y Maga, A.M. (2021). SlicerMorph: An open and extensible platform to retrieve, visualize and analyse 3D morphology. *Methods in Ecology and Evolution*, 12(10), 1816-1825.

Ross, A. H., Jantz, R. L. y McCormick, W. F. (1998). Cranial thickness in American females and males. *Journal of Forensic Sciences*, 43(2), 267-272.

Ruff, C. B. y Leo, F. P. (1986). Use of computed tomography in skeletal structure research. American Journal of Physical Anthropology, 29(S7), 181-196.

Sabancıoğulları, V., Koşar, M. İ., Şalk, İ., Erdil, F. H., Öztoprak, İ. y Çimen, M. (2012). Diploe thickness and cranial dimensions in males and females in mid-Anatolian population: an MRI study. *Forensic Science International*, 219(1-3), 289.e1-289.e7.

Schaefer, K., Mitteroecker, P., Gunz, P., Bernhard, M. y Bookstein, F. L. (2004). Craniofacial sexual dimorphism patterns and allometry among extant hominids. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*, 186(5-6), 471-478.

Schaefer, K., Fink, B., Grammer, K., Mitteroecker, P., Gunz, P. y Bookstein, F. L. (2006). Female appearance: facial and bodily attractiveness as shape. *Psychology Science*, 48(2), 187-204.

Schwab, J. A., Kriwet, J., Weber, G. W. y Pfaff, C. (2019). Carnivoran hunting style and phylogeny reflected in bony labyrinth morphometry. *Scientific Reports*, 9(1), 70.

Seidler, H., Bernhard, W., Teschler-Nicola, M., Platzer, W., zur Nedden, D., Henn, R., Oberhauser, A. y Sjovold, T. (1992). Some anthropological aspects of the prehistoric Tyrolean Ice Man. *Science*, 258, 455–457.

Sherwood, R. J., Duren, D. L., Demerath, E. W., Czerwinski, S. A., Siervogel, R. M. y Towne, B. (2008). Quantitative genetics of modern human cranial variation. *Journal of Human Evolution*, 54(6), 909.

Senck, S. (2012). New approaches in the virtual reconstruction of fragmented specimens: applications in surgery, forensics, and anthropology [Tesis Doctoral inédita]. Universidad de Viena.

Slice, D. E. (2007). Geometric morphometrics. Annual Review of Anthropology, 36, 261-281.

Smith, P., Wax, Y., Becker, A. y Einy, S. (1985). Diachronic variation in cranial thickness of Near Eastern populations. *American Journal of Physical Anthropology*, 67(2), 127-133.

Spoor, F. (1993). *The comparative morphology and phylogeny of the human bony labyrinth* [Tesis Doctoral inedita]. Universidad de Utrecht.

Spoor, F. y Zonneveld, F. (1995). Morphometry of the primate bony labyrinth: a new method based on high-resolution computed tomography. *Journal of Anatomy*, 186(2), 271-286.

Spoor, F. y Zonneveld, F. (1997). The bony labyrinth of Sts 5 ('Mrs Ples'). South African Journal of Science, 93, 180.

Spoor, F., Wood, B. y Zonneveld, F. (1994). Implications of early hominid labyrinthine morphology for evolution of human bipedal locomotion. *Nature*, 369(6482), 645-648.

Spoor, F., Jeffery, N. y Zonneveld, F. (2000). Using diagnostic radiology in human evolutionary studies. *Journal of Anatomy*, 197(1), 61-76.

Spoor, F., Hublin, J. J., Braun, M. y Zonneveld, F. (2003). The bony labyrinth of Neanderthals. *Journal of Human Evolution*, 44(2), 141-165.

Spoor, F., Garland Jr, T., Krovitz, G., Ryan, T. M., Silcox, M. T. y Walker, A. (2007). The primate semicircular canal system and locomotion. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 104(26), 10808-10812.

Stoessel, A., David, R., Gunz, P., Schmidt, T., Spoor, F. y Hublin, J. J. (2016). Morphology and function of Neandertal and modern human ear ossicles. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 113(41), 11489-11494.

Tobias, P.V. (1967). Olduvai Gorge. Vol. II: The Cranium of Australopithecus (Zinjanthropus) Boisei. Cambridge University Press.

Todd, T. W. (1924). Thickness of the male white cranium. The Anatomical Record, 27(5), 245-256.

Turski, P., Norman, D., DeGroot, J. y Capra, R. (1982). High-resolution CT of the petrous bone: direct vs. Reformatted images. *American Journal of Neuroradiology*, 3(4), 391-394.

Twiesselmann, F. (1941). Méthode pour l'évaluation de l'épaisseur des parois crâniennes. Bulletin du Musee Royal d'Histoire Naturelle de Belgique, 17(48), 1-33.

Urciuoli, A., Zanolli, C., Beaudet, A., Dumoncel, J., Santos, F., Moyà-Solà, S. y Alba, D. M. (2020). The evolution of the vestibular apparatus in apes and humans. *Elife*, 9.

Uhl, A., Karakostis, F. A., Wahl, J. y Harvati, K. (2020). A cross-population study of sexual dimorphism in the bony labyrinth. *Archaeological and Anthropological Sciences*, 12(7), 132.

Vesalius, A. (1543). De Humani Corporis Fabrica Libri Septem. Ex Officina Ioannis Oporni.

Virapongse, C., Rothman, S. L., Kier, E. L. y Sarwar, M. (1982). Computed tomographic anatomy of the temporal bone. *American Journal of Neuroradiology*, 3(4), 379-389.

Virapongse, C., Sarwar, M., Sasaki, C. y Kier, E. L. (1983). High resolution computed tomography of the osseous external auditory canal: 1. Normal anatomy. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 7(3), 486-492.

Waltenberger, L., Rebay-Salisbury, K. y Mitteroecker, P. (2021). Three-dimensional surface scanning methods in osteology: A topographical and geometric morphometric comparison. *American Journal of Physical Anthropology*, 174(4), 846-858.

Ward, D. L., Pomeroy, E., Schroeder, L., Viola, T. B., Silcox, M. T. y Stock, J. T. (2020). Can bony labyrinth dimensions predict biological sex in archaeological samples? *Journal of Archaeological Science: Reports*, 31, 102354.

Ward, D.L., Schroeder, L., Pomeroy, E., Roy, J.E., Buck, L.T., Stock, J.T., Martin-Gronert, M., Ozanne, S.E., Silcox, M.T. y Viola, T.B. (2021). Early life malnutrition and fluctuating asymmetry in the rat bony labyrinth. *The Anatomical Record*, 304(12), 2645-2660.

Washburn, S. L. (1951). Section of anthropology: the new physical anthropology. *Transactions of the New York Academy of Sciences*, 13(7 Series II), 298-304.

Weber, G. W. (2001). Virtual anthropology (VA): a call for glasnost in paleoanthropology. *The Anatomical Record*, 265, 193–201.

Weber, G. W. (2014). Another link between archaeology and anthropology: virtual anthropology. *Digital Applications in Archaeology and Cultural Heritage*, 1, 3–11.

Weber, G. W. (2015). Virtual anthropology. American Journal of Physical Anthropology, 156, 22-42.

Weber, G. W. y Bookstein, F. L. (2011). Virtual anthropology: a guide to a new interdisciplinary field. Vienna, Austria: Springer.

Weber, G. W., Recheis, W., Scholze, T. y Seidler, H. (1998). Virtual anthropology (VA): methodological aspects of linear and volume measurements—first results. *Collegium Antropologicum*, 22, 575–584.

Weber, G. W., Schaefer, K., Prossinger, H., Gunz, P., Mitteroecker, P. y Seidler, H. (2001). Virtual anthropology: the digital evolution in anthropological sciences. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Sciences*, 20, 69–80.

Weidenreich, F. (1943). The skull of Sinanthropus pekinensis: a comparative study on a primitive hominid skull. *Paleontologia Sinica*, Series D(10), 96-157.

Wind, J. (1980). X-ray analysis of fossil hominid temporal bones. Antropologia Contemporanea, 3, 299.

Wind, J. (1984). Computerized X-ray tomography of fossil hominid skulls. *American Journal of Physical Anthropology*, 63(3), 265-282.

Windhager, S., Schaefer, K. y Fink, B. (2011). Geometric morphometrics of male facial shape in relation to physical strength and perceived attractiveness, dominance, and masculinity. *American Journal of Human Biology*, 23(6), 805-814.

Zelditch, M. L., Swiderski, D. L. y Sheets, H. D. (2012). Geometric morphometrics for biologists: a primer. Academic press.

Zollikofer, C. P. y de León, M. P. (1995). Tools for rapid prototyping in the biosciences. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 15(6), 48-55.

Zollikofer, C. P. y Ponce de León, M. S. (2005). Virtual reconstruction: a primer in computer-assisted paleontology and biomedicine. Wiley-Interscience.

Zollikofer, C. P., Ponce de León, M. S., Martin, R. D. y Stucki, P. (1995). Neanderthal computer skulls. Nature, 375, 283-285.

Zollikofer, C., Ponce de León, M. y Martin, R. D. (1998). Computerassisted paleoanthropology. *Evolutionary Anthropology*, 6, 41–54.

Zollikofer, C. P., Ponce de León, M. S., Lieberman, D. E., Guy, F., Pilbeam, D., Likius, A., Mackaye, H. T., Vignaud, P. y Brunet, M. (2005). Virtual cranial reconstruction of *Sahelanthropus tchadensis*. *Nature*, 434, 755–759.

Zollikofer, C. P., Bienvenu, T., Beyene, Y., Suwa, G., Asfaw, B., White, T. D. y Ponce de León, M. S. (2022). Endocranial ontogeny and evolution in early *Homo sapiens*: The evidence from Herto, Ethiopia. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 119(32), e2123553119.

Zonneveld, F. W. (1983). The value of non-reconstructive multiplanar CT for the evaluation of the petrous bone. *Neuroradiology*, 25(1), 1-10.

Zonneveld, F. W. (1987). Computed tomography of the temporal bone and orbit. Technique of direct multiplanar, high-resolution CT and correlative cryosectional anatomy [Tesis Doctotal inédita]. Universidad de Utrecht.

Zonneveld, F. W. y Wind, J. (1985). High-resolution computed tomography of fossil hominid skulls: A new method and some results. En P. V. Tobias (Ed.), *Hominid Evolution: Past, Present and Future* (pp. 427–436). Alan R. Liss.

zur Nedden, D., Wicke, K., Knapp, R., Seidler, H., Wilfing, H., Weber, G., Spindler, K., Murphy, W.A., Hauser, G. y Platzer, W. (1994). New findings on the Tyrolean Ice Man—archaeological and Ctbody analysis suggest personal disaster before death. *Journal of Archaeological Sciences*, 21, 809–818.

Capítulo 2



Antropología virtual y ciencia forense

Quinto Sánchez Mirsha^{1,2}, Menéndez Lumila Paula³, Fonseca Muñoz Alicia⁴, Victoria Bustamante Shunashi⁵, Velásquez Guerrero Marco⁵, Mayoral Vázquez Jaime⁵, Guevara Contreras Yeimi⁶, Gil Chavarría Ivet¹, Lopéz Sosa María Clara³, Ortega Albor Joel Armando¹, Canchola Hernández Daniela Iveth^{1,7}, Ortiz Rodríguez Aidee Monserrat^{1,7}, García Nolasco Sadahi⁸, León Luna Ibeth⁴, Chávez Manuel Alfonso⁴, López Cruz Idalia⁵, Benítez Meza Edwinn⁵, Bravo Morante Guillermo³, Berrio Domínguez Daniela³, Noack Karoline³

Escuela Nacional de Ciencias Forenses, Universidad Nacional Autónoma de México.
Instituto de Investigaciones Antropológicas, Universidad Nacional Autónoma de México.
Departmento de Antropología de las Américas, Universidad de Bonn.
Escuela de Sistemas Biológicos e Innovación Tecnológica, Universidad Autónoma Benito Juárez de Oaxaca.
Instituto de Servicios Periciales, Fiscalía General del Estado de Oaxaca.
Hospital Regional de Alta Especialidad de Oaxaca.

7. Posgrado en Antropología, Universidad Nacional Autónoma de México.

8. Posgrado en Antropología Física, Escuela Nacional de Antropología e Historia.

Resumen

En el presente capítulo se construye una delimitación epistémica de la aplicación de la antropología virtual en las ciencias antropológicas forenses; por medio de los conceptos de imagenología general, antropología virtual e imagenología forense. También se da relevancia al concepto de cadena de imagen como punto central de cualquier protocolo forense. Se propone la inclusión del concepto de tiempo, como la definición clásica de antropología virtual, discutiendo su pertinencia en el campo forense. Se hace también una reflexión sobre la multidimensionalidad de las técnicas de imagenología al campo forense. Después, se dotan de tres ejemplos de su aplicación al marco de las ciencias forenses, los equipos de identificación en desastres masivos (DVI), la conformación de bases de datos imagenológicas y la necropsia virtual. Finalmente, se dan algunos datos de la cantidad de estudios disponibles en un hospital público de México, como una fuente de datos ante la crisis en materia de desaparición que acontece en nuestros días y que ha sido el motivo del desarrollo del proyecto que creó este libro.

Palabras clave: antropología virtual, imagenología, cadena de imagen, imagenología forense.

Abstract

In this chapter an epistemic delimitation of the application of virtual anthropology in forensic anthropological sciences is constructed, through the concepts of imaging, virtual anthropology, and forensic imaging. Relevance is also given to the concept of the image chain as the central point of any forensic protocol. The inclusion of the concept of time is proposed, as the classic definition of virtual anthropology, discussing its relevance in the forensic field. A reflection is also made on the multidimensionality of imaging techniques in the forensic field. Afterwards, three examples of its application to the framework of forensic sciences, mass disaster identification teams (DVI), the creation of imaging databases and virtopsy are provided. Finally, some data is given on the number of studies available in a public hospital in Mexico, as a source of data in the face of the crisis in terms of disappearance that is happening today, and that has been the reason for the development of the project and this chapter.

Keywords: virtual anthropology, imaging, image chain, forensic imaging.

Introducción

La ciencia de la imagen (del inglés *imaging*) o imagenología es un campo multidisciplinario relacionado con cualquier técnica utilizada para la generación, recopilación, duplicación, registro, análisis, modificación y visualización de imágenes, incluyendo objetos que el ojo humano no puede ver o percibir (Hornak, 2002). La imagenología tiene muchas ramas, comúnmente interrelacionadas con otros muchos campos científicos, por ejemplo, la imagenología acuática, química, geofísica, el radar, la termografía y la imagenología médica.

Existe un continuo en el uso de imágenes técnicas para la bioantropología, siempre vinculada con el desarrollo e innovación tecnológica; como lo atestigua, el rápido desarrollo de las cámaras digitales o la reducción de la dosis de energía ionizante en equipos de tomografía. Es así, que las ciencias básicas se han beneficiado del apuntalamiento técnico de la ingeniería médica, informática y estadística (matemáticas), permitiendo la aplicación de los avances tecnológicos a la solución de preguntas o hipótesis diversas.

En el presente capítulo, se conceptualiza en la yuxtaposición entre diversas líneas de aplicación de la imagenología, como macrocampo del conocimiento, en su interacción con la antropología biológica, donde su aplicación al campo forense ha representado el desarrollo y/o innovación de métodos o técnicas específicas, una de ellas ha sido la antropología virtual (AV), considerada aquí como una subárea o rama de la imagenología.

En la AV, la aplicación de diversas técnicas de imagen es diversa (e.g. radiología simple hasta MRI), incluso tiene su propia epistemia, lo que da cuenta de la madurez de este campo disciplinario.

La AV ha tenido un desarrollo enorme desde su propuesta inicial en 1990s, diversificándose su aplicación a distintas áreas del conocimiento antropológico. Como se ha mencionado, es importante acotar que muchos de los avances en las ciencias biológicas están fuertemente correlacionadas con el surgimiento, avance o mejora continua de los sistemas de captura de imagen (véase Capítulo 1 de este volumen; Neu y Genin, 2015), que en el área antropológica forense sigue el mismo patrón correlativo antes descrito. Por ello, es de interés delimitar algunos aspectos teóricos, pensando la AV en su dimensión de aplicación al campo de la ciencias forenses.

Así, el objetivo del capítulo es dar una delimitación epistémica de la aplicación de la AV en las ciencias antropológicas forenses, dotar de ejemplos de su aplicación, limitantes y proponer su uso como una técnica complementaria. La pregunta que guía este capítulo es ¿Cuál es la importancia de la AV para las ciencias forenses?

En las ciencias forenses, hay muchos tipos de objetos de interés para ser capturados y muchos mecanismos de formación de imagen, por ende, hay muchas maneras en que los sistemas de imagen pueden ser clasificados. La más básica de las taxonomías, clasifica los sistemas por el tipo de radiación o campo utilizado para formar una imagen, por ejemplo, ondas electromagnéticas, partículas y campos cuasiestáticos (Tabla 1, sensu Barrett y Myers, 2004). Otra forma de clasificación es de acuerdo con las características del objeto que es capturado en la imagen (Tabla 1, sensu Barrett y Myers, 2004), por ejemplo, reflectancia óptica (fotografía, sensores remotos, LIDAR), de microondas (radar), acústica (ultrasonido, sonar), atenuación (densosimetría, rayos x), eléctrica o magnética (MRI, angiografía), altura de la superficie (laser), etc. También, se puede clasificar por el tipo de mecanismo de formación de imagen (Tabla 1), por ejemplo, refracción, reflexión, difracción, interferencia, modulación, dispersión y proyección de sombras (Barrett y Myers, 2004). Otra taxonomía empleada considera el proceso de formación de la imagen clasificándola como directa o indirecta (Tabla 1, sensu Barrett y Myers, 2004). Una imagen directa es cualquiera en el que el conjunto de datos inicial es una imagen reconocible y se dividen en: a) sistemas de adquisición en serie o escáneres, y b) en sistemas en paralelo, que tienen un sistema de captura continuo (Barrett y Myers, 2004). En imágenes indirectas, por otro lado, un paso de procesamiento previo o reconstrucción de datos son necesarios para obtener la imagen, ejemplos de esto son: los rayos x y las tomografías por emisión de positrones (PET) y las imágenes por resonancia magnética (MRI). También, existen sistemas híbridos (serial-paralelo) en la anterior clasificación. Finalmente, la última dicotomía es la imagenología pasiva versus activa (Tabla 1); en la pasiva, las mediciones se realizan sin interactuar con una fuente, por ejemplo, la fotografía o las imágenes astronómicas. En un sistema de imagen activa, este suministra la radiación que se está fotografiando, aquí se incluyen fotografía con flash, imagenología (rayos x, microscopía, etc.), radar, SONAR activo y ecografía médica (Tabla 1).

De toda esta gama de posibilidades, la imagen constituye un elemento toral para diversos análisis; ésta, entonces, se caracteriza en este capítulo como un elemento que dota a las ciencias forenses de elementos de prueba para responder a hipótesis o teorías del caso. Es fundamental reconocer que las imágenes en las ciencias forenses son una de las fuentes de datos más empleadas desde que hubo posibilidad de capturarlas. A continuación, exploraremos más este punto, adentrándonos en la teoría de la cadena de imagen.

La cadena de imagen

La teoría fundamental en la imagenología es un concepto denominado cadena de imagen (*sensu* Fiete, 2010), que también es llamado *imaging pipeline* (Fiete, 2010). La cadena de imagen es un modelo conceptual que describe todos los factores que deben considerase en el desarrollo de un sistema de representaciones visuales o imágenes (Figura 1), es decir, el proceso por el cual se forma e interpreta una imagen. Dicha cadena, tiene cinco eslabones básicos sobre los que un sistema se desarrolla (Fiete, 2010):

- El sistema visual humano, que considera procesos o factores psicofísicos característicos de los seres humanos cuando la información visual es procesada en el cerebro y da algún sentido a lo observado.
- El sujeto de la imagen. El diseño de sistemas de imágenes debe considerar los observables asociados con los sujetos de los que se obtendrán imágenes, esto puede ser la forma de energía emitida o reflejada, como energía electromagnética o energía mecánica.
- El dispositivo de captura. Se deben identificar, analizar e integrar las tecnologías necesarias para capturar los observables.

- El procesador. En los sistemas de imágenes digitales, se realiza un proceso de captura y posterior procesamiento de las señales electrónicas por medio de algoritmos, que finalmente muestran una imagen. Este regularmente es un sistema complejo de algoritmos con muchos procesos de optimización de la información digital.
- La pantalla. El resultado del punto anterior es entonces presentado en algún medio visual, que va desde la impresión en papel hasta la televisión, monitor de computadora, proyector, etc.

Tabla 1	Taxonomías de los sistemas de imagen según Barrett y Myers (2004).									
Por tipo de radiac	ión o campo									
	Ondas electromagnéticas Otras ondas Partículas Campos cuasiestáticos	Rayos X ligeros Ultrasonido Rayos X duros Impendancia eléctrica								
Por las propiedad	es de la imagen creada									
	Reflectancia óptica Reflectancia de microondas Reflectancia acústica Fuerza de la fuente Concentración Amplitud de onda Atenuación Índice de refracción Propiedades de dispersión Campo de fuerza Propiedades eléctricas y magnéticas Altura de la superficie	Fotografía Radar Ultrasonido médico Imagenología astronómica Medicina nuclear Interferometría Transmisión de rayos x Microscopio de contraste de fase Radar meteorológico Imagenología geomagnética MRI Escaneo por láser								
Por el mecanismo	de la imagen									
	Refracción Reflexión Difracción Interferencia Dispersión Modulación proyección de sombras	-Una fuente de haz de electrones de alta energía se dispersa a lo largo del ánodo semicircular de tungsteno -Arreglo de múltiples detectores estacionario -Estacionario/estacionario -Tiempo de adquisición < 1 segundo								
Imagen directa o i	ndirecta									
	Adquisición directa-serial Adquisición directa-paralelo Indirecta	Escáner de rayos gama médico Cámara fotográfica Tomografía								
imagen pasiva o a	Sistemas pasivos Sistemas activos	Microscopía de fluorescencia Resonancia magnética								
Radiometría	Óptica Sens	or digital Procesamiento de imagen Pantalla Interpretación								

Figura 1. Cadena de imagen o llamado *imaging pipeline* según Fiete (2010), describe todos los factores que deben considerarse en el desarrollo de un sistema de representaciones visuales o imágenes.

Los eslabones antes descritos son una base inicial, y dependiendo del campo científico, éstos podrán modificarse o agregarse para mayor complejidad; algunos podrán tener eslabones de almacenamiento o de transmisión de datos. Por ejemplo, en la radiología los eslabones principales de la cadena de imagen son la radiometría, el sensor o película, el procesamiento, la visualización y la interpretación de la imagen, pero que puede complejizarse según la tecnología que se esté aplicando (Figura 2). Por ejemplo, en el caso de la tomografía, se sustituye la detección y adquisición en un solo componente o paso.



Figura 2. Cadena de imagen: nueve pasos de la práctica imagenológica forense, donde el último eslabón es el peritaje.

Cada eslabón de la cadena de imagen y la interacción entre ellos, juegan un papel vital en la calidad final de la imagen, que será tan buena como su eslabón más débil (Fiete, 2010). Los objetivos de los protocolos de imagen, entonces, son robustecer dichos eslabones, estandarizarlos y lograr obtener imágenes, resultados y conclusiones repetibles y reproducibles.

En la actualidad, dado a que los sistemas de cadena de imagen son tan desarrollados y optimizados, la mayoría de los usuarios no piensan en la cadena de eventos necesaria para la creación de una imagen (Fiete, 2010), fomentando una visión o *praxis* de caja negra en muchos procesos. Incluso, muchas de las imágenes generadas para investigación raramente reportan los componentes del sistema, limitando la reproducibilidad.

No cabe duda de que la automatización genera una buena optimización de la calidad de imagen, empero en la investigación y *praxis* pericial, es necesario el control total de la mayor cantidad de eslabones; aunque en la *praxis* quizás muhcos factores no podrán ser controlados, la pericia del experto entonces deberá ajustar los parámetros para realizar la mejor de las imágenes (e.g. poca luz, equipos de mediana calidad, etc). Lo anterior es clave, ya que aumenta la reproducibilidad y repetibilidad, que en el campo forense implicará ver satisfecho el criterio Daubert (más detalle en Christensen et al., 2014; Saks y Faigman, 2005), criterio de admisibilidad de prueba o evidencia que los jueces usan para determinar si una opinión es lo suficientemente fiable como para permirla en un juicio (Saks y Faigman, 2005). Además, la documentación, manuales, capacitación y certificación son requerimientos de suma importancia en el conocimiento de las cadenas de imagen a emplear en la identificación humana o antropología forense en general.

Luego entonces, los sistemas de cadena en el campo pericial o forense deben ser conocidos a su cabalidad. Los procesos caja negra deben ser evitados en el análisis científico-técnico-pericial, por ejemplo, la idea de generar una fotografía dando un click con todos los factores automáticos en la cámara, siendo ésta la responsable de aplicar una n cantidad de procesos para mejora de imagen; sin que el usuario pueda saber qué cantidad de modificación fue realizada en la imagen, no es deseable. También, el uso de tomografías computadas sin el conocimiento de su proceso de generación podría resultar en interpretaciones no conducentes en el análisis forense de algún rasgo morfológico considerado único en una persona o en

el diagnóstico diferencial, por citar algunos ejemplos. En los datos para confronta, regularmente obtenidos de información de "historia de vida" (antes *antemortem*), regularmente estos datos se desconocen, porque los fines claramente no son forenses, empero en algunos casos se pueden inferir o consultar en metadatos, lo que puede ayudar en la confronta.

Es importante señalar aquellos enlaces de la cadena de imagen que pueden considerarse como débiles y que aparecen como más frecuentes o dominantes son: a) mala óptica, b) desenfoque de movimiento (motion blur), c) ruido del sensor, d) sobreexposición, e) bajocontraste, y f) demasía en el procesamiento de sobre enfocado de la imagen (Fiete, 2010). Para más detalle de la cadena de imagen, detalle de todos sus eslabones, su matemática y ejemplos véase Fiete (2010), que es la referencia primaria de este proceso para cámaras digitales. Respecto de la radiología, y específicamente de las tomografías, la evolución tecnológica ha permitido una gran complejidad de los sistemas de cadena de imagen (Booij et al., 2020), por ejemplo, pasando de tomógrafos de un solo corte (single-slice) a multi corte (multi-slice) para más detalle ver (Tang y Xie, 2017). También, la introducción de la tomografía computarizada con energía dual (TCED, dual-energy CT) al incluir distintos espectros de rayos X mediante dos detectores, complejiza el sistema de cadena, y también de los postprocesos con sus respectivos algoritmos de imagen, permitiendo la combinación de dichas fuentes de atenuación para el diagnóstico particular (Ginat y Gupta, 2014). No se debe olvidar que las tomografías buscan un balance entre excelente calidad de imagen a la par de una menor dosis de radiación al paciente (Booij et al., 2020). Para una revisión de la evolución de la tomografía véase Booij y colaboradores (2020), quien caracteriza a la tomografía computada como en proceso de evolución, considerándola como de mediana edad.

Luego entonces, es prioridad el estudio, comprensión y seguimiento de los avances en materia imagenológica para su aplicación en el campo forense, el trabajo colaborativo y transdisciplinario para con la imagenología médica e ingeniería, es clave para la aplicación adecuada de toda esta tecnología al campo forense.

La antropología virtual (AV) delimitación epistémica

La AV se trata de enfoque multidisciplinario para estudiar datos anatómicos, en particular de humanos, sus antepasados y sus parientes más cercanos, en tres o cuatro dimensiones (espacio o espaciotiempo, Weber y Bookstein, 2010; véase Capítulo 1 de este volumen). En su creación la paleoantropología se nutrió de los desarrollos de la imagenología médica para realizar aproximaciones a preguntas hasta entonces no resueltas. En el campo de la antropología forense, acontece un proceso similar, la integración de análisis de imagen para la resolución de preguntas de corte antropológico legal, inferencia del perfil biológico, individualizante, trauma, etc. Las ciencias forenses explotan los desarrollos tecnológicos para mejorar los diagnósticos que realizan en pruebas periciales, pero también como una opción más para la obtención de fenotipos complejos que normalmente no son analizados, por su difícil fenotipado (e.g., laberinto óseo del oído, senos frontales, véase Capítulo 4, 5 y 8 de este volumen). Empero, es importante señalar que en el contexto latinoamericano el acceso a estas tecnologías, tanto para el rubro de salud pública como para su aplicación en el campo forense, está aún limitado, lo que genera un rezago a la praxis y en la investigación científica realizada.

La definición de AV arriba descrita da cuenta de una de sus primeras características, contar con una perspectiva evolutiva (tiempo). Si bien en la antropología forense no se tiene un corte macroevolutivo, es decir que incluya a los taxones más cercanos al humano; las relaciones microevolutivas, si son de pertinencia; incluso en algunos casos podría ser de relevancia, pensando, por ejemplo, en cambios seculares (Klales, 2016; Weisensee y Jantz, 2011). Por ello, aquí proponemos que la definición clásica de la AV debería ser modificada en este sentido, acotar que la variable tiempo sólo persiste, y es válida en el modelo, hacia aquellos cambios que hayan afectado un fenotipo a través de un periodo de tiempo corto o

ecológico. Muchos casos de relevancia antropológica legal trabajan con periodos de tiempo grandes por ello la variable tiempo resulta también de interés.

A este respecto algunos especialistas de imagen médica extienden el campo 3D (espacial), a uno 4D cuando el tiempo es incluido como variable de análisis (Barrett y Myers, 2004), que incluso puede extenderse a una 5D cuando se habla de imágenes multi o hiper espectrales.

En el caso de la aplicación forense, las imágenes pueden necesitar de dimensionalidades superiores, como el 4D. Pensemos en identificación humana, donde las comparaciones son regularmente realizadas con fuentes de datos diferentes, una cuando se realizó un registro médico, y otro tiempo cuando se realiza una tomografía de confronta. Además, de la información 3D del fenotipo, axial, coronal y sagital, se requiere pensar en la cantidad de variación respecto del periodo de tiempo en la confronta (Figura 3). Por ello, el modelo puede ir a niveles mayores de complejidad como lo describen Barrett y Myers (2004). El periodo de confronta puede ser de pocos meses hasta algunos en donde se tenga que comparar entre datos de infancia y adultos, por ende, la AV relativiza la definición de ésta, para incluir las complejidades propias del campo antropológico forense. Entonces, es importante reflexionar sobre la cantidad de dimensionalidades que puede tener el campo forense, en un caso determinado. Estas deben ser caracterizadas, como fin antropológico; holístico, comparativo y relativista. Luego entonces, la diversidad de aplicaciones de la AV, su multidimensionalidad, la hacen un campo prolífico para las ciencias forenses.



Figura 3. Variable tiempo como eje de cuarta dimensión en la identificación humana. La confronta de imágenes se verá beneficiada por evidencia que tenga intervalos cortos de tiempo, aunque la confronta de largos periodos también puede ser realizada, aunque es más probable el error; es entonces, necesario evaluar si el dato de referencia es el mejor o idóneo, pero el experto deberá realizar el máximo esfuerzo para realizar la comparación, que en muchos casos puede ser la única realizable. El esfuerzo por tomar en cuenta todas las dimensionalidades debe siempre primar en las pericias realizadas por expertos y en las investigaciones científicas que se realicen.

Imagenología forense

La referencia determinante de la AV y la ciencia forense es la imagenología forense que comprende la ejecución, interpretación y reporte de los exámenes y procedimientos radiológicos que tienen que ver con contextos legales (Brogdon, 1998; Christensen et al., 2014). Dichos acercamientos pueden incluir o requerir estudios de radiología simple (2D) y en medios tridimensionales (3D) como la tomografia, resonancia magnética y otros. La principal ventaja del uso de la imagenología es que no se altera la evidencia, sea un cuerpo de una persona o materiales asociados como bulto, caja, etc. Entonces, la no invasividad permite tener un diagnóstico inicial de la evidencia sin alteraciones (Brzobohatá et al., 2012; Edgar et al., 2020; Kotěrová et al., 2019), lo que se ha catalogado como positivo en multiples reportes (de Bakker et al., 2019; Jalalzadeh et al., 2015; O'Donnell y Woodford, 2008; van Kan et al., 2019).

Si bien la imagenología es un campo prolífico en países con mejor acceso a la tecnología de punta, tales como aquellos de Europa y E.E.U.U., en México, como quizás en otros países de Latinoamérica, por la limitante de infraestructura, los servicios de radiología forense se concentran mayoritariamente en los centros urbanos, como las capitales de los estados. Si bien el Protocolo para el Tratamiento e Identificación Forense de la Procuraduría General de la República (2015) establece que "siempre que los recursos y la tecnología disponible lo permitan, se realizará radiografía corporal a todos los cadáveres no identificados", la realidad es que no existen datos de cuántas Fiscalías usan de forma periódica/frecuente la radiografía simple como medio de registro-documentación en personas no identificadas o reclamadas, o como elemento de análisis en el diagnóstico diferencial en la medicina o antropología forense. También un síntoma del estado del arte en México es que el protocolo antes mencionado no cita a la tomografía, lo que, como se argumenta, supone la realidad de la praxis forense mexicana.

Por definición la imagenología forense es un subcampo de la radiología, como cita (Dedouit et al., 2022), la imagenología forense es presentada como un campo nuevo (O'Donnell y Woodford, 2008; Zhang, 2022), empero la relación de la radiología y la medicina forense es tan antigua como el propio desarrollo de estas ciencias, es decir 1895 para EUA. El primer caso de aplicación de la radiología al ámbito antropológico se dio en 1896, en Koenig, Frankfurt en donde se analizaron momias de humanos y gatos. También, en Liverpool, Holanda en momias de aves (Chhem y Brothwell, 2008). Para México, existen algunos antecedentes de importancia en la práctica forense (Báez-Molgado et al., 2012; 2013; Bautista et al., 2007; Escorcia y Valencia, 2001; Romano, 1974). Empero, lo que sí es una realidad, es que la imagenología es hoy es parte fundamental de la recomendación internacional de práctica forense.

La imagenología forense tiene amplios objetivos de aplicación (Tabla 2) que han sido agrupados por Thali et al., (2011) en Forensic Radiology como: 1) servicio, 2) educación, 3) investigación y administración (Tabla 2). El rubro de servicio tiene cuatro subdivisiones y son las de mayor relevancia: a) determinación de la identidad, b) evaluación de lesiones y muerte, c) litigación criminal, d) litigación civil, y e) procedimientos administrativos. Dentro de estas hay nuevas divisiones que permiten dar cuenta de la diversidad de aplicaciones de este campo. De las divisiones citadas, otra no considerada y que podría anexarse dentro de otro rubro Servicio o en procedimientos administrativos (Tabla 2), es el proceso de documentación y/o registro, donde la radiología y/o tomografía son determinantes. También, el rubro de educación es de relevancia, en la inclusión de materias o temas para la formación de nuevos cuadros en antropología virtual o radiología forense.

Aunque la AV se propone como un análisis tridimensional de objetos antropológicos dentro de un entorno informático (Weber et al., 1998), aquí reflexionamos que, en el contexto socioeconómico de México, y muy probablemente de Latinoamérica, el acceso a la imagenología es más bien la excepción, incluso en los servicios médicos hay un acceso diferencial y estructuralmente determinado geográficamente hacia áreas metropolitanas. Por ello, aquí se propone extender la definición clásica a los espacios bidimensionales porque para el ámbito forense, el uso de la radiología siempre será más accesible, barata y de menos logística que los espacios 3D, aunque con el costo de la pérdida de información.

Tabla 2	Objetivos de la radiología forense sensu Thali et al. (2011).					
1. Servicio						
A. Identidad						
B. Evaluación de lesiones y causa de muerte						
1. Accidental						
2. No accidental						
	h Cuerpos extraños y provectiles					
	c. Otro trauma					
	d. Otras causas					
C. I	itigación criminal					
	1. Fatal					
	2. No fatal					
D. 1	Litigacion civil					
	1. Falal 2. No fatal					
2. Procedimientos administrativos						
3. Edu	cación					
4. Inve	estigación					
5. Adm	inistración					

Ejemplos de su aplicación

Ya se ha dado evidencia de la diversidad intrínseca de la AV, ahora también se pretende dar algunos ejemplos de la aplicación de dicho campo en el entorno forense. Si bien otros capítulos son evidencia *per se*, aquí se presentan algunos no incluidos.

Equipos de identificación en desastres masivos

El primero de ellos, es la aplicación de la tomografía en el caso de incidentes con saldo masivo de víctimas. Los Disaster Victim Identification Team (DVI) emplean diversas técnicas de imagen como forma de registro de los cuerpos (Brough et al., 2015). Algunos de los protocolos de dichos equipos implica el uso de radiología simple como un estándar de trabajo, y a la tomografía como un medio para realizar registro de los cuerpos por identificar, una forma de contrarrestar el proceso de descomposición dada la cantidad de personas fallecidas, éste último uno de los procesos más importantes, ya que la identificación rápida y precisa de las personas es de primordial importancia tanto por razones judiciales como para la tranquilidad de los familiares (Brough et al., 2015). Regularmente, los cuerpos son trasladados a instituciones de salud para hacer uso de sus tomógrafos, empero en el caso de un evento masivo como terremotos o tsunamis, la infraestructura médica del país se ve drásticamente afectada, lo que limita la aplicación de la AV. Algunos autores han propuesto el uso de tomógrafos móviles, como respuesta a dicha limitante en infraestructura (Hayakawa et al., 2006; Rutty et al., 2007, 2009), situación que por el momento se ve lejana en la realidad socioeconómica latinoamericana. Incluso existe un caso en Japón donde se reporta el uso de la tomografía móvil para exámenes postmortem de personas fallecidas (Figura 4), analizando la frecuencia de errores en los diagnósticos de causa de muerte que se cometieron como una respuesta a la sobre demanda de casos de personas con muertes no naturales (Hayakawa et al., 2006). Esta evidencia ha permitido que se haga una recomendación general de su uso por el *Disaster Victim Identification Working Group* (Rutty et al., 2013) donde se establece que "la modalidad utilizada dependerá del equipo disponible en ese momento y de la pregunta a ser respondida como parte del proceso DVI. Puede incluir el uso, solo o en combinación, de radiografías (película simple, radiografía computarizada o digital), fluoroscopia, tomografía computarizada o radiología dental."



Figura 4. Diferentes tipos de tomógrafos portátiles: (A) Equipo reportado en bibliografía médica; (B) Unidad de la marca Siemens que incluye Tomógrafo PET, CT simple y MRI; (C). Unidad móvil de la marca Toshiba que incluye MRI, ultrasonido y CT simple.

Base de datos imagenológicas de interés forense

Como segundo ejemplo, está la construcción de bases de datos de carácter imagenológico. Una de las más relevantes es la *New Mexico Decedent Image Database* (NMDID, Figura 5), base de datos digital que proporciona tomografías computarizadas (CT) de 15,000 personas de Nuevo México que murieron entre 2010-2017, lo que representa aproximadamente el 11 por ciento de las muertes en Nuevo México (Berry y Edgar, 2021; New Mexico Decedent Image Database, n.d.). Dos tercios de la muestra son hombres. Las causas naturales de muerte dan cuenta de 5,506 personas; el resto incluye muertes por accidente, suicidio y homicidio. Otro dato de importancia es que en el 77% de los casos no se reportó un proceso de descomposición activo o evidente, por lo que en la mayoría de las tomografías el registro de morfología es independiente de información sobre dichos procesos.

Cada tomografía se realiza de cuerpo completo, representando aproximadamente 12,000 imágenes, en dos conjuntos de imágenes, uno optimizado para mostrar tejido blando y otro optimizado para mostrar hueso, con un total de aproximadamente 7 GB de información por individuo. El grosor del corte del tomógrafo es de 1 mm con una superposición de 0.5 mm, lo que permite obtener imágenes de buena calidad. Es importante aclarar que la base de datos incluye más de 60 variables demográficas y la causa de muerte de la persona, lo que como lo define su líder académica, la Dra. Heather J. H. Edgar (Berry y Edgar, 2021) brinda oportunidades para abordar desafíos de investigación que antes eran imposibles, con aplicaciones hacia anatomía, patología, crecimiento y desarrollo, biomecánica, medicina y antropología forense, salud pública y otros campos.



Figura 5. *Web* de la *New Mexico Decedent Image Database* (NMDID), proyecto de suma relevancia para la investigación y docencia enfocadas en antropología virtual, necropsia virtual e imagenología forense en general. En los circulos se detalla que la base de datos tiene 150 millones de imágenes, más de 50 TB de datos CT y que tienen 69 datos asociados por cada CT.

La NMDID es de importancia para el contexto del patrón migratorio y de desaparición en Latinoamérica ya que se estima que por lo menos un tercio de las personas en la base de datos son considerados en una categoría utilitaria de hispanos/latinos (que no necesariamente implica una prueba confirmatoria de alguna ancestría genética o biogeográfica con latiniamérica, pero que el médico forense y/o antropólogo, le asigno para la base de datos). Si bien estas categorías son sumamente amplias, pueden resultar útiles para ciertos análisis, y tal plantean numerosas fuentes de respuesta a hipótesis de investigación de corte antropológico, ya que muchas de las personas en la base de datos tienen datos descriptivos asociados que se derivan de la investigación de la muerte y los registros de la autopsia, así como de las entrevistas telefónicas con los familiares (Berry y Edgar, 2021).

Si bien, la información disponible varía mucho entre individuos, esta puede incluir educación, ocupación, actividades habituales, número de hijos, país de origen, padres y abuelos, historial de salud, medicamentos ingeridos, estado socioeconómico y más. Otra cosa destacable es que es una base de datos abierta que está disponible para fines de investigación y educación en la *web* <u>www.nmdid.unm.edu</u> (Figura 5).

Necropsia virtual o teleradiología

Como tercer ejemplo, e íntimamente relacionado a los anteriores, es la necropsia virtual y/o teleradiología (Bolliger et al., 2008; Rutty et al., 2007; Thali et al., 2003, 2005), uno de los mejores ejemplos de cómo la imagenología ha permeado el campo forense (Figura 6). En dicha propuesta se aplica todo el potencial del campo tridimensional al análisis y documentación de preguntas de corte forense. Se considera una técnica nueva, mínimamente invasiva e independiente del observador en el examen *post*-

mortem (Joseph et al., 2018). Su aplicación es objetiva y ofrece la posibilidad de una reevaluación de los hallazgos por parte de otros expertos, incluso después del entierro o cremación del cadáver, o curación de las heridas en personas vivas, lo que conduce a una mayor seguridad en los tribunales (Bolliger y Thali, 2015). La necropsia es un procedimiento invasivo y destructivo que implica la disección del cuerpo para la interpretación y documentación de hipótesis de investigación forense, como la causa de muerte y/o la cinemática del trauma. La disección corporal que involucra la necropsia convencional a menudo tiene un impacto en las familias en duelo e incluso algunas religiones lo prohíben.



Figura 6. Ejemplo de la disección virtual de los muslos, donde se observa: (A, B) tejido tisular (B,E) tejido muscular, y (C, F) y el óseo. Realizada sobre una tomografía de la base de datos NMDID como ejemplo de aplicación. La observación en 3D es de suma relevancia en el diagnóstico de variantes anatómicas, lesiones o enfermedades preexistentes.

La necropsia virtual o *virtopsy* es un enfoque multidisciplinario que unifica la medicina forense, la patología, la radiología, el procesamiento de imágenes, la física y la biomecánica (Bolliger et al., 2008). La *virtopsy* tiene cuatro grandes pilares: a) el escaneo de superficie tridimensional 3D o la fotogrametría asistida por computadora, b) tomografía computarizada multicorte (MSCT), c) la resonancia magnética (MRI), d) y la espectroscopia de resonancia magnética (Figura 7).



Figura 7. Componentes principales de la necropsia virtual según Bolliger et al. (2008).

Uno de los desarrollos más innovadores de la *virtopsy* es el sistema robótico denominado *virtobot* (Figura 8). Este equipo permite la adquisición de datos combinados de superficie y volumen corporal dentro de un solo espacio 3D (Bolliger et al., 2008) e integra a los datos de tomografía y MRI. El mismo fue desarrollado por el equipo de *virtopsy* en colaboración con el Centro Austríaco de Innovación y Tecnología Médica (www.acmit.at). Permite la documentación automatizada de superficies en 3D de alta resolución, así como el muestreo de tejido post-mortem guiado por TC. Su diseño modular facilita la ampliación del sistema añadiendo más funciones en el futuro.



Figura 8. Virtobot desarrollado por el Centro Austriaco de Innovación y Tecnología Médica. Imagen tomada de https://img.unocero.com/2013/03/virtobot.jpg

Como plantea Bolliger et al. (2008), una de las mayores limitantes de la *virtopsy* es el acceso a recursos para los equipos en lo que denominan países en "vía de desarrollo". Otros factores que demeritan a la *virtopsy* son que los artefactos pueden limitar un diagnóstico, estructuras muy delgadas o finas pueden no captarse en las segmentaciones y que el color y olores, no pueden ser evaluados (Figura 9).

Las bases de datos hospitalarias imagenológicas como fuentes de datos forenses

La crisis en materia forense en el contexto mexicano ha requerido de la mejora, adecuación y desarrollo de nuevos métodos para el análisis antropológico. Por otro lado, existe un rezago importante de

datos de comparación en métodos de determinación del perfil biológico e individualizante, lo que limita la aplicación de otras técnicas de identificación humana, porque se desconoce su exactitud. La necesidad de bases de datos de confronta es uno de los mayores desafíos de la *praxis* forense antropológica en el país, pensemos en que a la fecha no existe una base de datos centralizada en materia forense, aunque la Ley General en Materia de Desaparición Forzada (2017), la contempla, la realidad es que apenas se están dando los primeros pasos, aunque mucho tiempo antes se habían requerido.



Figura 9. Ventajas, eficacia y desventajas de la necropsia virtual según Bolliger y colaboradores (2008).

Como una alternativa, desde Ciencia Forense de la UNAM, se buscó la colaboración con diversos departamentos de imagenología de hospitales públicos del país, donde se intentó acceder de manera retrospectiva a su base de datos de pacientes para la obtención de bases de datos de confronta. Por ejemplo, la radiología simple, en Estados Unidos, representa el 75% de los exámenes realizados para la práctica médica (Mettler, 2014), lo que supone una referencia de la variación de caracteres morfológicos, por citar un ejemplo.

¿Cómo es el contexto de este tipo de exámenes médicos en México? Según el reporte oficial de consultas realizadas en el Hospital General de México (HGM) entre 2016 y 2020 se otorgaron 3,426,793 atenciones médicas (media= 685358.6, max= 792016 (2017) y min= 322683 (2020), Tabla 3). De igual manera, el servicio de radiología tuvo un total de 603,316 servicios en el mismo periodo (media= 120663.2, max= 136987 (2016), min= 82814 (2020), Tabla 3). Primero, se verifica que la tendencia reportada para EUA de atenciones imagenológicas dista mucho del patrón en México, donde solo y en promedio, un 18.55% de las atenciones derivan a las técnicas de imagen (Tabla 3).

Tabl	a3 F	Resumen	de la te H	endencia o ospital Ge	de las co neral de	onsultas México (generale HGM) di	es e im urante 2	agenol 2016 a 2	ogía re 2020.	alizada	s en el
Año	Rx	TAC	MRI	Total consultª	Total img⁵	Total tres⁰	% img⁴	% Rx	% TAC	% MRI	% tres ^e	% otros ^f
2020	30,152	18,198	2389	322,683	82,814	50,739	25.66	36.41	21.97	2.88	61.27	38.73
2019	36,073	27,235	5450	784,728	126,343	68,758	16.10	28.55	21.56	4.31	54.42	45.58
2018	42,638	26473	5250	757,283	127,177	74,361	16.79	33.53	20.82	4.13	58.47	41.53
2017	53,053	22,390	4679	792,016	129,995	80,122	16.41	40.81	17.22	3.60	61.63	38.37
2016	59,829	20,881	4520	770,083	136,987	85,230	17.79	43.67	15.24	3.30	62.22	37.78
suma	221,745	115,177	22,288	3,426,793	603,316	359,210	92.76	182.97	96.81	18.23	298.01	201.99
media	44,349	23,035	4,458	685,359	120,663	71,842	18.55	36.59	19.36	3.65	59.60	40.40

Se presenta el total y porcentajes de atenciones (consult) en el HGM^a respecto del total de atenciones en el servicio de imagenología (img)^{b.d}, y de las tres especialidades más comunes^{c.e} (RX+TAC+MRI). Se incluye también información sobre otros nueve estudios^f (% otros). Rx= rayos x, TAC= tomografía axial computarizada, MRI= resonancia magnética.

El servicio de imagenología del HGM, reporta 12 técnicas y/o servicios, densitometría, digestivos, estudios especiales, simples, intervencionismo, intervencionismo por médico cardiólogo, mastografía, medicina nuclear, resonancia, tomografía, ultrasonido, ultrasonido-mastografía. Para los fines de base de datos forenses, la radiología simple, la resonancia y la tomografía son de interés primario (Figura 10). Estas tres, representaron 359,210 atenciones en el periodo reportado, con porcentajes cercanos a lo reportado en EUA, esto es, 59.60% como media con un máximo de 62.21% (2016) y con un mínimo de 54.42% (2019).

Los centros de investigación científica forense en el centro del país, así como los servicios periciales tienen un potencial de 359,210 estudios para construir base de datos, y este sólo es el periodo reportado, ya que el servicio de imagenología es anterior a 2016. La necesidad de acceso a dichas bases de datos es prioritaria y debería ser evaluado en el sentido de su carácter urgente y humanitario.



Figura 10. Tendencia (frecuencia) de los tres estudios imagenológicos de importancia para la construcción de base de datos de interés forense: rayos x, tomografía (TAC) y resonancia magnética (MRI), datos oficiales tomados del Hospital General de México (HGM) periodo 2016-2020.

Limitaciones o áreas de innovación y desarrollo

Como se ha podido ver en los ejemplos, la antropología virtual es un área de enorme potencial para las ciencias forenses antropológicas, la medicina, patología, entre otras. También se pudo constatar que una de las limitantes que los autores anglosajones delimitan para países como México, son los recursos o presupuestos para la compra de dichos desarrollos. En primera instancia, parece obvio que esto sea así, empero, la experiencia de la aplicación del proyecto que sustenta la presente publicación da cuenta de que la articulación institucional, el apoyo para el desarrollo de proyectos por las autoridades periciales y el conocimiento de los peritos de estas técnicas hace que, aun con los recursos locales, se pueda aplicar la antropología virtual.

Es importante reflexionar que para los países "en vías de desarrollo" la compra de equipos para realizar la necropsia virtual (*virtopsy*) no debería ser problema, el desafío es generar vías de financiamiento para la compra de estos equipos de forma directa, evitando cualquier red de corrupción de los sistemas burocráticos.

Pensemos en todas las personas que han terminado en un tráiler por la saturación de los servicios periciales. Esos cuerpos pudieron ser sometidos a un protocolo básico de necropsia virtual y, por medio del telediagnóstico tener un archivo básico de identificación, causa de muerte, etc.

Además, de que los servicios forenses pudieron ya integrar una base de datos con motivos de identificación. En cada capital o centro urbano, el acceso a un tomógrafo es más realista, ya sea en el medio público o privado. Luego entonces, la aplicación de la antropología virtual en las ciencias forenses es viable y no puede considerar como limitante el acceso a recursos. Si bien es una discusión abierta, es sumamente importante comunicar que, desde la desventaja del acceso a recursos, la poca infraestructura de los servicios periciales en el país y la falta de capacitación al personal pericial, aplicar el protocolo de telediagnóstico o necropsia virtual es plausible.

Desde la perspectiva del equipo de trabajo, vislumbramos que el proyecto realizado en el Instituto de Servicios Periciales de la Fiscalía General del Estado de Oaxaca sentará las bases para la aplicación de la antropología virtual en otros estados, valiéndose de las experiencias aprendidas en este pequeño ejercicio. Por eso, es que vemos todos los avances en materia de antropología virtual como una fuente de desarrollo e innovación para los peritos, académicos y estudiantes de las ciencias forenses.

Limitaciones o áreas de innovación y desarrollo

Se propuso como pregunta eje del presente capítulo ¿Cuál es la importancia de la AV para las ciencias forenses? Han sido delimitados varios aspectos teóricos de la imagenología forense, como base de su aplicación en cualquier contexto forense que sea viable su aplicación. También, se han establecido elementos en donde la antropología virtual tiene pertinencia en el campo forense, aportando una delimitación epistemológica de la misma. Se ha establecido, su íntima relación con la imagenología forense, analizando uno de los factores más importantes en el modelo de la AV, el eje temporal. Igualmente, con los ejemplos presentados, se ha dado cuenta de la potencialidad de análisis que la antropología virtual tiene para el contexto de crisis forense en materia de identificación que acontece en el país, pero también, para el día a día de la práctica forense. Finalmente, la reflexión sobre el contexto de aplicación de la AV en México y/o Latinoamérica es de suma importancia, ya que, sin presentar su viabilidad a nuestro contexto, este capítulo como todo el libro, serían estériles. Cada uno de estos factores responde a la pregunta de la importancia de la AV a las ciencias forenses, el desafío ahora está para con los actores institucionales, peritos, académicos y alumnos que tomen estos desarrollos para lograr revertir la realidad apabullante que vivimos.

Referencias

Báez-Molgado, S., Peñaloza, A. y Herrera, P. (2012). *Estudio biomecánico tridimensional de artrosis en cadera*. Instituto de Investigaciones Antropológicas.

Báez-Molgado, S., Peñaloza, A. M., Spradley, M. K. y Bartelink, E. J. (2013). Analysis of Bone Healing in a Postoperative Patient: Skeletal Evidence of Medical Neglect and Human Rights Violations. *Journal of Forensic Sciences*, 58(4), 1050–1054.

Barrett, H. H. y Myers, K. J. (2004). Foundations of image science. Wiley-Interscience.

Bautista, J., Ortega, A. y Falcón, V. (2007). Aplicación de la imagenología al estudio de una momia. *Estudios de Antropología Biológica*, 13(1), 187–201.

Berry, S. D. y Edgar, H. J. (2021). Announcement: The New Mexico decedent image database. Forensic Imaging, 24, 200436.

Bolliger, S. A. y Thali, M. J. (2015). Imaging and virtual autopsy: looking back and forward. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 370(1674), 20140253.

Bolliger, S. A., Thali, M. J., Ross, S., Buck, U., Naether, S. y Vock, P. (2008). Virtual autopsy using imaging: bridging radiologic and forensic sciences. A review of the Virtopsy and similar projects. *European Radiology*, 18(2), 273–282.

Booij, R., Budde, R. P. J., Dijkshoorn, M. L. y van Straten, M. (2020). Technological developments of X-ray computed tomography over half a century: User's influence on protocol optimization. *European Journal of Radiology*, 131, 109261.

Brogdon, B. (1998). Forensic Radiology. CRC Press.

Brough, A. L., Morgan, B. y Rutty, G. N. (2015). The basics of disaster victim identification. *Journal of Forensic Radiology* and *Imaging*, 3(1), 29–37.

Brzobohatá, H., Prokop, J., Horák, M., Jancárek, A. y Velemínská, J. (2012). Accuracy and benefits of 3D bone surface modelling: a comparison of two methods of surface data acquisition reconstructed by laser scanning and computed tomography outputs. *Collegium Antropologicum*, 36(3), 801–806.

Chhem, R. y Brothwell, D. R. (2008). Paleoradiology: Imaging mummies and fossils. Springer.

Christensen, A. M., Hatch, G. M. y Brogdon, B. G. (2014). A current perspective on forensic radiology. *Journal of Forensic Radiology and Imaging*, 2(3), 111–113.

de Bakker, H. M., Roelandt, G. H. J., Soerdjbalie-Maikoe, V., van Rijn, R. R. y de Bakker, B. S. (2019). The value of postmortem computed tomography of burned victims in a forensic setting. *European Radiology*, 29(4), 1912–1921.

Dedouit, F., Yen, K. y Heinze, S. (2022). Forensic Imaging. Springer International Publishing.

Edgar, H., Daneshvari Berry, S., Moes, E., Adolphi, N., Bridges, P. y Nolte, K. (2020). *New Mexico Decedent Image Database*. Office of the Medical Investigator, University of New Mexico.

Escorcia, L. y Valencia, L. (2001). El uso de la tomografía computarizada para obtener datos sobre el grosor del tejido blando facial y su aplicación en la reconstrucción facial escultórica [Tesis de Licenciatura inédita]. Escuela Nacional de Antropología e Historia.

Fiete, R. D. (2010). Modeling the Imaging Chain of Digital Cameras. SPIE Press.

Ginat, D. T. y Gupta, R. (2014). Advances in Computed Tomography Imaging Technology. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 16(1), 431–453.

Hayakawa, M., Yamamoto, S., Motani, H., Yajima, D., Sato, Y. y Iwase, H. (2006). Does imaging technology overcome problems of conventional postmortem examination? A trial of computed tomography imaging for postmortem examination. *International Journal of Legal Medicine*, 120(1), 24–26.

Hornak, J. P. (2002). Encyclopedia of imaging science and technology. John Wiley & Sons.

Jalalzadeh, H., Giannakopoulos, G. F., Berger, F. H., Fronczek, J., van de Goot, F. R. W., Reijnders, U. J. y Zuidema, W. P. (2015). Post-mortem imaging compared with autopsy in trauma victims - A systematic review. *Forensic Science International*, 257, 29–48.

Joseph, T. I., Girish, K. L., Sathyan, P., Kiran, M. S. y Vidya, S. (2018). Virtopsy: An integration of forensic science and imageology. *Journal of Forensic Dental Sciences*, 9(3), 111-114.

Klales, A. R. (2016). Secular Change in Morphological Pelvic Traits used for Sex Estimation. *Journal of Forensic Sciences*, 61(2), 295–301.

Kotěrová, A., Králík, V., Rmoutilová, R., Friedl, L., Růžička, P., Velemínská, J., Marchal, F. Brůžek, J. (2019). Impact of 3D surface scanning protocols on the Os coxae digital data: Implications for sex and age-at-death assessment. *Journal of Forensic and Legal Medicine*, 68, 101866.

Ley General en Materia de Desaparición Forzada de Personas, Desaparición Cometida por Particulares y del Sistema Nacional de Búsqueda de Personas de 2017, México. Diario Oficial de Federación, 17-11-2017.

Mettler, F. A. (2014). Essentials of radiology. Elsevier.

Neu, C. P., y Genin, G. M. (2015). Imaging in Biological Mechanics. En C. P. Neu y G. M. Genin (Eds.), *Handbook of Imaging in Biological Mechanics* (pp. 3–7). CRC Press Taylor y Francis Group.

New Mexico Decedent Image Database - Welcome Home. (n.d.). Retrieved December 1, 2022, from https://nmdid.unm.edu/

O'Donnell, C. y Woodford, N. (2008). Post-mortem radiology-a new sub-speciality? Clinical Radiology, 63(11), 1189–1194.

Procuradoría General de la República. (2015). Protocolo para el tratamiento e identificación forense. https://www.dof.gob.mx/ nota_detalle.php?codigo=5384018&fecha=03/03/2015#gsc.tab=0

Romano, A. (1974). Aspecto antropológico físico del método de superposición fotográfico cara-cráneo con fines identificativos. *Criminalia*, XL(5–12), 463–467.

Rutty, G. N. (2007). Are autopsies necessary? The role of computed tomography as a possible alternative to invasive autopsies. *Rechtsmedizin*, 17(1), 21–28.

Rutty, G. N., Robinson, C. E., BouHaidar, R., Jeffery, A. J. y Morgan, B. (2007). The Role of Mobile Computed Tomography in Mass Fatality Incidents. *Journal of Forensic Sciences*, 56(2), 1343-1349.

Rutty, G. N., Robinson, C., Morgan, B., Black, S., Adams, C. y Webster, P. (2009). Fimag: The United Kingdom Disaster Victim/Forensic Identification Imaging System. *Journal of Forensic Sciences*, 54(6), 1438–1442.

Rutty, G. N., Alminyah, A., Cala, A., Elliott, D., Fowler, D., Hofman, P., Iino, M., Makino, Y., Moskała, A., O'Donnell, C., Sajantila, A., Vallis, J., Woodford, N. y Wozniak, K. (2013). Use of radiology in disaster victim identification: Positional statement of the members of the disaster victim identification working group of the international society of forensic radiology and imaging. *Journal of Forensic Radiology and Imaging*, 1(4), 218.

Saks, M. J. y Faigman, D. L. (2005). Expert evidence after Daubert. Annual Review of Law and Social Science, 1(1), 105–130.

Tang, X. y Xie, H. (2017). X-ray Computed Tomography for Diagnostic Imaging-From Single-Slice to Multi-Slice. En P. Russo (Ed.), *Handbook of X-ray Imaging: Physics and Technology* (pp. 637–667). CRC Press.

Thali, M. J., Yen, K., Schweitzer, W., Vock, P., Boesch, C., Ozdoba, C., Schroth, G., Ith, M., Sonnenschein, M., Doernhoefer, T., Scheurer, E., Plattner, T. y Dirnhofer, R. (2003). Virtopsy, a New Imaging Horizon in Forensic Pathology: Virtual Autopsy by Postmortem Multislice Computed Tomography (MSCT) and Magnetic Resonance Imaging (MRI)—a Feasibility Study. *Journal of Forensic Sciences*, 48(2), 2002166.

Thali, M. J., Braun, M., Buck, U., Aghayev, E., Jackowski, C., Vock, P., Sonnenschein, M. y Dirnhofer, R. (2005). VIRTOPSY— Scientific Documentation, Reconstruction and Animation in Forensic: Individual and Real 3D Data Based Geo-Metric Approach Including Optical Body/Object Surface and Radiological CT/MRI Scanning. *Journal of Forensic Sciences*, 50(2), 1–15.

Thali, M. J., Viner, M. D. y Brogdon, B. G. (2011). Brogdon's forensic radiology. CRC Press.

van Kan, R. A. T., Haest, I. I. H., Lobbes, M. B. I., Kroll, J., Ernst, S. R., Kubat, B. y Hofman, P. A. M. (2019). Post-mortem computed tomography in forensic investigations of lethal gunshot incidents: is there an added value? *International Journal of Legal Medicine*, 133(6), 1889–1894.

Weber, G., Recheis, W., Scholze, T. y Seidler, H. (1998). Virtual anthropology (VA): methodological aspects of linear and volume measurements--first results. *Collegium Antropologicum*, 22(2), 575–584. Weber, G. W. y Bookstein, F. L. (2010). *Virtual Anthropology: A guide to a new interdisciplinary field*. Springer-Verlag.

Weisensee, K. E. y Jantz, R. L. (2011). Secular changes in craniofacial morphology of the portuguese using geometric morphometrics. *American Journal of Physical Anthropology*, 145(4), 548–559.

Zhang, M. (2022). Forensic imaging: a powerful tool in modern forensic investigation. *Forensic Sciences Research*, 7(3), 385-392.

Capítulo 3

1901
Superposición craneofacial ajustada a poblaciones humanas

Bravo Morante Guillermo¹

1. Departamento de Antropología de las Américas, Universidad de Bonn

Resumen

En el presente capítulo se construye una delimitación epistémica de la aplicación de la antropología virtual en las ciencias antropológicas forenses; por medio de los conceptos de imagenología general, antropología virtual e imagenología forense. También se da relevancia al concepto de cadena de imagen como punto central de cualquier protocolo forense. Se propone la inclusión del concepto de tiempo, como la definición clásica de antropología virtual, discutiendo su pertinencia en el campo forense. Se hace también una reflexión sobre la multidimensionalidad de las técnicas de imagenología al campo forense. Después, se dotan de tres ejemplos de su aplicación al marco de las ciencias forenses, los equipos de identificación en desastres masivos (DVI), la conformación de bases de datos imagenológicas y la necropsia virtual. Finalmente, se dan algunos datos de la cantidad de estudios disponibles en un hospital público de México, como una fuente de datos ante la crisis en materia de desaparición que acontece en nuestros días y que ha sido el motivo del desarrollo del proyecto que creó este libro.

Palabras clave: superposición craneofacial, identificación, población, craneométrico, forense.

Abstract

Craniofacial superimposition is a human identification method with more than a century of development. Technical and computing improvements in recent times have revolutionized this technique, accepted as positive identification on numerous trials throughout its history and validated in numerous studies. This technical revolution must go hand in hand with the application and adaptation of the craniofacial superimposition to different populations, as well as making it more accessible to institutions specialized in human identification. The automation of the most tedious or complicated steps makes this possible and puts this technique at the forefront of human identification from skeletal remains.

Keywords: craniofacial superimposition, identification, population, craneometric, forensic.

Introducción a la superposición craneofacial

Un proceso de identificación humana se basa en una comparación entre características a fin de excluir tantos individuos como sea posible, llegando a la individualización; este empieza esclareciendo si la procedencia de los restos a identificar es o no de origen humano (Navarro Merino, 2012). Posteriormente, se estimarán el sexo, edad, altura y posible origen o ancestría de los restos, para lo cual existen variedad de métodos y técnicas. Otra dificultad a la que los antropólogos y especialistas se enfrentan comúnmente es al estado de conservación de los restos, estos pueden estar fragmentados e/o incompletos. Enterramientos múltiples añaden otro nivel de dificultad, especialmente si no se conoce el número de individuos que hay, si han sido trasladados, etc. El proceso de recuperación y el registro de los restos son cruciales incluso antes de que la identificación empiece (Algee-Hewitt y Kim, 2021; Carracedo et al., 2022; McCartney, 2013; M'charek et al., 2020; Spradley y Gocha, 2020).

Además de estimar las características biológicas (sexo, edad, altura y ancestría), es necesario obtener datos sobre posibles patologías, variantes anatómicas y otras anomalías que puedan ser comparadas con datos *antemortem*. Si bien en vida se observan características distintivas como cicatrices, tatuajes, marcas, salud dental, intervenciones quirúrgicas entre otras, estos datos se pierden rápidamente debido a la descomposición. Si bien en restos momificados algunas de estas características se preservan (Rice, 1988), el proceso de momificación es complejo y depende de un gran número de factores que no mencionaremos aquí. Para la identificación de restos mortales se han desarrollado diferentes métodos que se adaptan a grupos poblacionales (Aguilera, 1997; González-Colmenares et al., 2007; İşcan, 2005; Landa et al., 2009; Urquiza et al., 2005), es decir, una estimación apropiada de la ancestría determinará la fiabilidad de los siguientes pasos en la identificación.

Otros procesos identificativos que complementan la información obtenida del esqueleto y que se aplican a diario en antropología forense (Stratmann, 1998), son:

- 1. Comparación de huellas dactilares
- 2. Comparación de la mandíbula y dentición.
- 3. Autopsia (ayuda a establecer causa y mecanismo de muerte).
- 4. Test de ADN.

Basar un proceso de identificación únicamente en información del esqueleto es subóptimo, pero muchas veces los otros métodos de identificación fallan o no pueden realizarse. Por ejemplo, si no hay material genético bien preservado o bases de datos con qué contrastarlo. Una de las técnicas de identificación basadas en el esqueleto más interesantes es la superposición craneofacial (İşcan, 1993; Rathbun, 1984; Taylor y Brown, 1998).

La superposición craneofacial es un proceso forense en el que fotografías o imágenes tomadas de grabaciones de video de una persona desaparecida se comparan con un cráneo encontrado. Proyectando ambas imágenes una sobre la otra (o, en el mejor caso, valorando la correspondencia estructural de un modelo tridimensional del cráneo en la foto o serie de imágenes provenientes del vídeo), un experto puede determinar si ese cráneo corresponde a esa cara (Krogman y Isçan, 1986) basándose en las similitudes morfológicas cráneo-cara. Es decir, en cualquier identificación por superposición craneofacial contamos con, al menos, dos elementos: un cráneo y la foto *antemortem* de una cara. Si no se cuenta con una foto, pueden utilizarse *frames* de un video o un retrato a fin de evaluar la correspondencia anatómica entre el cráneo y la cara.

Además, la superposición craneofacial se ha visto beneficiada enormemente por los avances en antropología virtual e imagenología forense, el sustituir un cráneo por su modelo tridimensional ofrece ventajas en su manipulación y visualización que también puede ser contrastado con diversas fotos de diferentes individuos. Si bien estos avances han mejorado la técnica y la hacen más sólida, una tarea aún pendiente es la estandarización y la puesta a disposición de esta técnica a equipos e instituciones especializados en identificación humana, así mismo, debido a la propia naturaleza de la técnica, es importante la adaptación de ésta a diversas poblaciones o grupos humanos a fin de hacerla más certera. La relación entre los puntos anatómicos o *landmarks* entre el tejido óseo y el tejido blando son una fuente de variabilidad que, por ende, introduce error en la identificación (Damas et al., 2020a, 2020b). Una superposición craneofacial se evaluará principalmente sobre la base de la consistencia entre las estructuras anatómicas de la cara y el cráneo; la generación de datos precisos sobre el grosor de los tejidos blandos y el posicionamiento de las estructuras faciales son puntos importantes para mejorar las prácticas actuales en identificación humana dado que, por el momento, existe una preocupante falta de consenso en el enfoque metodológico, así como personal capacitado para la superposición craneofacial, que se suma a la variabilidad interpoblacional ya comentada, la cual es otro campo susceptible a mejora.

El cráneo y la superposición

La evaluación de una superposición es un tema importante que depende de la consistencia de la correspondencia anatómica entre la ubicación de las estructuras de tejido blando en relación con el hueso subyacente (Taylor y Brown, 1998). Para evaluar esta correspondencia, es necesaria una gran comprensión de la anatomía del cráneo y de la cara, la fiabilidad de la superposición craneofacial y cualquier identificación llevada a cabo mediante esta técnica será evaluada en base a la correspondencia entre las estructuras faciales y craneales. Por esto, una correcta evaluación anatómica de esta correspondencia es el pilar de esta técnica: poder generar datos precisos sobre el grosor del tejido blando y el posicionamiento de las estructuras faciales son la manera de mejorar las prácticas actuales en identificación humana.

Es el trabajo de Stephan y Simpson (Stephan y Simpson, 2008a, 2008b), que combinó las medidas de profundidad de tejido blando de una extensa lista de estudios publicados, el que ha establecido una base sólida desde la que seguir creciendo. Los resultados incluyen tres conjuntos de medidas de profundidad de tejido blando en las principales etapas del crecimiento humano, desde el nacimiento a los 11 años, de los 12 a los 17 y desde los 18 en adelante. Esta base de datos incluye valores para más de 3,000 individuos para los puntos craneofaciales de referencia. Estas tablas se actualizan anualmente.

El posicionamiento correcto de los *landmarks* faciales es fundamental para este análisis, por lo tanto, la precisión en la colocación de los puntos cefalométricos es necesaria cuando el proceso de evaluación forense depende de fotografías; no todos los puntos cefalométricos son identificables con la misma facilidad (Campomanes-Álvarez et al., 2015). Estos puntos (los más comunes) que corresponden al tejido blando se resumen en la Tabla 1. Los puntos craneométricos de mayor interés pueden verse marcados en un modelo tridimensional de un cráneo en la Figura 1.

Al tener en cuenta también dos posibles complicaciones derivadas de depender de estos puntos: la expresión facial tanto al momento de tomar los datos de grosor del tejido blando y la correspondencia de puntos como en las fotos utilizadas para la superposición. El otro problema es que la gran mayoría de los datos disponibles sobre correspondencia craneofacial han sido tomados de individuos en decúbito supino (acostados boca arriba). El efecto de la gravedad debe tenerse en cuenta, especialmente en aquellos pares de puntos con mayor grosor del tejido blando.

Correspondencia de puntos cefalométricos

El grosor del tejido blando, obtenido como la distancia desde la superficie de la piel a la superficie del tejido óseo subyacente en los *landmarks* específicos, proporciona un criterio válido para la evaluación de

la correspondencia anatómica. Esta medida puede estimar la coincidencia entre la cara y el cráneo además de controlar el contorno exterior de la cara durante la superposición (Codinha, 2010; Stephan y Simpson, 2008a). Las formas más comunes de medir este parámetro son:

Tabla 1

Landmarks faciales utilizados en superposición craneofacial. Se presentan los principales puntos cefalométricos del tejido blando empleados en análisis forenses basados en fotografías. Se muestran 22 *landmarks*: los primeros 12 corresponden al plano medio facial, mientras que los otros 10 son bilaterales. Se incluye su nombre, abreviación estándar y una breve descripción de su ubicación anatómica.

Nombre del punto	Abreviación	Descripción	
Vertex	v	Punto más superior de la cabeza	
Trichion	tr	Punto medio de la línea del cabello; determinado en el pico de viuda como la proyección a través de la l media desde ambos lados.	
Glabella	g	Punto más anterior en el plano medio de la frente, en la región de los arcos superciliares	
Nasion	n	Punto directamente anterior a la sutura nasofrontal, en el plano medio.	
Subnasale	sn	Punto medio en la unión entre el borde inferior del tabique nasal y el área del filtro labial	
Labiale superius	ls	Punto medio del borde bermellón del labio superior.	
Stomion	sto	Punto medio de la línea de la fisura labial cuando los labios están cerrados de manera natural, con los dientes en posición de oclusión natural.	
Labiale inferius	li	Punto medio del borde bermellón del labio inferior	
Supramentale	sm	Punto medio más profundo del surco mentolabial.	
Pogonion	pg	Punto más anterior en el plano medio de la barbilla, localizado en la superficie de la piel anterior al punto idéntico del hueso en la mandíbula.	
Gnathion	gn	Punto medio entre pg y me.	
Menton	me	Punto más inferior en el plano medio de la barbilla.	
Frontotemporale	ft	Punto de concavidad a cada lado de la frente sobre el borde supraorbital, lateral a la elevación de la línea temporal.	
Mid-supraorbital	mso	Punto anteriormente adyacente al borde superior de la órbita, en una línea que bisecciona verticalmente la órbita.	
Frontozygomaticus	fz	Punto más lateral de la sutura frontozigomática, identificado por palpación de la línea de la sutura en el borde superolateral de la órbita.	
Exocanthion	ec	Punto más lateral de la fisura palpebral, en la comisura externa del ojo.	
Endocanthion	en	Punto más medial de la fisura palpebral, en la comisura interna del ojo.	
Tragion	t	Punto ubicado en la muesca sobre el trago de la oreja (la proyección cartilaginosa anterior al canal auditivo externo), donde el borde superior del cartílago desaparece en la piel de la cara.	
Zygion	zy	Punto más lateral sobre cada arco zigomático, identificado como el punto de máxima anchura bizigomática de la cara.	
Alare	al	Punto más lateral del ala nasal.	
Cheilion	ch	Punto en las comisuras de la boca donde se unen los bordes exteriores de los bermellones superior e inferior.	
Gonion	go	Punto más lateral del ángulo mandibular.	

Al tener en cuenta también dos posibles complicaciones derivadas de depender de estos puntos: la expresión facial tanto al momento de tomar los datos de grosor del tejido blando y la correspondencia de puntos como en las fotos utilizadas para la superposición. El otro problema es que la gran mayoría de los datos disponibles sobre correspondencia craneofacial han sido tomados de individuos en decúbito supino (acostados boca arriba). El efecto de la gravedad debe tenerse en cuenta, especialmente en aquellos pares de puntos con mayor grosor del tejido blando.

El cráneo y la superposición

El grosor del tejido blando, obtenido como la distancia desde la superficie de la piel a la superficie del tejido óseo subyacente en los *landmarks* específicos, proporciona un criterio válido para la evaluación de la correspondencia anatómica. Esta medida puede estimar la coincidencia entre la cara y el cráneo además de controlar el contorno exterior de la cara durante la superposición (Codinha, 2010; Stephan y Simpson, 2008a). Las formas más comunes de medir este parámetro son:



Figura 1. Puntos (en verde) craneométricos de mayor relevancia para la superposición craneofacial marcados en un modelo tridimensional de un cráneo. La línea gris representa el plano de Frankfurt. Esta figura es una captura de pantalla del *software* Skeleton-ID cedida por Panacea. La correspondencia entre los puntos aquí mostrados y los de la Tabla 1 es en los 17 puntos más relevantes: Glabella (g') en tejido blando corresponde a Glabella (g) en el cráneo Nasion (n') corresponde a Nasion (n), Subnasale (sn') corresponde a Subspinale (ss), Labiale superius (ls') corresponde a Prosthion (pr), Labiale inferius (li') corresponde a Infradentale (id), Pogonion (pg') corresponde a Pogonion (pg) Gnathion (gn') corresponde a Gnathion (gn), Gonion left (go' L) corresponde a Gonion left (go L), Gonion right (go' R) corresponde a Gonion right (go R), Alare left (al' L) corresponde a Alare left (al L), Alare right (al' R) corresponde a Vygion left (zy' L) corresponde a Dacryon left (d L), Endocanthion right (en' R) corresponde a Dacryon right (d R), Exocanthion left (ec' L) corresponde a Exocanthion right (ec' R) corresponde a Exocanthion right (ec R). Esta corresponde a Exocanthion left (ec L), Exocanthion right (ec' R) corresponde a Superposición craneofacial y la identificación forense. La figura proporciona una guía visual completa para la correcta alineación de estos puntos entre la cara y el cráneo, lo cual es esencial en los procesos de reconstrucción facial y análisis forense.

- Punción, obtenidas de individuos ya fallecidos generalmente (parte de la información obtenida de población mexicana ha sido mediante este método y por Tomografía Computerizada) (Birkner, 1905; Codinha, 2010; Domaracki y Stephan, 2006; Galdames et al., 2008; His, 1895; Rhine et al., 1982; Rhine y Campbell, 1980; Simpson y Henneberg, 2002; Stadtmüller, 1922; Suzuki, 1948; Von Eggeling, 1909).
- Cefalorradiografía (Bankovski, 1958; George, 1987; Leopold, 1968; Weinig, 1958).
- Imagen por ultrasonido (Aulsebrook et al., 1996; Wilkinson, 2002).

- Tomografía computerizada (Phillips y Smuts, 1996).
- Tomografía de haz cónico (Bankovski, 1958).
- Resonancia magnética (Sahni et al., 2002).

Para un mayor entendimiento de estas técnicas y las poblaciones que se han estudiado con ellas, se recomienda consultar la bibliografía citada.

Sin embargo, ninguna de las metodologías listadas ofrece una solución perfecta, cada cual tiene ventajas y desventajas (ver Capítulo 1). Otros parámetros para tener en cuenta cuando estudiamos el tejido blando son la ancestría, etapa del crecimiento, cambios de peso o cambios derivados de la edad o patologías, es por esto por lo que se hace mayor énfasis en las características faciales con una profundidad mínima (grosor) del tejido blando. El tercio medio de la cara (ojos, nariz y dientes) también está menos influenciado por cualquier distorsión fotográfica y podría considerarse más preciso también por esto (Taylor y Brown, 1998). Cuando se superponen tejido óseo y blando, podemos ver como algunas correspondencias cráneo-cara no son perpendiculares, tal y como podemos ver en la Figura 2.

La cara

La cara es una de las partes más individualizadoras y únicas de una persona. Por esto, es importante establecer las características morfológicas más utilizadas al realizar una evaluación de la correspondencia entre la cara y el cráneo. Existen multitud de estudios que cubren desde la forma general de la cara respecto al cráneo como partes concretas como: las cejas, los ojos, la nariz, la boca, mejillas, orejas y barbilla, para un mayor conocimiento de estos estudios de manera individualizada, se recomienda consultar Damas y colaboradores (2020a, 2020b).



Figura 2. Puntos craneométricos (en verde) marcados en un modelo 3D de un cráneo, los vectores azules representan la dirección en la que encontraremos el punto cefalométrico correspondiente, como se puede observar, la relación entre ambos puntos no es siempre perpendicular. Esta figura es una captura de pantalla del *software* Skeleton-ID cedida por Panacea.

Criterio de examinación

La evaluación de la calidad de las imágenes fotográficas y de video en las que se pueda valorar la correspondencia entre los elementos *antemortem* y *postmortem* y de la relación anatómica entre la cara y las estructuras óseas subyacentes para que la superposición craneofacial se ha llevada a cabo siguiendo una serie de criterios diferentes. Estos incluyen diversos trabajos a lo largo de los últimos años (Austin-Smith y Maples, 1994; Gordon y Steyn, 2012; Helmer, 1987; Helmer et al., 1989; Ishii et al., 2011; Jayaprakash et al., 2001; Lan, 1995; Powell y Humphreys, 1984; Ricci et al., 2006; Yoshino, 2012; Yoshino et al., 1995).

Historia de la superposición craneofacial

El hecho de comparar restos esqueléticos humanos con réplicas artísticas o fotografías ha marcado el desarrollo y la historia de la superposición craneofacial. Desde la identificación de criminales como el director médico de Adolf Hitler, el doctor Josef Mengele (Helmer, 1987; Teixeira, 1985), a la identificación de víctimas en catástrofes naturales (Al-Amad et al., 2006), pasando por la identificación de terroristas (Indriati, 2016) entre otros casos mediáticos, esta técnica ha estado en constante evolución desde la primera aplicación de la que se tiene constancia en 1935 (Glaister y Brash, 1937). En parte por este poder mediático y por su efectividad, la superposición craneofacial se vuelve más y más relevante cada año, acompañada por los avances técnicos, especialmente en antropología virtual.

De los primeros casos de los que queda constancia, sabemos que se compararon imágenes *antemortem* con restos craneales a principios del siglo XX. En estos casos, la superposición craneofacial hizo de respaldo a evidencias presentadas ante un tribunal (y no como principal método de identificación). El caso más relevante de este inicio es el caso Ruxton de 1937, en el que se compararon los cráneos de dos personas con las fotografías de varias mujeres desaparecidas (Glaister y Brash, 1937). Años más tarde, se utilizó la radiografía de un cráneo para una identificación, de nuevo como apoyo a la evidencia, en un caso ocurrido en una iglesia bautista (Simpson, 1943). En otro caso, la imagen *antemortem* de referencia utilizada fue un dibujo lineal de la cabeza de la persona desaparecida superpuesta al cráneo; la superposición se llevó a cabo proyectando este dibujo sobre el cráneo, colocado de manera similar a la que aparecía en la imagen. Basados en una buena correspondencia anatómica, los especialistas consideraron la identificación con un grado de probabilidad considerable (Gordon y Drennan, 1948).

En la década de los 50, en Sudáfrica se reportó un caso en el cual la superposición fotográfica fue aceptada como parte de las pruebas para la identificación de un individuo (Prinsloo, 1953). El caso conocido como *Plumbago Pit*, en Srilanka, 1947, despertó el interés del público cuando se encontró un cuerpo putrefacto flotando en un pozo. Un mes y medio más tarde, sin una clara idea para identificar el cuerpo, el profesor G. S. W. Saram decidió explorar la posibilidad de aplicar la metodología de la superposición craneofacial, de nuevo basada en la aplicada en el caso *Ruxton*. Ni la identidad del cuerpo ni la precisión de la técnica utilizada fueron objeto de cuestión durante el juicio (Webster, 1955).

La primera vez que una identificación positiva fue basada exclusivamente en la superposición craneofacial y aceptada en un tribunal de justicia ocurrió en India en 1962 (Sen, 1962; Ubelaker et al. 1992). Posteriormente, en 1973 en India también; se encontraron las partes desmembradas de un cuerpo, incluyendo el cráneo. El capitán K. Nagaraju, un doctor de la armada India estaba acusado del asesinato de su mujer e hijo durante un viaje en tren desde Delhi a Secunderabad. En el baño de un hotel de Secunderabad, desmembró el cuerpo de su mujer en piezas que facilitaran su transporte y se deshizo de estas por la zona. El cráneo fue encontrado e identificado por superposición craneofacial con una fotografía *antemortem* de la supuesta víctima usando el negativo colocado debajo del vidrio esmerilado de la cámara y marcando las características sobresalientes de la cara en el vidrio. El cráneo se montó en una estructura en frente de la cámara y colocado de manera que se alinee con la mayor precisión posible con los contornos del vidrio esmerilado, teniendo debidamente en cuenta los tejidos blandos que cubren el hueso. En esta posición se pudo preparar una imagen negativa del cráneo, las negativas de la fotografía y

del cráneo fueron superpuestos al alinear puntos característicos en los negativos. En el reporte se utilizaron los siguientes puntos o *landmarks*:

- 1. Los ojos dentro de las órbitas, con los dos pares de canthi correctamente alineados.
- 2. El nasion.
- 3. El prostion.
- 4. La espina nasal en el centro, que está un poco por encima de la punta de la nariz.
- 5. El borde inferior de la nariz.
- 6. El borde inferior del maxilar superior, es decir, debajo de la punta de la nariz.
- 7. Los cigomáticos debajo de los ojos.

Este caso resultó en una identificación positiva (Reddy, 1973).

Una de las identificaciones más famosas realizadas por superposición craneofacial es la del doctor Joseph Mengele en Sao Paulo, en Brasil en 1985. Los datos para la comparación y posterior identificación fueron obtenidos de una hoja de un examen médico de la SS en 1938; entre esos datos se encontraban la altura, peso, circunferencia craneal, forma del cráneo, estructura corporal dos fotografías en vista frontal y lateral de cuando el doctor tenía 27 años y tres de cuando tenía 60. Los autores del estudio pudieron concluir, basados en distintas técnicas entre las cuales se encontraba la superposición craneofacial, que "no cabe duda de que las partes esqueléticas exhumadas son los restos del cadáver del doctor Joseph Mengele" (Helmer, 1987). Otro caso de identificación utilizando esta técnica es el de Mozart (Puech et al., 1989), lo cual puso fin a la disputa que había sobre el paradero de sus restos mortales.

Aún en el siglo XX, seguimos encontrando casos de identificación basados en la superposición craneofacial. La eficacia de esta metodología ha sido puesta a prueba en diversos informes forenses y dejan constancia de su uso durante los primeros 50 años de su desarrollo (Basauri, 1967; Bastiaan et al., 1986; Brown, 1982; Gejvall, 1974; Janssens et al., 1978; McKenna et al., 1984; Reddy, 1973; Sekharan, 1971; Sen, 1962; Sivaram y Wadhera, 1975; Vogel, 1968; Webster et al., 1986). Estos casos, resueltos con el uso de fotografías de ambos, el cráneo y la cara pertenecen a la primera generación de los métodos de superposición craneofacial denominada "Superposición craneofacial fotográfica". Posterior a esto, el uso de videos empezó a normalizarse, (Helmer y Grüner, 1977a, 1977b) fueron los primeros en practicar esta técnica de superposición. Al utilizar imágenes en movimiento encontraron enormes ventajas sobre las fotografías (Austin-Smith y Maples, 1994; Fenton et al., 2008; Helmer y Grüner, 1977a, 1977b; McKenna et al., 1984; Shahrom et al., 1996; Solla y Işcan, 2001; Yoshino et al., 1995) y la superposición craneofacial basada en vídeo es el caso más utilizado hasta la fecha para solucionar casos forenses.

Fue basado en esta modalidad de superposición por vídeo que se pudo abordar el primer incidente con víctimas en masa. En febrero de 2003 se recuperaron huesos de origen humano mezclados con otros de origen animal en el desierto de Arizona. De entre los numerosos elementos postcraneales encontrados, había 5 cráneos; la presunta identidad de las víctimas era conocida, por lo que se llegó a considerar que el caso se había. Tres de las víctimas (dos varones y una mujer) pudieron ser identificados por un antropólogo forense mediante el perfil biológico. Las dos restantes (otras dos mujeres) tenían perfiles demasiado similares y se tuvieron que recurrir a otros métodos de identificación. El especialista contaba con una fotografía de una de las mujeres con la que se pudo utilizar la superposición craneofacial por un equipo de especialistas de la Universidad de Michigan. Estos utilizaron dos videocámaras, un mezclador de vídeo, un monitor, una grabadora de vídeo y un ordenador con una capturadora de vídeo. Gracias a esto, los investigadores descartaron uno de los cráneos y clasificaron el segundo como "posible" por relación con la fotografía de una de las mujeres. Esto sirvió como antecedente y se concluyó que la superposición

craneofacial debería de ser utilizada tan solo para excluir (o fallar al excluir) a un individuo en lugar de tratarse como una identificación explícita (Fenton et al., 2008).

A pesar de la gran cantidad de identificaciones positivas utilizando técnicas de superposición en video, la popularización, el rápido desarrollo y las infinitas posibilidades que ofrecen los ordenadores los han convertido en los sistemas de superposición craneofacial de la siguiente generación. Estas técnicas de superposición asistidas por ordenador han sido resultado del enorme desarrollo en computación de los últimos años. Uno de los primeros casos de los que hay constancia donde se realizó una superposición asistida por ordenador fue realizada por un equipo de expertos del FBI, liderado por Ubelaker en 1992. El equipo comparó la fotografía de una presunta víctima y el cráneo articulado con la mandíbula; este enfoque tan novedoso fue proclamado como "un método nuevo, rápido y altamente efectivo para demostrar la consistencia entre las características esqueléticas de la cabeza y las fotografías faciales" (Ubelaker et al., 1992). Otro caso de superposición guiada o asistida por ordenador fue la identificación del Dr. Eugénio Antonio Berríos Sagredo, acusado de elaborar gas nervioso durante el régimen dictatorial del General Augusto Pinochet en Chile y cuyos restos fueron hallados en Uruguay en 1995 (Solla y Işcan, 2001).

Desde entonces, la superposición craneofacial asistida por ordenador ha ganado popularidad como método de identificación. Recientemente, distintos grupos de investigación han utilizado métodos informáticos que simplifican el proceso de superposición mediante la automatización de la misma (Huete et al., 2015). Estos representan la nueva generación de sistemas de superposición, si bien su uso no está aún tan extendido. Los dos últimos ejemplos del uso de métodos informáticos para conseguir la identificación son notables. En el primer caso, detallado en Pushparani et al. (2012), se encontró un esqueleto masculino de unos 25 años junto a una fotografía. La fotografía y el cráneo fueron comparados por la División de Antropología del Departamento de Ciencias Forenses de la India. Estos emplearon superposición de video guiada por ordenador para el análisis craneofacial, concluyendo en una identificación probable, la cual fue confirmada posteriormente por comparación radiológica de una prótesis hallada en el fémur.

El otro caso es el de la identificación de los líderes rebeldes ejecutados durante el levantamiento polaco-lituano contra el Imperio Ruso en 1863-1864 mediante superposición craneofacial asistida por el *software* Skeleton-ID. Con acceso a 19 cráneos escaneados en 3D y 12 fotografías de 11 posibles candidatos, se obtuvo una tasa de aciertos del 98,76%, validando así el uso de herramientas que automaticen el proceso (Bermejo et al., 2021; Martos Fernández, 2021).

Técnicas de superposición

Si bien se han mencionado ya durante el repaso a través de la historia de este método de identificación, es crucial entender más a fondo las diferencias entre los distintos enfoques posibles. En el comienzo de la superposición craneofacial, el requerimiento de un soporte técnico y una forma de estandarización llevó a una vasta cantidad de enfoques y adaptaciones. Probablemente debido a esto, tenemos una amplia diversidad de métodos y terminologías, lo que complica alcanzar una metodología uniforme. Así, cada experto o grupo de expertos tiende a aplicar su enfoque al problema basándose en los medios técnicos disponibles y su conocimiento de la anatomía craneofacial, el grosor del tejido blando (recordando la diversidad de métodos para estimar este parámetro) y su correspondencia. Estos han avanzado a medida que se dispone de mejoras tecnológicas, aunque con bases ya establecidas.

Recientemente, se realizó una encuesta sobre los métodos preferidos utilizando un criterio computacional para clasificarlos (Damas et al., 2011, 2020b; Mesejo et al., 2020). Este criterio contempla el uso de ordenadores/computación durante las diferentes etapas del proceso de superposición; estas etapas son: Preparación de la cara (postprocesado y elección de fotografías o imágenes de la cara) y modelado del cráneo, superposición cara-cráneo y toma de decisiones:

- La primera etapa implica lograr un modelo digital del cráneo y el realce y preparación de la imagen (o imágenes) del rostro. Esta fase no está presente en todos los sistemas. De hecho, los sistemas más antiguos y muchos de los actuales todavía usan una fotografía y/o una serie de tomas de video del cráneo en lugar de crear un modelo 3D del mismo. En relación con la imagen de la cara, los sistemas más modernos usan una imagen en formato digital. Esta etapa también aborda la aplicación de técnicas de procesamiento de imágenes para mejorar la calidad de la imagen del rostro.
- La segunda etapa es la superposición cráneo-cara. Consiste en buscar la mejor superposición de la imagen tratada de la etapa anterior con una imagen o modelo 3D del cráneo.
- Por último, la tercera fase del proceso se refiere a la toma de decisiones. A partir de la superposición lograda, la decisión sobre la identificación se realiza examinando el contorno y el grosor del tejido blando en varios puntos de referencia antropométricos y las relaciones posicionales del cráneo con las partes de la cara basadas en datos anatómicos.

Después de analizar ambos párrafos, presento una versión fusionada:

Superposición craneofacial fotográfica

Este método de superposición es una técnica que comenzó a desarrollarse a mediados de la década de 1930, esta permitió hacer, por primera vez, la comparación de un cráneo desconocido con imágenes de la cara de un fallecido. La literatura acerca de la implementación de esta técnica puede consultarse en la bibliografía (Damas et al., 2020a, 2020b); de acuerdo con la clasificación derivada de la encuesta publicada por Sergio Damas y sus colegas (Damas et al., 2011):

- Preparación de la cara y modelado del cráneo: los pasos iniciales están destinados a seleccionar y obtener imágenes claras y medibles. Los factores más importantes que afectan a la calidad la foto a superponer son la selección de la imagen *antemortem*, el conocimiento de todos los detalles técnicos del equipo fotográfico, distancia focal, distancia de la cámara al objetivo, etc. que son los principales causantes de producir las deformaciones.
- Superposición cara-cráneo: casi todos los autores han creado su propia metodología para proyectar ambas imágenes, utilizando craneóforos, imágenes con transparencias y otros mecanismos que permitan colocar las fotografías del cráneo y del rostro en la misma posición. También, algunos autores hacen uso de puntos de referencia anatómicos o *landmarks* que facilitan el proceso de superposición.
- 3. Toma de decisiones: en la mayoría de los casos la decisión se basa en características algo subjetivas por la falta de consenso y estudios sobre el grosor del tejido blando y la dificultad que conlleva hacer las mediciones sobre una fotografía.

Superposición craneofacial por vídeo

El elemento común de la mayoría de los sistemas de superposición basados en vídeo es un par de cámaras de vídeo, un dispositivo para mezclar vídeo y un monitor. En lugar de las fotografías, calcos o dibujos para guiar la superposición, las cámaras proporcionan imágenes en vivo de los objetos. Estos sistemas presentan una gran ventaja sobre los procedimientos de superposición fotográfica anteriores al minimizar problemas derivados de los sistemas fotográficos. Por ejemplo, la cantidad de manipulaciones y el tiempo requerido para realizar la superposición se reducen enormemente por la naturaleza de la técnica.

Sin embargo, los procesos de orientación y redimensionamiento de la foto *antemortem* y el cráneo en vídeo sigue siendo problemático:

- 1. Preparación de la cara y modelado del cráneo: se siguen los pasos de obtener imágenes medibles, conocer la distancia al objeto, seleccionar imágenes *antemortem* apropiadas (tan cercanas como sea posible al momento de desaparición), evitar fotografías con sombras, claroscuros, conocer los datos técnicos del equipo y la preparación de la imagen para resaltar la información útil. Para obtener imágenes que puedan ser medidas, la mayoría de los autores utilizan puntos de referencia anatómicos y medidas antropométricas.
- 2. Superposición cara-cráneo: para la comparación de ambas imágenes, la orientación del cráneo se realiza de la misma manera que la superposición fotográfica; sin embargo, es más fácil redimensionar ambos objetos para que coincidan gracias a la función del zoom (Yoshino, 2012). La manera de orientar el cráneo ha variado en función de los avances técnicos y nuevos aparatos.
- 3. Toma de decisiones: una vez realizada la superposición, se lleva a cabo la toma de decisiones. Las principales herramientas involucradas en esta etapa son la mezcla de vídeo, enfoques y desenfoques y el uso de "efectos especiales" o filtros. Al final, es la experiencia y pericia del antropólogo forense sigue siendo crucial y determinante en la identificación.

Superposición craneofacial asistida por ordenador

La diferencia entre métodos asistidos y no asistidos por ordenador se basa en el uso de la tecnología (relacionada con la computación) utilizada. El papel del ordenador en este proceso es de importancia en la actualidad y no ha sido considerado hasta recientemente. Siempre que se utilice este tipo de tecnología como parte de un sistema de superposición, este debe de considerarse una técnica asistida por ordenador. Una subclasificación dentro de este tipo de superposiciones debería de diferenciar entre métodos automáticos y no automáticos (Damas et al., 2011, 2020a).

- 1. Preparación de la cara y modelado del cráneo: la imagen de la cara suele ser una fotografía que se ha tomado en condiciones fijas generalmente desconocidas en el momento del análisis. Con una imagen digital, cabe la posibilidad de mejorar la calidad de esta, si no se cuenta con una imagen en formato digital, se puede digitalizar (con un escáner, por ejemplo). La mejora puede llevarse con filtros o algoritmos de procesamiento, sin embargo, el cráneo debe digitalizarse, preferiblemente en un modelo tridimensional de alta calidad y fidelidad. El campo de la biomedicina y la antropología virtual (tomografía computarizada o escáneres de superficie) han tenido gran impacto en su desarrollo.
- 2. Superposición cara-cráneo: el éxito de la superposición depende de la correcta colocación del cráneo imitando la de la cara. Este procesamiento de orientación es muy difícil y generalmente lento (Fenton et al., 2008). La mayoría de los métodos de superposición existentes se guían por una serie de puntos de referencia entre el cráneo y la cara. Una vez estos puntos están localizados, el proceso de superposición cráneo-cara trata de buscar la mejor orientación del cráneo que produzca la mejor coincidencia de estos puntos de referencia. Para esto hay métodos automáticos y no automáticos.
- 3. Toma de decisiones: el enfoque más directo sería el de medir las distancias entre cada par de puntos cráneo-cara. Esto, sin embargo, no es recomendable, debido a la acumulación de error del proceso de calibración del tamaño de las imágenes. En cambio, la literatura recomienda basarse en las proporciones entre estos puntos de referencia.

Estado actual de la superposición craneofacial

Analizando los casos resueltos mediante superposición craneofacial en la bibliografía, podemos ver una distinción en los escenarios de identificación según el número de candidatos a identificar y el número posible de coincidencias, así sea un solo candidato, una lista cerrada de candidatos o una lista abierta. De estos escenarios, la lista abierta considera un evento que implica la muerte de un número indeterminado de personas desconocidas, de las cuales no se tienen datos ni registros. Las listas cerradas, en cambio, son aquellas en las que se ha producido la muerte de un grupo conocido de personas identificables.

Según la naturaleza de la investigación en desarrollo, Sergio Damas (Damas et al., 2020a, 2020b) y sus colegas reconocen cuatro enfoques o escenarios distintos:

- Desastres masivos, que se definen como eventos naturales o provocados por el hombre que causan la muerte o lesiones a un gran número de personas. Estos incluyen inundaciones, fenómenos derivados del clima, geofísicos, epidemias o pandemias o de causa antrópica de manera intencionada o no, como guerras o accidentes.
- 2. El terrorismo, que se puede definir como una actividad humana diseñada para causar daño humano y/o material, utilizando la violencia premeditada con fines políticos, religiosos o económicos.
- 3. Personas desaparecidas, acorde con el Comité Internacional de la Cruz Roja, son esas personas de las que no se tienen noticias y/o que, con base a información fehaciente, han sido reportadas como desaparecidas (principalmente por familiares o gente cercana) a consecuencia de diversos motivos.
- 4. Las fosas comunes lugares de enterramiento de un número indeterminado de personas como consecuencia de una guerra, guerrilla o como consecuencia de desastres masivos. Frecuentemente, la exhumación y estudio de los restos mortales de las fosas comunes implican una serie de procedimientos largos y costosos. Existen diversos protocolos de actuación, mayoritariamente modificados del Manual de la ONU sobre la prevención e investigación efectivas de ejecuciones extralegales, arbitrarias y sumarias (Pesce Delfino et al., 1993).

Otros parámetros de la superposición craneofacial para tener en cuenta y que pueden ser objeto de clasificación son la distribución geográfica, material, métodos y *landmarks* utilizados, y en qué literatura se basaba el proceso de identificación (Huete et al., 2015).

Implicaciones éticas y legales

La superposición craneofacial se emplea, generalmente, cuando se ha recuperado un cráneo y se cree que pueda estar relacionado con una persona desaparecida en particular, para la cual se dispone de fotografías faciales *antemortem*. La aproximación facial se refiere al proceso utilizado para estimar la correspondencia entre la imagen del rostro de una persona en vida y un cráneo recuperado (Al-Amad et al., 2006; Bilge et al., 2003; Pushparani et al., 2012). Si bien ambas técnicas pueden resultar útiles en la identificación de personas desaparecidas, restos recuperados y desastres masivos, este documento aborda específicamente cuestiones éticas relacionadas con la investigación en el desarrollo de metodología para la superposición craneofacial, existen complicaciones de carácter ético relacionadas con el desarrollo de las metodologías de superposición craneofacial. Nos encontramos situaciones para las que la superposición craneofacial es, potencialmente, de gran utilidad; algunos ejemplos son cuando el cadáver es irreconocible por su estado de descomposición, mutilación de los tejidos blandos o calcinación y en desastres masivos, asociados a un gran número de muertes de las que todas o la mayoría no son identificables visualmente (Al-Amad et al., 2006).

Los partidarios de este método publican correlaciones positivas de hasta un 96% cuando se utilizan vistas de superposición frontal y lateral. A pesar de esto, los antropólogos tienen opiniones dispares con respecto a la fiabilidad y probabilidades involucradas en este tipo de investigaciones. De acuerdo con el SWGANTH (*Scientific Working Group for Forensic Anthropology*), este método debería de ser acompañado de otros para una identificación.

Las cuestiones éticas abordan el consentimiento adecuado para la adquisición de datos de individuos conocidos, la protección y el almacenamiento de estos datos y su correcta utilización a nivel científico y de investigación. Los principales grupos de interés ético son las personas vivas que ceden datos y las familias de los fallecidos cuyos restos y fotografías se utilizan para el estudio. Otros grupos de interés ético incluyen investigadores profesionales, organizaciones científicas, organizadores de proyectos, administradores y aquellos involucrados en la cesión de datos y la programación informática de las bases de datos. En el contexto de la aplicación de la superposición craneofacial, debemos considerar a todos los grupos involucrados: las víctimas, sus familias, todos los profesionales y, finalmente, la sociedad.

Poniendo el foco en las familias, y debido a que este capítulo se basa en la aplicación de una técnica ajustada a poblaciones, es de vital importancia tener en cuenta el contexto y costumbres, especialmente en el momento de la cesión de datos: la familia es fundamental en todo este proceso, a través de la colaboración que pueden prestar poniendo a disposición fotografías, datos personales, y en todo caso colaborando en el proceso de identificación. Es indudable que la cooperación de los familiares en la recopilación de datos *antemortem* mejora la calidad y rapidez del proceso de identificación (Damas et al., 2020b). Sin embargo, no debemos olvidar que pueden necesitar apoyo psicológico, y se debe de contar con el personal especializado para brindárselo en cada situación. Ellos también merecen rendir un último homenaje a sus muertos, por lo que debemos hacer todo lo posible para habilitarlo en cada situación. Se debe de hacer hincapié por parte de los investigadores el conocer las tradiciones y costumbres de la familia en concreto, especialmente en zonas donde la relación con la policía o los cuerpos encargados de la identificación de víctimas no es buena por el motivo que sea. Como todo método de identificación, está sujeto a error y no es inefable, por lo que ser capaz de dejar ese punto claro puede ser de vital importancia en el proceso de duelo.

Conclusiones

Gracias a la aparición de *softwares* que automatizan por completo o partes de las diferentes etapas de la superposición craneofacial como el caso de Skeleton-ID (Bermejo et al., 2021; Martos Fernández, 2021), que han sido validados y están en constante contacto con antropólogos forenses, se está cerrando el hueco entre lo que las instituciones especializadas en identificación necesitan y lo que estas herramientas ofrecen. Esto también inspira a otros grupos a crear herramientas similares, lo cual puede reducir la enorme disparidad de enfoques en la misma técnica, favorecer la estandarización del método, así como su validación e interpretación de los resultados.

Con una parte computacional y una parte humana, lo que fue un sueño de una base de datos de desaparecidos a nivel internacional que esté constantemente cruzando datos con restos humanos aparecidos, facilitado con esto la identificación de estos fallecidos, está cada día más cerca de ser posible. Acompañado de las consideraciones éticas que hemos revisado: protección y cesión de datos, trato con las familias, integridad científica, etc., las herramientas automáticas de identificación humana pueden facilitar enormemente el trabajo de los especialistas forenses en casos con víctimas ya sean masivas como individuales.

Si bien la base de datos del grosor de tejido blando se actualiza cada año (Stephan y Simpson, 2008a, 2008b), es responsabilidad de cada país el poder sumar datos, de una forma fiable y repetible utilizando escáneres médicos o bases de datos como la *"The New Mexico Decedent Image Database"*, la cual

cuenta con una ingente cantidad de casos forenses que pueden clasificarse y filtrarse según parámetros de relevancia para la superposición craneofacial (tiempo entre la muerte y la toma de imágenes, procedencia, nacionalidad, edad, patologías, causa de muerte, entre otras, ver Capítulo 2). Si bien las tomografías computerizadas siguen teniendo la desventaja de tomar las imágenes con el individuo tumbado y los efectos gravitacionales en el tejido blando, es una base de datos de acceso gratuito que debe de ser utilizada.

Por último, trabajos como este buscan no solo dar a conocer la técnica y sus limitaciones y la necesidad de ampliar las bases de datos de tejido blando por poblaciones, sino también tiene como meta el encontrar puntos comunes que logren una estandarización de este método entre los diferentes grupos de investigación e instituciones especialistas en identificación humana. El desarrollo de más herramientas automáticas o semiautomáticas y formación por parte de especialistas a aquellas instituciones interesadas en implementar estos servicios son, en nuestra opinión, los siguientes pasos a seguir.

Referencias

Aguilera, I. A. (1997). Determinación del sexo en el esqueleto postcraneal. Estudio de una población mediterránea actual [Tesis doctoral inédita]. Universidad de Granada.

Al-Amad, S., McCullough, M., Graham, J., Clement, J. y Hill, A. (2006). Craniofacial Identification by Computer-Mediated Superimposition. *Journal of Forensic Odontostomatology*, 24, 47-52.

Algee-Hewitt, B. F. y Kim, J. (2021). *Remodeling Forensic Skeletal Age: Modern Applications and New Research Directions*. Academic Press.

Aulsebrook, W., Becker, P. y İşcan, M. Y. (1996). Facial soft-tissue thicknesses in the adult male Zulu. *Forensic Science International*, 79(2), 83-102.

Austin-Smith, D. y Maples, W. R. (1994). The reliability of skull/photograph superimposition in individual identification. *Journal of Forensic Science*, 39(2), 446-455.

Bankovski, I. M. (1958). *Die Bedeutung der Unterkieferform und-stellung für die Photographische Schädelidentifizierung*. [Tesis doctoral inédita]. Johann Wolfgang Goethe-Universität

Basauri, C. (1967). A body identified by forensic odontology and superimposed photographs. *International Criminal Police Review*, 204, 37-43.

Bastiaan, R., Dalitz, G. y Woodward, C. (1986). Video superimposition of skulls and photographic portraits—A new aid to identification. *Journal of Forensic Science*, 31(4), 1373-1379.

Bermejo, E., Taniguchi, K., Ogawa, Y., Martos, R., Valsecchi, A., Mesejo, P., ... y Imaizumi, K. (2021). Automatic landmark annotation in 3D surface scans of skulls: Methodological proposal and reliability study. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 210, 106380.

Bilge, Y., Kedici, P. S., Alakoç, Y. D., Ülküer, K. Ü. y Ilkyaz, Y. Y. (2003). The identification of a dismembered human body: A multidisciplinary approach. *Forensic Science International*, 137(2-3), 141-146.

Birkner, F. (1905). Beiträge zur Rassenanatomie der Chinesen. Archiv für Anthropologie, 4, 1-40.

Brown, K. A. (1982). The identification of Linda Agostini: The significance of dental evidence in the Albury Pyjama Girl case. *The American Journal of Forensic Medicine and Pathology*, 3(2), 131-141.

Campomanes-Álvarez, B., Ibáñez, O., Navarro, F., Alemán, I., Cordón, O. y Damas, S. (2015). Dispersion assessment in the location of facial landmarks on photographs. *International Journal of Legal Medicine*, 129(1), 227-236.

Carracedo, A., Goodwin, W., Prieto, J. L., Puerto, M. S. y Tennakoon, A. (2022). *The Forensic Human Identification Process: An Integrated Approach*. International Committee of the Red Cross.

Codinha, S. C. F. (2010). Facing the dead: Prediction of facial soft tissue depths from craniometric dimensions for forensic craniofacial identification [Tesis doctoral inédita]. Universidade de Coimbra.

Damas, S., Cordon, O., Ibanez, O., Santamaria, J., Alemán, I., Botella, M. y Navarro, F. (2011). Forensic identification by computer-aided craniofacial superimposition: A survey. *ACM Computing Surveys*, 43(4), 1-27.

Damas, S., Cordón, O. y Ibáñez, O. (2020a). Craniofacial Superimposition Techniques. In S. Damas, O. Cordón y O. Ibáñez (Eds.), Handbook on Craniofacial Superimposition (pp. 51-84). Springer.

Damas, S., Cordón, O. y Ibáñez, O. (2020b). Handbook on craniofacial superimposition: The MEPROCS project. Springer.

Domaracki, M. y Stephan, C. N. (2006). Facial soft tissue thicknesses in Australian adult cadavers. *Journal of Forensic Sciences*, 51(1), 5-10.

Fenton, T. W., Heard, A. N. y Sauer, N. J. (2008). Skull-photo superimposition and border deaths: Identification through exclusion and the failure to exclude. *Journal of Forensic Sciences*, 53(1), 34-40.

Galdames, I. C. S., López, M. C., Matamala, D. A. Z., Rojas, F. J. P., Muñoz, S. R. T., Suazo, G., ... y Torres, M. (2008). Comparisons in soft-tissue thicknesses on the human face in fresh and embalmed corpses using needle puncture method. *International Journal of Morphology*, 26(1), 165-169.

Gejvall, N. (1974). Superimposition plus SEM-comparison of hair cuticle for identification purpose. *International Journal of Skeletal Research*, 1, 99-103.

George, R. M. (1987). The lateral craniographic method of facial reconstruction. *Journal of Forensic Sciences*, 32(5), 1305-1330.

Glaister, J. y Brash, J. C. (1937). Medico-legal aspects of the Ruxton case. E & S Livingstone.

González-Colmenares, G., Botella-López, M. C., Moreno-Rueda, G. y Fernández-Cardenete, J. R. (2007). Age estimation by a dental method: A comparison of Lamendin's and Prince y Ubelaker's technique. *Journal of Forensic Sciences*, 52(5), 1156-1160.

Gordon, I. y Drennan, M. R. (1948). Medico-legal section: Medico-Legal aspects of the Wolkersdorfer case. *South African Medical Journal*, 22(17), 543-549.

Gordon, G. M. y Steyn, M. (2012). An investigation into the accuracy and reliability of skull-photo superimposition in a South African sample. *Forensic Science International*, 216(1-3), 198.e1-198.e6.

Helmer, R. P. (1987). Identification of the cadaver remains of Josef Mengele. Journal of Forensic Science, 32(6), 1622-1644.

Helmer, R. y Grüner, O. (1977a). Schädelidentifizierung durch Superprojektion nach dem Verfahren der elektronischen Bildmischung, modifiziert zum Trickbild-Differenz-Verfahren. Zeitschrift für Rechtsmedizin, 80(3), 189-190.

Helmer, R. y Grüner, O. (1977b). Vereinfachte Schädelidentifizierung nach dem Superprojektionsverfahren mit Hilfe einer Video-Anlage. Zeitschrift für Rechtsmedizin, 80(3), 183-187.

Helmer, R., Schimmler, J. y Rieger, J. (1989). Value of skull identification as evidence using a superimposed video image technic with reference to individual craniometric differences in the human skull. Zeitschrift fur Rechtsmedizin. *Journal of Legal Medicine*, 102(7), 451-459.

His, W. (1895). Anatomische forschungen über Johann Sebastian Bach's Gebeine and Antiltz nebst Bemerkungen uber Dessen Bilder. Des XXII Bandes der Abhandlungen der Mathematisch-Physischen classe der Konigl. Sachsischen Gesellschaft der Wissenschaften. Bei S. Hirzel.

Huete, M. I., Ibáñez, O., Wilkinson, C. y Kahana, T. (2015). Past, present, and future of craniofacial superimposition: Literature and international surveys. *Legal Medicine*, 17(4), 267-278.

Indriati, E. (2016). Historical perspectives on forensic anthropology in Indonesia. En S. Blau y D. H. Ubelaker (Eds.), *Handbook of Forensic Anthropology and Archaeology* (pp. 115-126). Routledge.

Iscan, M. Y. (1993). Introduction of techniques for photographic comparison: Potential and problems. En M. Y. Iscan y R. P. Helmer (Eds.), *Forensic analysis of the skull* (pp. 57-70). Wiley-Liss.

İşcan, M. Y. (2005). Forensic anthropology of sex and body size. *Forensic Science International*, 147(2-3), 107-112.

Ishii, M., Yayama, K., Motani, H., Sakuma, A., Yasjima, D., Hayakawa, M., ... y Iwase, H. (2011). Application of superimpositionbased personal identification using skull computed tomography images. *Journal of Forensic Sciences*, 56(4), 960-966.

Janssens, P., Hansch, C. y Voorhamme, L. (1978). Identity determination by superimposition with anthropological cranium adjustment. *Ossa*, 5, 109-122.

Jayaprakash, P., Srinivasan, G. y Amravaneswaran, M. (2001). Cranio-facial morphanalysis: A new method for enhancing reliability while identifying skulls by photo superimposition. *Forensic Science International*, 117(1-2), 121-143.

Krogman, W. M. y Isçan, M. Y. (1986). The human skeleton in forensic medicine. Charles C. Thomas.

Lan, Y. (1995). A study on national differences in identification standards for Chinese skull-image superimposition. *Forensic Science International*, 74(1-2), 135-153.

Landa, M., Garamendi, P., Botella, M. y Alemán, I. (2009). Application of the method of Kvaal et al. to digital orthopantomograms. *International Journal of Legal Medicine*, 123(2), 123-128.

Leopold, I. H. (1968). Trends in Ocular Therapy: The 23rd Sanford S. Gifford Memorial Lecture. *American Journal of Ophthalmology*, 65(3), 297-317.

Martos Fernández, R. (2021). *Identificación Craneofacial: Cuantificación y Comparación Morfológica* [Tesis doctoral inédita]. Universidad de Granada.

McCartney, C. (2013). Forensic identification and criminal justice. Routledge.

M'charek, A., Toom, V. y Jong, L. (2020). The trouble with race in forensic identification. *Science, Technology, and Human Values*, 45(5), 804-828.

McKenna, J., Jablonski, N. G. y Fearnhead, R. (1984). A method of matching skulls with photographic portraits using landmarks and measurements of the dentition. *Journal of Forensic Science*, 29(3), 787-797.

Mesejo, P., Martos, R., Ibáñez, Ó., Novo, J. y Ortega, M. (2020). A survey on artificial intelligence techniques for biomedical image analysis in skeleton-based forensic human identification. *Applied Sciences*, 10(14), 4703.

Navarro Merino, F. J. (2012). Superposición craneofacial para la identificación humana. Un estudio en población mediterránea [Tesis doctoral inédita]. Universidad de Granada.

Pesce Delfino, V., Vacca, E., Potente, F., Lettini, T. y Colonna, M. (1993). Shape analytical morphometry in computer-aided skull identification via video superimposition. En M. Y. Iscan y R. P. Helmer (Eds.), *Forensic analysis of the skull: Craniofacial analysis, reconstruction, and identification*. Wiley-Liss.

Phillips, V. y Smuts, N. (1996). Facial reconstruction: Utilization of computerized tomography to measure facial tissue thickness in a mixed racial population. *Forensic Science International*, 83(1), 51-59.

Powell, N. y Humphreys, B. (1984). Proportions of the aesthetic face. Thieme Medical Publishers.

Prinsloo, I. (1953). The identification of skeletal remains in Regina versus K and another: The Howick Falls murder case. *Journal of Forensic Medicine*, 1, 11-17.

Puech, P.-F., Puech, B. y Tichy, G. (1989). Identification of the cranium of WA Mozart. *Forensic Science International*, 41(1-2), 101-110.

Pushparani, C., Ravichandran, C. y Sivakumari, K. (2012). Radiography superimposition in personal identification-a case study involving surgical implants. *Journal of Forensic Research*, 3(2).

Rathbun, T. A. (1984). Personal identification: Facial reproductions. En T. A. Rathbun y J. E. Buikstra (Eds.), *Human identification: Case studies in forensic anthropology* (pp. 347-356). Charles Thomas Publisher.

Reddy, K. N. (1973). Identification of dismembered parts: The medicolegal aspects of the Nagaraju case. *Forensic Science*, 2, 351-374.

Rhine, J., Moore, C. y Weston, J. (1982). Facial Reproduction: Tables of Facial Tissue Thickness of American Caucasoids in

Forensic Anthropology. Maxwell Museum Technical Series No. 1.

Rhine, J. S. y Campbell, H. R. (1980). Thickness of facial tissues in American blacks. *Journal of Forensic Science*, 25(4), 847-858.

Ricci, A., Marella, G. L. y Apostol, M. A. (2006). A new experimental approach to computer-aided face/skull identification in forensic anthropology. *The American Journal of Forensic Medicine and Pathology*, 27(1), 46-49.

Rice, J. (1988). Elastic fracture mechanics concepts for interfacial cracks. Journal of Applied Mechanics, 55, 98-103.

Sahni, D., Jit, I., Gupta, M., Singh, P., Suri, S. y Kaur, H. (2002). Preliminary study on facial soft tissue thickness by magnetic resonance imaging in Northwest Indians. *Forensic Science Communications*, 4(1).

Sekharan, P. C. (1971). A revised superimposition technique for identification of the individual from the skull and photograph. *The Journal of Criminal Law, Criminology, and Police Science*, 62(1), 107-113.

Sen, N. (1962). Identification by superimposed photographs. International Criminal Police Review, 162, 284-286.

Shahrom, A., Vanezis, P., Chapman, R., Gonzales, A., Blenkinsop, C. y Rossi, M. (1996). Techniques in facial identification: Computer-aided facial reconstruction using a laser scanner and video superimposition. *International Journal of Legal Medicine*, 108(4), 194-200.

Simpson, K. (1943). Rex v. Dobkin: The baptist church cellar murder. *Medico-Legal and Criminological Review*, 11(3), 132-145.

Simpson, E. y Henneberg, M. (2002). Variation in soft-tissue thicknesses on the human face and their relation to craniometric dimensions. *American Journal of Physical Anthropology*, 118(2), 121-133.

Sivaram, S. y Wadhera, C. (1975). Identity from skeleton-A case study. Forensic Science, 5(2), 166.

Spradley, K. y Gocha, T. P. (2020). Migrant deaths along the Texas/Mexico border: A collaborative approach to forensic identification of human remains. En R. C. Parra, S. C. Zapico y D. H. Ubelaker (Eds.), *Forensic Science and Humanitarian Action: Interacting with the Dead and the Living* (pp. 535-548). Wiley.

Solla, H. E. y Işcan, M. Y. (2001). Skeletal remains of Dr. Eugenio Antonio Berríos Sagredo. *Forensic Science International*, 116(2-3), 201-211.

Stadtmüller, F. (1922). Zur Beurteilung der plastischen Rekonstruktions-methode der Physiognomie auf dem Schädel. Zeitschrift für Morphologie und Anthropologie, 3, 337-372.

Stephan, C. N. y Simpson, E. K. (2008a). Facial soft tissue depths in craniofacial identification (part I): An analytical review of the published adult data. *Journal of Forensic Sciences*, 53(6), 1257-1272.

Stephan, C. N. y Simpson, E. K. (2008b). Facial soft tissue depths in craniofacial identification (part II): An analytical review of the published sub-adult data. *Journal of Forensic Sciences*, 53(6), 1273-1279.

Stratmann, H. (1998). Excuses for the truth. http://home.wxs.nl/~loz/maneng.htm.

Suzuki, H. (1948). On the thickness of the soft parts of the Japanese face. *Journal of the Anthropological Society of Nippon*, 60, 7-11.

Taylor, J. y Brown, K. (1998). Superimposition techniques. En J. G. Clement y D. L. Ranson (Eds.), *Craniofacial Identification in Forensic Medicine* (pp. 151-164). Arnold.

Teixeira, W. R. G. (1985). The Mengele report. The American Journal of Forensic Medicine and Pathology, 6(4), 279-283.

Ubelaker, D. H., Bubniak, E. y O'Donnell, G. (1992). Computer-assisted photographic superimposition. Journal of Forensic

Science, 37(3), 750-762.

Urquiza, R., Botella, M. y Ciges, M. (2005). Study of a temporal bone of *Homo heidelbergensis*. Acta Oto-Laryngologica, 125(5), 457-463.

Vogel, G. (1968). Zur Identifizierung unbekannter Toter. Kriminalistik, 4, 187-189.

Von Eggeling, H. (1909). Anatomische Untersuchungen an den Kopfen von vier Hereros und einem Hortenrotrenkind. Denkschrift der Medizinisch-Naturwissenschaftlichen Gesellschaft.

Webster, G. (1955). Photography as an aid in identification: The plumbago pit case. The Police Journal, 28(3), 185-192.

Webster, W., Murray, W., Brinkhous, W. y Hudson, P. (1986). Identification of human remains using photographic reconstruction. En K. J. Reichs (Ed.), *Forensic Osteology: Advances in the Identification of Human Remains* (pp. 256-289). Charles C. Thomas.

Weinig, E. (1958). Die Nachweisbarkeit von Giften in exhumierten Leichen. Deutsche Zeitschrift für die gesamte gerichtliche Medizin, 47(3), 397-416.

Wilkinson, C. M. (2002). In vivo facial tissue depth measurements for white British children. *Journal of Forensic Science*, 47(3), 459-465.

Yoshino, M. (2012). Craniofacial superimposition. En C. Wilkinson y C. Rynn (Eds.), *Craniofacial Identification* (pp. 238-253). Cambridge University Press.

Yoshino, M., Imaizumi, K., Miyasaka, S. y Seta, S. (1995). Evaluation of anatomical consistency in craniofacial superimposition images. *Forensic Science International*, 74(1-2), 125-134.

Capítulo 4

Sobre la aplicación y utilidad de la Altura Media Máxima (*Half Maximum Height*) para la segmentación del laberinto óseo

López Sosa María Clara¹

1. Departamento de Antropología de las Américas. Universidad de Bonn.

Resumen

El laberinto óseo ha sido objeto de numerosas investigaciones sobre evolución humana, dimorfismo sexual, variación morfológica interpoblacional y ancestría biogeográfica. Estos estudios se han realizado haciendo uso de rayos-X, tomografías computarizadas, así como de técnicas de la antropología virtual y la morfometría geométrica. Si bien estas podrían ser adoptadas para investigaciones de antropología forense, es necesario considerar qué tan adecuado resulta aplicarlas en este ámbito. El objetivo de este capítulo es exponer las limitaciones que esto representa y, específicamente, la problemática en torno a la implementación del método conocido como Altura Media Máxima (*Half Maximum Height*), así como su eficacia según el objetivo para el que se utilice, y el tipo de tomografía que con la que se trabaje.

Palabras clave: antropología virtual, morfometría geométrica, oído interno, segmentación, tomografía computarizada.

Abstract

The bony labyrinth has been analyzed to approach issues related to human evolution, sexual dimorphism, morphological variation among populations, and biogeographical ancestry. Such studies have been performed by using X-rays, Computed Tomography and by applying the principles of Virtual Anthropology and Geometric Morphometrics. While these approaches could be further explored within the context of forensic anthropology, it is necessary to ponder if they are well suited for its purposes. Therefore, the objective of this chapter is to present some of the limitations this may imply, paying special attention to the application of the so-called Half Maximum Height, as well as its effectiveness depending on the case study, as well as the materials used.

Keywords: virtual anthropology, geometric morphometrics, inner ear, segmentation, computed tomography.

Introducción

El oído es el órgano responsable del sentido de la audición y del equilibrio, y se divide, a su vez, en tres partes: el oído externo, el oído medio, y el oído interno. El último se encuentra albergado dentro del hueso temporal, que es un hueso bilateral que forma parte tanto de la base del cráneo, como de su pared lateral, y cuya forma irregular se debe a las diferentes funciones que cumple, así como a su articulación con los huesos parietales, el occipital, el esfenoides, los cigomáticos, y la mandíbula (White et al., 2012). Tanto el hueso temporal como el laberinto óseo del oído interno han sido de especial interés para el desarrollo de investigaciones sobre evolución humana, específicamente en relación con el bipedalismo, la audición y comunicación verbal, y, más recientemente, con afinidades interpoblacionales biológicas y genéticas (Ponce de León et al., 2018; Spoor, 1993; Uhl et al., 2022; Wind, 1978, 1984; Zonneveld y Wind, 1985).

El estudio de la estructura interna de los huesos temporales de homínidos por medio de técnicas radiológicas se remonta a hace aproximadamente 40 años, y parte de las investigaciones realizadas por el otorrinolaringólogo Jan Wind y el físico médico Frans Zonneveld (Spoor, 1993), cuyo objetivo era examinar y evaluar sistemáticamente, a través de tomografías computarizadas (TCs), aspectos morfológicos de estructuras endocraneales tales como el sistema auditivo y el conducto facial, con el fin de indagar sobre la evolución de la comunicación humana, la vocalización y la movilidad facial (Spoor, 1993; Wind, 1978, 1984; Zonneveld y Wind, 1985). Pese a que finalmente Wind y Zonneveld no pudieron hacer inferencias sobre dichos temas, la realización de estos estudios permitió a Fred Spoor vislumbrar el potencial de la exploración del oído interno para investigar acerca de la evolución del laberinto óseo en relación con el origen del bipedalismo y la reorganización de la base del cráneo (Spoor, 1993).

Partiendo de dichos estudios, Spoor presenta en el manuscrito de su disertación doctoral los protocolos que le permitieron la visualización del laberinto óseo, los cuales sentaron las bases para el desarrollo de una línea de investigación que sigue vigente hasta hoy en día (Spoor, 1993; Tabla 1). A lo largo de este trabajo, Spoor aborda diferentes aspectos metodológicos relacionados con la utilización de tomografías, presentando, explorando, evaluando, y discutiendo aspectos clave que posibilitan, resuelven, y facilitan el estudio del oído interno haciendo uso de estos materiales, así como también presentando sus puntos débiles y por mejorar. El autor desarrolla en la amplitud de aplicaciones y limitaciones de estos métodos, que van desde la disponibilidad y existencia de muestras comparativas, los protocolos para generar tomografías útiles, así como para realizar las respectivas mediciones, hasta la variabilidad del laberinto óseo humano y sus implicaciones dentro del contexto evolutivo (Spoor, 1993).

Los trabajos realizados por Spoor y Zonneveld sin duda representaron y representan actualmente una parte significativa de los principios metodológicos que dieron paso a los estudios del laberinto óseo llevados a cabo hoy en día por medio de la antropología virtual y la morfometría geométrica (ver Capítulo 1). Sin embargo, considerando que originalmente estos métodos fueron diseñados para estudios en dos dimensiones, es oportuno discutir qué tan adecuada y/o útil es su aplicación indiscriminada para la generación de modelos tridimensionales a través de la segmentación manual de tomografías computarizadas; los productos que se obtienen según las tomografías a las que se apliquen; la reproducibilidad de la segmentación, así como la comparación de los modelos generados. De igual modo, es necesario replantearse su uso en otros ámbitos, como es el de la ciencia forense, en este caso específicamente para la identificación humana, tomando en cuenta el contexto en el que se desarrolla, así como sus respectivos alcances y restricciones.

La segmentación del laberinto óseo del oído usando tomografías computarizadas y el valor de la Altura Media Máxima

En 1995, Spoor y Zonneveld publicaron el artículo *Morphometry of the primate bony labyrinth: a new method based on high-resolution computed tomography*, en donde se presenta detalladamente el protocolo

que usarían posteriormente múltiples autores para analizar la variación morfológica del laberinto óseo del oído interno. En esta publicación los autores describen un método para realizar análisis morfométricos precisos del laberinto óseo del oído usando TCs, el cual se compone de ocho dimensiones, 21 orientaciones y dos índices, tomados directamente sobre la tomografía (Figura 1; Spoor, 1993; Spoor y Zonneveld, 1995).



Figura 1. Imagen retomada de Spoor (1993) en donde se observan algunas de las dimensiones, índices y orientaciones definidas por el autor en un laberinto izquierdo. A) Dimensiones en vista superior; B) dimensiones en vista lateral; C) indices en vista superior; D) indices en vista lateral; E) orientaciones en vista superior; F) orientaciones en vista lateral. Definiciones en español de las abreviaturas (en paréntesis las letras correspondientes a la figura en donde se pueden observar las medidas): APA: Orientación de la línea ampular de los canales semicirculares anterior y posterior (F); ASCh: Altura del canal semicircular anterior (B); ASCm: Orientación del arco del canal semicircular anterior (E); ASCs: Orientación de la parte más superior del canal semicircular anterior (E); ASCw: Ancho del canal semicircular anterior (E); CCR: Orientación de la rama común (F); COh: Altura de la cóclea (B); COs: Orientación de la cóclea (F); COt: Orientación de la cóclea (E); COw: Ancho de la cóclea (A); LSCh: Altura del canal semicircular lateral (A); LSCI: Orientación de la parte más lateral del canal semicircular lateral (F); LSCm: Orientación del arco del canal semicircular lateral (F); LSCt: Orientación del eje central del canal semicircular lateral (E); LSCw: Ancho del canal semicircular lateral (A); PSCh: Altura del canal semicircular posterior (A); PSCi: Orientación de la rama inferior del canal semicircular posterior (E); PSCm: Orientación del arco del canal semicircular posterior (E); PSCs: Orientación de la rama superior del canal semicircular posterior (E); PSCw: Ancho del canal semicircular posterior (B); SLI: Índice laberíntico sagital (D); TLI: Índice laberíntico transversal (C); V: Orientación del vestíbulo (E); VC: Orientación de la línea vestibulococlear (F).

Este protocolo surge como alternativa al estudio de estructuras endocraneales por medio de moldes y disecciones, cuya principal desventaja reside en la manipulación y destrucción de los huesos temporales, además de que su preparación implica una tarea compleja y delicada, así como una inversión considerable de tiempo, por lo que no son particularmente convenientes cuando se tiene un amplio número muestral (Spoor, 1993). Asimismo, la aplicación de este tipo de técnicas destructivas imposibilitaba el estudio de huesos antiguos y de fósiles de homínidos debido a su carácter único y su valor patrimonial. De esta manera, la generación de TCs se presentó como una alternativa útil, práctica, favorable y relativamente

fácil y rápida. Sin embargo, las tomografías usadas en ese entonces no alcanzaban la resolución que hoy podemos observar en las tomografías de alta resolución y en las microtomografías (μTCs), por lo que, aunque indudablemente facilitaron entonces el estudio y análisis del laberinto óseo, también tenían ciertas limitaciones. En este sentido, Spoor y Zonneveld profundizan en los aspectos técnicos que deben ser tomados en cuenta durante el proceso de escaneo de las muestras, y explican exhaustivamente los elementos necesarios para la generación de tomografías útiles para la visualización del fenotipo. De igual modo, describen cuidadosamente cómo aplicar su protocolo de mediciones, y cuál es la mejor manera de identificar y localizar los puntos de referencia para las mismas.

Dado que estos puntos se localizan, ya sea en el borde de una estructura, o en el centro de los canales, y ya que la resolución alcanzada no siempre les permitía distinguir exactamente en dónde terminaba un material y en dónde comenzaba otro (e.g., hueso y aire; Figura 2, 4), fue necesario establecer un parámetro que permitiera detectar dichos límites entre materiales. Para esto, los autores plantearon la utilización del llamado de la llamada Altura Media Máxima (HMH por sus siglas en inglés), la cual consiste básicamente en calcular el promedio de los números TC (o unidades *Hounsfield*; ver Capítulo 5) correspondientes a cada lado de la interfaz de un tejido, es decir, a las áreas en donde se encuentra cada material cuyo límite se quiere definir (Figura 2A,C; Baxter y Sorenson, 1981; Seibert et al., 1981; Spoor, 1993; Spoor y Zonneveld, 1995; Ulrich et al., 1980). Una vez hecho esto, se modifican los parámetros de brillo y contraste de la imagen ajustando el nivel de ventana (*window level*) utilizando el valor obtenido, y la amplitud (*window width*) en 1H(ounsfield) consiguiendo así una imagen en blanco y negro que facilita la ubicación, y por consiguiente el registro del punto deseado exactamente en el píxel indicado (Figura 2B; Spoor y Zonneveld, 1995; Weber y Bookstein, 2011).



Figura 2. Método para colocar un *landmark* sobre el borde de la pared vestibular usando el valor de la Altura Media Máxima (HMH por sus siglas en inglés): A) Tomografía en corte axial en donde se observa el canal semicircular lateral y el *landmark* (en rosa) que se quiere colocar. La línea que atraviesa el canal mide los valores de grises expresados en el gráfico inferior (C); B) Mismo corte con niveles ajustados según la Altura Media Máxima.

Si bien el uso de este valor facilitó los estudios realizados sobre TCs, o sea trabajos de morfometría en dos dimensiones (Tabla 1), es común encontrar en publicaciones recientes que este valor se ha empleado para la determinación de *thresholds* para la segmentación de laberintos óseos, es decir, que se han

calculado valores de HMH para delimitar la forma del fenotipo previo a su digitalización. Sin embargo, al intentar replicar este ejercicio para la segmentación de los laberintos analizados para el Capítulo 5 de este volumen, fue evidente que este método es útil para delimitar materiales en áreas específicas, pero no para la estructura entera. Como se observa en la Figura 2, se calculó el HMH siguiendo las indicaciones de Spoor usando algunas de las tomografías del Hospital General de México, y el resultado fue que, aunque sí se logró determinar la ubicación de un *landmark* con mayor facilidad, otras partes de la estructura dejaron de ser perceptibles, como el canal posterior, el canal lateral, y la porción frontal de la cóclea. Esto significa que el valor utilizado corresponde únicamente a la zona seleccionada, o sea a un número TC específico, lo cual implica que el HMH debería ser calculado para cada *landmark* y para cada medición que se quisiera tomar y, por ende, no puede establecerse un único valor para la totalidad de una estructura anatómica.

Por lo tanto, es necesario señalar que existen algunos elementos que deberían ser considerados cuando se pretende aplicar el valor de HMH a la segmentación de este endofenotipo, especialmente si las tomografías en cuestión no cumplen con las características que Spoor y Zonneveld estipulan.

En primer lugar, hay que considerar que en general el tipo de TCs que dieron la pauta para la introducción de este tipo de técnicas no tenían las mismas características que las que suelen usarse actualmente. Por un lado, el número de cortes era menor, lo cual también ejerce cierta influencia sobre la resolución final de la imagen. Hoy en día las TCs médicas de cráneo que pueden ser útiles para estos estudios deben contar con un grosor de corte de entre 1 y 0.5 como mínimo (véase Canchola et al. en este volumen), y el número de cortes en total generalmente oscila entre 400 y 700. Por otra parte, si hablamos de μ TCs, tomando en cuenta solamente la región del laberinto óseo, se pueden alcanzar hasta más de mil cortes, lo que se traduce en una resolución excepcional.

Tabla 1	Ejemplos de trabajos sobre el laberinto óseo del oído interno realizados en los últimos 15 años que mencionan el uso del valor de la Altura Media (HMH: <i>Half Maximum Height</i>).				
Autor		Año	2-3D/3D	Objetivo/ uso de HMH	
Bouchneb y Cre	evecoeur	2009	2D	Toma de medidas lineales sobre imágenes usando el HMH para ubicar puntos de referencia.	
Conde-Valverde	e et al.	2018	2-3D	Toma de medidas lineales sobre imágenes. HMH usado para la segmentación de los laberintos.	
Crevecoeur et a	ıl.	2023	2-3D		
Gunz et al.		2012	3D	Registro de <i>landmarks</i> y <i>semilandmarks</i> sobre modelos en tres dimensiones. Se menciona el HMH como alternativa para segmentación.	
Osipov et al.		2013	3D	Toma de medidas de Spoor sobre modelos en tres dimensiones. Se usa el HMH para establecer thresholds de segmentación.	
Quam et al.		2016	2-3D	Toma de medidas sobre imágenes y estimadas en modelos tridimensionales por medio de un <i>software</i> . HMH usado para ubicar los <i>landmarks</i> de referencia sobre la imagen.	
Uhl et al.		2016	3D	Toma de medidas lineales sobre modelos tridimensionales. HMH utilizado para segmentación de laberintos.	
Ward et al.		2020	3D	Toma de medidas lineales sobre modelos tridimensionales. HMH utilizado para segmentación de laberintos.	

Dicho esto, es de destacar que, como se ha mencionado antes, el nivel de HMH fue inicialmente aplicado por autores como Spoor para tomar medidas lineales directamente sobre la tomografía y en cortes específicos, lo cual significa que, en principio, este método no fue pensado para ser aplicado a la segmentación digital de superficies en tres dimensiones. Como observamos, su uso implicaría no solo calcular valores para cada corte, sino para cada área de la tomografía en donde los límites de los tejidos no fueran claros o visibles, mismo que conllevaría una gran inversión de tiempo, y además sería una tarea exhaustiva y poco práctica cuando se cuenta con tomografías de buena resolución (Weber y Bookstein, 2011). Alternativamente, se ha sugerido previamente el uso del valor llamado *Threshold Mean Value* (TMV) que consiste en calcular un promedio basado en múltiples perfiles de densidad tomados de diferentes

cortes que abarquen la zona de interés, mismo que sirve para establecer un *threshold* único para segmentar la superficie a medir (Weber y Bookstein, 2011). Aunque esta solución parece atractiva y práctica, no garantiza que finalmente se distingan todas las áreas que resultan relevantes para la segmentación, lo cual puede ser un problema menor en estructuras grandes y con formas relativamente sencillas: empero, para el caso del laberinto óseo, cuyas dimensiones son pequeñas y su morfología bastante compleja, este método tampoco supone una solución efectiva ni práctica.

Asimismo, cuando hablamos de TCs médicas, existe una gran variedad de tipos y protocolos usados para el escaneo de materiales e individuos que son elegidos según el objetivo de estudio. Por ejemplo, para el estudio realizado en el Capítulo 5 de este libro, se tuvieron al alcance TCs de diversos hospitales, y por ende producidas con tomógrafos de características variadas; con enfoque en diferentes partes anatómicas; y siguiendo distintos protocolos, mismo que dio lugar a múltiples dificultades durante el proceso de segmentación del laberinto óseo del oído. De este modo, durante el proceso de selección y visualización, comprobamos que métodos como el HMH o el TMV no son efectivos para establecer parámetros de visualización/segmentación de dicha estructura, ni se pueden aplicar a cualquier tipo de TCs.

Por otra parte, recientemente algunos autores dedicados al estudio del laberinto óseo lograron acceder a equipos que permiten realizar μ TCs, cuya resolución es de gran calidad. En este caso, el uso de los métodos del HMH y el TMV resultan prácticamente innecesarios dado que, en este tipo de imagen, los límites entre hueso y aire son claros y evidentes, aun cuando existe algún tipo de matriz sedimentológica que dificulte la delimitación de los bordes (dando por hecho cierto grado de familiaridad con la estructura por parte del observador; Figura 3). Sin embargo, en México en las aplicaciones forenses generalmente se utilizan tomografías realizadas con equipos disponibles en facilidades médicas, generadas para el estudio del cerebro, tumores, dientes, entre otros. Por esta razón, para el análisis de este fenotipo en el ámbito forense, podemos casi descartar la disponibilidad de μ TCs.



Figura 3. Visualización y segmentación a partir de una μ TC retomada de la base de datos de Wimmer y colaboradores (2019): (A) Cortes en vista sagital, coronal y transversal mostrando diferentes regiones del laberinto óseo, en donde se distingue claramente entre el hueso y las cavidades; (B) Vista de los mismos cortes mostrando la segmentación del laberinto.

Tomando en cuenta que hoy en día son menos los estudios sobre imágenes tomográficas, como los efectuados por Spoor, y que el uso de µTCs no siempre es posible debido a la escasez de recursos, tanto tecnológicos como económicos, normalmente nos encontramos en un punto medio que ha resultado en la mezcla de herramientas, principios y metodologías. En la Tabla 1 se compilan algunos ejemplos de trabajos sobre el laberinto óseo (en diferentes áreas de investigación) que mencionan el uso del HMH. Entre ellos, existen los que aseveran haber utilizado este valor para determinar el threshold de segmentación; los que lo mencionan brevemente como una alternativa para diferenciar materiales; aquellos que dicen haberlo usado para generar modelos que solo sirvieron de apoyo durante la toma de medidas a partir de imágenes; y también aquellos cuyos modelos presentados, generados con la ayuda del HMH, cumplen propósitos meramente visuales. Independientemente de las diferentes formas en las que se haya empleado este valor, es pertinente hacer énfasis en que su uso no es fácilmente adaptable a cualquier material o contexto; por lo menos para los propósitos de los análisis realizados durante este proyecto, el HMH no representó una alternativa efectiva para la segmentación del fenotipo, lo que significa que tampoco podría aplicarse para la toma de medidas ni con fines visuales. Es por ello que resulta cuestionable su uso durante la elaboración de otros trabajos publicados, y se advierte que este no puede ser indiscriminado, a la vez que se recomienda que, de ser empleado, solo se aplique bajo lo descrito previamente por Spoor.

Algunas consideraciones respecto al estudio del oído interno por medio de la antropología virtual y sus limitaciones en la antropología forense

A partir de investigaciones recientes que han demostrado que la variación interpoblacional del laberinto óseo del oído interno es lo suficientemente robusta para inferir acerca de la proveniencia de un individuo, en el marco de este proyecto se exploró sobre la utilidad de dicho fenotipo para la estimación de ancestría, así como la evaluación de afinidades morfológicas que reflejen distancias biogeográficas. Si bien esto no resultaría en la individualización o en la identificación de una persona, sí podría proporcionar pistas sobre la procedencia de un individuo, dando pauta a investigaciones posteriores más específicas.

Sin embargo, antes de considerar el análisis de esta estructura para dichos objetivos y de adentrarse en cuestiones técnicas específicas propias de la digitalización y reconstrucción de modelos tridimensionales del laberinto óseo, es necesario mencionar y reparar en otros aspectos que son clave en el diseño y factibilidad del estudio. Primero, para la realización de análisis morfogeométricos del laberinto óseo es necesario que las tomografías cuenten con características que permitan la visualización y eventual digitalización de la estructura, lo cual, dada la complejidad morfológica del endofenotipo, así como sus dimensiones tan pequeñas, es difícil de conseguir. Entre estas características podemos mencionar, en primer lugar, el tipo de tomografías a las que se tenga acceso, que generalmente son TCs médicas (con diferentes enfoques e.g. cabeza, base de cráneo, oído), mismas que dependiendo del tomógrafo utilizado, el protocolo empleado y en ocasiones incluso el personal técnico encargado de la generación de la tomografía, resultan en imágenes que podrán ser segmentadas con mayor o menor dificultad y, por ende, los modelos que se reconstruyan no siempre podrán ser utilizados o ser comparables entre sí. A la disponibilidad de las tomografías se agrega el acceso a equipos para producirlas, así como los costos que ello implica.

También en relación con el tipo de tomografías con las que se trabaje, está el tipo de análisis que se quiera realizar, ya que está directamente relacionado con las herramientas y equipos que se necesitan. Como se ha mencionado antes, los primeros trabajos hechos por Spoor consistían en la recolección de medidas lineales tomadas sobre la imagen, es decir, en dos dimensiones, eligiendo cortes específicos que mostraran los rasgos o regiones anatómicas que se quisieran evaluar (Figura 1). Para este tipo de análisis no son estrictamente necesarias tomografías de alta resolución o *softwares* para visualización y reconstrucción tridimensional. Sin embargo, este tipo de enfoque solo se ha utilizado en el ámbito evolutivo y no para

evaluar afinidades poblacionales (Tabla 1). Por otro lado, existen estudios que combinan el uso de modelos 3D del laberinto óseo y la toma de las medidas descritas por Spoor (Figura 5; Tabla 1) que igualmente han sido mayormente explorados en el contexto bioantropológico, aunque también recientemente en el ámbito forense, con resultados positivos (e.g., Boucherie et al., 2022; Uhl et al., 2022). No obstante, para este tipo de análisis sí es necesario contar con *softwares* de visualización y análisis de imagen. De igual forma, para aquellos estudios llevados a cabo exclusivamente a partir de modelos 3D, no solo es el *software* de gran importancia, sino también la calidad de las tomografías, el protocolo de segmentación, el protocolo de toma de datos, así como el entrenamiento adquirido por el mismo observador (véase Capítulo 5). De acuerdo con esto, es evidente que el tipo de metodología que se decida aplicar no solo dependerá de las preguntas y los objetivos de la investigación, sino también de la disponibilidad de los materiales, así como las características específicas de los mismos.



Figura 4. Ilustración retomada de Spoor (1993): (A) representación de las dimensiones, orientaciones e índices del laberinto óseo como se observan en los cortes transversal y sagital de una tomografía; (B) Método para la toma de mediciones sobre una tomografía usando la Altura Media Máxima, como se observa en la Figura 2. Las definiciones de las abreviaturas corresponden a las de la Figura 1.



Figura 5. Ilustración retomada de Osipov (2013), en donde se observan dos medidas derivadas de aquellas definidas por Spoor (ASCDh: Altura diagonal del canal semicircular anterior= 6.29; y ASCDw: Ancho diagonal del canal semicircular anterior= 5.81).

Particularmente con relación a los estudios en tres dimensiones, cabe agregar que aquellos que se realizan hoy en día en el campo de la bioantropología y la antropología evolutiva se llevan a cabo en gran parte haciendo uso de softwares que generalmente no son de libre acceso (e.g., Avizo y Amira, Thermo Fisher Scientific; Mimics, Materialise NV; VGStudio Max, Volume Graphics). Esto es de gran relevancia para su implementación en la ciencia forense en México, ya que desafortunadamente las instituciones encargadas de la identificación y restitución de personas no identificadas no cuentan con los fondos necesarios para la adquisición de dichos programas. A pesar de que existen algunos que son gratuitos y que cuentan con suficientes herramientas que pueden emplearse para la reconstrucción de modelos tridimensionales, así como para la recolección de datos y análisis posteriores, su uso no garantiza poder replicar las metodologías usadas en los estudios más recientes; tal es el caso del 3D Slicer (www.slicer. org; Fedorov et al., 2012), mismo que fue usado para la segmentación de los laberintos analizados para el Capítulo 5, realizado por Canchola y colegas de este volumen. Como ha sido observado, para la realización de ese estudio, se requirió además la generación de las líneas medias de los canales semicirculares (también llamados esqueletos) para poder colocar los *semilandmarks* que permitieron capturar la forma de estos. Este proceso se ha vuelto clave en los estudios más recientes y dado que por el momento no es posible hacerlo con las versiones actualmente disponibles de 3D Slicer (Fedorov et al., 2012), generalmente se efectúa haciendo uso de softwares que no son de libre acceso (e.g. Avizo, Amira, Thermo Fisher Scientific) o, en su defecto, de otros que no permiten la generación automática de los esqueletos, pero sí manual (e.g. MorphoDig; Lebrun, 2018), lo cual conlleva una inversión de tiempo significativa y podría implicar un incremento del error inter- e intraobservador.

Finalmente, es de destacar que todos estos factores, así como la aplicación, adaptación y mezcla de metodologías tienen un impacto en las reconstrucciones y modelos generados de los laberintos óseos, lo cual tiene diversas implicaciones que no son de poca importancia para la comparación y reproducibilidad de los estudios. Esto es relevante ya que, para poder implementar estas investigaciones tanto en la bioantropología como en la antropología forense, es necesaria la inclusión de bases de datos, ya sea de tomografías, modelos y/o medidas o coordenadas tomadas por diferentes observadores. Es por ello que es necesario seleccionar metodologías que mejor se adapten a los materiales a estudiar, para producir modelos más precisos y confiables que reflejen lo mejor posible la forma original de los laberintos y que sean comparables independientemente del tipo de tomografías a partir de las cuales fueron reconstruidos.

Conclusiones

El laberinto óseo del oído interno ha probado ser de utilidad para abordar investigaciones en torno a preguntas sobre afinidades genéticas y poblacionales de un conjunto de individuos (Ponce de León et al., 2018; Uhl et al., 2020). Por ende, es de suma importancia investigar sobre su uso en el contexto forense con enfoque en la identificación humana, siendo imprescindible tomar en cuenta las limitaciones que esto conlleva.

Para los análisis de morfometría del laberinto óseo son necesarias tomografías que permitan la visualización de la estructura. Esto no siempre es posible debido a que las tomografías no necesariamente van a ser generadas con un protocolo óptimo que revele la forma del laberinto óseo, ya que en muchos casos estas se realizan para observar condiciones de diversas partes anatómicas que requieren de un proceso de escaneo diferente al que se necesitaría para explorar el oído interno. Asimismo, aun cuando el fenotipo fuera perceptible, la segmentación del mismo para la producción de una superficie también depende de la resolución de la tomografía. Debido a esto, debe tomarse en consideración que la eficacia del uso de métodos que faciliten este procedimiento, como son el HMH y el TMV, difiere en función del tipo de tomografías, los equipos, la resolución, y los protocolos seguidos para la generación de estas, por lo que no sería adecuado aplicar este método de manera indiscriminada a cualquier tipo de TC.

Con base en lo anterior y de acuerdo con lo que hemos observado, el laberinto óseo del oído interno se perfila como una alternativa útil y prometedora para las investigaciones relacionadas con ancestría biogeográfica e individualización en el ámbito forense. Sin embargo, el mayor de los retos yace en que, dado que no podemos contar con μ TCs que simplifiquen identificar y delimitar la forma del laberinto óseo, es necesario trabajar en el desarrollo de protocolos útiles y prácticos que sean aplicables a una vasta gama de TCs y condiciones de trabajo imageneológico. Esto con la finalidad de poder hacer uso de la morfometría geométrica, ya sea en dos o en tres dimensiones, como herramienta útil y accesible para la identificación humana.

Referencias

Baxter, B. S. y Sorenson, J. A. (1981). Factors affecting the measurement of size and CT number in computed tomography. *Investigative Radiology*, 16, 337-341.

Boucherie, A., Polet, C., Salesse, K., Lefèvre, P., y Vercauteren, M. (2022). The burning maze: The potential value of the human bony labyrinth in estimating sex of calcined remains. *Journal of Forensic Sciences*, 67(5), 1948-1961.

Bouchneb, L. y Crevecoeur, I. (2009). The inner ear of Nazlet Khater 2 (Upper Paleolithic, Egypt). *Journal of Human Evolution*, 56(3), 257-262.

Conde-Valverde, M., Quam, R., Martínez, I., Arsuaga, J. L., Daura, J., Sanz, M. y Zilhão, J. (2018). The bony labyrinth in the Aroeira 3 Middle Pleistocene cranium. *Journal of Human Evolution*, 124, 105-116.

Crevecoeur, I., Thibeault, A., Bouchneb, L., Matu, M., Maureille, B. y Ribot, I. (2023). The Hofmeyr bony labyrinth: Morphological description and affinity. En F. E. Grine (Ed.), *Hofmeyr: a Late Pleistocene human skull from South Africa* (pp. 165-178). Springer International Publishing.

Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J. C., Pujol, S., Bauer, C., Jennings, D., Fennessy, F., Sonka, M., Buatti, J., Aylward, S., Miller, J. V., Pieper, S. y Kikinis, R. (2012). 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magnetic Resonance Imaging*, 30(9), 1323-1341.

Lebrun, R. (2018). MorphoDig, an open-source 3D freeware dedicated to biology [Conference session]. IPC5 The 5th International Palaeontological Congress, Paris, France.

Gunz, P., Ramsier, M., Kuhrig, M., Hublin, J. J. y Spoor, F. (2012). The mammalian bony labyrinth reconsidered, introducing a comprehensive geometric morphometric approach. *Journal of Anatomy*, 220(6), 529-543.

Osipov, B., Harvati, K., Nathena, D., Spanakis, K., Karantanas, A. y Kranioti, E. F. (2013). Sexual dimorphism of the bony labyrinth: A new age independent method. *American Journal of Physical Anthropology*, 151(2), 290-301.

Ponce de León, M. S., Koesbardiati, T., Weissmann, J. D., Milella, M., Reyna-Blanco, C. S., Suwa, G., Kondo, O., Malaspinas, A.-S., White, T. D. y Zollikofer, P. E. (2018). Human bony labyrinth is an indicator of population history and dispersal from Africa. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 115, 4128-4133.

Quam, R., Lorenzo, C., Martínez, I., Gracia-Téllez, A. y Arsuaga, J. L. (2016). The bony labyrinth of the middle Pleistocene Sima de los Huesos hominins (Sierra de Atapuerca, Spain). *Journal of Human Evolution*, 90, 1-15.

Seibert, C. E., Barnes, J. E., Dreisbach, J. N., Swanson, W. B. y Heck, R. J. (1981). Accurate CT measurement of the spinal cord using metrizimide: physical factors. *American Journal of Radiology*, 136, 777-780.

Spoor, F. (1993). *The comparative morphology and phylogeny of the human bony labyrinth*. [Tesis doctoral inédita]. Universidad de Utrecht.

Spoor, F. y Zonneveld, F. W. (1995). Morphometry of the primate bony labyrinth: a new method based on high-resolution computed tomography. *Journal of Anatomy*, 186, 271-286.

Uhl, A., Reyes-Centeno, H., Grigorescu, D., Kranioti, E. F. y Harvati, K. (2016). Inner ear morphology of the cioclovina early modern European calvaria from Romania. *American Journal of Physical Anthropology*, 160(1), 62-70.

Uhl, A., Karakostis, F. A., Wahl, J. y Harvati, K. (2020). A cross-population study of sexual dimorphism in the bony labyrinth. *Archaeological and Anthropological Sciences*, 12, 1-11.

Uhl, A. Karakostis, F. y Harvati, K. (2022). The Application of Bony Labyrinth Methods for Forensic Affinity Estimation. *Biology*, 11, 1088.

Ulrich, C. G., Binet, E. F., Sanecki, M. G. y Kieffer, S. A. (1980). Quantitative assessment of the lumbar spinal canal by computed tomography. *Radiology*, 134, 137-143.

Ward, D. L., Pomeroy, E., Schroeder, L., Viola, T. B., Silcox, M. T. y Stock, J. T. (2020). Can bony labyrinth dimensions predict biological sex in archaeological samples?. *Journal of Archaeological Science: Reports*, 31, 102354.

Weber, G. y Bookstein, F. L. (2011). Virtual Anthropology. A guide to a new interdisciplinary field. Springer.

White, T. D., Black, M. T. y Folkens, P. A. (2012). Human osteology. Academic press.

Wimmer, W., Anschuetz, L., Weder, S., Wagner, F., Delingette, H. y Caversaccio, M. (2019). Human bony labyrinth dataset: Co-registered CT and micro-CT images, surface models and anatomical landmarks. *Data in Brief*, 27, 104782.

Wind, J. (1978). Fossil evidence for primate vocalizations? En D. J. Chivers y K. A. Joysey (Eds.), *Recent advances in primatology* (Vol.3, pp. 87-91). Academic Press.

Wind, J. (1984). Computerized x-ray tomography of fossil hominid skulls. *American Journal of Physical Anthropology*, 63, 265-282.

Zonneveld, F. W. y Wind, J. (1985). High-resolution computed tomography of fossil hominid skulls: a new method and some results. En P. V. Tobias (Ed.), *Hominid evolution, past, present and future* (pp. 427-436). Anlan Liss.

Capítulo 5



Contribución metodológica para la sistematización de la segmentación del laberinto óseo del oído y su aplicación en la ciencia forense

Canchola Hernández Daniela Iveth¹, López Sosa María Clara², Berrío Domínguez Daniela²

Escuela Nacional de Ciencias Forenses, Universidad Nacional Autónoma de México.
Departamento de Antropología de las Américas. Universidad de Bonn.

Resumen

El laberinto óseo es una estructura endocraneal cuyo estudio se ha enfocado en su variabilidad morfológica entre especies, dado que se relaciona con comportamientos y/o adaptaciones locomotoras al localizarse en el oído interno, el cual es el responsable de las funciones auditivas, del balance y equilibrio. En el ámbito forense este endofenotipo ha cobrado relevancia al presentar variación interpoblacional, pero lo cierto es que las tomografías computarizadas que se utilizan para tal propósito se han obtenido con los parámetros específicos que requiere la estructura para su correcta visualización y segmentación. Sin embargo, en lo forense también es posible contar con un escenario donde las tomografías requeridas para análisis no estén realizadas bajo un protocolo de oído, por tal motivo es que en este capítulo se incluye una propuesta de sistematización de la segmentación del laberinto óseo tomando en consideración diferentes condiciones muestrales y de adquisición imagenológica. Se obtuvieron 28 tomografías de individuos adultos contemporáneos del centro y suroeste biogeográfico de México, las cuales fueron segmentadas por tres observadores con distinto grado de experticia y, con un protocolo consistente en 83 *landmarks* distribuidos equitativamente sobre la línea media de los canales semicirculares, analizaron los efectos producidos por el tomógrafo utilizado, los diferentes grosores de corte y el observador en cuestión. Estas diferencias se exploraron mediante un análisis de componentes principales y con Procrustes ANOVA por hospital, resolución y observador.

Palabras clave: antropología virtual, morfometría geométrica, estadística multivariada, esqueleto, identificación humana.

Abstract

The bony labyrinth is an endocraneal structure which studies have been related to morphological variation between species, since it is associated to locomotor behaviors and adaptations due to its location in the inner ear, which is responsible for auditory functions, hearing, and balance. In the forensic field, this endophenotype has gained relevance because it presents morphological variation between populations, but the thing is that all CT scans used for that purpose have been obtained with specific parameters required by this structure for its correct visualization and segmentation. However, in forensics it is common to have scenarios where the CT scans required for analysis are not performed under an ear protocol, for this reason is that this chapter includes a systematic approach for the segmentation of the bony labyrinth, that considers the different sampling and image acquisition. For this purpose, we select 28 CT scans of contemporary adults from the biogeographical center and southwest of Mexico, which were segmented by three observers with different degrees of expertise and, with a protocol consisting of 83 landmarks equally distributed on the midline of the segmentation were analyzed. These differences were explored through a principal components analysis and with a Procrustes ANOVA by hospital, resolution, and observer, where the results show that the higher the resolution and familiarity with the structure, the lower the interobserver error.

Keywords: virtual anthropology, imaging, image chain, forensic imaging.

Introducción

El laberinto óseo del oído interno es una estructura endocraneal que está contenida en la porción petrosa del hueso temporal. Se compone por el vestíbulo, por la cóclea y por tres canales semicirculares conocidos como anterior, posterior y lateral (Figura 1). El vestíbulo es entonces la parte central del laberinto, la cóclea es aquella estructura enrollada que da de 2.5 a 2.7 giros alrededor de su eje central conocido como modiolo, mientras que los canales miden alrededor de 1 mm de diámetro y están dispuestos perpendicularmente entre sí (Pulickal et al., 2021). Es un endofenotipo de interés, pues al estar contenido en hueso cortical denso es resistente a los procesos tafonómicos. Además, presenta la característica de mantener un desarrollo relativamente estable pues se encuentra formado completamente al momento del nacimiento, finalizando su desarrollo entre la semana 17 y 19 de gestación (Jeffrey y Spoor, 2004; Ward et al., 2020).



Figura 1. Anatomía del laberinto óseo. Se muestra la vista anterior de un laberinto óseo izquierdo reconstruido por María Clara López Sosa con el programa 3D Slicer (Federov, 2012) mediante una tomografía computarizada con un grosor de corte de 0.5 mm.
El estudio del laberinto óseo se ha enfocado en el análisis de su variación morfológica, primero desde un enfoque meramente descriptivo hasta ya uno morfométrico. Si bien en un inicio dichos análisis se dificultaban por el hecho de que solo era posible estudiar al laberinto a través de técnicas destructivas mediante moldes, disecciones y secciones seriadas, lo cual repercutía desfavorablemente tanto en el tiempo de análisis como en el tipo y cantidad de muestra, pues aquellas de contextos arqueológicos y paleoantropológicos no podían utilizarse para tales fines. Fue la introducción de las tomografías computarizadas (TC) aquello que permitió una mejora en los análisis, principalmente porque ahora el laberinto puede ser investigado de forma no destructiva e incluso con mayor detalle y en un menor tiempo. De hecho, con el avance tecnológico es que también logran introducirse las microtomografías, las cuales permiten no solo una alta resolución y mayor detalle respecto a las TC, sino también el estudio de pequeños especímenes, eliminando de igual manera las limitaciones en cuanto al tamaño (Gunz et al., 2012; Spoor y Zonneveld, 1995).

Los análisis de evaluación del tamaño y forma del laberinto iniciaron con mediciones tanto lineales como angulares tomadas directamente de los planos de corte axial, coronal y sagital de las tomografías computarizadas, partiendo comúnmente del protocolo propuesto por Spoor y Zonneveld (1995), el cual describe un método para tomar 31 medidas en tomografías computarizadas de alta resolución tomando en consideración diferentes dimensiones y orientaciones de la estructura. Hasta que los avances imagenológicos permitieron el análisis morfométrico directamente en los modelos tridimensionales, lo cual a su vez dio paso a un mejor acercamiento a la estructura, siendo que la forma del laberinto resulta compleja dado su detalle, dimensionalidad y recóndita ubicación dentro de la cápsula ótica del hueso petroso del temporal. Con dichos análisis tanto bi como tridimensionales del laberinto óseo se han permitido comprender aspectos acerca de su desarrollo (Jeffrey y Spoor, 2004), relaciones evolutivas entre los primeros humanos (Hublin et al., 1996), filogenia (Lebrun et al., 2010; Macrini et al., 2010; Spoor, 1993) y funcionalidad, siendo que la morfología laberíntica se relaciona con los aspectos de la forma craneal, pues incluso la percepción del sonido, así como el comportamiento y adaptaciones locomotoras se encuentran asociados a tal intervariación. De hecho, esto de la funcionalidad se ha estudiado a través de las diferencias en cuanto a la altura, ancho y radio de curvatura de los canales semicirculares, donde incluso este último se ha correlacionado positivamente con la agilidad de locomoción en primates y otros mamíferos (Spoor y Zonneveld, 1998; Spoor et al., 1994).

Pero, en su mayoría estos estudios de variación morfológica no se han realizado bajo un contexto forense, sino bajo uno comparativo y generalmente entre especies, principalmente de mamíferos como primates contra humanos (Gunz et al., 2012), perros y lobos (Schweizer et al., 2017) e incluso entre especies ya extintas (Benoit et al., 2015; Racicot et al., 2016). De hecho, los estudios en el ámbito forense que utilizan a este endofenotipo son limitados y, generalmente siguen la línea de investigación referente a afinidad poblacional (Uhl et al., 2022) y estimación sexual, incluso también en muestras arqueológicas y con subadultos (Boucherie et al., 2021; Osipov et al., 2013; Ward et al, 2020). Una de las mayores evidencias para el área de identificación es la obtenida por Ponce de León y colaboradores (2018) quienes encontraron que el laberinto óseo es una estructura que presenta señal de variación interpoblacional, al presentar un modelo de aislamiento por distancia. Siendo esto aquello que cuestiona el uso de este carácter para su uso en este ámbito, en específico en la estimación de ancestría biogeográfica e individualización.

Es esta disimilitud entre contextos del comparativo y lo forense lo que será el eje central del capítulo, pues es lo que refiere una diferencia en cuanto a las condiciones muestrales y consecuentemente en la segmentación, al ésta depender de la calidad de imagen, resolución espacial y contraste. Generalmente en el tipo de investigación bajo un contexto comparativo, los especímenes son escaneados con sistemas de microtomografías de alta resolución y siguiendo parámetros y protocolos previamente establecidos con base en el propósito de cada una de las investigaciones, con lo que en la etapa de segmentación es posible obtener el modelo virtual tridimensional de la estructura o espécimen lo más parecido al original. Pero en

la *praxis* forense y más aún en el área de identificación el panorama es distinto, pues siquiera el contar con tomografías *antemortem* resulta difícil, porque las mismas están destinadas a realizarse como un examen médico de diagnóstico por imágenes, rara vez como un examen de rutina y, difícilmente bajo un protocolo destinado a oído, a menos que se trate de casos donde se requiera un tratamiento quirúrgico producto de algún trastorno de la audición o equilibrio; en caso contrario, para casos médicos o exámenes generales es común pedir un CT de toda el área de la cabeza. Por su parte, también hay que sumar el hecho de que en México los costos para las mismas suelen ser elevados además de que la disponibilidad de dispositivos de escáneres de tomografía computarizada se encuentra limitada y/o concentrada en las grandes ciudades.

Por tales motivos es que en el presente se propone una metodología para la sistematización de la segmentación del laberinto óseo que justo tome en consideración los distintos escenarios de la *praxis* forense relacionados con la adquisición imagenológica. Para ello, a través de los modelos adquiridos a través de tomografías computarizadas de tres diferentes hospitales se analizaron los efectos producidos por el tomógrafo utilizado, las distintas resoluciones y el observador en cuestión que realiza la segmentación, evaluando cómo afectan la forma de segmentación de manera individual en la generación del modelo.

Objetivo general

• Generar una propuesta de sistematización de la segmentación del laberinto óseo con un enfoque forense y con base en los efectos producidos por el tomógrafo utilizado, los distintos grosores de corte y el observador en cuestión.

Objetivos específicos

- Generar segmentaciones y modelos 3D del laberinto óseo del oído a partir de tomografías de diferentes hospitales públicos del centro y suroeste biogeográfico de México.
- Caracterizar la variabilidad morfológica de los esqueletos resultantes mediante un protocolo de 83 *landmarks* ubicados equidistantemente a lo largo de los tres canales semicirculares.
- Analizar estadísticamente el error interobservador mediante las esqueletizaciones realizadas por tres observadores con distintos grados de expertise, mediante los mismos 28 modelos por medio de un PCA, clúster y con el Procrustes ANOVA por hospital, resolución y observador.

Consideraciones técnicas de la segmentación

Resolución

La calidad de la segmentación se encuentra limitada por una serie de condiciones técnicas como la resolución espacial del dispositivo de escaneo, resolución de contraste, ruido, etc. (Swartz y Loevner, 2009; Weber et al., 2001). Para que una imagen pueda ser utilizable con fines de antropología virtual debe alinearse a tales criterios y tener una calidad adecuada, por lo que es recomendable verificar la calibración y calidad *per se* de los instrumentos y equipos utilizados, pues la precisión y resolución tanto del equipo de captura como de reproducción también influyen en la cantidad de error que pudiera estar presente en los datos (Arnqvist y Mártensson, 1998).

Para el caso de la segmentación del laberinto óseo, la resolución es relevante al ser una estructura de pequeñas dimensiones. En la literatura se reporta la técnica estándar y los protocolos que generalmente se utilizan para poder visualizar el hueso temporal y un punto importante que mencionan Swartz y Loevner (2009) es que este tipo de estructura puede requerir de una colimación de 0.6 mm con el objetivo de aumentar el detalle y contraste de la imagen, siendo lo anterior considerable para obtener una adecuada

calidad. Acerca de esto último, la misma literatura señala que los protocolos se optimizan de tal manera que la calidad sea la suficiente para permitir el diagnóstico del paciente, pero es cierto que la misma también depende de la dosis a irradiar en cada uno, pues los mAs, es decir, los amperes de los escáneres se ajustan con base en la edad como con el tamaño de la cabeza, por lo que debe de existir un equilibrio entre calidad de la imagen y dosis, pues como regla general, la calidad es mejor cuando se aumenta la dosis, pero por lo mismo no siempre es posible dado que la dosis debe de ser la más baja posible porque regularmente se trata de personas vivas. Así, se tiene reportado que para visualizar el hueso temporal cuando se trabaja con escáneres de 40 hasta 64 detectores y para individuos adultos, que en este caso son la muestra de estudio, se requieren 320 mAs (CTDIvol 72 mGy), un ciclo y un pico de 120 kV (Swartz y Loevner, 2009). Aunque hay artículos que refieren el uso de hasta incluso 400 mAs (Boucherie et al., 2021) o incluso menores mAs, pero porque requieren de otra etapa en donde los someten a una alta resolución (Wimmer et al., 2019), pero eso sí, siempre manteniendo los 120 kV reglamentarios para la adquisición de imágenes de este tipo.

Sin embargo, en la práctica la calidad de imagen se evalúa con base a la cantidad de ruido existente en la tomografía. El ruido es inversamente proporcional a la raíz cuadrada de la dosis del paciente y también se encuentra íntimamente relacionado con los grosores de corte o *slice thicknesses* (por su término en inglés), al ser inversamente proporcional a la raíz cuadrada de estos últimos. Por lo que aún cuando un grosor más fino aumenta el ruido, puede esto no necesariamente ser negativo, porque dependiendo de las condiciones bien pudiera mejorar la visibilidad de la tomografía proporcionando un mejor diagnóstico, por lo que un equilibrio entre ambos también debe de ser considerado. Si bien los valores de grosor de corte los determina el operador de acuerdo con los requisitos técnicos y experiencia, para el caso del hueso temporal se menciona que los datos sin procesar de cada oído se separan y se reconstruyen en imágenes axiales de 0.6 mm de *slice thickness* en un campo de visión dual de 100 mm que magnifica las imágenes, para luego dichas mostrarse en los tres planos ortogonales del escáner (Alshipli y Kabi, 2017; Swartz y Loevner, 2009).

Para el análisis, la selección de muestra se basó en lo anterior, es decir, en los distintos grosores de corte. Esto debido a que se contaba con distintas tomografías de individuos adultos contemporáneos provenientes de tres distintos hospitales de México: \geq 300 del Hospital General de México (HGM), 134 del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía (INNN) y 41 de un hospital de Oaxaca (Oax); mismas que presentaban parámetros de *slice thickness* y de descripción y/o tipo de estudio diferentes, a excepción de las de Oaxaca, siendo estas las únicas tomografías que fueron realizadas específicamente bajo un protocolo de oído y, a diferencia del resto, con cráneos y no con personas vivas.

Esta dualidad en cuanto a la muestra en el ámbito forense es importante, porque en dicho medio la fuente de obtención de las muestras suele ser distinta y, son justo estas diferencias las que permiten tomar en cuenta todos los factores necesarios para estandarizar la segmentación. Además de que el trabajar con tomografías *antemortem*, representadas en este caso por las del HGM e INNN, y *postmortem*, representadas por Oaxaca, acercan al trabajo en el área de identificación, porque no solo nos permite sacar conclusiones respecto a los efectos y diferencias en cuanto al empleo de ambas, sino que bajo este tipo de análisis siempre se requiere contar con éstas para realizar el *match* entre las tomografías AM y PM. Las tomografías del HGM presentan una resolución entre ellas muy diversa; con *slice thicknesses* de 12, 5, 3, 2, 1, 0.75, hasta 0.6. Mientras que las del INNN y las de Oaxaca, cuentan con un grosor de corte de 0.6 mm para el primero y de 0.5 mm para las del hospital de Oaxaca (Figura 2).

Debido a que no con todas esas resoluciones podía visualizarse el laberinto, es que se realizó una revisión de todas las tomografías y una selección previa de aquellas del HGM e INNN, en las que se pudiera visualizar el mismo con la suficiente claridad que permitiera posteriormente realizar la correcta segmentación. Durante dicha selección se realizaron las primeras anotaciones, las cuales se describen a continuación:



Figura 2. Gráfica de las distintas resoluciones que presentan las tomografías de los tres distintos hospitales, donde en el eje de las x se representa la cantidad de individuos y en el eje de las y se representan los grosores de corte.

- 1. Las resoluciones que nos permiten trabajar con el laberinto óseo son de 0.5., 0.6 y de 1 mm, siendo este último la resolución mínima que requerimos para segmentarlo.
- 2. La tendencia es que la mayoría de las tomografías del HGM presentan una descripción en tipo de estudio de cabeza, mientras que la mayoría del INNN presentan, además del anterior, la descripción de angiotomografía. Pero aún sin haber sido tomadas bajo un protocolo de oído, sí permiten la visualización del laberinto óseo. No obstante, lo anterior influye en la resolución, y por lo tanto en la calidad de la segmentación dado que no se está concentrando en la región del laberinto en particular, lo cual ocasiona que, al trabajar en dicha estructura, la misma se vea borrosa cuando se hace *zoom* o se enfoque en dicha zona, o bien, que en el modelo generado no se observen ciertas partes específicas del laberinto como lo son la ventana oval y/o la redonda o los giros de la cóclea. Por tal motivo es que aun cuando dos tomografías de diferentes hospitales presenten la misma resolución, bien pudieran no presentar la misma calidad, dado que se depende del estudio en cuestión, y por lo mismo es que tomografías con resolución igual o menor a 0.5, 0.6 o 1, pudieran no fungir para tales propósitos. Por lo que en las Figuras 3, 4 y 5 se representan las diferencias entre protocolos y resoluciones de tomas.



Figura 3. Visualización de una tomografía del HGM con un slice thickness de 1, bajo un protocolo de base de cráneo.



Figura 4. Visualización de una tomografía del INNN con un slice thickness de 0.6 bajo un protocolo de angiotomografia.



Figura 5. Visualización de una tomografía del HGM con un slice thickness de 0.6 mm bajo un protocolo de cabeza.



Figura 6. Visualización de una tomografía del Hospital de Oaxaca con un *slice thickness* de 0.5 mm bajo un protocolo de oído.

Ya que uno de los objetivos específicos de este capítulo es también conocer el error interobservador, pues el mismo nos permite ajustar las consideraciones técnicas, así como el nivel de reproducibilidad cuando se trabaja con esta estructura. Se decidió que, de toda la muestra antes mencionada y ya con el criterio de selección establecido sobre usar únicamente las tomografías con resolución de 0.5, 0.6 y 1 mm, se tomó una submuestra de manera aleatoria consistente en 28 tomografías: 10 del HGM, 10 del INNN y 8 de Oaxaca, para que tres observadores distintos; uno con menor experiencia y/o familiaridad con el endofenotipo, realizaran la segmentación del laberinto óseo izquierdo.

En la Tabla 1 y 2 se presentan las diferencias en cuanto a los *slice thickness* y descripción de estudio de las 28 tomografías con las que se trabajaron, donde HGM hace referencia al Hospital General de México e INNN al Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía.

Tabla 1	Se muestran las distintas resoluciones que presentan las 28 tomografías trabajadas por institución.			
slice thickne	ess 0.5	0.6	1	
HGM	0	2	8	
INNN	0	10	0	
Oaxaca	8	0	0	

Tabla 2	Se muestran los distintos tipos de estudio y/o descripciones que presentan las 28 tomografías trabajadas por institución.				
	CT cabeza	Angiotomografía	CT oído		
HGM	10	0	0		
INNN	2	8	0		
Oaxaca	0	0	8		

Threshold para visualizar las tomografías

Cada observador en cuestión debe de cargar cada una de las tomografías a segmentar en el programa 3D Slicer versión 4.1120210226 (Federov, 2012). Con el objetivo de poder visualizar de mejor manera cada una de las regiones del laberinto óseo previo a realizar la correspondiente segmentación, en caso de que alguna lo requiriese, se cambiaba el contraste y la visualización de la intensidad de ésta a efectos propios de cada observador y de manera manual.

Para tal corrección de contraste se cuida que la tomografía cuente con un nivel de luz equilibrado, dado que la misma no puede ser ni muy brillante ni muy oscura porque los canales semicirculares que conforman al laberinto óseo son unos círculos muy pequeños que pueden incluso perderse y, no distinguirse del resto del espacio. Por tal motivo es que la tomografía debe presentar una tonalidad medianamente gris, cuidando que en todas las vistas cada región que conforma al laberinto óseo pueda ser visualizada completamente como se observa en la Figura 7.



Figura 7. Ejemplos de la corrección de contraste de una tomografía del HGM, donde: (A) es la tomografía sin corrección alguna, así como se carga en el *software* 3D Slicer y con los valores predeterminados de W: 1500, L: 450; (B) es la tomografía con corrección realizada por uno de los observadores donde W: 2880, L: 400; y (C) es la corrección de otro observador y con valores de W: 2900 y L: 450.

En este caso, tomando como referencia para fines comparativos los datos de dos observadores con el mismo nivel de experticia, en la sección W/L; donde W es el brillo y L el contraste, la mayoría de los valores de W para un observador se mantenían en un rango promedio de 2800 y 3020, pero para el observador 2 el rango era más fluctuante al ser valores de 2200-2600, pero incluso el máximo registrado

es uno que incluso sobrepasa los 3500. Mientras que los valores de L para el observador 1 se encontraban entre los 400 y 520, y para el observador 2 de 400-600, siendo el máximo reportado de 700. Por su parte, los valores del threshold generalmente se quedaban en el preestablecido de -1434 y 3481. Mientras que las tomografías del hospital de Oaxaca no necesitaron cambio alguno en cuanto a visualización y/o contraste, estando todas en un rango ya predeterminado de -32768, 32767; W: 4500, L: 450.

En la Tabla 3, se muestran los promedios de los valores que cada observador decidió para visualizar las tomografías tanto del HGM como del INNN con base en su propio criterio, colocando los mínimos y los máximos reportados.

Tabla 3	<i>Thresholds</i> con los valores mínimos y máximos que emplearon dos observadores para visualizar la tomografía según cada institución.			
	Observador 1	Observador 2		
HGM	-1434,3481; W:2800 - 3020, L: 400 - 520	-1434,3481; W:2200 - 3580, L: 450 - 700		
INNN	-1434,3481; W:2968 - 2968, L: 457 - 465	-1434,3481; W:2454 - 2768, L: 400 - 600		
Oaxaca	-1434,3481; W:2968 - 2968, L: 457 - 465	-32768,32767; W:4500 - 2968, L: 450		

Threshold para la segmentación

A diferencia de otras estructuras como los senos frontales o esfenoidales que reportan un rango promedio de radiodensidad en unidades Hounsfield para realizar la segmentación, para el caso del laberinto óseo este rango no se encuentra reportado en la literatura. Diversos autores (Gunz et al., 2012; Osipov et al, 2013; Ward et al., 2020, 2022) mencionan que para definir el *threshold* a utilizar han seguido el principio de *half-maximum-hight* (HMH) elaborado por Spoor y Zonneveld (1995), el cual se abordó en un Capítulo 4, pero que a grandes rasgos consiste en calcular los niveles de altura media máxima entre la cápsula ótica y el lumen en varias zonas de la tomografía con el objetivo de encontrar el umbral apropiado a utilizar.

Para este caso, la selección del *threshold* fue meramente visual, manual e independiente de cada observador en cuestión que realizó la segmentación. Para tal fin, únicamente se siguió la visualización dada por la opción *threshold* del menú *Segment Editor* del programa 3D Slicer, de tal manera que dicho rango cubriera las zonas a segmentar en cada uno de los tres cortes axial, coronal y sagital. Este *threshold* usualmente varía de tomografía a tomografía y para fines prácticos se seleccionó un rango amplio para poder segmentar a la par tanto a los canales semicirculares como a la cóclea evitando definir un umbral por cada región a segmentar. Y es que como bien cita Lebrun et al. (2010) el seleccionar un único rango afecta la reconstrucción de los canales semicirculares y de la cóclea porque los primeros a menudo no alcanzan el valor del aire, mientras que la cóclea sí.

Por lo mismo, el rango promedio que se selecciona para segmentar las tomografías del HGM va de los -1024 a los 1473. Mientras que para las del INNN, si bien los observadores 2 y 3 mantienen más/ menos valores que se asemejan al rango anterior, es el primer observador quien emplea distintos valores, siendo el mínimo de -119 y el máximo de 1699, es decir, los observadores 2 y 3 amplían mucho el rango respecto al observador 1.

Por su parte, los valores de Oaxaca también cambian mucho respecto a los observadores. El primero se mantiene en valores de entre -3400 a -3900 y de 1600-1900, el segundo observador mantiene sus valores entre -2300 a 4000, pero los mínimos los lleva incluso a más de 2000. Por su parte, los valores máximos del tercer observador se mantienen entre los -3300 y 4300, pero los mínimos los mantiene en un rango muy fluctuante (Tabla 4).

Tabla 4	<i>Thresholds</i> promedio que utilizaron los tres observadores para segmentar las 28 tomografías, según cada institución.				
	Observador 1	Observador 2	Observador 3		
HGM	-1024,1473	-1024,1371.47 - 1531.29	-1024,1371.47 - 1531.29		
INNN	-119,1699	-1024,1330.60 - 1543.49	-1024,1220.06 - 1469.84		
Oaxaca	-3482.10 - 3933.96				

Generación del modelo y el esqueleto

Una vez definidos los valores anteriores de *threshold*, cada observador procede a la segmentación de cada uno de los laberintos. Finalizada la misma, ésta se exporta y se carga mediante la opción *Model Maker* del mismo programa 3D Slicer (Federov, 2012), con el objetivo de generar el modelo. Para ello, los observadores determinaron que en la sección de *Model Maker Parameters* se mantenían los datos predeterminados por el programa, salvo que en *Filter Type* primero, se selecciona *Laplacian* y, en la opción *Decimate* en vez de mantenerlo en 0.25 (valor predeterminado), éste se baja a 0. Lo anterior se decidió producto de una prueba-error, dado que siempre la segmentación. Es importante además, guardar el modelo en formato de archivo *.stl, porque el siguiente paso es cargar cada uno de los modelos en el programa Avizo para generar sus respectivos esqueletos con la opción *Auto Skeleton* (Figura 8), lo cual básicamente consiste en obtener la línea media de la estructura.



Figura 8. Tres ejemplos de los esqueletos generados con el *software* Avizo con las tomografías de los tres hospitales: a la izquierda, HGM; en el centro, INNN; a la derecha, Oaxaca.

Se decidió estudiar la variabilidad de los modelos generados únicamente a partir de la línea media de los canales semicirculares, esto porque en el caso de la cóclea; la línea media obtenida siempre es inexacta, incluso para los modelos generados a partir de tomografías computarizadas de alta resolución (Gunz, et al., 2012). Por tal motivo es que el conjunto de 83 *landmarks* y *semilandmarks* del protocolo generado de manera arbitraria (Figura 9), colocándolos equidistantemente sobre cada uno de los tres canales, de la siguiente manera:

 Canal posterior: se colocan un total de 25 *landmarks*. El punto 1 se coloca donde inicia dicho canal en la vista inferior derecha y el punto 25 en la intersección con el canal anterior. Entre ellos se colocan de manera equidistante el resto de los puntos, es decir, los 23 puntos correspondientes a *landmarks* tipo III o *semilandmarks*, es decir, del 2 al 24.



Figura 9. (A) Modelo del laberinto óseo; (B) Esqueleto generado; (C) Esqueleto donde se identifican los *landmarks* representados con los números 1, 25, 26, 69 y 83; (D) *Landmarks* (1 y 25) y *semilandmarks* ubicados equidistantemente a lo largo del canal posterior; (E) *Landmarks* (25 y 26) y *semilandmarks* ubicados equidistantemente en el canal anterior; (F) *Landmarks* (26 y 69) y *semilandmarks* ubicados equidistantemente en el canal lateral; (G) *Semilandmarks* de la rama común, ubicados entre los puntos de referencia identificados como 25 y 69; (H) *Semilandmarks* que representan el vestíbulo.

• Canal anterior: se colocan un total de 23 *landmarks* a lo largo del canal. El punto 26 se coloca donde inicia el canal en la vista anterior izquierda y a partir de dicho punto y hacia la vista anterosuperior se colocan el resto de los 22 *semilandmarks*, donde el último punto, es decir, el 48 queda justo antes del punto 25, el cual se definió en el párrafo anterior.

Canal lateral: se colocan un total de 21 *landmarks* a lo largo del canal. El punto 49 inicia después del 26 y el punto 69 se coloca en la intersección con el canal posterior. Entre ellos se colocan el resto de los 19 *semilandmarks*. En algunos esqueletos el punto 69 de hecho se comparte con el punto 1, esto por la forma en que se lleva a cabo la segmentación (Figura 10). En tal caso que suceda lo anterior, se omite tal punto y se procede al siguiente punto, o sea el 70. De este modo se sigue de manera normal con el resto de los puntos de acuerdo con el protocolo antes explicado. Pero el que dos *landmarks* compartan el mismo punto es aquello que interfiere con el principio de homología estricta que define la morfometría geométrica y que se refiere a que todos los *landmarks* deben de presentar la misma locación anatómica en todos los especimenes de estudio y, dado que igual se requiere que toda la muestra tenga el mismo número de puntos; por cuestiones de reproducibilidad se decide añadir manualmente el punto 69. Es decir, en los archivos generados que tienen todas las coordenadas se introducen los valores de *x*, *y* y *z* del punto 1 en el punto 69 y, se recorren el resto de los valores para así tener los 83 puntos.



Figura 10. Ejemplo de los casos donde se comparte el punto 1 con el 69: (A) Se representan los puntos de referencia 1 y 69; el primero perteneciente al canal semicircular posterior y el segundo al canal semicircular lateral; (B) Ejemplo de uno de los casos donde en la esqueletización se comparte el punto 1 con el 69.

- Los modelos que comparten dicho punto varían entre observadores, pues para el primero son el 214, 237, 256 y 0119, para el segundo observador son el 73, 237, 256 y el 0119, mientras que para el tercer observador son el 20, el 256 y el 0221. Es decir, únicamente el 256 es el modelo común para todos los observadores.
- En la rama común, se colocan un total de 5 *landmarks* entre los puntos 25 y 69; empezando de anteroinferior a posterosuperior, y son los equivalentes a los puntos 70 al 74.
- El resto de los puntos se colocan en la línea media que viene siendo parte del vestíbulo, justo en lo que aparenta la forma de Y. Se colocan los *semilandmarks* del 75 al 79 en la vista anteroinferior y el *landmark* 80 se coloca en la intersección del vestíbulo con el conducto coclear. Finalmente, los puntos 81 al 83 se colocan en la vista inferoposterior.
- En la literatura, no hay protocolo que coloque *landmarks* y/o *semilandmarks* la zona antes referida, aun cuando es aquella en donde hay mayor variabilidad entre esqueletos, dado que se presentan diferentes longitudes (Figura 11).

Error interobservador

Cada observador sigue el protocolo de la sección anterior y guarda sus respectivas 83 coordenadas de estos veintiocho modelos bajo el formato .ascii, el cual es el predeterminado por el mismo programa

Avizo. Pero, antes de proceder al análisis de error, se requiere: 1) transformar los datos de las coordenadas a formato *.txt para así poder cargarlos en el *software* RStudio, pues 2) se requiere en tal programa deslizar en conjunto todos los *semilandmarks* de los tres observadores con la paquetería *geomorph*, porque si bien los puntos fueron colocados de manera equidistante, cada observador lo realizó de manera arbitraria e inherentemente trae consigo cierta subjetividad. Por lo que el deslizado asegura que estos *semilandmarks* se consideren geométricamente homólogos en toda la muestra (Gunz et al., 2012).



Figura 11. Ejemplos de las diferencias en cuanto a longitudes de la línea media que puede formar parte del vestíbulo.

Ya con las debidas coordenadas deslizadas se genera un análisis por componentes principales (PCA, por sus siglas en inglés), en este caso con el *software* MorphoJ (Klingenberg, 2011). Primero se muestra el PCA generado con los datos de los dos observadores con mayor experticia en cuanto a familiaridad con la estructura se refiere (Figura 12).



Figura 12. Análisis de componentes principales donde se puede apreciar las distancias entre los mismos individuos, medidos por dos obervadores. Se presenta gráfico de dispersión del PC1 vs. PC2, con una elipse de varianza al 95%.

En dicho PCA con dos observadores, se obtuvieron un total de 55 componentes principales que explican el 100% de la varianza, siendo los tres primeros aquellos que explican el 53.65%. A su vez se obtuvo una varianza total de 0.00551037 con una varianza de los *eigenvalues* de 0.0000000162080. Logrando una varianza acumulada del 95% en el componente identificado con el número 19 (Tabla 5).

El PC1 presenta una varianza del 28.78%. Los cambios morfológicos asociados de este componente principal en el eje positivo se presentan en mayor medida en los canales anterior y lateral, el primero disminuye y el lateral aumenta su dimensionalidad. En el eje negativo, el canal posterior es similar pero el lateral disminuye y el anterior aumenta de dimensionalidad. Mientras que en el PC2 con varianza del 15.93% hacia el eje positivo, el canal anterior aumenta, el posterior disminuye y el lateral aumenta; por lo mismo parece hay un desplazamiento hacia la parte inferior y, hacia el eje negativo sucede lo contrario que en el positivo; los canales anterior y lateral se reducen, mientras que el posterior aumenta.

Por ello, con motivo de representar cómo se agrupan los esqueletos generados a partir de cada modelo, se genera un análisis de conglomerados o clúster en el programa PAST (Hammer et al., 2001), con un algoritmo UPGMA y con 10,000 permutaciones con los diecinueve componentes principales que explican el 95% de varianza. Dado que ambos observadores llevaron a cabo la segmentación de estos 28 modelos, la hipótesis es que cada uno de los 28 modelos con los que trabajó un observador, deben de agruparse con su respectivo par de los realizados por el otro observador. Si bien en el PCA se observa que todas las digitalizaciones de ambos observadores se encuentran próximas y las elipses de varianza no presentan tanta variabilidad, es con las distancias y porcentajes del clúster que lo anterior se representa visualmente (Figura 13).

Tabla 5	Valores propios y porcentaje de varianza de los componentes principales obtenidos con dos observadores.			
Componente	e valor propio	% varianza (var)	% var acumulada	
1	0.00158598	28.782	28.782	
2	0.00087825	15.938	44.72	
3	0.00049251	8.938	53.658	
4	0.00039667	7.199	60.856	
5	0.0003018	5.477	66.333	
6	0.00027797	5.045	71.378	
7	0.00024929	4.524	75.902	
8	0.00022165	4.022	79.924	
9	0.00015002	2.723	82.647	
10	0.00012644	2.295	84.942	
11	0.00009964	1.808	86.75	
12	0.00008883	1.612	88.362	
13	0.00008354	1.516	89.878	
14	0.00007054	1.28	91.158	
15	0.00005918	1.074	92.232	
16	0.00004505	0.818	93.05	
17	0.00004144	0.752	93.802	
18	0.00003696	0.671	94.473	
19	0.00003354	0.609	95.081	

Varianza total: 0.00551037, Varianza de los valores propios: 0.0000000162080

Hay un total de 24 pareos, de los cuales solo 15 se agrupan con más del 80%. Siendo cinco de las ocho esqueletizaciones de Oaxaca aquellas que se encuentran a una menor distancia del resto y con

un 99% de agrupación, pero éstas quedan debajo del punto de corte que se representa a través de la línea de distancia de 0.015, por lo que en tal caso se considerarían identificaciones presuntivas. Por su parte, hay cinco casos incorrectos que son los identificados como 81_HGM_C, 1019_Oax_C, 258_HGM_C, 81_HGM_D y el 1019_Oax_D. Y, se presenta un caso de mimetismo entre los esqueletos identificados como 214_HGM_C y 214_HGM_D con el 258_HGM_D. Por su parte, las esqueletizaciones con el menor porcentaje de agrupación equivalen a las identificadas con el número 256, con el 30%. Mientras que las identificadas con el número 0621 son aquellas que mejor se agrupan.



Figura 13. Análisis de conglomerados realizado en el *software* PAST con las 28 esqueletizaciones generadas por dos observadores distintos, donde la terminación _C corresponde al observador 1 y la _D al observador 2.

Si bien son dos las esqueletizaciones que no se agrupan con su par, no hay diferencia significativa en cuanto a la segmentación por observador, ya que de acuerdo con el Procrustes ANOVA realizado con estos mismos datos de los dos observadores en cuestión, se obtuvo un *p-value* de 0.9997 (Tabla 6).

Tabla 6	Resultados del Procrustes ANOVA por observador				
Efecto	SS	MS	df	F	p
Individual	0.00395877	0.0000163585	242	0.71	0.9997
Residual	0.29911165	0.0000228889	13068		

SS = suma de cuadrados, MS = cuadrados medios, df = grados de libertad, F = valor estadístico y p value = valor de significancia.

Caso contrario sucede con los Procrustes ANOVA realizados por hospital y por resolución, donde en ambos se obtuvo el mismo *p*-value de <0.0001, lo cual nos dice que sí hay diferencia significativa (Tabla 7, 8).

Tabla 7	Resultados del Procrustes ANOVA por hospital				
Efecto	SS	MS	df	F	p
Individual	0.03601009	0.0000744010	484	3.57	<0.0001
Residual	0.26706032	0.0000208218	12826		

SS = suma de cuadrados, MS = cuadrados medios, df = grados de libertad, F = valor estadístico y p value = valor de significancia.

Tabla 8	Resultados del Procrustes ANOVA por resolución				
Efecto	SS	MS	df	F	p
Individual	0.02864186	0.0000591774	484	2.77	<0.0001
Residual	0.27442855	0.0000213963	12826		
$S_{S} = suma de cuadrados MS = cuadrados medios df = grados de libertad E = valor estadístico y pivalue = valor de$					

SS = suma de cuadrados, MS = cuadrados medios, df = grados de libertad, F = valor estadístico y p value = valor de significancia.

Ahora bien, se muestra el PCA sumando las digitalizaciones de un tercer observador, que en este caso es quien menos familiaridad ha tenido con la estructura y por lo mismo, presenta la mayor variabilidad; tal como se representa con su elipse en color verde (Figura 14, Tabla 9).



Figura 14. Análisis de componentes principales, se pueden apreciar las distancias entre los individuos, medidos por tres obervadores. Se presenta gráfico de dispersión del PC1 vs. PC2, con una elipse de varianza al 95%.

Como se observa (Figura 14), las elipses de varianza presentan mucha variabilidad entre observadores, son en específico ocho las esqueletizaciones que no se agrupan con sus respectivos pares, al ser las que más se encuentran fuera del rango de variación normal.

Estas corresponden a datos del observador 3, siete del INNN identificados como 16, 20, 21, 98, 100, 103 y 104, más uno de Oaxaca identificado como 0119. Por lo que, al analizar los cambios de forma se observa que los *semilandmarks* (SM) 81, y 83 son los que presentan mayor variabilidad.

De igual modo, se eliminaron aquellas ocho esqueletizaciones fuera del rango de variación normal para fines prácticos de una mejora en cuanto a la visualización del PCA (Figura 15, Tabla 10), lo cual incluso ocasionó que los puntos 81 y 83 tuvieran ya una menor variabilidad (Figura 16).

Nuevamente, el observador 3 sigue presentando la elipse con mayor variabilidad, dado que aún ciertas digitalizaciones están separadas de sus respectivos pares, como el 0919 de Oaxaca y el 102 del INNN. Posteriormente, como en el caso anterior, se presentan los resultados del análisis de conglomerados con un algoritmo UPGMA y con 10,000 permutaciones con los 18 componentes principales que explican el 95% de varianza (Tabla 10). Pero es importante aclarar que el clúster se presenta con todos los datos incluyendo aquellas ocho esqueletizaciones de las que se habló anteriormente (Figura 17).

Tabla 9	Valores propios y porcentaje de varianza de los componentes principales obtenidos con tres observadores.				
Componen	te valor propio	% varianza (var)	% var acumulada		
1	0.00564806	38.514	38.514		
2	0.00197627	13.476	51.991		
3	0.00165159	11.262	63.253		
4	0.00120256	8,200	71.453		
5	0.00082164	5.603	77.056		
6	0.00047624	3.247	80.303		
7	0.0003957	2.689	83.002		
8	0.00029353	2,002	85.003		
9	0.00025302	1.725	86.729		
10	0.00023117	1.576	88.305		
11	0.00021752	1.483	89.788		
12	0.00018455	1,258	91.047		
13	0.00017128	1.168	92.215		
14	0.00011043	0.753	92.968		
15	0.00010655	0.727	93.694		
16	0.00009229	0.629	94.324		
17	0.00008009	0.546	94.87		
18	0.00007649	0.522	95.391		

 Varianza total:
 0.01466485,
 Varianza de los valores propios:
 0.0000001674774.
 Se

presentan los PC scores que acumulan el 95% de varianza.



Figura 15. Análisis de componentes principales mostrando la distribución de los individuos medidos por tres observadores. En este caso se omitieron los casos identificados como 16, 0119, 20, 21, 98, 100, 103, 104 al estos encontrarse fuera del rango de variación normal esperada en relación a los observadores anteriores. Se presenta gráfico de dispersión del PC1 vs. PC2, con elipses de varianza al 95% por obervador.



Figura 16. (A) Gráfico de tipo *lollipop* del PC1 obtenida del *software* MorphoJ (Klingenberg, 2011), donde se muestra que los *semilandmarks* 81 y 83 presentan la mayor variabilidad; (B) Gráfico de tipo *lollipop*, donde se muestra una menor variación en los *semilandmarks* antes mencionados una vez eliminados las ocho digitalizaciones identificadas como 16, 0119, 20, 21, 98, 100, 203 y 104; que se encuentran fuera del rango de variación normal.

Tabla 10	Valores propios y porcentaje de varianza de los componentes principales obtenidos con los datos de los tres observadores, excluyendo los ocho esqueletos medidos por el observador 3, que se ubican fuera del rango de variación normal.				
Componer	nte valor propio	% varianza	% var acumulada		
1	0.00154662	22.644	22.644		
2	0.00105345	15.423	38.067		
3	0.00071632	10.487	48.554		
4	0.00050987	7.465	56.019		
5	0.00042679	6.248	62.268		
6	0.00034085	4.990	67.258		
7	0.000032723	4.791	72.049		
8	0.00024974	3.656	75.705		
9	0.00021791	3.190	78.896		
10	0.00018734	2.743	81.639		
11	0.00014091	2.063	83.702		
12	0.00011534	1.689	85.390		
13	0.00009800	1.435	86.825		
14	0.00008876	1.300	88.125		
15	0.00008323	1.218	89.343		
16	0.00007702	1.128	90.471		
17	0.00006541	0.958	91.428		
18	0.00005911	0.865	92.294		
19	0.00004792	0.702	92.995		
20	0.00004675	0.685	93.680		
21	0.00003826	0.560	94.240		
22	0.0000349	0.511	94.751		
23	0.00002943	0.431	95.182		

Varianza total: 0.00688525, Varianza de los valores propios: 0.0000000194895. Se presentan los PC scores que acumulan el 95% de varianza.



Figura 17. Análisis de conglomerados realizado en PAST con las 28 casos generados por los tres observadores, donde la terminación _C corresponde al observador 1, la _DC al observador 2 y _DB al observador 3.

Para este caso se presentan un total de 10 pareos, donde solo cuatro casos se agrupan con un valor > 80%, siendo la mejor agrupación de lo esqueletos 0521 de Oaxaca, con un 96 y 80\%, respectivamente. Por su parte, el caso 256 del primer observador que, previamente se había agrupado con su respectivo par en un 30%, con el tercer observador lo hace en un 79%, lo que habla de una diferencia en la segmentación por parte de este segundo observador. Asimismo, se presentan dos casos de mimetismo: 81 HGM C y el 1019 Oax C, ambos del observador 1, junto con el identificado como 1019 Oax DB del observador 3 y, el mismo del caso anterior, es decir, el 258 HGM DC del observador 2 con el 214 del observador 3 y, el 258 del observador 1. El resto, son casos incorrectos. Las digitalizaciones del observador 3 (las siete del INNN y la de Oaxaca) se encuentran en los extremos, lo que significa que tuvo más casos erróneos respecto al resto de observadores y se justifica el que no se hayan incluido al PCA. Después, se generó un nuevo clúster (Figura 18), ahora sin las ocho digitalizaciones del observador 3 y, con 23 componentes principales que explican el 95% de la varianza (Tabla 10). Resultó en 11 pareos, la mayoría del HGM, pero únicamente hay un agrupamiento para los tres observadores con un valor > 80%, el caso identificado como 84. Si bien ya no se observan casos de mimetismo, como en clústeres anteriores, al añadir los datos del observador 3; en términos generales, se aumentan las distancias y se disminuyen los porcentajes entre pares.

Por último, dados los resultados anteriores es que los tres Procrustes ANOVA realizados presentan un *p*-value de > 0.0001; es decir, se presenta diferencia significativa por observador, hospital y por resolución (Tabla 11, 12, 13).

Tabla 11	Resultados del Procrustes ANOVA por observador				
Efecto	SS	MS	df	F	p
Individual	0.08455655	0.0001747036	484	4.16	<.0001
Residual	0.80308219	0.0000420066	19118		

SS = suma de cuadrados, MS = cuadrados medios, df = grados de libertad, F = valor estadístico y p value = valor de significancia.

Tabla 12	Resultados del Procrustes ANOVA por hospital				
Efecto	SS	MS	df	F	p
Individual	0.10665077	0.0002203528	484	5.39	<.0001
Residual	0.78098797	0.0000408509	19118		

SS = suma de cuadrados, MS = cuadrados medios, df = grados de libertad, F = valor estadístico y p value = valor de significancia.

Tabla 13	Resultados del Procrustes ANOVA por resolución				
Efecto	SS	MS	df	F	p
Individual	0.08468637	0.0001749718	484	4.17	<.0001
Residual	0.80295236	0.0000419998	19118		

SS = suma de cuadrados, MS = cuadrados medios, df = grados de libertad, F = valor estadístico y p value = valor de significancia.



Figura 18. Análisis de conglomerados realizado en PAST con las casos generados por los tres observadores, excluyendo los *outliers* del observador 3.

Discusión

La segmentación del laberinto óseo se encuentra definida por la resolución y a su vez esta misma se relaciona con el tipo de estudio a realizarle al paciente. Por tal motivo es que se debe de hablar de ambos criterios a la par, dado que cada protocolo se encuentra sujeto a parámetros generalmente ya establecidos. Las tomografías computarizadas no específicas de oído que permitieron trabajar con el laberinto óseo cumplieron con un criterio de selección basado en el grosor de corte y, justo son aquellas tomografías que presentan una resolución de 0.5, 0.6 y de 1 mm las que resultaron funcionales. Sin embargo, como anteriormente se especificó, pueden dos tomografías presentar la misma resolución y una ser útil para la segmentación, mientras que la otra no, pues todo se debe al protocolo y parámetros que se emplean en la adquisición imagenológica, ya que, aunque la literatura reporta valores específicos para la toma, incluso los mismos técnicos pueden definir tales según su propia experiencia y, por tal motivo es que es difícil contar con una homología en la muestra. Siendo lo anterior, aquello que entonces compromete a reportar

los valores seleccionados para fines de reproducibilidad, no sin antes verificar el calibrado de cada uno de los instrumentos a utilizar, dado que lo anterior le disminuye el ruido a la tomografía; obteniendo una mejor visualización y delimitación de cada una de las estructuras a segmentar.

Con base en cómo los observadores manejan el contraste entre la estructura y el fondo en la tomografía, empiezan a tomar las decisiones en cuanto a la segmentación. Una de éstas es la selección del *threshold*, primero para visualización y posteriormente para la segmentación ya como tal. Para ambos casos, se reporta un promedio con los valores mínimos y máximos utilizados por cada observador y, con base en ello se pudieron observar las primeras diferencias entre segmentaciones, siendo esto lo que nos permite no solamente ajustar las consideraciones técnicas para realizar un protocolo de segmentación, sino también el conocer el nivel de reproducibilidad cuando se trabaja con esta estructura.

A pesar de que hubo cierta disimilitud en cuanto a los rangos de *threshold* seleccionados, los resultados no mostraron diferencia significativa alguna en cuanto a la segmentación se refiere. Esto porque se estudió el error interobservador a partir de esqueletizaciones y, de acuerdo con Gunz y colaboradores (2012) la curva obtenida a partir de la línea media de los modelos producto de las esqueletizaciones no se ve afectada por los diferentes valores de *threshold* asignados. Lo cual se refleja en los datos, pues los valores de umbral seleccionados varían, principalmente en aquellos del INNN debido a que los observadores 2 y 3 amplían mucho el rango para segmentar a comparación del observador 1. Pero esto finalmente no afecta en la segmentación dado que dichos rangos seleccionados por cada uno de los observadores terminan cubriendo las mismas áreas específicas del laberinto, recordando que para esta estructura en específico se requiere de un rango amplio para poder segmentar a la par ambas partes que conforman al mismo, cóclea y canales semicirculares.

Sin embargo, el hecho de que la agrupación entre modelos fuera en menor o mayor porcentaje se debe a que se presenta un efecto dado la forma de segmentación y/o protocolo llevado a cabo por cada observador en cuestión. De acuerdo con Coleman y colaboradores (2019), el utilizar un método de segmentación diferente puede dar como resultado modelos óseos virtuales ligeramente diferentes. Hay que tener presente que cada observador realizó sus respectivas segmentaciones de manera arbitraria, lo que resultó en diferencias en cuanto a los modelos resultantes, por ejemeplo en la morfología y en el grosor atribuido a los canales semicirculares, pues dada la resolución de las tomografías; ciertas zonas no podían definirse, lo que resultó en que algunos modelos perdían su forma característica de arco y otros no mantenían el mismo espesor en todo el canal; tal como le sucedió al observador 2, cuyo modelo identificado como 256 en una primera instancia se agrupó con un porcentaje mucho menor respecto al de los observadores 1 y 3, que sí respetaron su forma característica.

Lo anterior, acerca del protocolo de segmentación llevado a cabo por cada observador de manera independiente, también interfiere en la generación de los respectivos esqueletos, como se refleja en aquellos que comparten el punto de referencia 1 y 69, pues si bien los observadores 1 y 2 coincidieron con tal característica en tres esqueletizaciones, también cada observador obtuvo uno que entre observadores no compartían tal punto y son los identificados como 73 y 214, ambos del HGM que, de hecho, en el clúster se agrupan con valores bajos; de 44 y 32%, respectivamente. Mientras que con el observador 3 únicamente compartieron tal criterio con una de sus tres esqueletizaciones con tal característica.

También el tercer observador presenta sus digitalizaciones, principalmente las del INNN tanto en el PCA como en el clúster alejados del resto, aquello que nos permite concluir que el entrenamiento de cada observador y/o la familiaridad que se tenga con la estructura repercute en la segmentación y por ende, en los modelos y/o esqueletizaciones generadas. Lo cual es sustentado incluso por Barbeito-Andrés y colaboradores (2012), quienes señalan que el error se reduce conforme se gana experiencia. Y prueba de ello es que el modelo identificado como 0119 (de Oaxaca), se encuentra separado porque el modelo generado presenta huecos en su superficie dado que dicho observador identificó el ruido de la propia tomografía como espacios en blanco, ocasionando que no hubiera agrupación con sus respectivos pares, al obtener un esqueleto muy diferente en comparación al de los otros observadores; motivo por el cual es uno de los ocho que se decidió separar del resto de resultados.

Lo anterior está en sincronía con los datos del Procrustes ANOVA; la resolución y el hospital presentan una diferencia significativa, pues las tomografías del HGM e INNN con resoluciones de 0.6 y de 1 mm, se agrupan con porcentajes menores respecto a las del 0.5 mm por: 1) no ser específicas de oído y, 2) ser tomadas en personas vivas.

Como bien se había señalado, la dosis administrada en personas vivas es mucho menor que en los casos donde hay tejido seco y, por lo tanto se obtiene una calidad menor y esto trae más dudas para el observador en cuanto a la segmentación, pues puede verse borrosa la estructura, dificultando que pueda verse con la debida claridad la delimitación de cada parte que conforma el laberinto, llegando incluso los observadores a segmentar más de la estructura, lo que entonces explica los cambios de dimensionalidad presentes en los *wireframes* obrvados en los resultados de ambos observadores en el primer PCA expuesto. Pero, el hecho de poder segmentar laberintos en tomografías con protocolos de adquisición diferentes a oído es de relevancia dado ya que la mayoría de las tomografías hospitalarias y de rutina son de cabeza, siendo posible el adaptarnos a los distintos escenarios.

Conclusiones

En el ámbito forense las condiciones muestrales son distintas y los especialistas en el área de identificación deben de conocer los alcances, así como el nivel de reproducibilidad de sus protocolos para que estos funjan como una herramienta más cuando el contexto así lo requiera. El definir parámetros para realizar la segmentación puede disminuir el error interobservador, por ello basándose en los resultados de este análisis y en las notas de cada observador, se propone una serie de consideraciones técnicas que sirven para segmentar el laberinto óseo bajo un enfoque forense:

- 1. Trabajar con tomografías específicas de oído o de resolución de 0.5, 0.6 o mínimo de 1 mm.
- 2. Cuidar que la tomografía cuente con un nivel de luz equilibrado, es decir, debe de presentar una tonalidad medianamente gris, cuidando que en todas las vistas cada región que conforma al laberinto óseo pueda ser visualizada completamente.
- 3. Estipular valores de *threshold* amplios para segmentar a la par tanto a los canales semicirculares como a la cóclea.
- 4. Segmentar cada uno de los canales semicirculares del mismo grosor; todo el canal posterior debe de mantener su respectiva forma de arco de manera uniforme en todo el canal y, lo mismo para el resto de los canales; el anterior y el lateral.
- 5. Segmentar la cóclea cuidando sus giros, así como su forma característica de espiral.
- 6. Guardar el modelo generado en el *software* 3D Slicer, cuidando que en el módulo de *Model Maker* la opción *Decimate* esté en 0.

Recomendaciones

El protocolo generado de 83 *landmarks* fue arbitrario y realizado en específico para cuantificar el error interobservador en alcance a la muestra y objetivos de este capítulo. Es importante aclarar que debido a que en algunos esqueletos generados hay un punto que se comparte y, en general hay dificultad con los mismos en cuanto a mantener el principio de homología estricta requerida en la morfometría geométrica. Futuros análisis enfocados en cuantificar la variabilidad morfológica realizados con estas tomografías computarizadas se realizarán sobre la estructura y, con una menor cantidad de puntos de referencia. Lo cual a su vez permite visibilizar y cuantificar los cambios en la segmentación producto de los diferentes valores de *threshold* seleccionados para tal fin.

Referencias

Alshipli, M. y Kabir, N. (2017). Effect of slice thickness on image noise and diagnostic content of single-source-dual energy computed tomography. *Journal of Physics Conference Series*, 851 (1), 012005

Arnqvist, G. y Mårtensson, T. (1998). Measurement error in geometric morphometrics: Empirical strategies to assess and reduce its impact on measures of shape. *Acta Zoologica Academiae Scientiarum Hungaricae*, 44, 73-96.

Barbeito-Andrés, J., Anzelmo, M., Ventrice, F. y Sardi, M. (2012). Measurement error of 3D cranial landmarks of an ontogenetic sample using Computed Tomography. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 2(2), 77–82.

Benoit, J., Lehmann, T., Vatter, M., Lebrun, R., Merigeaud, S., Costeur, L. y Tabuce, R. (2015). Comparative anatomy and three-dimensional geometric-morphometric study of the bony labyrinth of Bibymalagasia (Mammalia, Afrotheria). *Journal of Vertebrate Paleontology*, 35(3), e930043

Boucherie, A., Polet, C., Lefèvre, P. y Vercauteren, M. (2012). Sexing the bony labyrinth: A morphometric investigation in a subadult and adult Belgian identified sample. *Journal of Forensic Sciences*, 66(3), 808–820.

Coleman, K., van der Merwe, A., Stull, K. y Dobbe, J. (2019). The accuracy of 3D virtual bone models of the pelvis for morphological sex estimation. *International Journal of Legal Medicine*, 133, 1853–1860.

Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J., Pujol, S., Bauer, C., Jennings, D., Fennessy, F., Sonka, M., Buatti, J., Aylward, S., Miller, J., Pieper, S. y Kikinis, R. (2012). 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magnetic Resonance Imaging*, 30(9), 1323–1341.

Gunz, P., Ramsier, M., Kuhrig, M., Hublin, J. y Spoor, F. (2012). The mammalian bony labyrinth reconsidered, introducing a comprehensive geometric morphometric approach. *Journal of Anatomy*, 220(6), 529–543.

Hublin, J., Spoor, F., Braun, M., Zonneveld, F. y Condemi, S. (1996). A late Neanderthal associated with Upper Palaeolithic artefacts. *Nature*, 381(6579), 224–226.

Hammer, O., Harper, D. y Ryan, P. (2001). PAST: Paleontological Statistics Software Package for Education and Data Analysis. *Palaeontologia Electronica*, 4(1), 1-9.

Jeffery, N. y Spoor, F. (2004). Prenatal growth and development of the modern human labyrinth. *Journal of Anatomy*, 204(2), 71–92.

Klingenberg, C. (2011) MorphoJ: an Integrated Software Package for Geometric Morphometrics. *Molecular Ecology Resources*, 11 (2), 353-357.

Lebrun, R., de León, M., Tafforeau, P. y Zollikofer, C. (2010). Deep evolutionary roots of strepsirrhine primate labyrinthine morphology. *Journal of Anatomy*, 216(3), 368–380.

Macrini, T., Flynn, J., Croft, D. y Wyss, A. (2010). Inner ear of a notoungulate placental mammal: anatomical description and examination of potentially phylogenetically informative characters. *Journal of Anatomy*, 216(5), 600–610.

Osipov, B., Harvati, K., Nathena, D., Spanakis, K., Karantanas, A. y Kranioti, E. (2013). Sexual dimorphism of the bony labyrinth: a new age-independent method. *American Journal of Physical Anthropology*, 151(2), 290–301.

Ponce de León, M., Koesbardiati, T., Weissmann, J., Milella, M., Reyna-Blanco, C., Suwa, G., Kondo, O., Malaspinas, A., White, T. y Zollikofer, C. (2018). Human bony labyrinth is an indicator of population history and dispersal from Africa. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 115(16), 4128–4133.

Pulickal, G., Tan, T. y Chawla, A. (2021). Temporal Bone Imaging Made Easy. Springer.

Racicot, R., Gearty, W., Kohno, N. y Flynn, J. (2016). Comparative anatomy of the bony labyrinth of extant and extinct porpoises (Cetacea: Phocoenidae). *Biological Journal of the Linnean Society*, 119 (4), 831–846.

Schweizer, A., Lebrun, R., Wilson, L., Costeur, L., Schmelzle, T. y Sánchez-Villagra, M. (2017). Size Variation under Domestication: Conservatism in the inner ear shape of wolves, dogs and dingoes. *Scientific Reports*, 7 (1), 13330.

Spoor, F. (1993). *The comparative morphology and phylogeny of the human bony labyrinth* [Tesis doctoral inédita]. Universidad de Utrecht.

Spoor, F. y Zonneveld, F. (1995). Morphometry of the primate bony labyrinth: a new method based on high-resolution computed tomography. *Journal of Anatomy*, 186, 271-286.

Spoor, F. y Zonneveld, F. (1998). Comparative review of the human bony labyrinth. *American Journal of Physical Anthropology*, 27, 211–251.

Spoor, F., Wood, B. y Zonneveld, F. (1994). Implications of early hominid labyrinthine morphology for evolution of human bipedal locomotion. *Nature*, 369, 645-648.

Swartz, J. y Loevner, L. (2009). Imaging of the Temporal Bone. Thieme.

Uhl, A., Karakostis, F. y Harvati, K. (2022). The Application of Bony Labyrinth Methods for Forensic Affinity Estimation. *Biology*, 11(7).

Ward, D., Pomeroy, E., Schroeder, L. y Viola, B. (2020). Can bony labyrinth dimensions predict biological sex in archaeological samples? *Journal of Archaeological Science Reports*, 31, 102354.

Ward, D., Schroeder, L., Roy, J., Hertz, M., Uhl, A., Pomeroy, E., Stock, J., Copes, L., Baab, K., Viola, B. y Silcox, M. (2022). The influence of subsistence strategy and climate on bony labyrinth morphology in recent Homo sapiens. *American Journal of Biological Anthropology*, 177 (3), 454-470.

Weber, G., Schäfer, K., Prossinger, H., Gunz, P., Mitteröcker, P. y Seidler, H. (2001). Virtual anthropology: the digital evolution in anthropological sciences. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, 20(2), 69–80.

Wimmer, W., Anschuetz, L., Weder, S., Wagner, F., Delingette, H. y Caversaccio, M. (2019). Human bony labyrinth dataset: Co-registered CT and micro-CT images, surface models and anatomical landmarks. *Data in Brief*, 27, 104782.

Capítulo 6

Geomorface: una herramienta de morfometría geométrica y aprendizaje automático para la clasificación basada en biomarcadores faciales

González Alejandro¹, Espuny Laia¹, González Colom Rubèn², Echeverry Quiceno Luis Miguel², Sharpe James³, De La Torre Rafael⁴, Dierssen Mara⁵, Martínez Abadías Neus², Sevillano Xavier¹

Human-Environment Research Group, La Salle - Universitat Ramon Llull.
 Departament de Biologia Evolutiva, Ecologia i Ciències Ambientals, Universitat de Barcelona.
 European Molecular Biology Laboratory.
 Institut Hospital del Mar d'Investigacions Mèdiques.
 Center for Genomic Regulation, Barcelona Institute of Science and Technology

Resumen

Este trabajo presenta Geomorface, un programa informático que combina visión artificial, morfometría geométrica y aprendizaje automático para la clasificación de fenotipos basada en biomarcadores faciales. Como caso de estudio, se aplica Geomorface sobre una muestra de individuos con síndrome de Down y euploides, analizando su capacidad para clasificar individuos en ambos grupos según su morfología facial. Empleando análisis generalizado de Procrustes (GPA) y de la matriz de distancias euclidianas (EDMA), se obtuvieron biomarcadores faciales a partir de 21 puntos anatómicos registrados sobre fotografías 2D, 2.5D (puntos anatómicos 3D de los que se elimina la coordenada de profundidad) y modelos faciales 3D sobre una muestra de individuos euploides (N=177) y con síndrome de Down (N=43). Con estos biomarcadores se entrenaron y testearon modelos SVM lineales para clasificar individuos en ambas categorías. Los biomarcadores faciales 3D basados en GPA permitieron clasificar a los individuos con precisiones superiores al 96%. Con los biomarcadores 2.5D y 2D, la precisión descendió a 84%. En cambio, la precisión se redujo solamente al 91% con los biomarcadores basados en EDMA. En conclusión, los biomarcadores faciales permiten distinguir las diferencias faciales asociadas al síndrome de Down con elevada precisión. Sin embargo, nuestros resultados indican que la información de profundidad de los modelos 3D es clave para alcanzar el máximo nivel de precisión, probablemente debido a que la trisomía 21 causa hipoplasia maxilar y está asociada a caras más planas y con menor relieve. Por este motivo, los biomarcadores GPA 2.5D y 2D, al carecer de la coordenada de profundidad, dan lugar a modelos de clasificación menos precisos. En cambio, los biomarcadores faciales basados en EDMA, calculados a partir de distancias relativas entre puntos anatómicos, son más robustos frente a la pérdida de la información de profundidad. pérdida de la información de profundidad.

Palabras clave: antropología virtual, morfometría geométrica, estadística multivariada, esqueleto, identificación humana.

Abstract

This work introduces *Geomorface*, a software tool that combines computer vision, geometric morphometrics and machine learning for phenotype classification based on facial biomarkers. As a case study, we applied Geomorface on a photogrammetric and photographic dataset of Down syndrome and euploid individuals, analyzing the differences between the facial shapes of both groups. Using Generalized Procrustes Analysis (GPA) and Euclidean Distance Matrix Analysis (EDMA), facial biomarkers were obtained from 21 landmarks registered in 2D and 2.5D images (in the latter case, 3D landmarks with the depth coordinate removed) and 3D facial models over a sample of euploid (N=177) and Down syndrome (N=43) individuals. With these biomarkers, linear SVM models were trained and tested to classify individuals in both categories. GPA-based 3D facial biomarkers allowed individuals to be classified with accuracy greater than 96%. With the 2.5D and 2D biomarkers, the accuracy dropped to 84%. In contrast, accuracy decreased only to 91% with EDMA-based biomarkers. In conclusion, facial biomarkers make it possible to distinguish facial differences associated with Down syndrome with high precision. However, our results indicate that the depth information of 3D models is key to reach the highest accuracy, probably because trisomy 21 causes mandibular hypoplasia and is associated with greater facial flatness. For this reason, the 2.5D and 2D GPA biomarkers, lacking the depth coordinate, give rise to less accurate classification models. In contrast, EDMA-based facial biomarkers, computed upon relative distances between landmarks, are more robust against loss of depth information.

Keywords: virtual anthropology, imaging, image chain, forensic imaging.

Introducción

La evidencia científica indica que las dismorfologías faciales están asociadas a múltiples trastornos genéticos (Hart y Hart, 2009; Marcucio et al., 2015). Así, los biomarcadores faciales han emergido como prometedores caracteres diagnósticos, no invasivos y de fácil y rápido acceso (Gurovich et al., 2019; Hallgrímsson et al., 2020). Si bien en algunos trastornos las dismorfologías faciales son graves y fácilmente detectables, como el síndrome de Down (Starbuck et al., 2021), X frágil o Apert (Jones et al., 2013), en otras enfermedades raras pueden ser mucho más sutiles o apenas detectables, como en el caso de la neurofibromatosis, el autismo o los trastornos psicóticos (Akabaliev et al., 2014; Earl et al., 2017; Jones et al., 2013; Xu et al., 2011).

Por este motivo, en las últimas décadas ha aumentado el interés por el desarrollo de técnicas robustas para el análisis cuantitativo de la forma de las estructuras anatómicas en general, y del rostro humano en particular (Agbolade et al., 2020; Hammond, 2007; Hammond y Suttie, 2012; Hammond et al., 2004; Hurst, 2018; Köhler et al., 2019). En este contexto, la morfometría geométrica (MG) se ha erigido como una técnica con elevado potencial en este campo (Bookstein, 1991; Dryden y Mardia, 1998; Hallgrímsson et al., 2015; Klingenberg, 2010; Lele y Richtsmeier, 1991; Zelditch et al., 2012).

En MG se toma como punto de partida las coordenadas cartesianas de puntos de referencia (generalmente puntos anatómicos), correspondientes a puntos biológicamente homólogos que se pueden registrar de manera fiable en todos los individuos para capturar la forma de la cara (u otras estructuras anatómicas) (Bookstein, 1991; Hallgrímsson et al., 2015; Zelditch et al., 2012) y que permiten, aplicando cálculos estadísticos, obtener biomarcadores que definen la forma facial característica de determinados grupos de individuos.

Cabe resaltar que, a menudo, estos puntos anatómicos son registrados manualmente por expertos anatomistas, lo que requiere una cantidad de tiempo considerable, especialmente para muestras de gran tamaño. Por este motivo, existe gran interés en el desarrollo de herramientas automáticas de registro de puntos anatómicos.

Por otro lado, en los últimos años se han dado avances significativos en el uso de aprendizaje automático e inteligencia artificial para el diagnóstico de enfermedades en base a la forma facial (Bannister et al., 2020; Gurovich et al., 2019; Hallgrímsson et al., 2020; Hsieh et al., 2022). Por esta razón, para aprovechar al máximo el potencial de diagnóstico de los biomarcadores faciales se requiere desarrollar herramientas tecnológicas asequibles para adquirir de manera precisa la forma facial y algoritmos automáticos para obtener biomarcadores faciales y diagnosticar a partir de ellos.

En este contexto, este capítulo presenta *Geomorface*, una herramienta de *software* que combina visión por computador y morfometría geométrica para calcular biomarcadores faciales 2D y 3D sobre grandes conjuntos de datos fotográficos. Además, *Geomorface* implementa diversos algoritmos de aprendizaje automático que se pueden entrenar en base a los biomarcadores faciales extraídos, permitiendo clasificar nuevos individuos en las categorías definidas en el conjunto de datos sobre el que se opera. Como caso de estudio, en este trabajo se muestran los resultados de clasificación automática obtenidos mediante *Geomorface* usando algoritmos de aprendizaje automático entrenados con biomarcadores faciales obtenidos a partir de un conjunto fotogramétrico y fotográfico de individuos euploides y con síndrome de Down.

Detección de puntos anatómicos faciales

En los últimos años se han producido grandes avances en los campos de la visión por computador y la inteligencia artificial que han permitido desarrollar métodos cada vez más precisos para la detección de puntos anatómicos en imágenes o vídeos faciales (Wu y Ji, 2019). Las coordenadas de estos puntos de referencia faciales de significado anatómico permiten capturar la forma facial, además de las deformaciones faciales rígidas y no rígidas debidas a los movimientos de la cabeza y las expresiones faciales, pudiendo proporcionar información importante para la interacción entre humanos y computadoras, entretenimiento, seguridad y aplicaciones médicas (Wu y Ji, 2019).

La mayor parte de los avances en este ámbito se han desarrollado sobre imágenes y vídeos 2D. Dependiendo del uso que hacen de la apariencia facial y la información disponible de la forma facial, los métodos de detección de puntos anatómicos faciales 2D se pueden clasificar en tres categorías: i) los métodos holísticos, que construyen explícitamente modelos para representar la apariencia facial global y la información de la forma, basados fundamentalmente en modelos de apariencia activa (Cootes et al., 2001) y diversas extensiones de los mismos (Hu et al., 2003; Saragih y Gocke, 2009), ii) los métodos de modelo local restringido, que aprovechan explícitamente el modelo de forma global pero construyen los modelos de apariencia local, logrando mayor robustez a la oclusión e independencia respecto a la iluminación (Belhumeur et al., 2013; Wu y Ji, 2015), y por último, iii) los métodos basados en regresión, que capturan implícitamente información sobre la forma y apariencia facial mediante regresión directa (Dantone et al., 2012; Yang y Patras, 2013), en cascada (Ren et al., 2014; Xiong y De la Torre, 2013) o aplicando aprendizaje profundo (Trigeorgis et al., 2016; Zhang et al. 2016; Zhou et al., 2013).

En comparación con la detección de puntos anatómicos faciales en 2D, la detección de puntos anatómicos faciales en 3D es un ámbito de desarrollo mucho más incipiente. Los motivos para ello son diversos: los escaneos faciales 3D son difíciles de obtener, y registrar manualmente puntos anatómicos faciales 3D suele ser más difícil que en 2D. Esto hace que no existan grandes bases de datos anotadas de caras en 3D disponibles para la comunidad científica para poder entrenar modelos de inteligencia artificial para la detección automática de puntos anatómicos 3D, lo que contrasta con la abundancia de bases de datos en 2D (valgan como ejemplos las bases de datos en 2D 300-W (Sagonas et al., 2016), SCFace (Grgic et al., 2013) ó AFWL (Koestinger et al., 2011), por citar algunas solamente).

Algunos de los primeros trabajos en este ámbito se basaron en las propiedades geométricas del escaneo facial 3D, estimadas mediante descriptores locales de forma, para a continuación ajustar una

plantilla facial 3D para determinar las ubicaciones de los puntos anatómicos faciales (Liang et al., 2013; Papazov et al., 2015). Más recientemente se han desarrollado técnicas que, en base a las proyecciones de los escaneos faciales 3D sobre los planos coordenados y aplicando sobre dichas proyecciones diferentes heurísticas de carácter geométrico, permiten detectar puntos anatómicos de las regiones nasal y bucal (Abu et al., 2019), o métodos que combinan conjuntos de algoritmos de detección de puntos anatómicos 2D para llevar a cabo la detección de puntos anatómicos 3D, proyectando la superficie facial tridimensional sobre un plano mediante una proyección de Mercator (de Jong et al., 2018). Por último, cabe destacar la aplicación de redes neuronales profundas para la detección de puntos anatómicos faciales 3D, mediante el desarrollo de redes neuronales convolucionales multivista (Paulsen et al., 2019).

Morfometría geométrica

La morfometría geométrica es una metodología que combina biología, geometría y estadística (Bookstein, 1991; Dryden y Mardia, 1998; Hallgrímsson et al., 2015; Lele y Richtsmeier, 1991; Zelditch et al., 2012). Esta herramienta metodológica se basa principalmente en el análisis de la forma de un objeto, definida como toda la información geométrica que permanece luego de haber eliminado los efectos relativos a la posición, orientación y tamaño (Mitteroecker y Gunz, 2009; Klingenberg, 2010). Tras este proceso, la información geométrica relativa a cada objeto o individuo se encuentra en el mismo morfoespacio y es comparable, permitiendo de esta manera detectar diferencias o similitudes entre las diferentes formas.

La MG utiliza un análisis estadístico multivariante de la forma basado en el registro de datos de coordenadas cartesianas (puntos de referencia anatómicos) que puede utilizarse para comparar la forma de un objeto o estructura biológica en diferentes grupos (Hallgrímsson et al., 2015). La principal ventaja de la MG con respecto a la morfometría tradicional es que la MG preserva la geometría de las configuraciones de los puntos anatómicos durante todo el análisis y, por tanto, permite representar las formas originales (Mitteroecker y Gunz, 2009).

Dos de las técnicas más usadas dentro de la MG son el análisis generalizado de Procrustes (GPA, del inglés *Generalized Procrustes Analysis*) (Rohlf y Slice, 1990) y el análisis de la matriz de distancias euclidianas (EDMA, del inglés *Euclidean Distance Matrix Analysis*) (Lele y Richtsmeier, 1991).

El GPA es un método que busca la superposición de los datos obtenidos de las coordenadas cartesianas correspondientes a los puntos anatómicos de referencia, permitiendo de esta manera situar a los individuos en un morfo-espacio común para su posterior comparación y análisis (Dryden y Mardia, 1998; Goodall, 1991; Gower, 1975; Rohlf, 1999; Rohlf y Slice, 1990). Esta alineación o superposición consiste en tres pasos principales: 1) escalar: primero las coordenadas de los puntos son escaladas a la misma unidad de tamaño, que en este caso corresponde a un tamaño del centroide que es calculado como la raíz cuadrada de la suma de las distancias al cuadrado de cada punto de referencia al centroide de todos los puntos de referencia (Dryden y Mardia, 1998); 2) trasladar: en este segundo paso el conjunto de coordenadas es trasladado a un "punto centroide común"; 3) rotar: y finalmente, una vez escaladas y trasladadas, las configuraciones de puntos, se realiza un proceso de rotación para minimizar la desviación de cada punto de la posición media (Dryden y Mardia, 1998).

Mediante este proceso de superposición se busca minimizar la distancia entre las formas capturadas por la configuración de puntos de cada objeto o individuo con la finalidad de compararlas y establecer similitudes o divergencias entre individuos o grupos de individuos. Comparaciones que se realizan basadas en sus distancias Procrustes que suele utilizarse en MG para cuantificar las diferencias entre las formas tras el proceso de superposición (Klingenberg, 2010; Zelditch et al., 2012).

El EDMA es un método de análisis morfométrico que representa cada espécimen como una matriz de distancias lineales entre todos los pares posibles de puntos, que pueden ser escalados eligiendo un

factor de escala (Lele, 1993; Lele y Richtsmeier, 1991). Este método ejecuta un análisis local de la forma, a diferencia del GPA, que compara dos formas entre sí globalmente. Las diferencias morfológicas entre los grupos pueden identificarse con distancias lineales específicas en un objeto (por ejemplo, la distancia entre ojos, la separación entre la nariz y la boca, etc.) mediante comparaciones por pares de matrices de forma media, seguidas de remuestreo para estimar el nivel de significancia de estas diferencias (Lele, 1993; Lele y Richtsmeier, 1991).

Biomarcadores faciales a partir de imágenes

Dado un conjunto de puntos anatómicos faciales, la extracción de características significativas que describan de forma distintiva los rasgos faciales de un individuo es un paso vital en el proceso de construcción de un sistema de ayuda a la diagnosis. Si bien las coordenadas espaciales de los puntos anatómicos en crudo son un primer biomarcador anatómicamente significativo, estas contienen mucho ruido e información no relevante que limita la precisión de los sistemas de ayuda diagnóstica. Por ello suele ser necesario un mayor procesado con la finalidad de extraer información relevante que diferencie a los individuos de diferentes grupos, generando así unos biomarcadores que permitan un mejor diagnóstico. En ocasiones, estos biomarcadores representan la apariencia facial en la vecindad de los puntos anatómicos, codificando bien la forma o la textura de la imagen facial mediante descriptores tales como los histogramas de gradientes orientados (HoG) o patrones locales binarios (LBP) (Thevenot et al., 2018). Otras alternativas se basan en codificar la forma de la cara en base a las propias coordenadas de los puntos anatómicos, empleando para ello herramientas del ámbito de la MG (Hallgrímsson et al., 2020).

Diagnóstico basado en biomarcadores faciales

El fenotipado facial a partir de imágenes está convirtiéndose en una herramienta emergente en la medicina de precisión para múltiples enfermedades (Boehringer et al., 2011; Hallgrímsson et al., 2020; Thevenot et al., 2018). En este sentido, existen aproximaciones que emplean imágenes faciales 2D y escaneos faciales 3D. Si bien las primeras cuentan con la ventaja de requerir únicamente una fotografía estándar del individuo, son más sensibles a variaciones en la pose y la iluminación, entre otros factores relacionados con el proceso de adquisición de la imagen. Por contra, las segundas son más robustas frente a estos problemas, pero requieren equipos de captura en 3D especializados que, por su coste y complejidad, no son empleados habitualmente en el entorno clínico (Dudding-Byth et al., 2017).

Respecto a las técnicas basadas en fotografías 2D, destacan trabajos recientes basados en el análisis global de la apariencia facial en la imagen, sin una detección de puntos anatómicos previa, con la que se entrenan algoritmos de aprendizaje automático. Es el caso del desarrollo de algoritmos de aprendizaje profundo (DeepGestalt) sobre grandes bases de datos de imágenes de pacientes diagnosticados con distintas enfermedades genéticas y metabólicas (Gurovich et al., 2019; Pantel et al., 2018). Otras aproximaciones han empleado algoritmos de cálculo de coincidencia de rostros, habitualmente empleados en sistemas de seguridad y vigilancia, para identificar personas no emparentadas con la misma forma sindrómica de discapacidad intelectual (Dudding-Byth et al., 2017).

En cuanto al estudio del potencial diagnóstico de la forma facial en 3D (Hammond, 2007), éste se ha basado principalmente en la aplicación de morfometría geométrica a partir de las coordenadas de puntos anatómicos 3D registrados manualmente, como es el caso del estudio de dismorfologías faciales en esquizofrenia (Hennessy et al., 2004), y de diversas enfermedades genéticas que involucran dimorfismo facial (Hammond y Suttie, 2012). Más recientemente, se ha combinado la información de la forma facial 3D obtenida a partir de las coordenadas de puntos anatómicos con algoritmos de aprendizaje automático, orientando su aplicación al diagnóstico de múltiples enfermedades de origen genético (Hallgrímsson et al., 2020).

Materiales y método

Muestra

La muestra analizada está formada por 220 individuos de origen europeo (Tabla 1), que incluían personas con síndrome de Down y personas euploides, con edades comprendidas entre los 0 y 18 años.

Tabla 1	Datos de la cohorte, segregados por categoría y franja de edad.			
Edad	Euploides	Sindrome de Down		
0-3	49	14		
4-12	85	18		
13-18	43	11		
Total	177	43		

En el grupo de participantes de esta investigación se incluyeron personas con síndrome de Down (SD, OMIM 190685) debido a que es unos de los trastornos genéticos más comunes con una prevalencia mundial de 10 por 10,000 nacimientos vivos (Roper y Reeves, 2006). El SD es una aneuplodía originada por la trisomía del cromosoma 21, que causa un desequilibrio genético generando discapacidad intelectual (Roper y Reeves, 2006). Por otro lado, otra de las razones principales para haber incluido personas con SD se debe a que los pacientes con este síndrome genético exhiben rasgos morfológicos craneofaciales típicos que incluyen: braquicefalia, hipoplasia maxilar (generando aplanamiento medial del rostro), así como también se evidencia el puente nasal hundido (Starbuck et al., 2013). La zona orbital presenta fisuras palpebrales oblicuas con pliegues epicánticos y estrabismo (Jones et al., 2013; Korayem et al., 2019). Finalmente, se presencian alteraciones bucales como labio leporino, surcos y protuberancias linguales, macroglosia, paladar estrecho y micrognatia (Hennequin et al., 1999; Oliveira et al., 2008).

Los individuos incluidos en la muestra fueron reclutados para sesiones fotográficas realizadas en escuelas, centros de investigación y congresos de familias con síndrome de Down entre 2016 y 2017. Al ser menores de edad, se obtuvo el consentimiento informado de los padres o tutores legales (CEIC-Parc de Salut MAR, N° 2012/4849/I) para fotografiar a los individuos y disponer de la información clínica y demográfica relevante.

Adquisición de imágenes

Para adquirir la muestra se construyó un set de estereofotogrametría formado por diez cámaras réflex Sony Alpha A58 montadas sobre cinco trípodes fotográficos distribuidos a lo largo de una semicircunferencia para tomar fotografías de cada individuo con un ángulo de solapamiento inferior a 30 grados. Las cámaras se configuraron para tomar fotografías a una velocidad de 1/60 segundos con una apertura de diafragma f 22 y un foco de 55 mm, estando todas ellas sincronizadas mediante un obturador remoto. Una de las cámaras, actuando como máster, se conectaba con un equipo de *flash* de estudio Hensel Integra Plus Freemask 500 cuya intensidad de luz se ajustaba a f16 mediante un fotómetro (Figura 1A). Para capturar la forma facial de forma precisa, y con el fin de evitar variaciones en la misma causadas por expresiones faciales, se procuró que los individuos se sentasen quietos con una posición neutral de la cabeza, evitando inclinaciones, y con una expresión facial neutra. Dado que los individuos más jóvenes difícilmente adoptaban esta postura, se tomaron múltiples imágenes de cada uno de ellos.

A partir de las fotografías 2D adquiridas (Figura 1B), se usó el *software* AgiSoft PhotoScan (2016, versión 1.3.2) para construir modelos faciales 3D y crear mallas faciales. Para escalar las imágenes y mejorar el proceso de reconstrucción 3D, se usaron marcadores en la pared situada a la espalda del individuo, calibrando las cámaras siguiendo el protocolo de AgiSoft PhotoScan. Las imágenes se procesaron, alineándolas para obtener mallas faciales tridimensionales de alta resolución (Figura 1c).



Figura 1. Creación de modelos faciales 3D de alta resolución: (A) Equipo fotográfico utilizado como set de estereofotogrametría; (B) Conjunto de 10 fotografías simultáneas tomadas mediante el set de estereofotogrametría; (C) Malla facial 3D de alta resolución obtenida mediante el *software* AgiSoft PhotoScan.

С

Detección de puntos anatómicos manual 3D y 2.5D, y automático 2D

Sobre las mallas faciales 3D obtenidas se llevó a cabo el registro manual, por parte de un experto en morfología facial, de 21 puntos anatómicos en tres dimensiones para cada individuo (Figura 2), empleando para ello el *software* Amira 2019.2 (Thermo Fisher Scientific, 2019).

Dada la complejidad y el coste de los recursos materiales y humanos necesarios para llevar a cabo el proceso de captura y registro manual de puntos anatómicos faciales en 3D, se exploró el potencial de diagnóstico de los biomarcadores faciales 2D. A tal efecto se diseñaron dos aproximaciones a la obtención de puntos anatómicos faciales en dos dimensiones.

La primera consiste en obtener dichos puntos anatómicos a partir de los puntos anatómicos 3D registrados manualmente. Dado que cada uno de los puntos anatómicos 3D registrados manualmente se representa mediante tres coordenadas espaciales (x, y, z), se obtuvieron los denominados puntos anatómicos 2.5D simplemente descartando la tercera coordenada de cada triplete.



Figura 2. Conjunto de 21 puntos anatómicos faciales registrados manualmente sobre una malla facial 3D.

La segunda aproximación consiste en obtener puntos anatómicos 2D de forma totalmente automática sobre un conjunto de imágenes de cada individuo, sin necesidad de generar un modelo facial 3D. El método, además, selecciona las imágenes en las que el individuo muestra la posición y la expresión facial más adecuadas para el análisis de la forma facial, permitiendo obtener biomarcadores faciales 2D a partir de varias imágenes 2D frontales de cada individuo.

Para desarrollar el proceso de detección automática de puntos anatómicos faciales, primero se comparó la precisión de varias librerías de *software* de código abierto: Dlib (King, 2009), CLandmarks (Uricar et al., 2016) y LandmarksPy. Una primera comparación entre estos algoritmos, aplicados sobre imágenes faciales tomadas a diferentes distancias y con diversas orientaciones de pose de la cabeza reveló diferencias significativas en su precisión. Clandmarks y LandmarksPy sufrían graves errores de localización de los puntos anatómicos, ya que no detectaban correctamente los puntos de referencia del contorno de los ojos, de los labios o de la cara en diferentes condiciones de posición y escala del rostro. Por el contrario, el algoritmo proporcionado por la librería Dlib (Kazemi y Sullivan, 2014) proporcionó una detección mucho más precisa (Figura 3).

Dado que Dlib retorna un total de 68 puntos anatómicos faciales, a continuación, se desarrolló un proceso para estimar automáticamente el mismo conjunto de 21 puntos anatómicos faciales que habían sido anotados manualmente. Del conjunto total de puntos anatómicos, 16 de ellos coinciden directamente con nuestra configuración de 21 puntos (Figura 4).

Las coordenadas de los cinco puntos anatómicos restantes se estimaron de la siguiente manera. Se aproximaron tres de ellos mediante cálculos directos entre las coordenadas de los puntos anatómicos retornados por Dlib. El punto medio entre las cejas (glabela) se calculó como el punto central entre los puntos más internos ubicados en las cejas. Los puntos del párpado inferior de los ojos derecho e izquierdo (palpebral inferior) se calcularon como el punto medio entre los dos puntos centrales del párpado inferior. Para detectar los dos últimos puntos de referencia, que corresponden a los puntos más laterales de las alas de la nariz (alar), se reentrenó a Dlib con la base de datos SCface (Grgic et al., 2013), que contiene 4160 imágenes, en las que estos dos puntos anatómicos están anotados manualmente (Figura 5). De este modo se obtuvo una versión de Dlib adaptada a la detección en 2D de los 21 puntos anatómicos faciales anotados manualmente en 3D.



Figura 3. Resultados de la detección automática de puntos anatómicos faciales 2D mediante: (A) Dlib, (B) Clandmarks, y (C) LandmarksPy.



Figura 4. Correspondencia entre los 68 puntos anatómicos detectados por Dlib (A) y los 21 puntos anatómicos utilizados en nuestro estudio (B). Dieciséis de los veintiún puntos anatómicos se obtienen directamente a través de Dlib (mostrados en rojo), mientras que los cinco puntos anatómicos restantes (mostrados en verde) se calculan a partir de las coordenadas de puntos anatómicos de Dlib más cercanos.



Figura 5. Resultados de la detección totalmente automática de los 21 puntos anatómicos con Dlib reentrenado para detectar los puntos anatómicos alares

Para verificar la validez de los puntos anatómicos detectados automáticamente mediante el método descrito, se compararon las coordenadas de estos con los puntos anatómicos registrados manualmente por un morfólogo facial experto. Para realizar esta comparación, utilizamos un subconjunto de 20 imágenes faciales del conjunto de datos. La desviación promedio entre la posición de los puntos anatómicos estimados por Dlib y la posición marcada manualmente fue inferior a 2 mm (medida en términos del error cuadrático medio). Teniendo en cuenta que en los estudios de antropología biológica se acepta un rango de error de hasta 2 mm en mediciones craneométricas (Stull et al., 2014), se validó la precisión del método automático de detección de puntos anatómicos.

No obstante, analizar la forma facial a partir de los puntos anatómicos obtenidos sobre una sola fotografía de cada individuo hace que los biomarcadores faciales calculados dependan de la posición de la cabeza y la expresión facial del individuo en esa imagen concreta. Para reducir este sesgo se implementó, en primer lugar, un algoritmo de estimación geométrica de pose de cabeza. Basado en los puntos anatómicos registrados por Dlib, el algoritmo primero estima la posición del plano sagital de la cara empleando para ello diez puntos anatómicos ubicados en la punta del mentón, el centro de los labios y a lo largo del perfil de la nariz (Figura 6A). Luego, el algoritmo calcula la distancia horizontal desde la línea sagital hasta cinco puntos anatómicos ubicados en los lados derecho e izquierdo de la línea sagital: las comisuras interna y externa del ojo (endocantion y exocantion), las fosas nasales (subalares), las crestas filtrales, y la comisura externa del labio (queliones), como se refleja en la Figura 6A. A continuación, se calcula una métrica de simetría facial comprobando si la proporción entre los pares de distancias (desde los puntos anatómicos situados a izquierda y derecha hasta la línea sagital, distancias D1 a D10 en la Figura 6A) es superior al 40%-60% de la distancia total entre los puntos anatómicos izquierdo y derecho. El algoritmo descarta las imágenes como no frontales a menos que cuatro de las cinco distancias izquierda-derecha cumplan con la regla de proporción del 40% al 60%.



Figura 6. (A) Estimación geométrica de pose de cabeza; (B) Estimación de la expresión neutra.

En segundo lugar, para identificar automáticamente a partir de las imágenes frontales seleccionadas aquellas con la expresión más neutral, el algoritmo calcula una métrica de expresión neutral como la suma de i) la distancia entre los puntos anatómicos sagitales de los labios superior e inferior (D1), y ii) las distancias verticales entre los puntos anatómicos de la comisura externa del labio superior y el

punto anatómico central del labio superior (D2 y D3, Figura 6B). Los valores más bajos de la métrica de expresión generalmente se asocian con expresiones faciales neutras, como se muestra en las caras en las que la boca está cerrada y el individuo no está sonriendo. El algoritmo finalmente clasifica las imágenes que cumplen con los requisitos de frontalidad de la postura de la cabeza y neutralidad de la expresión facial en función de las puntuaciones de ambas métricas.

Para completar la selección del conjunto de imágenes utilizadas para el posterior cómputo de los biomarcadores faciales 2D, se diseñó una interfaz en *Geomorface* que presenta al usuario las seis imágenes mejor clasificadas y permite la selección manual de varias imágenes de un mismo individuo para realizar el análisis de la forma facial. A partir de las imágenes seleccionadas por el usuario, se registra automáticamente el conjunto de 21 puntos anatómicos faciales en cada una de las imágenes y luego estima un promedio para cada individuo.

Obtención de biomarcadores faciales basados en morfometría geométrica

La aplicación de las técnicas de MG de GPA y EDMA permiten definir qué características usaremos para comparar y analizar un nuevo rostro que se nos presente. A estas características las llamamos biomarcadores, de modo que cada rostro quede descrito mediante un vector descriptor de biomarcadores faciales. Con estos biomarcadores podremos entrenar algoritmos de aprendizaje automático con el objetivo de clasificar fenotipos faciales en un grupo u otro.

Biomarcadores basados en GPA

Para obtener los biomarcadores faciales basados en GPA, en primer lugar, se lleva a cabo el proceso de alineación de los conjuntos de puntos anatómicos registrados sobre cada uno de los rostros de los individuos de la muestra, minimizando la distancia Procrustes (Zelditch et al., 2012). Una vez alineados los rostros, cada uno de ellos puede ser interpretado como un único vector de n dimensiones, donde cada dimensión equivale una coordenada espacial de uno de los puntos anatómicos. Teniendo en cuenta que en este trabajo se han empleado 21 puntos anatómicos, n=42 para los biomarcadores 2D, mientras que n=63 para los biomarcadores 3D. Este conjunto de vectores lo podemos descomponer en sus componentes principales mediante el uso del análisis en componentes principales (PCA, del inglés *Principal Component Analysis*). Las componentes principales son combinaciones lineales de las dimensiones originales que permiten simplificar la descripción de las diferencias entre individuos, permitiendo la visualización de agrupaciones naturales de individuos normalmente en espacios de dimensión reducida. De este modo, se puede analizar con mayor facilidad qué grupos de individuos tienen una forma facial más parecida. Los biomarcadores faciales basados en GPA son las primeras componentes de los vectores obtenidos tras la reducción de dimensiones de la descomposición PCA. Por tanto, podemos construir distintos biomarcadores faciales basados en GPA veteniendo un mayor o menor número de componentes principales.

Biomarcadores basados en EDMA

En el caso de EDMA, la comparación de la forma facial entre individuos requiere calcular, para cada individuo del grupo, todas las distancias entre cada posible pareja de puntos anatómicos. Posteriormente se calcula el valor medio y la dispersión de cada distancia, que serán los parámetros de referencia de ese rasgo dentro de cada categoría de individuos.

Una vez obtenidos estos valores característicos de cada distancia entre puntos anatómicos para dos grupos de individuos, se procede a hacer pruebas estadísticas con tal de buscar diferencias para cada uno de los rasgos entre ambos grupos. Esta búsqueda se hace bajo la hipótesis estadística que para los dos grupos y dada una distancia entre puntos anatómicos específica, esta tiene el mismo valor medio esperado para ambos grupos. Si esa distancia supera la prueba estadística, se considera que ese rasgo es común entre los dos grupos.

Una vez realizados todos los test estadísticos sobre cada una de las distancias entre puntos anatómicos, aquellas que no superen la prueba estadística serán consideradas los rasgos característicos de un grupo frente al otro. Estas distancias características se ordenan en función del grado de diferencia, de mayor a menor. Por tanto, podemos construir distintos biomarcadores faciales basados en EDMA usando un número mayor o menor de las distancias entre puntos anatómicos más diferentes entre ambos grupos.

Aprendizaje automático

Las técnicas de aprendizaje automático empleadas en *Geomorface* pertenecen al ámbito del aprendizaje supervisado. Los algoritmos supervisados tienen como objetivo aprender una función que asigna una etiqueta a un dato de entrada, realizando dicho aprendizaje en base a pares de datos-etiqueta de ejemplo, lo que se denomina el conjunto de datos de entrenamiento. En nuestro caso, el conjunto de entrenamiento lo forman los biomarcadores faciales pertenecientes a individuos, y las etiquetas, el grupo predefinido al que se considera que ese individuo pertenece. Así, los algoritmos de aprendizaje supervisado analizan los datos del conjunto de entrenamiento e infieren una función (o modelo) que permitirá que el algoritmo determine la categoría a la que pertenecen datos no vistos hasta entonces, generalizando así los datos de entrenamiento.

En este trabajo se ha empleado los siguientes clasificadores supervisados: i) máquinas de soporte vectorial (SVM, del inglés *Support Vector Machines*; Cortes y Vapnik, 1995), y ii) bosques aleatorios (RF, del inglés *Random Forests*; Breiman, 2001).

Los SVM son los clasificadores más comúnmente utilizados en la literatura de diagnóstico basado en información facial cuando éste se enfoca como un problema de clasificación binaria (Thevenot et al., 2018). Estos clasificadores buscan la frontera de decisión óptima que separa los ejemplos de entrenamiento pertenecientes a categorías diferentes y a la vez maximiza la distancia de las muestras a esta frontera. En el caso de estudio de este trabajo, se han empleado SVM lineales, que definen la frontera de decisión como un hiperplano en el espacio en el que se representan los datos. Los clasificadores SVM lineales son óptimos para resolver problemas linealmente separables. Para resolver problemas no lineales, se pueden emplear los llamados *kernels* no lineales (como polinomios, funciones gaussianas, etc.), que mapean implícitamente los datos de entrada a espacios de atributos de alta dimensionalidad donde se pueda lograr la separabilidad de los datos (Hastie et al., 2008).

Independientemente de la linealidad del clasificador, a la hora de clasificar nuevos datos, los SVM acaban asignando cada muestra a una u otra categoría en función del lado de la frontera de decisión en el que se encuentran, otorgándoles una puntuación proporcional a la distancia (con signo) a la misma. Fijando un umbral sobre estas puntuaciones, se convierten dichas puntuaciones en etiquetas de clasificación (por ejemplo, con un umbral igual a 0, aquellos ejemplos que tengan distancia negativa respecto a la frontera de decisión serán clasificados en una categoría, y los que tengan distancia positiva, en la otra). Nótese que modificar el valor del umbral equivale a desplazar la frontera de decisión, lo que puede ser de interés para controlar la cantidad de falsos positivos detectados por el clasificador.

Los RF son clasificadores que combinan múltiples árboles de decisión generados aleatoriamente que son entrenados sobre partes diferentes del mismo conjunto de datos de entrenamiento (Hastie et al., 2008). De este modo, los RF reducen la varianza de los resultados, logrando en general mejorar por un amplio margen el rendimiento de un solo árbol de decisión.
Resultados

Herramienta Geomorface

Geomorface es una herramienta *software* desarrollada en Python 2.7 que combina visión por computador, morfometría geométrica y aprendizaje automático para obtener biomarcadores faciales e implementar clasificadores automáticos de fenotipos faciales basados en dichos biomarcadores.

Mediante una interfaz gráfica de usuario, *Geomorface* permite, desde su menú principal, llevar a cabo tres procesos fundamentales: i) generar un nuevo conjunto de datos (o *dataset*), ii) extraer biomarcadores mediante GPA y entrenar/testear clasificadores basados en ellos, y iii) extraer biomarcadores mediante EDMA y entrenar/testear clasificadores basados en ellos (Figura 7).



Figura 7. Menú principal de Geomorface.

Generar dataset

Esta opción permite al usuario elegir las siguientes opciones:

- 1. Generar carpeta para cada individuo: esta opción tiene como objetivo crear una carpeta que contenga todas las imágenes del individuo capturadas durante la sesión, así como seleccionar de forma automática la imagen más frontal (ver Sección 2.3), además de introducir los datos relevantes del individuo (edad, sexo, condición, tratamiento, etc.) para la extracción de biomarcadores y el entrenamiento y testeo de modelos de aprendizaje automático.
- Extraer puntos anatómicos 2D sobre la imagen frontal: esta opción permite al usuario llevar a cabo la detección automática de puntos anatómicos 2D sobre la imagen frontal seleccionada en el paso anterior. Como resultado de este proceso, se genera una imagen con los puntos anatómicos superpuestos, y un archivo de texto que contiene las coordenadas de los 21 puntos anatómicos detectados (Figura 8).
- 3. Extraer puntos anatómicos 2D sobre la cara promedio del individuo: mediante esta opción, *Geomorface* toma todas las imágenes de cada individuo y selecciona automáticamente las seis más frontales y con expresión más neutra (ver Figura 9), permitiendo que el usuario seleccione las que considere mejores para generar la cara promedio. Después de la selección, *Geomorface* extraerá los 21 puntos anatómicos sobre todas las imágenes seleccionadas, alineándolos para calcular la cara promedio. Como resultado obtendremos las imágenes seleccionadas con los puntos anatómicos

detectados superpuestos y un archivo de texto con los 21 puntos anatómicos de la cara promedio (Figura 9).



prueba

Figura 8. Resultado del proceso de detección de puntos anatómicos 2D automático sobre la imagen más frontal del individuo: (A) Resultado del proceso automático de detección de puntos anatómicos 2D sobre la imagen más frontal del individuo; (B) Coordenadas de los 21 puntos anatómicos 2D detectados, almacenadas como un archivo de texto.



Figura 9. Las seis imágenes más frontales y neutras del individuo seleccionadas por *Geomorface* (izquierda). En este caso, el usuario elige la 2, 3 y 6 para crear la cara promedio, y se genera el archivo de coordenadas de puntos anatómicos de la cara promedio (derecha): (A) Las seis imágenes más frontales y neutras del individuo seleccionadas automáticamente por *Geomorface*; (B) En este caso, el usuario elige manualmente las imágenes 2, 3 y 6 para calcular la cara promedio; (C) Se genera el archivo de coordenadas de puntos anatómicos 2D de la cara promedio.

Análisis Procrustes

Esta opción permite al usuario realizar GPA para obtener biomarcadores faciales y entrenar y testear clasificadores en el espacio de Procrustes. Para ello, es necesario haber generado previamente un conjunto de datos completo que incluya los puntos anatómicos detectados y los datos de cada uno de los individuos. En este proceso, *Geomorface* permite que el usuario ajuste diversos parámetros para la realización de GPA: el uso de simetría entre los puntos anatómicos de la parte izquierda y derecha de la cara, umbrales por edad de los individuos a incluir en el análisis, segregación por género, la variable sobre la que hacer la regresión (edad, o tamaño del centroide), y el número de componentes principales

del análisis PCA, pudiendo fijar un rango de valores con el objetivo de determinar la configuración que permite obtener los biomarcadores faciales óptimos (Figura 10).

Además, esta opción permite configurar los algoritmos de clasificación que se entrenarán en base a los biomarcadores faciales obtenidos mediante GPA. Se puede elegir entre diversos modelos de aprendizaje automático: *Support Vector Machines* (en sus versiones lineal, polinómica y *Radial Basis Function* ó RBF) y *Random Forest*.

Para garantizar que los resultados del proceso de clasificación sean estadísticamente significativos, se aplica una estrategia de validación cruzada estratificada, pudiendo el usuario fijar el número de rondas de esta. A tal fin, en cada ronda de la validación cruzada, *Geomorface* divide aleatoriamente el conjunto de datos en dos subconjuntos disjuntos: el de entrenamiento -sobre el que se crea el modelo- y el de validación, sobre el que se testea. De este modo, se obtiene una estimación de cuál será el rendimiento de los clasificadores ante datos no vistos anteriormente.

74 tk		- 🗆 X
DATASET	Procrustes Analysis Module	MAIN MENU
Dimension: 2D		
Dataset folder:		
Detection folder:		
Results folder:		
Model folder:		
PROCRUSTES VARIABLES	Procrustes Analysis:	
Symmetry:	Exclude Treated:	
Age threshold -> Vin: 0	Max: 4	
Gender threshold both		
Regression type: age		
N Prin Comp: 2,3,4,8,16,32,42		
CLASSIFICATION VARIABLES		
Classification: None		
Model Type:		
n CrossVal: 6		
Model Name: model		PROCRUSTES

Figura 10. Interfaz gráfica de usuario del módulo de análisis de Procrustes y clasificación de Geomorface.

Como resultado del proceso de clasificación, *Geomorface* permite visualizar, en los paneles de la derecha de su interfaz, los individuos de la muestra proyectados sobre el plano definido por las dos primeras componentes principales, lo que permite al usuario obtener información sobre la separabilidad de las clases definidas en el conjunto de datos. Además, al entrenar un modelo, se puede visualizar la tasa de acierto de clasificación sobre el conjunto de validación (promediada en las rondas de validación cruzada) en función del número de componentes principales, lo que permite estimar cuáles son los biomarcadores faciales óptimos basados en GPA, así como visualizar la frontera de decisión del clasificador entre los individuos de los diferentes grupos definidos.

Análisis EDMA

Esta opción permite al usuario realizar análisis EDMA, además de entrenar y testear clasificadores en el espacio EDMA. Al igual que en el caso anterior, es necesario disponer de un conjunto de datos completo que incluya imágenes, puntos anatómicos detectados y los datos de los individuos.

Geomorface permite que el usuario ajuste diversos parámetros para la realización del análisis EDMA: el uso de simetría, los ajustes por edad y género de los individuos a incluir en el análisis, el número de distancias significativas diferentes a considerar para construir los biomarcadores faciales y el valor del parámetro α que define la significancia estadística entre distancias entre puntos anatómicos. Al igual que en el caso de GPA, esta opción permite seleccionar la configuración de los algoritmos de aprendizaje automático para implementar los clasificadores.

Como resultado del proceso, *Geomorface* permite visualizar las distancias entre puntos anatómicos significativamente diferentes entre grupos de la muestra, tanto en su distribución espacial como en número, además de la tasa de acierto en la clasificación en función del número de distancias significativas sobre el conjunto de validación, lo que permite determinar de forma sencilla cuáles son los biomarcadores faciales óptimos basados en EDMA.

Resultados del caso de estudio

Con el objetivo de validar *Geomorface* como herramienta para generar modelos de aprendizaje automático capaces de clasificar individuos en un conjunto de categorías predefinidas en base a biomarcadores faciales, se llevaron a cabo los siguientes experimentos.

En el primer experimento se entrenó y testeó un clasificador SVM lineal con biomarcadores tridimensionales obtenidos mediante GPA y EDMA, evaluando i) cuáles son los biomarcadores que permiten clasificar de forma óptima a los individuos de la muestra según su genotipo, control euploide (EU) y síndrome de Down (SD), y ii) comparando GPA y EDMA como métodos para obtener biomarcadores capaces de distinguir entre ambos grupos.

En el segundo experimento, se estudió el efecto de la dimensionalidad de los biomarcadores en la clasificación de los individuos en los grupos mencionados. Así, se entrenó y testeó el clasificador SVM lineal con biomarcadores 3D, 2.5 y 2D obtenidos mediante GPA y EDMA, evaluando las diferencias observadas en función de la dimensionalidad de los biomarcadores.

En ambos experimentos se ha seguido una estrategia de validación cruzada estratificada de 6 rondas, entrenando el clasificador con 5/6 partes del conjunto de datos, y testeándolo con la sexta parte restante.

Clasificación con biomarcadores faciales 3D

Se entrenó un clasificador SVM lineal con biomarcadores 3D basados en GPA y EDMA. Dichos biomarcadores se obtuvieron a partir de los puntos anatómicos anotados manualmente sobre los modelos faciales 3D de los individuos de la muestra.

En cuanto a los resultados obtenidos mediante los biomarcadores faciales basados en GPA, la Figura 11 muestra el detalle de estos. En primer lugar, se muestra la proyección de los individuos de la muestra sobre las dos componentes principales del espacio Procrustes (Figura 11A). Las dos primeras componentes principales explican alrededor del 33% de la variabilidad de los datos, y aunque se visualizan como grupos separados, se aprecia cierto solapamiento entre grupos. Esto es indicador de que usar solamente dos componentes principales para obtener biomarcadores faciales es subóptimo.

Para determinar cuál es el biomarcador facial óptimo, la Figura 11B muestra las curvas de tasa de acierto de clasificación en función del umbral del clasificador SVM lineal y el número de componentes principales utilizado. Se puede observar que la tasa de acierto aumenta al incrementar el número de componentes principales. En concreto, la máxima tasa de acierto del 96.31% se obtiene para un umbral de clasificador igual a 0 empleando 16 componentes principales, sustancialmente superior a la obtenida con 2 componentes principales (92.21%). Como se puede apreciar en la Figura 11A, el clasificador obtiene tasas de acierto superiores al 90% con un amplio rango de versiones del biomarcador facial 3D. De hecho, fijando el umbral del clasificador a cero, las tasas de acierto oscilan entre el 92% y el 96%.

Para obtener el rendimiento óptimo solamente hace falta configurar el clasificador con el umbral que corresponde al valor máximo de la tasa de acierto y emplear el número de componentes principales correspondiente.



Figura 11. Resultados obtenidos por *Geomorface* mediante biomarcadores faciales 3D basados en GPA: (A) Proyección de los individuos de la muestra (EU: euploides, SD: síndrome de Down) en el plano definido por las dos primeras componentes principales del espacio Procrustes (PC1 y PC2, respectivamente); (B) Curvas de tasa de acierto del clasificador SVM lineal en función del número de componentes principales (PC) y del umbral del clasificador. En la leyenda se muestra la tasa de acierto correspondiente a la configuración del clasificador con umbral igual a 0.

En cuanto a los biomarcadores faciales 3D basados en EDMA, la Figura 12 muestra el detalle de los resultados obtenidos. En primer lugar, la Figura 12A muestra la localización de las distancias más significativamente distintas entre los grupos EU y SD. En azul se muestran las diez distancias significativas que son más largas (en términos relativos) en EU que en SD, y en rojo, las diez distancias significativas que son más cortas (en términos relativos) en EU que en SD. El rasgo más destacable es que en el fenotipo facial SD se observa una menor distancia entre la región de los ojos y la nariz, al tiempo que una mayor distancia entre los ojos y entre la nariz y la boca (en rojo).

En segundo lugar, la Figura 12B muestra las curvas de tasa de acierto de clasificación en función del umbral del clasificador SVM lineal y el número de distancias entre puntos anatómicos significativamente diferentes utilizado. Se puede apreciar que las tasas de acierto se incrementan conforme aumenta el número de distancias consideradas, alcanzándose un estancamiento en el rendimiento a partir de 48 distancias entre puntos anatómicos. De hecho, para un umbral del clasificador SVM lineal igual a 0, la tasa de acierto más elevada corresponde a 48 distancias (87.2%), pudiéndose rebasar ligeramente la frontera del 90% con configuraciones muy puntuales (por ejemplo, construyendo el biomarcador con 72 distancias entre puntos anatómicos y fijando el umbral del clasificador a -0.7). Obsérvese que fijando el umbral del clasificador SVM lineal a 0, se obtienen tasas de acierto muy dispares, oscilando entre el 55% y el 87%.

Clasificación con biomarcadores faciales 2D, 2.5D y 3D

Se entrenó un clasificador SVM lineal con biomarcadores 3D, 2.5D y 2D basados en GPA y EDMA. Los dos primeros se obtuvieron a partir de los puntos anatómicos anotados manualmente sobre los modelos faciales 3D de los individuos de la muestra, mientras que los últimos se obtuvieron a partir de los puntos anatómicos detectados automáticamente.

Los resultados correspondientes a los biomarcadores basados en GPA se muestran en la Figura 13. La Figura 13A muestra la proyección de los individuos de la muestra sobre el plano definido por las dos primeras componentes principales del espacio Procrustes correspondiente a los biomarcadores 2D, 2.5D y 3D (de izquierda a derecha). En primer lugar, se puede observar que el porcentaje de variabilidad de los datos explicados por las dos primeras componentes principales decrece con la dimensionalidad de los puntos anatómicos de origen (61.7% en 2D, 40.7% en 2.5D y 32.8% en 3D). En segundo lugar, se puede apreciar en los tres gráficos de la Figura 13A cómo el solapamiento entre los individuos de ambos grupos se reduce al incrementarse la dimensionalidad de los puntos anatómicos.



Figura 12. Resultados obtenidos por Geomorface mediante biomarcadores faciales 3D basados en EDMA: (A) Localización espacial de las diez distancias entre puntos anatómicos significativamente más largas (azul) y cortas (rojo) entre los grupos euploide y síndrome de Down; (B) Tasa de acierto del clasificador SVM lineal en función del número de distancias entre puntos anatómicos significativamente distintas (SD) y del umbral del clasificador. En la levenda se muestra la tasa de acierto correspondiente a la configuración del clasificador con umbral igual a 0.



Figura 13. Resultados obtenidos por *Geomorface* mediante biomarcadores faciales 2D, 2.5D y 3D basados en GPA: (A) Proyección de los individuos de la muestra (EU: euploides, SD: síndrome de Down) en el plano definido por las dos primeras componentes principales del espacio Procrustes (PC1 y PC2, respectivamente); (B) Curvas de tasa de acierto del clasificador SVM lineal en función del número de componentes principales (PC) y del umbral del clasificador. En la leyenda se muestra la tasa de acierto correspondiente a la configuración del clasificador con umbral igual a 0.

Estas dos impresiones se ven reforzadas por los resultados de clasificación mostrados en la Figura 13B, donde se muestran las curvas de tasa de acierto obtenidas por el clasificador SVM lineal entrenado y testeado con biomarcadores faciales GPA 2D, 2.5D y 3D (de izquierda a derecha).

En las tres gráficas de la Figura 13B se puede apreciar como la tasa de acierto en la clasificación tiende a aumentar conforme se incrementa el número de componentes principales empleado para la construcción del biomarcador facial. Por ejemplo, centrándonos en los resultados obtenidos sobre los puntos anatómicos 2D, y tomando como referencia los resultados obtenidos al fijar el umbral del clasificador SVM a cero, la tasa de acierto oscila entre el 66% (2 componentes principales) y el 84% (8 componentes principales). Esta dispersión de valores también se da, aunque en menor medida, con los biomarcadores basados en puntos anatómicos 2.5D y 3D (rangos comprendidos entre el 87% y el 94% en el primer caso, y entre el 92% y 96% en el segundo).

Nótese además que se aprecia claramente un incremento en las tasas de acierto conforme aumenta la dimensionalidad de los puntos anatómicos de origen. Para comparar los tres tipos de biomarcadores GPA, si se fija el umbral del clasificador SVM a cero, la máxima tasa de acierto que se obtiene es 84.1% en 2D, 93.7% en 2.5D y 96.3% en 3D.

Los resultados correspondientes a los biomarcadores basados en EDMA se muestran en la Figura 14. En primer lugar, la Figura 14A muestra la localización de las distancias más significativamente distintas entre los grupos EU y SD. En azul se muestran las diez distancias significativas que son relativamente más largas en EU que en SD, y en rojo, las diez distancias significativas que son relativamente más cortas en EU que en SD. De izquierda a derecha, se muestran los resultados obtenidos a partir de los puntos anatómicos 2D, 2.5D y 3D. Cabe resaltar que, independientemente de la dimensionalidad de los puntos anatómicos de origen, en todos los casos se detecta el patrón ya observado anteriormente: en el fenotipo facial EU se aprecia una mayor distancia entre la región de los ojos y la nariz (distancias en color azul), al tiempo que una menor distancia entre algunas de las distancias detectadas como más significativamente diferentes entre ambos grupos. Por ejemplo, con EDMA 2D se detecta una reducción de la distancia entre ambos ojos no se detecta entre las más significativamente diferentes en EDMA 2D, pero sí en 2.5D y 3D.



Figura 14. Resultados obtenidos por *Geomorface* mediante biomarcadores faciales 2D, 2.5D y 3D basados en EDMA: (A) Localización espacial de las diez distancias entre puntos anatómicos significativamente más largas (azul) y cortas (rojo) entre los grupos euploide y síndrome de Down; (B) Curvas de tasa de acierto del clasificador SVM lineal en función del número de distancias entre puntos anatómicos significativamente distintas (SD) y del umbral del clasificador. En la leyenda se muestra la tasa de acierto correspondiente a la configuración del clasificador con umbral igual a 0.

Discusión

El diagnóstico de síndrome de Down a partir de imágenes ha sido abordado en diversos trabajos (Agbolade et al., 2020). Una estrategia ampliamente empleada es la de analizar la apariencia de la imagen, detectando en primer lugar puntos anatómicos, para seguidamente extraer descriptores visuales locales en la vecindad de cada punto anatómico, como por ejemplo descriptores de textura o geométricos, y entrenar sistemas de clasificación en base a estos descriptores (Burçin y Vasif, 2011; Cornejo et al., 2017 Saraydemir et al., 2012; Zhao et al., 2013). Mediante estas aproximaciones se han logrado precisiones de hasta el 97%.

A diferencia de los trabajos mencionados, en este trabajo hemos abordado la problemática de la clasificación de individuos con síndrome de Down basándonos en biomarcadores faciales obtenidos mediante MG. Por tanto, la información empleada para entrenar los clasificadores se basa únicamente en la morfología facial, no en su apariencia. En este sentido, cabe destacar que las mejores configuraciones del sistema propuesto consiguen tasas de acierto superiores al 96%, siendo por tanto comparables con el estado del arte.

Los resultados presentados en este trabajo permiten afirmar que los biomarcadores faciales 3D basados en MG tienen un elevado potencial de diagnóstico (Bannister et al., 2020; Hallgrímsson et al., 2020) entre los grupos de individuos controles euploides y síndrome de Down, y que es posible entrenar modelos de aprendizaje automático capaces de clasificar correctamente fenotipos faciales de estos dos grupos. En segundo lugar, cabe resaltar que los biomarcadores óptimos basados en GPA obtienen una tasa de acierto superior a la de EDMA en todos los experimentos realizados, lo que indica que una representación holística de la forma facial (como la que realiza GPA, frente a la más local de EDMA) permite conseguir un mayor grado de separación entre ambos grupos.

Es interesante resaltar el efecto de la dimensionalidad de los puntos anatómicos de origen sobre la separabilidad de los datos y, en consecuencia, sobre la viabilidad de obtener biomarcadores faciales con capacidad diagnóstica. En este sentido, se ha observado que GPA es más sensible a este factor, puesto que las tasas de acierto del clasificador SVM lineal se reducen notablemente al pasar de biomarcadores basados en puntos anatómicos 3D a 2D. En este sentido, merece la pena incidir en que los biomarcadores faciales basados en EDMA parecen ser menos sensibles a este factor. En concreto, la diferencia en tasa de acierto entre los biomarcadores 2D y 3D se reduce a un 5% en EDMA, mientras es del 12% en GPA. Este resultado se ve refrendado por el hecho de que EDMA detecta los mismos patrones locales de diferencias entre ambos fenotipos (mayor distancia entre la zona de los ojos y la nariz, y menor distancia entre la nariz y la boca en EU que en SD) tanto a partir de puntos anatómicos 2D, 2.5D y 3D.

Estos resultados sugieren que la pérdida de la información de profundidad es menos importante en EDMA que en GPA, lo que probablemente se deba a que EDMA se basa en las posiciones relativas entre puntos anatómicos, mientras que GPA usa sus posiciones absolutas.

Conclusiones

Los resultados de este trabajo contribuyen al desarrollo de modelos de aprendizaje automático capaces de clasificar fenotipos faciales en base a biomarcadores faciales obtenidos mediante morfometría geométrica, dando un paso más hacia el diagnóstico automático de enfermedades con dismorfologías faciales asociadas (Bannister et al., 2020; Gurovich et al., 2019; Hallgrímsson et al., 2020; Hsieh et al., 2022). En el caso de estudio presentado, un sencillo clasificador SVM lineal es capaz de identificar individuos como euploides o síndrome de Down con una elevada tasa de acierto, especialmente con biomarcadores tridimensionales. Estos resultados refuerzan la idea de que la forma facial del fenotipo síndrome de Down puede codificarse mediante las coordenadas espaciales de unos pocos puntos anatómicos, lo que sugiere

una robustez comparable a la de otras aproximaciones basadas en información vinculada a la apariencia de la imagen 2D (Burçin y Vasif, 2011).

Es de especial relevancia el efecto de la dimensionalidad de los biomarcadores faciales sobre la tasa de acierto del clasificador, puesto que los biomarcadores 3D superan por un amplio margen a los 2.5D y los 2D, especialmente cuando se usa GPA como técnica de morfometría geométrica de base. En este sentido, los resultados obtenidos apuntan en la dirección del uso de técnicas tridimensionales de captura de la forma facial como estándar para el diagnóstico de enfermedades con dismorfologías faciales asociadas (Hallgrímsson et al., 2020).

La herramienta descrita en este trabajo, *Geomorface*, integra diversas funcionalidades de interés en el ámbito de la morfometría aplicada al análisis de la forma facial. Esta integración facilita tareas tales como gestionar conjuntos de datos formados por múltiples fotografías de cada individuo, emplear conjuntos de puntos anatómicos ya existentes u obtener nuevos (de momento, solamente en 2D) para calcular y evaluar biomarcadores faciales, y además generar modelos de aprendizaje automático para clasificar fenotipos faciales en categorías predefinidas.

En este sentido, la inclusión de algoritmos de aprendizaje automático hace que *Geomorface* constituya una aportación relevante en el campo de la antropología virtual (AV). Tal y como se ha descrito con anterioridad en este volumen (ver Figura 1 del Capítulo 1 del libro), uno de los dominios de la AV es la comparación. En este sentido, la posibilidad de entrenar modelos de aprendizaje automático a partir de datos morfométricos permite ir un paso más allá, añadiendo una capacidad de inferencia que permite la clasificación automática de nuevos especímenes en categorías predefinidas.

La evolución lógica de *Geomorface* se dirige hacia la integración de un mayor número de modalidades de imagen facial más allá de los conjuntos de imágenes 2D obtenidas mediante sesiones de estereofotogrametría, como por ejemplo modelos faciales 3D procedentes de otros métodos de captura. Asimismo, a tenor de los resultados obtenidos en base a biomarcadores faciales 3D, toma especial relevancia la integración, en *Geomorface*, de métodos para la detección automática de puntos anatómicos faciales en tres dimensiones.

Agradecimientos

Agradecemos a todas las personas y familias su participación en el estudio, así como a las asociaciones e instituciones colaboradoras en la realización de las sesiones de estereofotogrametría. Agradecemos a Max Rubert su apoyo técnico para diseñar el set de estereofotogrametría y realizar las tomas de datos. Agradecemos el apoyo de la Secretaria d'Universitats i Recerca del Departament d'Empresa i Coneixement de la Generalitat de Catalunya, 2018-URL-Proj-022 y la Fundación FBBVA con la Beca Leonardo 2016 para Investigadores y Creadores Culturales, IN[16] _CMA_BIO_0096.

Referencias

Abu, A., Ngo, C.G., Abu-Hassan, N. y Othman, S.A. (2019). Automated craniofacial landmarks detection on 3D image using geometry characteristics information. *BMC Bioinformatics*, 19, 65-80.

Agbolade, O., Nazri, A., Yaakob, R., Ghani, A.A. y Cheah, Y.K. (2020). Down syndrome face recognition: A review. *Symmetry*, 12(7), 1182.

Akabaliev, V.H., Sivkov, S.T. y Mantarkov, M. Y. (2014). Minor physical anomalies in schizophrenia and bipolar I disorder and the neurodevelopmental continuum of psychosis. *Bipolar Disorders*, 16(6), 633–641.

Bannister, J. J., Crites, S. R., Aponte, J. D., Katz, D. C., Wilms, M., Klein, O. D., Bernier, F. P. J., Spritz, R. A., Hallgrímsson, B. y Forkert, N. D. (2020). Fully automatic landmarking of syndromic 3D facial surface scans using 2D images. *Sensors*, 20(11), 3171.

Belhumeur, P., Jacobs, D., Kriegman, D. y Kumar, N. (2013). Localizing parts of faces using a consensus of exemplars. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 35(12), 2930–2940.

Boehringer, S., Guenther, M., Sinigerova, S., Wurtz, R. P., Horsthemke, B. y Wieczorek, D. (2011). Automated syndrome detection in a set of clinical facial photographs. *American Journal of Medical Genetics Part A*, 155A(9), 2161–2169.

Bookstein, F.L. (1991). Morphometric tools for landmark data. Cambridge University Press.

Breiman, L. (2001). Random forests. *Machine Learning*, 45(1), 5–32.

Burçin, K. y Vasif, N.V. (2011). Down syndrome recognition using local binary patterns and statistical evaluation of the system. *Expert Systems with Applications*, 38(7), 8690-8695.

Cootes, T.F., Edwards, G.J. y Taylor, C.J. (2001). Active appearance models. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 23(6), 681–685.

Cornejo, J. Y. R., Pedrini, H., Machado-Lima, A. y Nunes, F. de L. dos S. (2017). Down syndrome detection based on facial features using a geometric descriptor. *Journal of Medical Imaging*, 4(4), 044008.

Cortes, C. y Vapnik, V. (1995). Support-vector networks. Machine Learning, 20 (3), 273-297

Dantone, M., Gall, J., Fanelli, G. y Van Gool, L. (2012). Real-time facial feature detection using conditional regression forests. *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 2578-2585.

de Jong, M. A., Hysi, P., Spector, T., Niessen, W., Koudstaal, M.J., Wolvius, E.B., Kayser, M. y Böhringer, S. (2018). Ensemble landmarking of 3D facial surface scans. *Scientific Reports*, 8, 12.

Dryden, I.L., y Mardia, K.V. (1998). Statistical shape analysis. Wiley.

Dudding-Byth, T., Baxter, A., Holliday, E.G., Hackett, A., O'Donnell, S., White, S.M., Attia, J., Brunner, H., de Vries, B., Koolen, D., Kleefstra, T., Ratwatte, S., Riveros, C., Brain, S. y Lovell, B.C. (2017). Computer face-matching technology using two-dimensional photographs accurately matches the facial gestalt of unrelated individuals with the same syndromic form of intellectual disability. *BMC Biotechnology*, 17(1), 90.

Earl, R. K., Turner, T. N., Mefford, H. C., Hudac, C. M., Gerdts, J., Eichler, E. E. y Bernier, R. A. (2017). Clinical phenotype of ASD-associated DYRK1A haploinsufficiency. *Molecular Autism*, 8(1), 54.

Goodall, C. (1991). Procrustes methods in the statistical analysis of shape. *Journal of the Royal Statistical Society: Series B* (*Methodological*), 53, 285-321.

Gower, J. C. (1975). Generalized Procrustes analysis. Psychometrika, 40(1), 33-51.

Grgic, M., Delac, K. y Grgic, S. (2013). SCface - surveillance cameras face database. *Multimedia Tools and Applications*, 51(3), 863-879.

Gurovich, Y., Hanani, Y., Bar, O., Nadav, G., Fleischer, N., Gelbman, D., Basel-Salmon, L., Krawitz, P.M., Kamphausen, S.B., Zenker, M., Bird, L.M. y Gripp, K.W. (2019). Identifying facial phenotypes of genetic disorders using deep learning. *Nature Medicine*, 25, 60–64.

Hallgrímsson, B., Percival, C.J., Green, R., Young, N.M., Mio, W. y Marcucio, R. (2015). Morphometrics, 3D imaging, and craniofacial development. *Current Topics in Developmental Biology*, 115, 561–597.

Hallgrímsson, B., Aponte, J. D., Katz, D. C., Bannister, J. J., Riccardi, S. L., Mahasuwan, N., ... y Klein, O. D. (2020). Automated syndrome diagnosis by three-dimensional facial imaging. *Genetics in Medicine*, 22, 1682–1693.

Hammond, P. (2007). The use of 3D face shape modelling in dysmorphology. *Archives of Disease in Childhood*, 92(12), 1120–1126.

Hammond, P. y Suttie, M. (2012). Large-scale objective phenotyping of 3D facial morphology. *Human Mutation*, 33(5), 817–825.

Hammond, P., Hutton, T.J., Allanso, J.E., Campbell, L.E., Hennekam, R.C.M., Holden, S., Patton, M.A., Shaw, A., Temple, I.K., Trotter, M., Murphy, K.C. y Winter, R.M. (2004). 3D analysis of facial morphology. *American Journal of Medical Genetics Part A*, 126A, 339–348.

Hart, T. C. y Hart, P. S. (2009). Genetic studies of craniofacial anomalies: Clinical implications and applications. *Orthodontics and Craniofacial Research*, 12(3), 212–220.

Hastie, T., Tibshirani, R. y Friedman, J. (2008). *The elements of statistical learning: Data mining, inference, and prediction*. Springer.

Hennequin, M., Faulks, D., Veyrune, J. L. y Bourdiol, P. (1999). Significance of oral health in persons with Down syndrome: A literature review. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 41(4), 275–283.

Hennessy, R.J., Lane, A., Kinsella, A., Larkin, C., O'Callaghan, E. y Waddington, J.L. (2004). 3D morphometrics of craniofacial dysmorphology reveals sex-specific asymmetries in schizophrenia. *Schizophrenia Research*, 67(2-3), 261–268.

Hsieh, T.C., Bar-Haim, A., Moosa, S., Ehmke, N., Gripp, K.W., Pantel, J.T., Danyel, M., Mensah, M.A., Horn, D., Rosnev, S., Fleischer, N., Bonini, G., Hustinx, A., Schmid, A., Knaus, A., Javanmardi, B., Klinkhammer, H., Lesmann, H., Sivalingam, S., Kamphans, T. y Krawitz, P.M. (2022). GestaltMatcher facilitates rare disease matching using facial phenotype descriptors. *Nature Genetics*, 54(3), 349–357.

Hu, C., Feris, R. y Turk, M. (2003). Real-time view-based face alignment using active wavelet networks. *IEEE International Workshop on Analysis and Modeling of Faces and Gestures*, 215–221.

Hurst A.C.E. (2018). Facial recognition software in clinical dysmorphology. Current Opinion in Pediatrics, 30, 701-706.

Jones K.L., Jones M.C. y Campo M del. (2013). Smith's Recognizable Patterns of Human Malformation. Elsevier Health Sciences

Kazemi, V. y Sullivan, J. (2014). One millisecond face alignment with an ensemble of regression trees. *Proceedings of the 2014 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 1867-1874.

King, D.E. (2009). Dlib-ml: A machine learning toolkit. Journal of Machine Learning Research, 10, 1755-1758

Klingenberg, C.P. (2010). Evolution and development of shape: Integrating quantitative approaches. *Nature Reviews Genetics*, 11, 623–635.

Koestinger, M., Wohlhart, P., Roth, P.M. y Bischof, H. (2011). Annotated facial landmarks in the wild: A large-scale, realworld database for facial landmark localization. *Proceedings of IEEE International Workshop on Benchmarking Facial Image Analysis Technologies*, 2144-2151.

Köhler, S., Carmody, L., Vasilevsky, N., Jacobsen, J.O.B., Danis, D., Gourdine, J.P., Gargano, M., Harris, N.L., Matentzoglu, N., McMurry, J.A., Osumi-Sutherland, D., Cipriani, V., Balhoff, J.P., Conlin, T., Blau, H., Baynam, G., Palmer, R., Gratian, D., Dawkins, H., ... y Robinson, P.N. (2019). Expansion of the Human Phenotype Ontology (HPO) knowledge base and resources. *Nucleic Acids Research*, 47, D1018–D1027.

Korayem, M., Nuha, M. A., Waleed, B., Eman, A., Wafa, A. y Reem, A. (2019). Craniofacial manifestations of Down syndrome: A review of literature. *Academia Journal of Scientific Research*, 7(3), 176-181.

Lele, S. (1993). Euclidean distance matrix analysis (EDMA): Estimation of mean form and mean form difference. *Mathematical Geology*, 25(5), 573-602.

Lele, S.R. y Richtsmeier, J.T. (1991). Euclidean Distance Matrix Analysis: a coordinate-free approach for comparing biological shapes using landmark data. *American Journal of Physical Anthropology*, 86(3), 415-27.

Liang, S., Wu, J., Liang, S., Wu, J., Weinberg, S. M. y Shapiro, L. G. (2013). Improved detection of landmarks on 3D human face data. *Annual international conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 6482-6485.

Marcucio, R., Hallgrimsson, B. y Young, N.M. (2015). Facial morphogenesis: Physical and molecular interactions between the brain and the face. *Current Topics in Developmental Biology*, 115, 299–320.

Mitteroecker, P. y Gunz, P. (2009). Advances in Geometric Morphometrics. Evolutionary Biology, 36(2), 235-247.

Oliveira, A. C. B., Paiva, S. M., Campos, M. R. y Czeresnia, D. (2008). Factors associated with malocclusions in children and adolescents with Down syndrome. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(4), 489.e1–489.e8.

Pantel, J.T., Zhao, M., Mensah, M.A., Hajjir, N., Hsieh, T.C., Hanani, Y., Fleischer, N., Kamphans, T., Mundlos, S., Gurovich, Y. y Krawitz, P.M. (2018). Advances in computer-assisted syndrome recognition by the example of inborn errors of metabolism. *Journal of Inherited Metabolic Disease*, 41(3), 533–539.

Papazov, C., Marks, T. y Jones, M. (2015). Real-time head pose and facial landmark estimation from depth images using triangular surface patch features. *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 4722–4730.

Paulsen, R. R., Juhl, K. A., Haspang, T. M., Hansen, T., Ganz, M. y Einarsson, G. (2019). Multi-view consensus CNN for 3D facial landmark placement. *Lecture Notes in Computer Science*, 11361, 706–719.

Ren, S., Cao, X., Wei, Y. y Sun, J. (2014). Face alignment at 3000 fps via regressing local binary features. *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 1685–1692.

Rohlf, F.J. (1999). Shape statistics: Procrustes superimpositions and tangent spaces. Journal of Classification, 16, 197-223.

Rohlf, F.J. y Slice, D. (1990). Extensions of the Procrustes method for the optimal superimposition of landmarks. *Systematic Zoology*, 39, 40–59.

Roper, R. y Reeves, R. (2006). Understanding the basis for Down syndrome phenotypes. PLoS Genetics, 2(3), e50.

Sagonas, C., Antonakos, E., Tzimiropoulos, G., Zafeiriou, S. y Pantic, M. (2016) 300 faces In-the-wild challenge: Database and results. *Image and Vision Computing*, 47, 3-18.

Saragih, J. y Gocke, R. (2009). Learning AAM fitting through simulation. Pattern Recognition, 42(11), 2628-2636.

Saraydemir, S., Taspınar, N., Erogul, O., Kayserili, H. y Dinckan N. (2012). Down syndrome diagnosis based on Gabor wavelet transform. *Journal Medical Systems*, 36(5), 3205–3213.

Starbuck, J. M., Cole, T. M., Reeves, R. H. y Richtsmeier, J. T. (2013). Trisomy 21 and facial developmental instability. *American Journal of Physical Anthropology*, 151(1), 49-57.

Starbuck, J. M., Llambrich, S., Gonzàlez, R., Albaigès, J., Sarlé, A., Wouters, J., González, A., Sevillano, X., Sharpe, J., De La Torre, R., Dierssen, M., Vande Velde, G. y Martínez-Abadías, N. (2021). Green tea extracts containing epigallocatechin-3-gallate modulate facial development in Down syndrome. *Scientific Reports*, 11(1), 4715.

Stull, K.E., Tise, M.L., Ali, Z. y Fowler, D.R. (2014) Accuracy and reliability of measurements obtained from computed tomography 3D volume rendered images. *Forensic Science International*, 238, 133–140.

Thevenot, J., López, M.B. y Hadid, A. (2018). A survey on computer vision for assistive medical diagnosis from faces. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 22(5), 1497-1511.

Trigeorgis, G., Snape, P., Nicolaou, M.A., Antonakos, E. y Zafeiriou, S. (2016). Mnemonic descent method: A recurrent process applied for end-to-end face alignment. *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 4177–4187.

Uricar, M., Franc, V., Thomas, D., Sugimoto, A. y Hlavac, V. (2016). Multi-view facial landmark detector learned by the Structured Output SVM. *Image and Vision Computing*, 47, 45-59.

Wu, Y. y Ji, Q. (2015). Discriminative deep face shape model for facial point detection. *International Journal of Computer Vision*, 113(1), 37–53.

Wu, Y. y Ji, Q. (2019). Facial landmark detection: A literature survey. *International Journal of Computer Vision*, 127(2), 115-142.

Xiong, X. y De la Torre, F. (2013). Supervised descent method and its applications to face alignment. *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 532-539.

Xu, T., Chan, R.C.K. y Compton, M. T. (2011). Minor physical anomalies in patients with schizophrenia, unaffected first-degree relatives, and healthy controls: A meta-analysis. *PLoS One*, 6(9), e24129.

Yang, H. y Patras, I. (2013). Privileged information-based conditional regression forest for facial feature detection. *IEEE International Conference and Workshops on Automatic Face and Gesture Recognition*, 1-6.

Zelditch, M.L., Swiderski, D.L., y Sheets, H.D. (2012). *Geometric Morphometrics for Biologists - A Primer*. 2nd Edition. Elsevier.

Zhang, Z., Luo, P., Loy, C.C. y Tang, X. (2016). Learning deep representation for face alignment with auxiliary attributes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 38(5), 918-930.

Zhao, Q., Okada, K., Rosenbaum, K., Zand, D.J., Sze, R., Summar, M. y Linguraru, M.G. (2013). Hierarchical constrained local model using ICA and its application to Down syndrome detection. *MICCAI International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 16(Pt 2), 222-229.

Zhou, E., Fan, H., Cao, Z., Jiang, Y. y Yin, Q. (2013). Extensive facial landmark localization with coarse-to-fine convolutional network cascade. *IEEE International Conference on Computer Vision Workshops*, 386–391.

Capítulo 7

Segmentación y modelado tridimensional de senos esfenoidales con tomografías computarizadas

Ortega Albor Joel Armando¹, León Luna Ibeth²

Escuela Nacional de Ciencias Forenses, Universidad Nacional Autónoma de México.
 Escuela de Sistemas Biológicos e Innovación Tecnológica, Universidad Benito Juárez de Oaxaca.

Resumen

Este capítulo presenta algunos aspectos, principalmente prácticos, para la creación de modelos tridimensionales de senos esfenoidales por medio de tomografías computarizadas. El texto comienza con una breve descripción sobre la estructura, su localización, sus características y su importancia dentro del ámbito de la identificación humana forense. Para ello, se introduce el uso de *software* especializado para la segmentación del endofenotipo, para su tratamiento y su manipulación en entornos virtuales. Bajo este tenor, también se describen algunas técnicas de postprocesamiento para el modelo exportado, su utilidad y en qué casos pueden ser empleadas, ya sea para limpieza del *mesh* o estandarizar el número de caras y densidad de vértices. El capítulo cierra con dos propuestas metodológicas de análisis a través de morfometría geométrica, en particular morfometría de alta densidad, así como un método libre de *landmarks*, basado en una adaptación del análisis generalizado de Procrustes. El primer método implica la proyección automática de una gran cantidad de *pseudolandmarks* sobre la superficie del modelo, mientras el segundo consiste en un método por comparación de vértices de superficie. En ambos casos es necesaria la selección de un modelo prototipo, que se recomienda sea el modelo dubitado. Además, se presentan ejemplos prácticos para los senos esfenoidales y se sugiere la utilización de dos técnicas de estadística multivariada: análisis de componentes principales y análisis de agrupamiento. Para finalizar, se expone una lista con indicativos para validar la aplicación del flujo de trabajo desde la obtención de la muestra hasta el desarrollo de los análisis estadísticos.

Palabras clave: caracterización, forense, identificación, mesh, morfogeometría, pneumatización.

Abstract

This chapter presents some aspects, mainly practical, for the creation of 3D models of sphenoid sinus through computed tomography. The text begins with a brief description about the structure, its location, features, and value within the forensic human identification field. To achieve this, the chapter introduces the use of specialized software for the endophenotype segmentation, its treatment and handling in virtual environments. Under this tenor, the text also describes some techniques of post-processing, either for mesh cleaning or to standardize the number of faces and vertex density. The chapter closes with two methodological approaches for analysis through geometric morphometrics, particularly with high-density morphometrics, as well as a landmark-free method, based on an adaptation of the generalized Procrustes analysis. The first method involves the automatic projection of a great quantity of pseudolandmarks over the surface model, while the second consists of a method by surface vertex comparison. In both cases, the selection of a source model is required, so the doubtful mesh it is recommended. Furthermore, practical examples are presented for the sphenoid sinus, and the use of two multivariate statistical techniques are suggested: principal component analysis and cluster analysis. Finally, a checklist is exposed to validate the application of the workflow from sample collection to the development of the statistical analysis.

Keywords: characterization, forensic, identification, mesh, morphogeometry, pneumatization.

Identificación de la estructura

Cráneo

El cráneo se compone de 22 huesos unidos entre sí por articulaciones, estos protegen al cerebro y distintos órganos sensoriales, se divide en 2 partes: el viscerocráneo formado por 14 huesos faciales, y el neurocráneo compuesto por 8 huesos, frontal, occipital, etmoides, esfenoides y 2 pares de huesos parietales y temporales (Hall et al., 2008; Lang, 2001; Neiza, 2017; Svintsytska y Hryn, 2016). Dentro del cráneo se ubican también algunas cavidades llenas de aire que reciben el nombre de senos paranasales, las cuales suelen estar presentes en el interior de los distintos huesos y de los cuales derivan sus nombres: seno maxilar, etmoides, frontal y esfenoides (Barros et al., 2021). En la Figura 1 se muestra la localización de los senos esfenoidales en el cráneo desde las diferentes vistas de una tomografía computarizada (TC).

Senos esfenoidales

Los senos esfenoidales (Figura 2) son los senos paranasales más inaccesibles (Hwang et al., 2013), pues se ubican en una región compleja dentro del cráneo, al estar posicionados en lo profundo del centro de la base craneal (Auffret et al., 2016; Márquez et al., 2014) son senos muy variables en tamaño y forma (Enatsu et al., 2008), comienzan a formarse en el embrión alrededor del tercer o cuarto mes de gestación como invaginaciones bilaterales de la mucosa nasal (Anik et al.2005; Aoki et al., 1989), su expansión y neumatización comienza a ser notoria alrededor del tercer año de vida (Baskin et al., 2003; Eloy et al., 2005) y continúa hasta los 12 y 14 años de edad cuando completa su desarrollo (Kuta y Laine, 1993; Sevinc et al., 2014).

Los senos esfenoidales pueden ser clasificados en tres diferentes grupos, de acuerdo con su grado de neumatización: conchal, preselar y selar (Johnson et al., 1985; Wu et al., 2010), es importante mencionar que hay individuos en los cuales hay ausencia de neumatización, algunos autores incluyen en esta

clasificación un cuarto grupo conocido como postselar que incluye senos que tienen una neumatización mucho mayor a la selar, la cual alcanza cubrir distintas estructuras adyacentes (Baskin et al., 2003).



Figura 1. Corte axial (A), coronal (B) y sagital (C) de una tomografía computarizada. Los senos esfenoidales están coloreados en verde.



Figura 2. Modelo tridimensional de los senos esfenoidales en vista lateral izquierda.

La mayoría de los senos esfenoidales suelen estar divididos por un tabique intersinusal o *septum* (Elwany et al., 1983), dicha división da lugar a que se formen senos bilaterales asimétricos (Fujioka y Young, 1978). En algunos individuos este tabique se localiza en la línea media anterior del seno, pero en la mayoría de los casos suelen desviarse lateralmente; también es importante mencionar que existen senos esfenoidales que presentan más de un *septum* u otros que carecen de él (Tan y Ong, 2007). En la parte anterior de los senos esfenoidales se encuentra el denominado *ostium*, apertura que los

comunica con las células etmoidales, además tiene la función de drenar secreciones, puede ser de forma redonda u elíptica y su diámetro alcanza los 2-3 mm (Márquez et al., 2014).

Importancia dentro de la identificación humana

La variabilidad anatómica de los senos esfenoidales ha impulsado diferentes tipos de investigaciones dentro del contexto de la identificación humana en la ciencia forense, derivado de las ventajas anteriormente descritas, como su aparición desde el tercer año de vida, su protección intrínseca contra eventos traumáticos, degradación y descomposición, así como la plasticidad fenotípica que presenta ante el enfoque genético-poblacional (Abdulghani, 2021; Auffret et al., 2016; Degaga et al., 2020; Gibelli et al., 2017; Hiremath et al., 2018; Keast et al., 2008; Öksüzler et al., 2019; Onwuchekwa y Alazigha, 2017; Park et al., 2010; Ramos et al., 2021; Treviño-Gonzalez et al., 2021).

Estos estudios se han diseñado con base en distintos enfoques y marcos de trabajo, entre los que destacan el uso de técnicas de imagenología médica, como lo son la radiografía convencional y la TC, principalmente por considerarse opciones no invasivas para los individuos y facilitar la visualización de estructuras biológicas endocraneales. Aunque la utilización de la TC ha ido en aumento, es común que se sigan empleando radiografías para realizar identificaciones por técnicas comparativas entre la historia de vida del individuo e información *postmortem* (Christensen y Hatch, 2018). Sin embargo, estos procesos implican estudiar a los senos esfenoidales desde una perspectiva bidimensional, por lo que la pérdida de información tridimensional (3D) resulta evidente; por otra parte, las líneas de investigación en este rubro son divergentes. En este sentido, una vasta cantidad de publicaciones se fundamentan en trabajos morfoscópicos y en describir los distintos aspectos anatómicos de los senos esfenoidales, bajo una serie de clasificaciones, criterios o sistematizaciones (Auffret et al., 2016; Krishna et al., 2015).

Estos esfuerzos por estandarizar elementos para llevar a cabo las comparativas han dado algunos frutos, pero, en esencia, facilitan el trabajo de los observadores para ubicar y establecer algunos límites anatómicos de los senos esfenoidales. Por ejemplo, Auffret y colaboradores (2016) construyeron un sistema para identificar y delimitar a los senos esfenoidales en las tres vistas de una tomografía computarizada (axial, coronal y sagital).

En vista axial, se evalúa la posición del *septum* (si está presente) y el tipo al que pertenece (Ahmadipour et al., 2016; Auffret et al., 2016).

Otras características incluyen tres grados de pneumatización ante la presencia/ausencia de una pared entre los senos esfenoidales y maxilares, así como la extensión hacia el plano coronal a través de la fosa pterigopalatina (Auffret et al., 2016).

En vista coronal, se observa la pneumatización de los recesos laterales de los senos esfenoidales en los procesos pterigoideos, destacándose una clasificación de cinco niveles, en relación con el foramen *rotundum* y el canal vidiano, así como la línea entre ellos (línea VR) (Auffret et al., 2016; Wang et al., 2010).

En vista sagital, la pared posterior de los senos esfenoidales se relaciona con las paredes anterior y posterior de la silla turca, lo cual constituye las cuatro clases de pneumatización básicas: conchal, preselar, selar y postselar (Auffret et al., 2016; Baskin et al., 2003; Johnson et al., 1985; Wu et al., 2010).

Otras aproximaciones morfométricas proponen el uso de distancias y mediciones clásicas para la localización de *landmarks*, como Ahmadipour et al. (2016), quienes definen el cálculo de tres distancias principales en los senos esfenoidales en vista axial: 1) la distancia intercarótida mínima (ICD), medida desde el borde medial del surco carótidas hasta el borde medial contralateral, 2) el diámetro máximo de los senos esfenoidales (DSS), y 3) la distancia medida entre el vómer y el clivus (VCD) (Ahmadipour et al., 2016).

En vista sagital, Rajagopal y colaboradores (2020) proponen cuatro tipos de mediciones, considerando como referencia algunos *landmarks* anatómicos: 1) la distancia entre la apertura piriforme al *ostium* esfenoidal, 2) la distancia entre la apertura piriforme al dorso de la silla turca, 3) la distancia entre el *ostium* esfenoidal a la pared anterior de la silla turca y 4) el diámetro entre la pared anterior y la pared posterior de la silla turca (Ahmadipour et al., 2016).

Algunos autores incluso han creado un protocolo tridimensional de *landmarks* a partir de reconstrucciones con CTs, como Wu et al., (2015), estableciendo, entre otras, la siguiente serie de mediciones: 1) la distancia entre los canales ópticos izquierdo y derecho (ROC-LOC), 2) la distancia entre el borde medial del foramen *lacerums* izquierdo y derecho (RFL-LFL), 3) la distancia desde el punto medio del tubérculo de la silla turca hasta el punto medio posteroinferior del piso selar (TS-SF).

Un análisis en conjunto de esta revisión permite destacar varias cuestiones que vale la pena mencionar, como es el hecho de que estos enfoques parten de estudios obtenidos de la literatura médicocirujana y no están estandarizados para su aplicación forense. Desde el punto de vista morfoscópico, los procesos de identificación suelen estar sesgados por la subjetividad asociada al propio observador, lo que, es más, puede variar en gran medida entre observadores diferentes (para un ejemplo de esto, véase el Capítulo 9, sección "Comparación de segmentación de senos frontales"), complicando las estimaciones de error, precisión y exactitud, considerando que las clasificaciones de variantes anatómicas sirven sólo como representaciones de variables categóricas.

Por otro lado, la perspectiva morfométrica no suprime el problema planteado al inicio de esta sección, que es la pérdida de información tridimensional, teniendo en cuenta que cada corte que conforma la TC representaría una fuente de datos bidimensional (similar al uso de la radiografía convencional).

Con estos supuestos, en la próxima sección se presentará un breve protocolo de segmentación de senos esfenoidales, con el objetivo de generar una fuente de datos a través de mallas o modelos en 3D. No obstante, se espera que los párrafos anteriores sirvan como una guía de entrenamiento para observadores con poca experiencia en imagenología médica para la correcta identificación y localización de los senos esfenoidales en una TC, razón por la cual era importante sentar algunas bases anatómicas, conocimiento que será de utilidad más adelante; así mismo, se recomienda la lectura del Capítulo 1, sección "Equipamientos fijos: Tomografía y microtomografía", para una profundización sobre dichas tecnologías; para la investigación sobre otros endofenotipos utilizando TCs, léase el Capítulo 5 y el Capítulo 9.

Protocolo de segmentación del fenotipo

El diseño metodológico empleado para el estudio de estructuras biológicas a partir de TCs inicia con la producción de los modelos tridimensionales del fenotipo de interés. En esta sección se presenta una guía básica con los pasos a seguir para la segmentación de senos esfenoidales, misma que puede ser adaptada para los demás senos paranasales (etmoidales, frontales y maxilares). En esencia, esta sección cubre los dominios "exponer" y "comparar" aplicados al análisis de la forma tridimensional de los senos esfenoidales, para una explicación más detallada sobre cada dominio de la antropología virtual, se recomienda la lectura del Capítulo 1, sección "¿Qué es la Antropología Virtual?". Como objetivos principales se espera que los investigadores se familiaricen con el entorno de trabajo virtual, conozcan las herramientas fundamentales que serán necesarias a lo largo del proceso y obtengan un panorama preliminar de las líneas de investigación que pueden habilitarse una vez generados los modelos.

Tipos de segmentación

Es relevante comenzar mencionando algunos tipos de segmentación existentes, que, en esencia, son tres: 1) automático, 2) semiautomático y 3) manual. En el enfoque automático el investigador u

observador no tiene una intervención directa en el proceso de segmentación, sino que se hace uso de diferentes técnicas a través de las cuales se extraen las estructuras tridimensionales; entre estas técnicas se encuentran el *thresholding* o la umbralización global, el *thresholding* adaptativo basado en el modelo de mezcla gaussiano en conjunto con operaciones morfológicas, y el registro deformable por medio de una plantilla segmentada (Bui et al., 2015; Robles et al., 2020a; Sinha et al., 2016).

El enfoque semiautomático depende de un manejo manual por parte del investigador en la inicialización del proceso, cuyas técnicas incluyen la colocación de semillas (*seeds*) que crecen hasta permear toda la estructura de interés, el uso de barreras para delimitar los contornos en 3D y operaciones de amplitud de segmentación aplicando coeficientes de *threshold* (Apelt et al., 2004; Cappella et al., 2019; Dastidar et al., 1999; Last et al., 2010; Souadih et al., 2019; Tingelhoff et al., 2007).

Finalmente, el enfoque manual requiere que el investigador se involucre y supervise todo el proceso de segmentación desde el inicio hasta el final; es frecuente que el paquete de técnicas en este caso implique establecer los coeficientes de *threshold* y trabajar sobre los cortes tomográficos de manera directa (Lee et al., 2012; Robles et al., 2020b, 2020c; Koripella, 2021).

De cada uno de estos enfoques emergen ventajas y desventajas que el investigador debe tener en cuenta, los enfoques automáticos y semiautomáticos son muy útiles para reducir el tiempo que llevaría segmentar grandes bases de datos de manera manual, sin embargo, los resultados en la actualidad aún necesitan pulirse, puesto que los modelos obtenidos con estas técnicas requieren de postprocesados que, de igual forma, consumen tiempo; además, los algoritmos del enfoque automático suelen ser difíciles de configurar, dada la complejidad morfológica, extensión, interconexión y comunicación de la cavidad nasal. Por otro lado, el enfoque manual permite observar los resultados de la segmentación en tiempo real e intervenir más fácilmente en áreas específicas del proceso, no obstante, las técnicas de igual modo pueden combinarse entre sí. Así mismo, hay una vasta cantidad de software referente a la segmentación tridimensional, opciones tanto gratuitas como comerciales, de código libre y cerrado. En esta lista se pueden mencionar un sinfín de posibilidades, como 3D Slicer (Fedorov et al., 2012), ITK-SNAP (Yushkevich et al., 2006), MeVisLab (MeVis Medical Solutions AG, 2024), Amira (Thermo Fisher Scientific, 2024a), Mimics (Materialise, 2024) o Avizo (Thermo Fisher Scientific, 2024b) pero es importante destacar que las herramientas de código abierto permiten justificar los resultados de las operaciones, debido a que se puede consultar su comportamiento a nivel de ejecución, característica que muchas veces no está presente en las herramientas comerciales y de código cerrado. Dentro de una intervención pericial, en especial por la naturaleza sensible de los datos manejados en los procesos de identificación humana, es importante conocer y validar los resultados que serán presentados en relación con el funcionamiento del equipo y las herramientas empleadas (Di Iorio, 2016). Aquí, nos centraremos en el software 3D Slicer (Fedorov et al., 2012) para segmentar (para un resumen sobre las especificaciones de 3D Slicer y Avizo, ver Capítulo 9, Tabla 1).

Protocolo de segmentación de senos esfenoidales

El protocolo de segmentación manual en 3D Slicer (Fedorov et al., 2012) (Figura 3) se divide, esencialmente, en las siguientes etapas (para un desglose particular de flujos de trabajo para segmentación, ver Capítulo 9, sección "Comparación de *software* para segmentación"):

- 1. Importación.
- 2. Establecimiento del threshold.
- 3. Segmentación de la estructura.
- 4. Generación del modelo tridimensional.
- 5. Exportación del archivo.

Estas etapas, a su vez, se pueden dividir en una serie de fases o recomendaciones, dependiendo de la etapa y el contexto del estudio. A lo largo de esta explicación se describirán algunas problemáticas y escenarios específicos.

La etapa de Importación implica la preparación de archivos; usualmente, en imagenología médica el formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) es un estándar utilizado para el almacenamiento y compartición de TCs. Estos archivos se presentan como una carpeta que contiene los cortes en forma de volúmenes que constituyen la tomografía, en ellos se pueden embeber datos biográficos y personales importantes, como el sexo, la edad, el lugar de origen, entre otros. La base de datos DICOM mostrará alguna información del individuo, incluyendo algunas opciones, como visualizar los metadatos de la TC. De manera predeterminada, la TC se muestra en tres vistas anatómicas diferentes: axial, coronal y sagital, teniendo una cuarta vista para visualizar objetos en 3D. Cada una de las vistas anatómicas permite trasladarse entre cortes, desplazarse en la TC y cuenta con funciones *zoom* (acercar y alejar) (Robles et al., 2020a, 2020b; Koripella, 2021).



Figura 3. Entorno de trabajo en 3D Slicer (Fedorov et al., 2012). En los recuadros se indican las divisiones generales de la interfaz de usuario.

El proceso de segmentación inicia con el establecimiento del *threshold*, donde los valores promedio documentados para los senos esfenoidales (y los senos paranasales en general) establecen un intervalo de intensidad entre -1024 y -300, correspondiente al aire en la escala de unidades *Hounsfield* (recordando que los senos son pneumatizaciones). Los coeficientes pueden cambiar en relación con la adquisición de la CT y sus parámetros de manera empírica, pero los coeficientes mencionados son un punto de partida (Robles et al., 2020a, 2020b).

La etapa de segmentación de la estructura implica una edición que se puede realizar en cualquiera de las tres vistas anatómicas, así como en el visor 3D (Figura 4). Este proceso requiere de suficiente conocimiento anatómico de la estructura, razón por la cual era necesario dedicar una sección específica para su identificación. De primeras, se recomienda el uso de atlas e imágenes de referencia para ubicar correctamente el fenotipo durante todo el proceso de segmentación. Como este protocolo versa sobre senos esfenoidales, se presentarán de forma sintética algunos aspectos anatómicos de esa sección que

serán útiles.

Los senos esfenoidales están presentes en lo más profundo de la base craneal, en el hueso esfenoidal. Dependiendo de la vista, algunos aspectos anatómicos son más fáciles de identificar que otros, por lo que se enuncian algunos consejos para los diferentes planos. En vista axial, anteriormente los senos esfenoidales están delimitados por los recesos esfenoetmoidales, dividiéndolos de las células etmoidales posteriores; en los casos donde existe bilateralidad, el *septum* divide cada porción de los hemisenos derecho e izquierdo. En vista coronal y en plano superior, los senos esfenoidales están delimitados por los procesos clinoideos (anteriores y posteriores) que forman parte de la constitución de la silla turca; el *septum* también es común de visualizar; en ambos planos inferolaterales, los senos esfenoidales se delimitan por el foramen *rotundum*, el canal vidiano y la placa pterigoidea. En vista sagital, los senos esfenoidales se relacionan con las paredes anterior y posterior de la silla turca; en plano anterior se encuentra la abertura (*ostium*) que conduce y drena hacia los senos esfenoidales, así como la lámina que corresponde a la cara anterior de los mismos (Abdullah et al., 2018; Alam-Eldeen et al., 2018; Auffret et al., 2016; Burulday et al., 2017; Degaga et al., 2020; Mohebbi et al., 2017). Estas descripciones también permiten definir las demarcaciones de los senos esfenoidales en relación con los demás senos paranasales, una cuestión que puede llegar a generar ambigüedad.

El modelo renderizado puede observarse en el visor 3D (Figura 4) y, una vez terminado, se debe evaluar su calidad y la consistencia de sus características en relación con las vistas bidimensionales de los cortes (axial, coronal y sagital). Para el guardado del *mesh*, algunos de los formatos recomendados para la exportación son VTK, STL y PLY (Robles et al., 2020a, 2020b).



Figura 4. Segmentación en 3D Slicer (Fedorov et al., 2012), los senos esfenoidales están coloreados en verde y se muestra el modelo renderizado en el visor 3D (señalado por el recuadro color naranja).

Esta sección refleja un protocolo básico de segmentación para los senos esfenoidales, no obstante, se espera que sea útil para adaptarlo a metodologías enfocadas en otro tipo de estructuras. El tiempo de segmentación de los senos esfenoidales puede variar dependiendo de distintos factores, como la calidad (resolución) de la tomografía, la extensión de su pneumatización, la dificultad para definir sus límites o la

experiencia del observador; considerando una curva de aprendizaje, la segmentación manual puede tardar entre 30 minutos y 2 horas, aproximadamente, por lo que el entrenamiento práctico y la supervisión son necesarios para alcanzar tiempos óptimos y buenos resultados.

En la siguiente sección se mostrarán algunos aspectos asociados al postprocesado de *meshes*, con el objetivo de realizar su preparación para análisis posteriores.

Postprocesamiento de meshes o modelos en 3D

Aunque los modelos obtenidos de la exportación pueden emplearse directamente, utilizando diferentes métodos y técnicas de *landmarking* y comparaciones *mesh* a *mesh*, es importante asegurar que su calidad sea óptima para poder trabajar apropiadamente con ellos. En este sentido, los postprocesos son útiles por varias razones, como eliminar el ruido de fondo, suprimir el exceso de segmentaciones, caras o vértices, rellenar vacíos o cavidades en la superficie que pudieran resultar en fuentes de error o generar interferencias innecesarias, o bien, alinear los modelos considerando una orientación o plano global predeterminado (Robles et al., 2020a, 2020b, Seguchi y Dudzik, 2019).

Modelo de malla o mesh

Un modelo de malla o *mesh* es un objeto geométrico compuesto por vértices y caras, cuya distribución se da a lo largo de todo el modelo; los vértices también se suelen emplear y estudiar de forma aislada como nubes de puntos (Figura 5). Tanto los meshes como las nubes de puntos contienen información sobre superficies y objetos, así como de sus características y detalles (Murphy y Seguchi, 2019). En el caso de los senos esfenoidales es importante capturar la mayor cantidad de datos en el *mesh*, debido a que pueden aportar propiedades de relevancia para una identificación positiva, ya sean características morfoscópicas, individualizantes, aspectos o variantes anatómicas, entre otras.



Figura 5. Renderizado de nube de puntos (A), malla o *mesh* (B) y modelo tridimensional (C) de senos esfenoidales en MeshLab (Cignoni et al., 2008).

Parámetros de procesamiento

De acuerdo con Murphy y Seguchi (2019), hay tres parámetros que debe cumplir un procesado de *meshes* 3D, estos son: densidad de vértices, distribución y calidad. El primero está relacionado con la resolución del modelo, la cual incrementa con la cantidad de vértices y caras, logrando que el modelo tenga consistencia, propiedad denominada *smoothness* (Figura 6). La segunda propiedad indica la manera en la que los vértices se dispersan a lo largo del modelo, si es de un modo aleatorio, uniforme o diezmado. El último parámetro se refiere a la condición geométrica de que los modelos sólo pueden existir dentro del entorno informático en el que se encuentran, al no ser objetos sólidos, por lo que cuentan con dos superficies esenciales (externa e interna) y pueden presentar superposiciones y superficies no coincidentes (incluyendo agujeros). A continuación, se describirán algunas técnicas de procesado para los parámetros antes mencionados, al final de la sección se enuncian algunas opciones de *software* que comprenden estas y otras herramientas de utilidad.



Figura 6. Aplicación de un algoritmo de suavizado (*smoothing*) a diferentes niveles: (A) 0.00; (B), 0.5; y (C) 1.00. Nótese el cambio en la superficie del modelo de los senos esfenoidales.

Evaluación preliminar y limpieza del modelo

Antes que cualquier técnica es necesario evaluar el modelo creado a partir de los cortes tomográficos, este es un proceso de limpieza que permite remover ruido de fondo, superficies falso-positivas, artefactos no deseados y validar que sea una representación fidedigna de la estructura (Figura 7). Además, dentro de la cuestión computacional, sirve para reducir el tamaño del archivo del *mesh* y evitar problemas con los algoritmos de procesamiento (Murphy y Seguchi, 2019).

Decimación o simplificación

La decimación es otro proceso que funciona como un redistribuidor de caras y vértices, para que las zonas más complejas en la estructura sean menos densas, y suceda lo contrario con las zonas menos complejas (Figura 8). La distribución de los vértices muchas veces está más asociada a la tecnología de escaneo que a la complejidad estructural, sin embargo, los senos esfenoidales han demostrado poseer una gran variabilidad morfológica (al contar con muchas áreas de torsión y curvaturas), por lo que es un aspecto que debe tratarse con cuidado. Aunque los algoritmos para ajustar y reducir el número de caras y vértices son variados, la decimación es un proceso que no sacrifica la calidad y la consistencia del *mesh*

(GharehTappeh y Peng, 2021; Murphy y Seguchi, 2019). De esta forma, la decimación no interfiere con, por ejemplo, la precisión y los métodos de selección y digitalización manual de *landmarks*.



Figura 7. Modelo de senos esfenoidales con exceso de segmentaciones alrededor.



Figura 8. Mesh de senos esfenoidales sin simplificación (A) y con simplificación (B).

Reconstrucción de superficie

En lugar de reducir la cantidad de caras y vértices, en ocasiones se puede buscar el proceso contrario: reconstruir la forma de un objeto (ver Capítulo 1, sección "Reconstrucción Virtual de un fósil o hueso fragmentado y/o deformado"). En este sentido, los algoritmos de reconstrucción de superficie son útiles para realizar dicho trabajo. Bajo una perspectiva global y muestral, ambos procesos (tanto el de decimación como el de reconstrucción) sirven para estandarizar las propiedades de los *meshes* y ajustar los modelos a un número objetivo de caras y puntos (un aspecto de importancia para los métodos de comparación de superficies) (Hou et al., 2015; Kazhdan et al., 2006; Zhu et al., 2019).

Software

Desde 3D Slicer (Fedorov et al., 2012) es posible llevar a cabo algunos procesamientos en los modelos (Figura 9). Antes de exportar el archivo del *mesh* a formato PLY o cualquier otro, es importante definir el sistema de coordenadas en el que se halla el modelo creado. Esencialmente, existen dos sistemas: el RAS (derecha-anterior-superior, por sus siglas en inglés) y el más común y recomendado, que es LPS (izquierda-posterior-superior). Sea cual sea el sistema de elección, debe homologarse para cada uno de los modelos segmentados en la muestra de estudio. Este es un modo de asegurar que todos los *meshes* cumplan con las mismas propiedades y preparación para los análisis. Además, el módulo *Surface Toolbox* contiene un paquete de herramientas de postprocesado para simplificación (decimación), consistencia (*smoothing*), limpieza, llenado de agujeros y conectividad (para el caso de puntos o vértices coincidentes) (Fedorov et al., 2012).



Figura 9. Opciones de postprocesamiento (lado izquierdo, recuadro color verde) y visor 3D mostrando un modelo renderizado de senos esfenoidales (lado derecho, recuadro color naranja) en 3D Slicer (Fedorov et al., 2012).

Viewbox (dHAL Software, 2020) es otro *software* que agrupa las herramientas básicas para la edición de modelos tridimensionales (Figura 10), como la modificación de vértices por decimación o suavizado, así como para la detección y cierre de agujeros en los *meshes*.

Meshlab (Cignoni et al., 2008), como su nombre lo indica, es un *software* especializado para el procesamiento de *meshes* y quizás el más completo dentro de los programas que aquí se mencionan, debido a que posee una gran paquetería de herramientas que van más allá de las descritas en esta sección (Figura 11); al igual que 3D Slicer (Fedorov et al., 2012) y Viewbox (dHAL Software, 2020), cuenta con filtros para simplificación, limpieza, suavizado y también algoritmos de reconstrucción de superficie.

Las ventajas de aplicar algoritmos de edición a los modelos son variadas, no sólo porque garantizan la calidad de la captura de datos, sino porque fungen como un paso de evaluación dentro de la metodología de la antropología virtual. Entre mayor sea la fidelidad de los modelos respecto de los objetos reales, más información podrán aportar a cualquier tipo de estudio.

161



Figura 10. Entorno de trabajo en *Viewbox* (dHAL Software, 2020).



Figura 11. Entorno de trabajo en Meshlab (Cignoni et al., 2008).

Considerando la complejidad estructural de los senos esfenoidales, estos procesos de depuración son necesarios para dar cuenta de la calidad y los detalles anatómicos que los caracterizan, por ejemplo, para estandarizar la orientación anatómica (homologar el sistema de coordenadas en el que serán exportados los modelos), depurar ruido de fondo o irregularidades en los meshes, cerrar agujeros restantes de la segmentación o hacer reconstrucción superficial por medio del ajuste en el número de las caras y los vértices que los componen.

Postprocesamiento de meshes o modelos en 3D

La última sección de este capítulo cerrará con una explicación de qué tipo de técnicas por morfometría geométrica podrían emplearse para el estudio de los senos esfenoidales, con el objetivo de abrir el panorama de aplicación y fomentar la creación de nuevas líneas de investigación, en particular aquellas relacionadas con cuestionamientos bioantropológicos, la identificación humana y su importancia forense.

Landmarks

Dentro de la literatura sobre morfometría geométrica, la digitalización de *landmarks* es el tema que abre la puerta a la adquisición de resultados e información biológica, en específico, el estudio de la forma. Los *landmarks* son puntos que deben, idealmente, cumplir cuatro criterios: 1) ser homólogos, 2) proveer una adecuada cobertura de la morfología de la estructura, 3) encontrarse de manera repetida y confiable a lo largo de la muestra, y 4) no cambiar su posición relativa entre sí. El primer criterio indica la existencia de un punto en un individuo que, de forma estricta, corresponde al mismo punto en todos los demás sujetos dentro de la muestra. El segundo criterio incluye la selección de puntos en aquellas regiones anatómicas de interés o de las cuales se espera obtener información biológica importante, si no hay *landmarks* en dichas zonas, no será posible detectar cambios de forma relevantes. El tercer criterio describe la necesidad de la repetibilidad y reproducibilidad. El cuarto criterio establece el concepto de consistencia, presente cuando no hay puntos cuya ubicación es muy próxima entre sí y, por tanto, pareciera que están cambiando posiciones, siendo que en la realidad no es así (Bookstein, 1997; Zelditch e al., 2012).

Tipos de landmarks

La conceptualización clásica de Bookstein (1997) en la morfometría geométrica se constituyó por tres tipos de *landmarks* esenciales: 1) tipo I, para yuxtaposiciones discretas de tejidos, 2) tipo II, para curvaturas máximas y otro tipo de procesos morfogenéticos, y 3) tipo III, puntos extremos; en esta clasificación también entran los *semilandmarks* (para curvas, bordes o superficies) y aquellos puntos que se construyen de modo geométrico en relación con otros *landmarks*. Goswami y colaboradores (2019) describen otro tipo más: los *pseudolandmarks*, puntos que son colocados de modo completamente automático sin considerar a otros *landmarks* definidos con un sentido anatómico. Un análisis de la tipología indica que los *landmarks* de tipo I son los óptimos que deberían emplearse, los de tipo II son más problemáticos que los primeros y los de tipo III, *semilandmarks* y *pseudolandmarks* ni siquiera deberían de considerarse *landmarks* como tal dada su ambi.

Análisis en torno al landmarking

En los senos esfenoidales (y en los senos paranasales en general) el uso de *landmarks* se ha visto restringido por las limitaciones en relación con los cuatro criterios expuestos anteriormente. Inicialmente, la búsqueda de homología se obstaculiza por la gran variabilidad anatómica poblacional reportada en la literatura científica (Abdulghani, 2021; Degaga et al., 2020; Gibelli et al., 2017; Hiremath et al., 2018; Keast et al., 2008; Mohebbi et al., 2017; Onwuchekwa y Alazigha, 2017; Ramos et al., 2021; Treviño-Gonzalez et al., 2021). La cobertura morfológica se ha topado con una brecha, pues la cantidad de puntos necesarios para caracterizar la forma tridimensional de los senos esfenoidales no está clara, lo cual complica cualquier designio de realizar un *landmarking* manual y, aunque existen algoritmos semiautomáticos y automáticos que pueden agilizar estos procesos, aún siguen en desarrollo y hace falta pulirlos, por lo que no generan resultados óptimos (como se discutirá más adelante) (Bardua et al., 2019; Cardini, 2020; Goswami et al., 2019; Watanabe, 2018). El criterio de consistencia, por otro lado, se puede ver afectado por la configuración de la malla o *mesh* del modelo exportado, un factor que se exploró en la sección anterior y que se encontraba relacionado con la decimación o la simplificación, de esta manera, las

regiones en los senos esfenoidales con mayor complejidad y variabilidad se traducirán en zonas con una alta densidad de vértices, y viceversa. Si a este aspecto se suma la falta de homología, es difícil alcanzar niveles confiables de precisión en cuestión de repetibilidad y reproducibilidad (Porto et al., 2021). La posición relativa entre *landmarks* es un problema que también se presenta en zonas con una gran densidad de vértices, un fenómeno observable principalmente en los algoritmos automáticos, cuya proyección de puntos es más grande en zonas de gran variabilidad (como curvaturas, hendiduras o agujeros), como resultado de su intento por caracterizar y recoger más información de esas zonas (Murphy y Seguchi, 2019).

Debido a las problemáticas mencionadas, no ha sido tarea simple estandarizar un protocolo de *landmarks* confiable y útil, aunque esfuerzos no han faltado en el área, como Landi y O'Higgins (2019), quienes propusieron un protocolo sencillo de seis *landmarks* en la superficie tridimensional de los senos maxilares, cinco en relación con el plano de *Frankfurt*, es decir, el más anterior, posterior, inferior, superior y lateral, así como un *landmark* anatómico en el *ostium*. Sin embargo, haciendo una crítica básica a partir de las reflexiones que se han venido exponiendo, un protocolo de seis puntos es insuficiente y no cumple con todos los criterios de selección de *landmarks*.

Si se hace un ejercicio de estudio al protocolo, puede que se contemple cierta homología, consistencia y no relatividad en la ubicación de *landmarks*, al referirse a puntos de tipo II o III (curvaturas máximas y puntos extremos), pero la cobertura no es apropiada para una superficie 3D, ya que el protocolo se restringe a utilizar sólo el plano lateral derecho de los senos maxilares, dejando fuera otras fuentes de información en la superficie de la estructura; además, tendría que analizarse si el número de *landmarks* con el que se está trabajando es óptimo, un factor que se abordará con mayor detalle en las siguientes líneas. No obstante, el panorama no es del todo desalentador y ahora se expondrán algunos enfoques que podrían llegar a solventar los problemas de los que se ha hablado, considerando los criterios de selección descritos.

Curva de evaluación de muestreo de landmarks (Landmark Sampling Evaluation Curve o LaSEC)

En su artículo, Watanabe (2018) presenta esta herramienta homónima que busca lidiar con una de las preguntas más discutidas e interesantes dentro de la morfometría geométrica: ¿cuántos *landmarks* son suficientes para caracterizar la forma y el tamaño de la variación? Yendo de lo general a lo particular, empezar con esta cuestión abre las puertas al debate y habilita muchas respuestas, que pueden explicar que depende de la dimensión en la que se trabaje (2D o 3D), de la información que se pretende extraer (más de algunas regiones anatómicas que de otras), de la homología de la muestra, de los objetivos de la investigación, entre muchos otros. En este sentido, la herramienta de Watanabe (2018), en palabras de su autor, calcula la convergencia de los datos al patrón morfológico dentro de toda la muestra, es decir, permite identificar cuántos *landmarks* serían necesarios para asegurar una cobertura morfológica completa.

Un aspecto que podría discutirse implica que un curva LaSEC sólo ayuda a determinar un número de *landmarks* óptimo para caracterizar la morfología de una estructura, mas no permite establecer en qué parte de la estructura deberían colocarse dichos *landmarks*, para ello es relevante no olvidar que el fundamento principal de esta herramienta es matemático, mientras que es tarea del o la investigadora conocer las características y propiedades anatómicas y biológicas del fenotipo que se está trabajando.

Y entonces surge una nueva pregunta: ¿cómo obtenemos las coordenadas después de hablar de los obstáculos con los que se ha encontrado el estudio morfológico de los senos paranasales? Por un lado, hay que mencionar la posible adaptación de algún protocolo ya referenciado, como el de Landi y O'Higgins (2019), pero para los senos esfenoidales, muy a pesar de las reflexiones con fundamento en los criterios de selección. Por otro lado, toca exponer un tema nuevo en esta sección: la morfometría de alta densidad.

Morfometría de alta densidad (high-density morphometrics)

Este es un enfoque reciente para la morfometría geométrica, y como sucede con cualquier novedad, su aplicación ha generado controversia, como lo evidencian los comentarios de Goswami et al. (2019) y Cardini (2020). En el primero se establece la relevancia de integrar *semilandmarks* y *pseudolandmarks* para caracterizar con mayor fidelidad la morfología de estructuras anatomo-biológicas, así como la insuficiencia del uso único de *landmarks* para capturar la variación en la forma y que con frecuencia dejan grandes áreas de estructuras complejas sin muestrear. En el segundo, Cardini (2020) expone que, para algunos autores, la morfometría de alta densidad sobrepasa a los métodos tradicionales basados en el uso de *landmarks*, su tratamiento matemático aún no se ha explorado por completo y su aplicación conlleva todavía una falta de precisión, a pesar de la gran cantidad de datos que se pueden obtener. En síntesis, la morfometría de alta densidad es un enfoque que utiliza una gran cantidad de puntos para tratar de caracterizar la morfología de estructuras, en particular cuando se trabaja con fenotipos tridimensionales.

Desde la perspectiva de este capítulo, los senos esfenoidales son un buen modelo de aplicación para la morfometría de alta densidad, debido a su gran variabilidad y a la falta de una homología que cubra toda su estructura tridimensional. En el siguiente apartado se mostrará un método con fundamento en la morfometría de alta densidad, en específico, basado en la nube de puntos que después da lugar a un *mesh*.

Landmarking automático a través del alineamiento por nube de puntos y análisis de correspondencia (Automated Landmarking through Point cloud Alignment and Correspondence Analysis o ALPACA)

Es un método por morfometría de alta densidad que trabaja como un módulo en el *software* 3D Slicer (Fedorov et al., 2012) y funciona como un algoritmo automático de proyección de puntos sobre la superficie de modelos tridimensionales, sin la necesidad de colocar puntos manualmente, sin embargo, requiere de introducir un modelo con sus *landmarks* de referencia. Los criterios para elegir al modelo fuente dependen de la investigación, algunos consejos incluyen escoger aquel que represente a la forma media dentro de toda la muestra que pretende estudiarse, el modelo con mejor resolución en cuanto a su nube de puntos (autores recomiendan manejar un estándar mínimo de 5,000 puntos o vértices), el modelo cuya segmentación haya sido la más repetible y reproducible entre observadores, el modelo proveniente de la tomografía con mejor resolución, el modelo dubitado (el cual busca ser identificado dentro de una muestra), entre otros factores. Además, el método también permite decidir entre seleccionar una plantilla única o múltiple, en donde varios modelos pueden fungir como modelos de referencia, en lugar de sólo uno (Porto et al., 2021).

El método se compone de los siguientes pasos:

- 1. Tener instalados 3D Slicer y la extensión *SlicerMorph* en el equipo de cómputo.
- 2. Seleccionar el o los modelos de referencia.
- 3. Dirigirse al módulo *PseudoLMGenerator* de 3D Slicer para muestrear la superficie del modelo de referencia con *pseudolandmarks*.
- 4. Exportar los *pseudolandmarks* generados y cargarlos junto con el modelo de referencia en el módulo *ALPACA* de 3D Slicer.
- 5. Para el siguiente punto, es importante seleccionar los parámetros óptimos para transferir los *pseudolandmarks* del *mesh* de referencia a la muestra de modelos tridimensionales objetivo, para ello es necesario hacer pruebas para emplear el mejor ajuste, pues estos parámetros pueden variar en relación con las estructuras.
- 6. Las opciones de exportación de los datos (en especial los archivos con los *pseudolandmarks*) se dejan a elección del usuario.

Al final, se obtendrán los archivos de las coordenadas de los *landmarks* proyectados sobre la superficie de cada uno de los *mesh* que componen a la muestra, con los cuales se pueden aplicar técnicas de estadística multivariada, como análisis de componentes principales (ACP) o análisis de agrupamiento. Por otro lado, algunas críticas que se pueden realizar a este método implican la necesidad de contar con uno o varios modelos de referencia, ya que el método funciona por correspondencia densa y registración deformable, es decir, los *pseudolandmarks* que serán transferidos a los modelos objetivo tratarán de ajustarse a la forma inicial dada por el o los modelos base, además, los parámetros para el procesamiento en lote dependen de la realización de varias pruebas para funcionar de manera óptima, por lo que todavía hace falta mejorar el algoritmo. Uno de los fenómenos más observados es la acumulación de una gran cantidad de *pseudolandmarks* proyectados en zonas complejas, mientras que otras regiones quedan vacías y/o con una gran distancia entre los puntos, para solventar este problema, se ha recomendado colocar un valor de 0.5 en el parámetro Maximum ICP distance. Otra problemática presente es la pregunta básica de cuántos landmarks emplear, sin embargo, la solución se puede abordar haciendo pruebas en el módulo PseudoLMGenerator, cambiando la tolerancia de espaciado y ejecutando sobre la muestra completa de individuos una curva de evaluación de muestreo de landmarks en el software RStudio, usando la paquetería LaMBDA (Watanabe, 2018; RStudio Team, 2020), justificando, así, la cantidad de puntos a utilizar.

Ejemplo de protocolo de análisis de senos esfenoidales por ALPACA

- 1. Este ejemplo consta de una muestra de 380 TCs, de las cuales 31 son individuos replicados, de estas tomografías se segmentaron solamente los senos esfenoidales. Para este caso, se seleccionó el *mesh* 0073 como modelo de referencia, por la resolución de la tomografía y por estar por encima del estándar de 5,000 vértices.
- 2. El número de *pseudolandmarks* determinado para la plantilla, bajo una tolerancia de espaciado de 5.0 fue de 334 (Figura 12).



Figura 12. Muestreo de pseudolandmarks en el modelo de referencia de los senos esfenoidales del individuo 0073.

3. Se introdujo el modelo de referencia en el módulo *ALPACA* y se seleccionó el directorio donde se encontraba la muestra restante de *meshes* en 3D (Figura 13).

(b) 3D Slicer 5.0.2	- 0 ×
Ele Edit View Help	
🛛 🚾 🚾 🥵 Modules: 🔍 💽 ALPACA 🚽 🔤 🗲 🗲	= ♥ ♠ ♠ ♣ ♂ ₽ ▶ ₹ * + * ∳ * ≥ 🤪 🗖 ₺≥ ₺
	Select a SequenceBrowser *
Banel del módulo ALPACA	*■◆田
Help & Adnowledgement	
Single Alignment Batch processing Advanced Settings Templates Selection	
 Transfer landmark points from one or multiple source models to a directory of target models 	
Method: Single-Template(ALPACA) *	<u> </u>
Source model(s):	
Source landmarks:	
Target model directory:	
Target output landmark directory:	
Skip scaling Skip projection	
Run auto-landmarking	
L	
► Data Probe	

Figura 13. En el visor 3D (lado derecho, recuadro color naranja) se observa el muestreo de *pseudolandmarks* (puntos color rojo) proyectados sobre la superficie del modelo de referencia (color amarillo), correspondiente a los senos esfenoidales tridimensionales segmentados y renderizados de la TC del individuo 0073.

- 4. Los archivos con las coordenadas de los *pseudolandmarks* proyectados en los modelos se exportaron en formato FCSV. Estos archivos se trataron en el *software RStudio* para concatenar todos los *pseudolandmarks* en una sola matriz de datos, donde las filas correspondieran a los individuos y las columnas a las coordenadas X, Y, Z.
- 5. Se calculó una curva de evaluación de muestreo de *landmarks* también en *RStudio* (Figura 14), con el objetivo de calcular si el número de *pseudolandmarks* propuesto por el módulo *PseudoLMGenerator* era óptimo para caracterizar la forma de los senos esfenoidales. Los resultados de la curva mostraron que, bajo 100 iteraciones, el número óptimo de *pseudolandmarks* era de 23 para un ajuste al 90% de confianza, 41 para un ajuste al 95% y 129 para un nivel del 99%. Con estos datos, se procedió a realizar un nuevo muestreo con 130 *pseudolandmarks*.



Figura 14. Gráfico de la curva de evaluación de muestreo de *landmarks*. El eje X indica el número de *landmarks* y el eje Y indica el nivel de ajuste de los mismos sobre la forma tridimensional de los senos esfenoidales.

6. Con los 130 *pseudolandmarks* se realizó un análisis generalizado de Procrustes para obtener las variables de forma. Con ellas se llevó a cabo un APC en RStudio (Figura 15), obteniendo una varianza total de 0.08043368, distribuida en 380 componentes principales (CPs), donde los primeros tres CPs acumularon el 33.185% de dicha varianza.



Figura 15. Morfoespacio de la variación entre los individuos extremos de los ejes negativo y positivo del CP1 y CP2.

El 95.02% de la varianza se acumuló desde el CP1 hasta el CP100, por lo que con estos componentes se realizó un análisis de clúster en el *software* Past (Hammer et al., 2001). Bajo 10,000 permutaciones, sólo se obtuvieron dos agrupaciones correctas de los 31 pares de réplicas (Figura 16), por lo que la efectividad del método fue muy baja (6.45%).



Figura 16. Gráfico del clúster de los 349 modelos y sus 31 réplicas por el método de ALPACA.

El método por *ALPACA* no es perfecto y muestra aún áreas por trabajar, sin embargo, es un paso importante en aras de ampliar las herramientas de análisis y dotar de confiabilidad al enfoque de morfometría de alta densidad. Ahora, se presentará un método de gran interés para la morfometría geométrica en general, mismo que no implica el uso de *landmarks*.

Análisis Generalizado de Procrustes de Superficie (Generalized Procrustes Surface Analysis o GPSA)

Como se mencionó antes, y de acuerdo con Pomidor et al. (2016), se trata de un método con un enfoque para estructuras que carecen de homología de *landmarks*, pues su algoritmo trabaja asociando y

minimizando las distancias entre cada punto (vértice) de una superficie con el punto más cercano de otra superficie, algoritmo que se puede extender al análisis en lote de varios modelos tridimensionales (como sucedía con el método *ALPACA*). Este método también requiere de un modelo prototipo (exclusivamente en formato PLY), mismo que puede ser seleccionado sobre los criterios establecidos en el apartado anterior. Para aplicar GPSA hay que tener en cuenta ciertas consideraciones, ya que, al ser un método muy cercano a la comparación de superficies, cualquier variación en los modelos puede ser fácil de malinterpretar por el programa, sin estar asociada a un cambio real de la forma biológica. Para ello son importantes los postprocesos, como simplificar o reconstruir los *meshes* con un número de caras o vértices estandarizado (se recomienda un mínimo de 5,000 vértices en cada modelo), así como evaluar que la segmentación se haya realizado correctamente, haciendo limpieza del ruido o llenando agujeros presentes en las mallas.

Al final, GPSA ofrece varios resultados, pero los datos más importantes son las coordenadas homologadas de los vértices que constituyen a los *meshes*, proceso que además retira los efectos por escala, rotación y traslación de los modelos (al fundamentarse en un análisis generalizado de Procrustes y un algoritmo por punto más cercano iterativo). Además, dentro del mismo ejecutable se puede realizar una ordenación por análisis de coordenadas principales (*PCOORD*) y obtener la variación morfológica por cada eje, lo cual visualmente se traduce en un mapa de calor (*heat map*) que muestra las regiones con mayor variación en la muestra. Las coordenadas homologadas posteriormente se pueden introducir como datos para otro tipo de análisis estadísticos, como regresiones que consideren otras variables aparte de la forma, ACP y clúster.

Ejemplo de protocolo de análisis de senos esfenoidales por GPSA

Con los mismos 349 modelos y las 31 réplicas se llevó a cabo este método para los senos esfenoidales.

1. Se escogió el mismo modelo de referencia (0073) en el *software* GPSA (Pomidor et al., 2016) y se seleccionaron los modelos de la muestra (Figura 17).

실 Generalized	Procrustes Surface Analysis (c) 2015- Pomidor a —		×	
	Output prefix:			
	Select prototype file (.ply)			
	Select surface (.ply) files			
	Generalized Procrustes Surface Analysis			
	Ordination			
	Shape/Form Generator x 1.00			
	Visualization Auto Sequence			
GPSA Version: 20160308				
From: Pomidor BJ, Makedonska J, Slice DE (2016) A Landmark-Free Method for Three-Dimensional Shape Analysis. PLos ONE 11(3): e0150368. doi:10.1371/journal.pone.0150368				

Figura 17. Interfaz del software GPSA.

 El archivo DAT, el cual contiene las coordenadas homologadas de los vértices de los *meshes*, se importó al *software RStudio* para realizar un *ACP* (Figura 18), donde se calculó una varianza total de 205.1293, distribuida en 380 CPs, donde los primeros tres CPs acumularon un porcentaje de varianza de 22.05%.



Figura 18. Morfoespacio de la variación entre los individuos extremos de los ejes negativo y positivo del CP1 y CP2.

Del CP1 hasta el CP273 se acumuló el 95% de la varianza, y así como *ALPACA*, con estos componentes se realizó un análisis de clúster en el *software* Past (Hammer et al., 2001). Bajo 10,000 permutaciones, se obtuvieron 23 agrupaciones correctas de los 31 pares de réplicas (Figura 19), por lo que la efectividad del método fue más alta (74.192%).



Figura 19. Clúster de los 349 modelos y sus 31 réplicas por el método de GPSA.

En ambos casos, tanto por el método de *ALPACA* como por GPSA, el par que se agrupó correctamente con la menor distancia y con un porcentaje de agrupación del 100% correspondía al modelo prototipo y su réplica, por esta razón, una recomendación que se sugiere es que, en un caso hipotético, el modelo base pertenezca al individuo que se pretende identificar (es decir, el *mesh* dubitado).

Como se ha mencionado, el método GPSA también permite llevar a cabo una ordenación a través de un *PCOORD*, por lo que se pueden obtener representaciones visuales (por mapas de calor) de la variación morfológica entre los ejes de cambio (Figura 20). Esto es útil para el ejercicio que se realizó con los modelos de los senos esfenoidales, como se describe a continuación.

La forma en el extremo del eje uno negativo corresponde a una más plana y alargada en sentido transversal, con dos lóbulos pronunciados en ambos laterales y donde la mayor variación se halla en la zona media de los planos anterior y posterior.



Figura 20. Representación por mapas de calor de la variación morfológica de los senos esfenoidales en los extremos negativo y positivo de los tres primeros ejes. El color azul indica la mínima variación, mientras que el rojo señala la máxima.

En el extremo positivo del mismo eje, la forma de los senos esfenoidales se comprime a una más esférica en comparación con su contraparte negativa, aunque las regiones con mayor variación siguen siendo la anterior y la posterior. La variación además se extiende desde el plano superior hacia el inferior sobre la línea media (debido a la bilateralidad) y se observa la separación de la estructura en dos semisenos (izquierdo y derecho).

El extremo negativo del eje dos muestra una forma plana y triangular transversalmente, distinguiéndose tres lóbulos principales: dos laterales y uno posterior. En este caso, la variación se acumula en ambos planos laterales y ligeramente en los planos posterior y anterosuperior (del lado izquierdo).

El extremo positivo del eje dos adquiere una forma más ancha hacia los laterales, acumulando la mayor cantidad de variación en el plano inferior, en los extremos laterales y ligeramente en los planos posterior y superior.

En el eje tres, extremo negativo, los senos esfenoidales muestran una forma más asillatada, con un pronunciado lóbulo posterior y con regiones de mayor variación en el plano superior y también focalizada hacia los lados.
Por último, el extremo positivo del eje tres representa una forma más elíptica, con centros de variación focalizados particularmente en la parte superior, los laterales y el plano posterior.

Haciendo un análisis más general, se encontró que la mayor variación se acumulaba cerca de la línea media del plano anterior, debido a la presencia de senos bilaterales en la muestra, es decir, senos con *septums* que los dividen en dos porciones: una izquierda y otra derecha, en general asimétricas. Este es un aspecto importante para tener en cuenta, pues el comportamiento del análisis podría verse afectado por la frecuencia de senos esfenoidales tanto bilaterales como unilaterales.

Limitaciones generales de los métodos ALPACA y GPSA

Entre las limitaciones de ambos métodos, hay que mencionar que tanto la proyección de puntos como el ajuste realizado por GPSA pueden verse afectados por invaginaciones, agujeros, curvaturas y otras imperfecciones en los *meshes*, siendo primordial evaluar su calidad antes de cualquier análisis. En el caso de *ALPACA*, los *pseudolandmarks* se suelen acumular en gran cantidad en las zonas donde hay una gran densidad de vértices, mientras que las zonas menos densas quedan sin cubrir; en este contexto, los puntos a veces también pueden proyectarse en el interior de los modelos, específicamente entre el espacio que divide a los senos que son bilaterales. En el caso de GPSA, este último punto es relevante, puesto que la mayor cantidad de variación con frecuencia se focaliza en ese espacio generado por el *septum*. Además, GPSA es sensible a toda la información de los modelos, es decir, que considera todos los vértices que conforman a los *meshes*, siendo sustancial suprimir de ellos cualquier impureza encontrada (ya sea a través de postprocesamientos o volviendo a segmentar).

Comentarios finales

Se han excluido otras aproximaciones por considerar que los fundamentos se encuentran descritos en las líneas pasadas. Algunos enfoques que quedan fuera son métodos de comparación uno a uno (entre nubes de puntos o modelos), como la distancia Hausdorff para computar diferencias entre *meshes* (Figura 21) o la alineación sencilla del método por *ALPACA* (Cignoni et al., 1998; CloudCompare, s. f.; Porto et al., 2021), mostrada en la Figura 22. Contrario a esto, los métodos aquí reportados buscan cubrir la necesidad de tratar con grandes bases de datos y números muestrales, así como presentar nuevas metodologías útiles en el marco de la identificación humana forense (para una visión más holística, léase el Capítulo 2), y de esta manera reducir el tiempo de trabajo y optimizar recursos en los procesos periciales.



Figura 21. Alineamiento de dos *meshes* en Meshlab: (A) y comparación de diferencias sobre el modelo base por mapeador de calidad (B). Las tonalidades que tienden a un color rojo indican grandes diferencias en la distancia entre vértices de ambos *meshes*, mientras que los vértices más cercanos tienden a un color azul; los valores intermedios se encuentran en una escala cromática determinada por dichos rangos de color.



Figura 22. Alineamiento simple entre dos meshes (A) y dos nubes de puntos (B) aplicando el método por ALPACA.

Flujo de trabajo sugerido

En este apartado se abordará de manera sintética el protocolo de segmentación y modelado tridimensional de senos esfenoidales, con el propósito de validar cada uno de los pasos.

- 1. Evaluar la calidad de la tomografía a partir del grosor de los cortes y la definición de las estructuras (especialmente aquellas adyacentes a los senos esfenoidales).
- 2. Identificar el fenotipo a través de la comparación entre imágenes y atlas de referencia (revisar la sección "Identificación de la estructura" para mayores detalles sobre la localización de los senos esfenoidales y sus características anatómicas). Como un consejo, en cualquiera de las tres vistas (axial, coronal y sagital) hay que recordar que los senos esfenoidales suelen ser los más posteriores y se encuentran cerca de la base craneal.
- 3. Seleccionar el threshold óptimo para la segmentación (valores alrededor de -1024 a -300).
- 4. Evaluar la calidad y fidelidad del *mesh* renderizado en busca de imperfecciones, agujeros o excesos de segmentación. Se sugiere emplear un algoritmo de suavizado (*smoothing*) estandarizado de 0.5 para todos los modelos.
- 5. Exportar el modelo en formato PLY (recomendable para análisis posteriores por GPSA) y en sistema de coordenadas LPS (izquierda, posterior y superior).
- 6. Si se detectaron agujeros, aplicar un postproceso de llenado para suprimirlos; además, se recomienda realizar una simplificación o reconstrucción de superficie para estandarizar el número de vértices a 5,000-6,000 (como mínimo) en todos los *meshes*.
- 7. Para los métodos por *ALPACA* o GPSA, preferir el modelo de referencia considerando los siguientes criterios:
 - a. Si se cuenta con él, priorizar el modelo dubitado como el mesh prototipo.
 - b. Elegir el *mesh* con mayor resolución (mayor cantidad de caras y vértices). Con frecuencia, éste también puede provenir de la tomografía con mayor resolución (mínimo grosor de corte o mayor número de cortes).
 - c. Optar por el modelo que represente a la forma media dentro de la muestra en estudio.
 - d. Seleccionar el modelo cuya segmentación haya tenido mayor repetibilidad y reproducibilidad.

- 8. Para el método por *high-density morphometrics*, hacer una prueba de proyección de puntos sobre el modelo fuente con el módulo *PseudoLMGenerator*, estableciendo una tolerancia de espaciado de 5.00.
- 9. Proyectar los puntos sobre la superficie de los modelos a través del módulo *ALPACA*, empleando la plantilla del *mesh* de referencia y sus *pseudolandmarks*. Se recomienda establecer el parámetro *Maximum ICP distance* en 0.5.
- 10. Ejecutar una curva *LaSEC* en RStudio para determinar si el número de *pseudolandmarks* empleado es óptimo. Si no es así, modificar el número de puntos hasta que se logre un ajuste del 99%. Los *pseudolandmarks* se pueden combinar con otro tipo de *landmarks* tradicionales para generar un protocolo de digitalización más completo.
- 11. Cuando se haya alcanzado un número de *landmarks* óptimo, volver a proyectarlos sobre la muestra de modelos por medio del módulo por *ALPACA*, y el parámetro *Maximum ICP distance* recomendado en 0.5. Se exportarán las coordenadas en archivos independientes con formato FCSV.
- 12. Los archivos FCSV pueden ser tratados en el *software* RStudio, para concatenar todas la coordenadas en una sola matriz y realizar el análisis generalizado de Procrustes en dicho programa, con la paquetería *Morpho* o *geomorph* (Schlager et al., 2022; Adams et al., 2022); o bien, este análisis también se puede ejecutar en el *software* 3D Slicer, dirigiéndose al módulo *GPA* (de la misma extensión SlicerMorph) e importando los archivos FCSV; al final, se exportarán una serie de datos, incluyendo las variables de forma en una matriz dentro de un archivo CSV.
- 13. Para el método libre de *landmarks*, seleccionar el mesh prototipo y cargarlo junto con la muestra de modelos en el *software* GPSA. El ejecutable exportará el conjunto de coordenadas homologadas de los vértices de los meshes en un archivo con formato DAT. Si se realiza la ordenación por medio de PCOORD, se podrán obtener los modelos de cambio en los ejes de variación.
- 14. Tanto el archivo CSV (resultante del módulo GPA) como el archivo DAT (proveniente del programa gpsa) pueden importarse en el *software* RStudio para subsecuentes análisis estadísticos.

Conclusiones

A lo largo de este capítulo se ha abordado un protocolo de trabajo para el estudio de los senos esfenoidales, cuya metodología comienza desde la obtención de la muestra (en forma de TCs), pasando por la identificación y segmentación de la estructura, la exportación de la malla tridimensional, postprocesos útiles para la preparación de los análisis y, finalmente, los enfoques de captura de datos y obtención de resultados para llevar a cabo una caracterización morfológica del endofenotipo. Se presentaron algunos *softwares* gratuitos para cada tarea específica y se mostraron ejemplos para ciertos métodos, describiendo no sólo sus aportes, sino criticando a los mismos para explicar sus limitaciones y cómo solventar varias de ellas, siempre teniendo en cuenta la importancia de complementar técnicas y no aislarlas entre sí. Los retos aún son grandes y escasean líneas de investigación en el área, pero se espera que la propuesta como mínimo genere interés para seguir trabajando con rigor y evidencia científica en una labor tan humanitaria y digna como lo es el ámbito de la identificación humana forense.

Referencias

Abdulghani, Y. S. (2021). Sphenoid Sinus Pneumatization Assessment in Sudanese Population: MRI Study. *Asian Journal of Research and Reports in Neurology*, 4(2), 16–20.

Abdullah, B., Lim, E. H., Husain, S., Snidvongs, K. y Wang, D. Y. (2018). Anatomical variations of anterior ethmoidal artery and their significance in endoscopic sinus surgery: a systematic review. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 41(5), 491–499.

Adams, D., Collyer, M., Kaliontzopoulou, A. y Baken, E. (2022). *geomorph: Geometric Morphometric Analyses of 2D/3D Landmark Data*. https://cran.r-project.org/web/packages/geomorph/index.html.

Ahmadipour, Y., Lemonas, E., Maslehaty, H., Goericke, S., Stuck, B. A., el Hindy, N., Sure, U. y Mueller, O. (2016). Critical analysis of anatomical landmarks within the sphenoid sinus for transsphenoidal surgery. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 273(11), 3929–3936.

Alam-Eldeen, M. H., ElTaher, M. A. y Fadle, K. N. (2018). CT evaluation of pterygoid process pneumatization and the anatomic variations of related neural structures. *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, 49(3), 658–662.

Anik, I., Anik, Y., Koc, K. y Ceylan, S. (2005). Agenesis of sphenoid sinuses. Clinical Anatomy, 18(3), 217-219.

Aoki, S., Dillon, W. P., Barkovich, A. J. y Norman, D. (1989). Marrow conversion before pneumatization of the sphenoid sinus: assessment with MR imaging. *Radiology*, 172(2), 373–375.

Apelt, D., Preim, B., Hahn, H. K. y Strauß, G. (2004). Bildanalyse und Visualisierung für die Planung von Nasennebenhöhlen-Operationen. En T. Tolxdorff, J. Braun, H. Handels, A. Horsch y H.-P. Meinzer (Eds.), *Bildverarbeitung für die Medizin 2004* (pp. 194–198). Springer.

Auffret, M., Garetier, M., Diallo, I., Aho, S. y Salem, D. B. (2016). Contribution of the computed tomography of the anatomical aspects of the sphenoid sinuses to forensic identification. *Journal of Neuroradiology*, 43(6), 404-414.

Bardua, C., Felice, R. N., Watanabe, A., Fabre, A.-C. y Goswami, A. (2019). A practical guide to sliding and surface semilandmarks in morphometric analyses. *Integrative Organismal Biology*, 1(1), 1-92.

Barros, F. de, Fernandes, C. M. da S., Kuhnen, B., Scarso Filho, J., Gonçalves, M. y Serra, M. da C. (2021). Paranasal sinuses and human identification. *Research, Society, and Development*, 10(9), e48710918161.

Baskin, J. Z., Kuriakose, M. A. y Lebowitz, R. A. (2003). The anatomy and physiology of the sphenoid sinus. *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 14(3), 168–172.

Bookstein, F. L. (1997). Morphometric Tools for Landmark Data: Geometry and biology. Cambridge University Press.

Bui, N. L., Ong, S. H. y Foong, K. W. C. (2015). Automatic segmentation of the nasal cavity and paranasal sinuses from conebeam CT images. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 10(8), 1269–1277.

Burulday, V., Akgül, M. H., Muluk, N. B., Ozveren, M. F. y Kaya, A. (2017). Evaluation of posterior clinoid process pneumatization by multidetector computed tomography. *Neurosurgical Review*, 40(3), 403–409.

Cappella, A., Gibelli, D., Cellina, M., Mazzarelli, D., Oliva, A. G., de Angelis, D., Sforza, C. y Cattaneo, C. (2019). Threedimensional analysis of sphenoid sinus uniqueness for assessing personal identification: a novel method based on 3D-3D superimposition. *International Journal of Legal Medicine*, 133(6), 1895–1901.

Cardini, A. (2020). Less tautology, more biology? A comment on "high-density" morphometrics. *Zoomorphology*, 139(4), 513–529.

Christensen, A. M. y Hatch, G. M. (2018). Advances in the Use of Frontal Sinuses for Human Identification. En K. E. Latham, E. J. Bartelink y M. Finnegan (Eds.), *New Perspectives in Forensic Human Skeletal Identification* (pp. 227–240). Elsevier, Academic Press.

Cignoni, P., Rocchini, C., y Scopigno, R. (1998). Metro: measuring error on simplified surfaces. *Computer Graphics Forum*, 17(2), 167-174.

Cignoni, P., Callieri, M., Corsini, M., Dellepiane, M., Ganovelli, F. y Ranzuglia, G. (2008). MeshLab: an Open-Source Mesh Processing Tool. *Eurographics Italian Chapter Conference*, 129-136.

CloudCompare. (s. f.). CloudCompare: 3D point cloud and mesh processing software. Open Source Project.

Dastidar, P., Heinonen, T., Numminen, J., Rautiainen, M. y Laasonen, E. (1999). Semi-automatic segmentation of computed tomographic images in volumetric estimation of nasal airway. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 256(4), 192–198.

Degaga, T. K., Zenebe, A. M., Wirtu, A. T., Woldehawariat, T. D., Dellie, S. T. y Gemechu, J. M. (2020). Anatomographic Variants of Sphenoid Sinus in Ethiopian Population. *Diagnostics*, 10(11), 970.

dHAL Software (2020). Viewbox Help: Viewbox 4 Cephalometric Software.

Di Iorio, A. H. (2016). Guía Integral de empleo de la Informática Forense en el Proceso Penal. (2ª Ed.). Universidad FASTA.

Edelstein, D. R., Liberatore, L., Bushkin, S. y Han, J. C. (1995). Applied Anatomy of the Posterior Sinuses in Relation to the Optic Nerve, Trigeminal Nerve, and Carotid Artery. *American Journal of Rhinology*, 9(6), 321–333.

Eloy, P., Nollevaux, M.-C. y Bertrand, B. (2005). Fisiología de los senos paranasales. EMC-Otorrinolaringología, 34(3), 1–11.

Enatsu, K., Takasaki, K., Kase, K.-I., Jinnouchi, S., Kumagami, H., Nakamura, T. y Takahashi, H. (2008). Surgical anatomy of the sphenoid sinus on the CT using multiplanar reconstruction technique. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 138(2), 182–186.

Elwany, S., Yacout, Y. M., Talaat, M., El-Nahass, M., Gunied, A. y Talaat, M. (1983). Surgical anatomy of the sphenoid sinus. *The Journal of Laryngology y Otology*, 97(3), 227–241.

Elwany, S., Elsaeid, I. y Thabet, H. (1999). Endoscopic anatomy of the sphenoid sinus. *The Journal of Laryngology y Otology*, 113(2), 122-126.

Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J., Pujol, S., Bauer, C., Jennings, D., Fennessy, F., Sonka, M., Buatti, J., Aylward, S., Miller, J. V., Pieper, S. y Kikinis, R. (2012). 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network. *Magnetic Resonance Imaging*, 30(9), 1323-1341.

Fujioka, M. y Young, L. W. (1978). The Sphenoidal Sinuses: Radiographic Patterns of Normal Development and Abnormal Findings in Infants and Children. *Radiology*, 129(1), 133–136.

Gharetappeh, Z. S. y Peng, Q. (2021). Simplification and unfolding of 3D mesh models: review and evaluation of existing tools. *Procedia CIRP*, 100, 121-126.

Gibelli, D., Cellina, M., Gibelli, S., Oliva, A. G., Termine, G. y Sforza, C. (2017). Anatomical variants of sphenoid sinuses pneumatisation: a CT scan study on a Northern Italian population. *La Radiologia Medica*, 122(8), 575–580.

Goswami, A., Watanabe, A., Felice, R. N., Bardua, C., Fabre, A.-C. y Polly, P. D. (2019). High-density morphometric analysis of shape and integration: the good, the bad, and the not-really-a-problem. *Integrative and Comparative Biology*, 59(3), 669-683.

Hammer, Ø., Harper, D. A. T. y Ryan, P. D. (2001). PAST: Paleontological statistics software package for education and data analysis. *Palaeontologia Electronica*, 4(1), 1-9.

Hall, R., Beals, K., Neumann, H., Neumann, G. y Madden G. (2008). *Introduction to Human Osteology*. Grand Valley State University.

Hiremath, S. B., Gautam, A. A., Sheeja, K. y Benjamin, G. (2018). Assessment of variations in sphenoid sinus pneumatization in Indian population: A multidetector computed tomography study. *Indian Journal of Radiology and Imaging*, 28(3), 273-279.

Hou, W., Xu, Z., Qin, N., Xiong, D. y Ding, M. (2015). Surface Reconstruction through Poisson Disk Sampling. *PLOS ONE*, 10(4).

Hwang, S. H., Joo, Y. H., Seo, J. H., Cho, J. H. y Kang, J. M. (2013). Analysis of sphenoid sinus in the operative plane of endoscopic transsphenoidal surgery using computed tomography. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 271(8), 2219-2225.

Johnson, D. M., Hopkins, R. J., Hanafee, W. N. y Fisk, J. D. (1985). The unprotected parasphenoidal carotid artery studied by high-resolution computed tomography. *Radiology*, 155(1), 137-141.

Kazhdan, M., Bolitho, M. y Hoppe, H. (2006). Poisson Surface Reconstruction. Eurographics Symposium on Geometry Processing.

Keast, A., Sofie, Y., Dawes, P. y Lyons, B. (2008). Anatomical variations of the paranasal sinuses in Polynesian and New Zealand European computerized tomography scans. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, 139(2), 216–221.

Koripella, P. (2021). *Manual Segmentation of Sinus CT-Scans using Slicer 3D*. https://changlab.medicine.arizona.edu/education/ clinical-education.

Krishna Chaitanya, D., Suseelamma, D. y Singh, V. (2015). Anatomical variations of paranasal air sinuses – A CT scan study. *Journal of the Anatomical Society of India*, 64(1), 87-90.

Kuta, A. J. y Laine, F. J. (1993). Imaging the sphenoid bone and basiocciput: Anatomic considerations. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, 14(3), 146-159.

Landi, F. y O'Higgins, P. (2019). Applying geometric morphometrics to digital reconstruction and anatomical investigation. *Biomedical Visualisation*, 4, 55-71.

Lang, J. (2001). Skull Base and Related Structures. Atlas Of Clinical Anatomy. Schattauer.

Last, C., Winkelbach, S., Wahl, F. M., Eichhorn, K. W. G. y Bootz, F. (2010). A Model-Based Approach to the Segmentation of Nasal Cavity and Paranasal Sinus Boundaries. En M. Goesele, S. Roth, A. Kuijper, B. Schiele y K. Schindler (Eds.), *Pattern Recognition* (pp. 333-342). Springer.

Lee, D. H., Shin, J. H. y Lee, D. C. (2012). Three-dimensional morphometric analysis of paranasal sinuses and mastoid air cell system using computed tomography in pediatric population. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 76(11), 1642-1646.

Márquez, S., Lawson, W., Schaefer, S. D., Pagano, A. S., Papaxanthos, M., Delman, B. N. y Laitman, J. T. (2014). Anatomy of the Nose and Paranasal Sinuses. En C. Chang, G. Incaudo y M.E. Gershwin (Eds.), *Diseases of the sinuses* (pp. 3-44). Springer Science.

Materialise. (2024). Materialise Mimics. https://www.materialise.com/en/healthcare/mimics/mimics-core

MeVis Medical Solutions AG. (2024). MeVisLab. https://www.mevislab.de

Mohebbi, A., Rajaeih, S., Safdarian, M. y Omidian, P. (2017). The sphenoid sinus, foramen rotundum and vidian canal: a radiological study of anatomical relationships. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, 83(4), 381-387.

Murphy, M.-M. y Seguchi, N. (2019). Digital model sample—Scanning and processing protocol. En N. Seguchi y B. Dudzik (Eds.), *3D Data Acquisition for Bioarchaeology, Forensic Anthropology, and Archaeology* (pp. 17-45). Elsevier.

Neiza, N. (2017). *Guía de práctica de anatomía ósea de la cabeza dirigida a estudiantes*. (Documento de docencia N° 39). Ediciones Universidad Cooperativa de Colombia.

Onwuchekwa, R. C. y Alazigha, N. (2017). Computed tomography anatomy of the paranasal sinuses and anatomical variants of clinical relevants in Nigerian adults. *Egyptian Journal of Ear, Nose, Throat and Allied Sciences*, 18(1), 31-38.

Öksüzler, F. Y., Polat, S., Öksüzler, M., Uygur, A. G. y Yücel, A. H. (2019). The Determination of Sphenoid Sinus Dimensions in Turkish Healthy Adult Subjects: An MRI Study. *International Journal of Morphology*, 37(1), 22-27.

Park, I. H., Song, J. S., Choi, H., Kim, T. H., Hoon, S., Lee, S. H. y Lee, H. M. (2010). Volumetric study in the development of paranasal sinuses by CT imaging in Asian: A Pilot study. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 74(12), 1347-1350.

Pomidor, B. J., Makedonska, J. y Slice, D. E. (2016). A Landmark-Free Method for Three-Dimensional Shape Analysis. *PLOS ONE*, 11(3), e0150368.

Porto, A., Rolfe, S. y Maga, A. M. (2021). ALPACA: A fast and accurate computer vision approach for automated landmarking of three dimensional biological structures. *Methods in Ecology and Evolution*, 12(11), 2129–2144.

Rajagopal, Thakar, S., Hegde, V., Aryan, S. y Hegde, A. S. (2020). Morphometric Alterations of the Sphenoid Ostium and other Landmarks in Acromegaly: Anatomical Considerations and Implications in Endoscopic Pituitary Surgery. *Neurology India*, 68(3), 578.

Ramos, B. C., Manzi, F. R. y Vespasiano, A. I. (2021). Volumetric and linear evaluation of the sphenoidal sinus of a Brazilian population, in cone beam computed tomography. *Journal of Forensic and Legal Medicine*, 77, 1-5.

Robles, M., Carew, R. M., Morgan, R. M. y Rando, C. (2020a). A step-by-step method for producing 3D crania models from CT data. *Forensic Imaging*, 23, 1-8.

Robles, M., Morgan, R. M. y Rando, C. (2020b). A novel method for producing 3D models of paranasal sinuses for forensic anthropology applications. *Australian Journal of Forensic Sciences*, 53(6), 693-702.

Robles, M., Rando, C. y Morgan, R. M. (2020c). The utility of three-dimensional models of paranasal sinuses to establish age, sex, and ancestry across three modern populations: A preliminary study. *Australian Journal of Forensic Sciences*, 54(3), 326-345.

RStudio Team (2020). RStudio: Integrated Development for R. http://www.rstudio.com/.

Schlager, S., Jefferis, G. y Ian, D. (2022). Morpho: Calculations and Visualisations Related to Geometric Morphometrics. https://cran.r-project.org/web/packages/Morpho/index.html.

Seguchi, N. y Dudzik, B. (2019). 3D Data Acquisition for Bioarchaeology, Forensic Anthropology, and Archaeology. Elsevier, Academic Press.

Sevinc, O., Is, M., Barut, C. y Erdogan, A. (2014). Anatomic Variations of Sphenoid Sinus Pneumatization in a Sample of Turkish Population: MRI Study. *International Journal of Morphology*, 32(4), 1140-1143.

Sinha, A., Leonard, S., Reiter, A., Ishii, M., Taylor, R. H. y Hager, G. D. (2016). Automatic segmentation and statistical shape modeling of the paranasal sinuses to estimate natural variations. En M. A. Styner y E. D. Angelini (Eds.), *Proceedings from SPIE-the International Society for Optical Engineering* (Vol. 9784). NIH Public Access.

Souadih, K., Belaid, A., Ben Salem, D. y Conze, P.-H. (2019). Automatic forensic identification using 3D sphenoid sinus segmentation and deep characterization. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 58(2), 291–306.

Svintsytska, N. L. y Hryn, V. H. (2016). Morfofunctional structure of the skull: Study guide. Potalva.

Tan, H. K. K. y Ong, Y. K. (2007). Sphenoid sinus: An anatomic and endoscopic study in Asian cadavers. *Clinical Anatomy*, 20(7), 745–750.

Thermo Fisher Scientific. (2024a). Amira Software. https://www.thermofisher.com/at/en/home/electron-microscopy/products/ software-em-3d-vis/amira-software.html?SID=srch-srp-AMIRA

Thermo Fisher Scientific. (2024b). Avizo Software. https://www.thermofisher.com/at/en/home/electron-microscopy/products/ software-em-3d-vis/avizo-software.html?SID=srch-srp-AVIZO

Tingelhoff, K., Moral, A. I., Kunkel, M. E., Rilk, M., Wagner, I., Eichhorn, K. W. G., Wahl, F. M. y Bootz, F. (2007). Comparison between Manual and Semi-automatic Segmentation of Nasal Cavity and Paranasal Sinuses from CT Images. *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 5505–5508.

Treviño-Gonzalez, J. L., Maldonado-Chapa, F., Becerra-Jimenez, J. A., Soto-Galindo, G. A. y Angel, J. A. M. (2021). Sphenoid Sinus: Pneumatization and Septation Patterns in a Hispanic Population. *Journal of Oto-Rhino-Laryngology*, 83(5), 362–371.

Virzì, A., Muller, C. O., Marret, J.-B., Mille, E., Berteloot, L., Grévent, D., Boddaert, N., Gori, P., Sarnacki, S. y Bloch, I. (2020). Comprehensive Review of 3D Segmentation Software Tools for MRI Usable for Pelvic Surgery Planning. *Journal of Digital Imaging*, 33(1), 99–110.

Wang, J., Bidari, S., Inoue, K., Yang, H. y Rhoton, A. (2010). Extensions of the Sphenoid Sinus: A New Classification. *Neurosurgery*, 66(4), 797-816.

Watanabe, A. (2018). How many landmarks are enough to characterize shape and size variation? PLoS ONE, 13(6), 1-17.

Wu, H., Zhu, L., Yuan, H. y Hou, C. (2010). Surgical measurement to sphenoid sinus for the Chinese in Asia based on CT using sagittal reconstruction images. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 268(2), 241–246.

Wu, P., Zeng, H., Tan, X., Ouyang, J. y Zhong, S. (2015). A novel method to locate intracranial anatomic landmarks of sella using three-dimensional computed tomography reconstruction images for endoscopic endonasal transsphenoidal surgery. *Journal of Craniofacial Surgery*, 26(7), 2184–2186.

Yushkevich, P. A., Piven, J., Hazlett, H. C., Smith, R. G., Ho, S., Gee, J. C. y Gerig, G. (2006). User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage*, 31(3), 1116-1128.

Zelditch, M. L., Swiderski, D. L. y Sheets, H. D. (2012). *Geometric Morphometrics for Biologists: A Primer*: Elsevier, Academic Press.

Zhu, L., Kukko, A., Virtanen, J., Hyyppä, J., Kaartinen, H., Hyyppä, H. y Turppa, T. (2019). Multisource Point Clouds, Point Simplification and Surface Reconstruction. *Remote Sensing*, 11(22), 1-23.

Capítulo 8



Generación y reconstrucción de modelos craneofaciales 3D por fotogrametría con aplicaciones forenses

Sevillano Oriola Laia^{1,2}, Arratibel Arratibel Mireya^{1,2}, Armentano Oller Núria^{1,3}, Martínez Abadías Neus²

Departament de Biologia Animal, de Biologia Vegetal i d'Ecologia, Universitat Autònoma de Barcelona.
Departament de Biologia Evolutiva, Ecologia i Ciències Ambientals, Facultat de Biologia, Universitat de Barcelona.
Laboratori de Paleopatologia, Museu d'Arqueologia de Catalunya

Resumen

El estudio de los restos osteoarqueológicos son de gran utilidad para el estudio de la evolución y las poblaciones humanas. Sin embargo, la fragmentación y la deformación tafonómica de los restos conllevan una gran limitación. En el caso del cráneo, dada su frágil y compleja estructura, la pérdida de su morfología original obstaculiza el proceso antropométrico y la creación del perfil biológico. Las técnicas virtuales, a partir de la generación y restauración de modelos tridimensionales, pueden optimizar la información inferida a partir de restos óseos fragmentados. En este capítulo reportamos, paso a paso, un protocolo basado en metodologías de fotogrametría 3D de bajo coste para realizar estudios forenses de restos craneales. Este protocolo se ha aplicado a cinco cráneos y mandíbulas de esqueletos exhumados en fosas de la Guerra Civil Española, generando modelos 3D de alta calidad, tanto de cráneos completos como de fragmentos óseos. Los modelos de fragmentos craneales y mandibulares se ensamblaron virtualmente, permitiendo la articulación de los fragmentos conservados sin pérdida anatómica. Los restos craneales que presentaban deformación fueron parcialmente restaurados mediante la creación de su imagen especular. Finalmente, se obtuvieron medidas craneométricas virtuales y se compararon con las medidas craneométricas tradicionales tomadas en hueso seco. Los resultados indicaron una elevada correlación entre medidas, así como un menor error intra-observador en la toma de medidas virtuales. En conclusión, los resultados confirmaron que los modelos virtuales generados y escalados por fotogrametría son adecuados y que pueden ser de gran utilidad para compartir datos y desarrollar futuras aplicaciones forenses.

Palabras clave: fotogrametría, modelos 3D, variación craneofacial, ensamblaje, restauración, craneometría.

Abstract

The study of osteoarcheological remains are of great use for the study of human evolution and populations. However, the fragmentation and taphonomic deformation of the remains entail a great limitation. In the case of the skull, given its fragile and complex structure, the loss of its original morphology hinders the anthropometric process and the creation of the biological profile. Virtual techniques, based on the generation and restoration of three-dimensional models, can optimize the information inferred from fragmented bone remains. In this chapter we report, step by step, a protocol based on low-cost 3D photogrammetry methodologies to carry out forensic studies of cranial remains. This protocol has been applied to five crania and jaws of skeletons exhumed in graves from the Spanish Civil War, generating high-quality 3D models of both complete skulls and bone fragments. The cranial and mandibular fragment models were virtually assembled, allowing articulation of the preserved fragments without anatomical loss. The cranial remains that presented deformation were partially restored by creating their mirror image. Finally, virtual craniometric measurements were obtained and compared with traditional craniometric measurements taken on dry bone. The results indicated a high correlation between measurements, as well as a lower intra-observer error in taking virtual measurements. In conclusion, the results confirmed that the virtual models generated and scaled by photogrammetry are adequate and that they can be very useful for sharing data and developing future forensic applications.

Keywords: photogrammetry, 3D models, craniofacial variation, assembly, restoration, craniometry

Introducción

En el estudio de la evolución y la variación humana (Ulijaszek, 2013), los restos esqueléticos son un valioso recurso (Little y Sussman, 2010). Los vestigios osteológicos mantienen información sobre la vida y la muerte de los individuos, permitiendo investigar su sexo, edad, altura, dieta y estilo de vida, así como las heridas y enfermedades sufridas a lo largo de la vida, y hasta las circunstancias vinculadas con el momento de morir. Así, los huesos proporcionan información instrumental para la elaboración del perfil biológico del individuo y de su estilo de vida (Buikstra y Ubelaker, 1994). Estos datos son fundamentales para entender los depósitos antropológicos de contextos histórico-arqueológicos, e imprescindibles para llegar a una eventual identificación de los restos osteológicos en contextos forenses.

Aun así, el estudio osteoarqueológico conlleva una gran limitación, y es que los restos esqueléticos son frágiles y tienden a fragmentarse. Estos vestigios, de carácter arqueológico y forense, fácilmente pueden resultar dañados a través del tiempo, fracturándose y desfigurándose bajo la acción de diferentes procesos y agentes tafonómicos (Lyman, 2010; Ribeiro et al., 2020). En el caso del cráneo, dado su volumen y su compleja y delicada estructura, la pérdida de su estado y morfología original obstaculiza el proceso antropométrico y la creación del perfil biológico, añadiendo error a los datos obtenidos (Buikstra y Ubelaker, 1994).

Cuando los restos craneales se hallan en estado fragmentario, la práctica rutinaria en el laboratorio de antropología forense consiste en la reconstrucción de los restos, pegando los huesos fragmentados en concordancia anatómica para después poder medir y analizar los restos (Buikstra y Ubelaker, 1994; Stephens y Heglar, 1989). Este proceso de reconstrucción/restauración de los elementos esqueléticos puede resultar largo y tedioso, especialmente cuando se trata del cráneo, ya que requiere de mucha dedicación, delicadeza, experiencia y previo conocimiento de cómo armar los huesos. Incluso cumpliendo con estos requisitos, puede que no todos los fragmentos de hueso se hayan preservado o que se produzcan confusiones a la hora de articular los fragmentos, impidiendo reconstruir con exactitud la configuración anatómica original. Una vez reconstruido el cráneo, se utilizan los métodos tradicionales de medición

(cintas métricas, mandibulómetros, calibres y compases) para recoger las medidas craneométricas. Con los datos obtenidos se realizan estimaciones de índices craneofaciales útiles comparar individuos y poblaciones (Buikstra y Ubelaker, 1994).

Antropología Virtual en contextos forenses y arqueológicos

La antropología virtual es una alternativa a la metodología antropológica tradicional que permite optimizar la reconstrucción y la creación de perfiles biológicos a partir de restos esqueléticos. Se trata de una metodología multidisciplinar para crear modelos 3D de huesos humanos y poder analizar después su morfología en tres dimensiones (Weber, 2014). Esta metodología permite obtener los datos de forma rápida y precisa, evitando la manipulación de material, que es de naturaleza frágil. Además, los métodos virtuales permiten compartir los modelos 3D generados con gran facilidad, lo que conlleva una mayor reproducibilidad de los análisis y un mayor potencial de uso de los restos en diferentes investigaciones (Weber, 2014).

En los últimos años, la tecnología más utilizada para generar modelos 3D ha sido la Tomografía Computada (*Computed Tomography*, CT). Los restos osteológicos son escaneados con esta metodología basada en rayos X y a partir de imágenes seriadas en las secciones coronal, sagital y transversal se pueden crear modelos 3D (Jani et al., 2020). A partir de escáneres CT se generan modelos 3D que pueden ser de gran calidad, permitiendo reconstruir tanto las estructuras internas y externas de los restos óseos con elevada resolución. Sin embargo, estas técnicas requieren de equipamiento específico y personal especializado, lo que conlleva elevados costes económicos (Collings y Brown, 2020).

Una opción más asequible es la fotogrametría. Esta técnica permite, partir de la superposición de fotografías digitales 2D tomadas sobre el mismo objeto desde diferentes ángulos, la creación de modelos 3D de la superficie externa de los objetos (Garvin y Stock, 2016; Morgan et al., 2019). Estos modelos 3D ofrecen una representación precisa de la forma y medidas del objeto escaneado, pudiendo reproducir estructuras anatómicas con gran detalle (Katz y Friess, 2014).

El objetivo del presente trabajo consiste en reportar, paso a paso, el protocolo de fotogrametría utilizado en el artículo de Sevillano Oriola y colaboradores (2022) para el escaneado de cráneos enteros y fragmentados, así como la reconstrucción y optimización de los modelos craneales 3D. En este capítulo se explica y se ofrecen ejemplos de cómo aplicando esta técnica a cráneos humanos, se puede realizar el ensamblaje de fragmentos craneales en concordancia anatómica y crear modelos 3D. A partir de estos modelos, se pueden aplicar técnicas de imagen virtual para restaurar los restos esqueléticos y proceder a la toma de medidas de craneometría virtual.

Los modelos 3D resultantes facilitan el análisis de los restos, evitando alterar la frágil estructura de los huesos, y permitiendo reproducir los resultados a mayor escala, ya que los modelos reproducidos, siguiendo un proceso homogéneo, permitirán en el futuro que puedan ser comparados con otros restos y entre diferentes investigadores, con múltiples aplicaciones forenses.

Materiales

Elementos osteológicos analizados

Para validar y aplicar este protocolo se escanearon cinco cráneos y mandíbulas de esqueletos procedentes de los trabajos de exhumación de dos fosas de la Guerra Civil Española en Cataluña (Sevillano Oriola et al., 2022). Los restos utilizados corresponden a esqueletos no identificados, que están en fase final de estudio y depósito en las dependencias de la *Universitat Autònoma de Barcelona*. La exploración realizada no supuso, en ningún caso, la dilatación del proceso de análisis y/o custodia de los elementos.

Métodos y Resultados

Construcción y restauración de modelos craneales 3D por fotogrametría

El equipo básico necesario para la creación de modelos 3D de cráneos mediante técnicas de fotogrametría consiste, simplemente, en una cámara digital DLRS (del inglés, *Digital Single Lens Flex*), un trípode, una lámpara de luz fría para poder obtener una fuente de luz constante, y un programa de procesamiento de fotogrametría, que puede ser libre (ver Capítulo 7) o con licencia. Para agilizar y protocolarizar el proceso, es recomendable el uso de una plataforma giratoria que pueda conectarse con la cámara.

En este trabajo se usó una cámara Nikon D3300 con el objetivo AF-P NIKKOR 18-55 mm, la plataforma giratoria Foldio360 de Orangemonkie®, y una licencia profesional del programa de fotogrametría Agisoft Metashape (Agisoft Metashape, 2020). Para la obtención de imágenes, se siguió la configuración de cámara descrita en la Tabla 1. El objetivo de la cámara se fijó con una cinta adhesiva para asegurarse que el zoom no variara entre foto y foto, ya que esta variable debe mantenerse estable durante toda la toma de fotografías. Otra condición necesaria es el uso de un fondo homogéneo, por lo que se recomienda que pared y suelo sean blancos, por ejemplo, colocando una tela o una cartulina de dimensiones suficientes (Figura 1).

Cabe mencionar que la configuración detallada en la Tabla 1 es específica para el modelo de cámara y las condiciones lumínicas utilizadas en el momento. Como estas condiciones pueden variar, se recomienda realizar algunas pruebas antes de empezar el proceso fotográfico. Para ello recomendamos hacer una primera serie de fotografías con la configuración mencionada en la Tabla 1 y realizar una primera reconstrucción de baja calidad para obtener resultados de forma rápida. Observando el nivel de detalle obtenido en la superficie del modelo 3D creado, se puede decidir si es necesario o no ajustar los parámetros de la cámara para mejorar los resultados de la reconstrucción. Acorde a los resultados obtenidos, se pueden modificar tanto la apertura como el ISO de la cámara; por ejemplo, incrementando el valor de apertura a f16 en caso de luz insuficiente. Con ello adaptaremos la cantidad de luz detectada por la cámara. Puede ocurrir que las fotografías resulten algo oscuras, pero mientras el modelo refleje la superficie con detalle, el color o la luminosidad de la reproducción se puede modificar después del proceso de reconstrucción.

Tabla 1	Configuración de la cámara. Los valores de Apertura (<i>f stop</i>) como los de ISO pueden modificarse para adaptarse a las especificaciones técnicas de cada cámara, y optimizar la toma de datos en función del objeto y las condiciones lumínicas del entorno.		
,	Velocidad de obturación	Exposición rápida, 1/4	
Apertura (F stop)		Valores altos, f10	
ISO		Valores bajos, 100	
Modo de enfoque		Single servo (S mode)	
Autorrotación		Desactivado	
Estabilización óptica / reducción de vibraciones del objetivo		Desactivado	
	Formato de imagen	JPEG	

Para generar un modelo 3D completo y sin reconstruir el fondo o la plataforma giratoria, es indispensable tomar fotografías del cráneo en dos posiciones diferentes. En nuestro caso, los cráneos se

colocaron primero en una posición anatómica, apoyados sobre la base craneal, para la primera ronda de imágenes; y verticalmente apoyados sobre el occipital para la segunda ronda de imágenes (Figura 1). Si el cráneo no puede mantenerse en una de estas posiciones debido a la fragmentación o a la fragilidad de los restos, se puede colocar lateralmente sobre uno de los temporales. En ambas posiciones del cráneo, es recomendable tomar fotografías con la cámara desde diferentes ángulos y, en la medida de lo posible, sin fotografiar la plataforma giratoria. De esta forma, se intenta capturar toda la superficie y tener puntos coincidentes y con solapamiento entre fotos sucesivas.

Se tomaron series de fotografías con la cámara posicionada respecto al cráneo en 0°, 10° y 20° en vertical. Para capturar la compleja morfología del cráneo, se recomienda tomar fotos cada 10° mientras gira el cráneo, tomando así 36 fotos en cada vuelta (Figura 1). Es importante colocar una escala en al menos dos tomas de fotografías, de modo que exista una referencia métrica en la reconstrucción para su escalado posterior.



Figura 1. Esquema (A) y representación (B) de la posición de la cámara, trípode, plataforma giratoria y cráneo para la toma de fotografías para fotogrametría.

Esta metodología puede usarse tanto para cráneos enteros y bien conservados, como para fragmentos craneales. Los fragmentos más grandes y estables se colocaron sobre un soporte circular encima de la plataforma giratoria (Figura 1, 2). Para los fragmentos óseos más pequeños e inestables resultó de utilidad colocarlos de forma más estable con la ayuda de pinzas o pequeños soportes circulares, que en pasos posteriores de la reconstrucción son eliminados (Figura 2). Para cada fragmento, especialmente los pequeños, se valoró si en 4 tomas (dos ángulos por cada posición del fragmento) se lograba capturar la morfología completa de la estructura escaneada. De esta manera se redujo el número de fotografías y, consecuentemente, el tiempo de procesamiento. En general, para cada cráneo o fragmento se obtuvieron entre 150 y 210 fotografías aproximadamente.

Una vez tomadas las fotografías, el primer paso de la reconstrucción fotogramétrica consistió en alinear las imágenes tomadas sobre cada cráneo o fragmento. Siguiendo nuestro protocolo, primero se alinearon las fotografías con la precisión más baja para comprobar si las imágenes se habían tomado correctamente y permitían reconstruir el hueso en 3D. Con esta primera alineación aparece una nube de puntos a partir de la cual se intuye la forma del resto esquelético escaneado, así como un conjunto de círculos que representan la posición de las cámaras en cada fotografía alineada (Figura 3a). Si el proceso fotográfico se ha realizado correctamente, se representan tantos círculos como series de fotografías se han realizado durante el escaneo y la nube de puntos refleja a grandes rasgos la forma de la estructura escaneada (Figura 3a). Si el proceso fotográfico no se realiza de manera adecuada, el programa no detecta correctamente el objeto fotografiado, impidiendo la alineación y la reconstrucción 3D (Figura 3b).







Figura 3. Resultados de (A) una alineación de menor precisión correcta, y (B) de una alineación incorrecta. En el centro se representa la nube de puntos coincidentes entre fotografías, en base a la que se reconstruirá el modelo 3D del cráneo en los siguientes pasos del protocolo. Alrededor de estos puntos están representadas todas las fotografías usadas para la alineación. de la colocación del cráneo o fragmento óseo sobre la plataforma giratoria.

186

Los parámetros utilizados para realizar el alineamiento básico fueron los siguientes:

- Generic preselection
- Key point limit: 40,000
- Tie point limit: 4,000
- Guided image matching
- Adaptative camera model fitting

Una vez verificado que el conjunto de imágenes era correcto (Figura 3), se ejecutó la alineación de mayor precisión utilizando la misma configuración, pero añadiendo los siguientes parámetros: *reference preselection* y *reset current alignment*. Es posible que Metashape no reconozca todas imágenes en la alineación de menor precisión. Sin embargo, ejecutando el mismo conjunto de imágenes con mayor resolución se debería obtener el resultado óptimo (Figura 4A).

Después del alineamiento, es recomendable optimizarlo y borrar los puntos de baja calidad. El proceso de eliminar puntos es destructivo, por lo que cada vez que se eliminan puntos la opción deshacer sólo puede recuperar los últimos puntos eliminados. Es importante guardar el modelo con el alineamiento antes de empezar la optimización. A continuación, se relacionan los pasos que se siguieron para la optimización de los modelos 3D utilizando el programa Metashape:

- Model Gradual Selection Reconstruction uncertainty: se seleccionó el nivel 20 y se borraron los puntos seleccionados haciendo clic en el botón de la cruz. Si para este paso se borraron más del 50% de los puntos del modelo, se deshizo esta acción y se seleccionó primero un nivel más alto de incertidumbre.
- 2. *Model Gradual Selection Projection accuracy*: se seleccionó el nivel 4. Se eliminaron los puntos seleccionados haciendo clic en el botón de la cruz. Si se borraron más del 50% de los puntos del modelo, se deshizo esta acción y se seleccionó primero un nivel más alto de precisión.
- Model Gradual Selection Reprojection error: se seleccionó el nivel 0,3 y se eliminaron los puntos seleccionados haciendo clic en el botón que representa una cruz. Si con esta acción se borraron más del 10% de los puntos del modelo, se deshizo esta acción y se seleccionó primero un nivel más alto de error.

Para cada uno de los pasos anteriores es importante optimizar las cámaras seleccionando *Optimize cameras*, manteniendo las opciones pre-seleccionadas por el software y añadiendo *Estimate tie point co-variance*.

Una vez optimizado, el siguiente paso fue crear una *Dense Cloud*, o nube densa de puntos (Figura 4B), con los siguientes parámetros:

- high quality.
- *mild Depth filtering.*
- calculate point colors and point confidence.

La limpieza de la nube densa es necesaria para eliminar objetos no deseados en la malla final (Figura 4C). Los soportes circulares o las pinzas utilizadas como sujeción del cráneo o fragmento se reconstruyeron con mayor o menor medida, y se requirió una limpieza manual. Filtrando los puntos de confianza más bajos (utilizando la herramienta *Tools – Filter by Point Confidence* de Metashape) fue más fácil eliminar los puntos no deseados. También resultó de utilidad filtrar por color de punto (*Tools – Filter by Point Colour*) si los puntos a eliminar tenían colores diferentes respecto al objeto deseado. La selección

manual de puntos también es una opción para eliminar puntos no deseados, marcándolos con la selección de rectángulo o la selección de forma libre.

Una vez la nube densa estuvo limpia de puntos no deseados, se compactó (*Tools – Dense Cloud – Compact Dense Cloud*) y se creó la *mesh* o malla 3D (Figura 4D), siguiendo los siguientes parámetros:

- *dense cloud as source data*
- high quality
- surface type as Arbitrary 3D
- enabled interpolation
- calculate vertex colors

Cuando se obtuvo la malla 3D, el siguiente paso consistió en escalar el modelo virtual (Figura 4E). Para ello se añadieron dos marcadores en dos puntos de la escala reconstruida (botón derecho – *add marker*). En *Reference*, se seleccionaron los dos marcadores y se creó una escala (botón derecho – *create scale bar*), donde se indicó la distancia real en milímetros entre esos dos puntos. El último paso fue la exportación del modelo en formato PLY, seleccionando la opción *vertex colors* (Figura 4F).



Figura 4. Resultados de los pasos de fotogrametría: (A) Alineación de imágenes; (B) Generación de la nube densa; (C) Limpieza manual de reconstrucciones indeseadas; (D) Creación de la malla; (E) Escalado; y (F) Resultado final del modelo 3D.

El resultado de la fotogrametría siguiendo este protocolo fueron modelos 3D de alta calidad (Figura 5).

Ensamblaje de fragmentos craneales

En el caso de tener modelos 3D de fragmentos craneales, se ensamblaron los diferentes fragmentos para obtener un único modelo 3D reconstruido. El ensamblaje virtual de fragmentos se realizó utilizando el programa Amira 2019.2 (Thermo Fisher Scientific, 2019). Otros programas de libre acceso, como 3DSlicer (Fedorov et al., 2012), se podrían utilizar para realizar este proceso. Para ensamblar los

diferentes fragmentos óseos, se fueron articulando los fragmentos de dos en dos. Para unir con precisión los fragmentos en un espacio tridimensional, este protocolo requirió que los dos fragmentos mantuvieran concordancia anatómica, por lo que, si se había producido pérdida ósea entre los márgenes de los fragmentos, difícilmente se pudieron ensamblar correctamente.



Figura 5. Fotografías digitales 2D de: (A) los elementos craneales y mandibulares, y (B) sus respectivos modelos 3D.

Los modelos 3D que representaban fragmentos adyacentes se evaluaron minuciosamente para poder distinguir los márgenes de unión en cada uno de los fragmentos. Se ubicaron un mínimo de cinco pares de puntos anatómicos con correspondencia anatómica a lo largo de los márgenes de fractura de cada fragmento, en al menos dos planos diferentes (Figura 6). Los pasos para seguir fueron los siguientes:

- 1. Se dividió la pantalla de visualización en dos, colocando un fragmento a la izquierda y otro a la derecha.
- 2. Se usó la función Landmark 2-sets para seleccionar los pares de puntos anatómicos comunes, en Create Data Landmark 2-sets. Pulsando el botón de Landmark Editor (señalizado con una bandera roja) se pudieron seleccionar los pares de puntos anatómicos. Esta función permite seleccionar un mismo punto primero en un modelo y luego en el otro. Se recomienda empezar a colocar los pares de puntos anatómicos por el modelo de la izquierda, que es el que posteriormente se va a rotar para ensamblarse con el de la derecha (Figura 6A).
- 3. Una vez seleccionados todos los pares de puntos anatómicos deseados, se guardó la información pulsando de nuevo el botón de *Landmark Editor*.
- 4. A continuación, se realizó la transformación rígida del primer modelo para que se ensamblara con el segundo modelo basándose en los puntos anatómicos seleccionados como referencia. En el *Console* de Amira, que se encuentra en la ventana inferior a la ventana de visualización, se escribieron los siguientes comandos (Figura 6):
 - a. "Landmarks" computeRigidTransform 0 1
 - El resultado de aplicar este comando es un vector con los valores de la matriz de transformación rígida necesaria para ensamblar los dos fragmentos, que se copiaron y se utilizaron después en el siguiente comando:
 - b. "nombre-del-modelo.ply" setTransform valores obtenidos en la transformación rígida.
- 5. Al ejecutar los comandos anteriores, el primer modelo se transformó y se rotó de manera que se ensambló en los puntos anatómicos seleccionados con el segundo modelo. Esta transformación se aplicó al modelo 3D (*Transform Editor Apply Transform*), y se guardó en un nuevo archivo de formato PLY.



Figura 6. Detalles del programa Amira durante (A) la colocación de pares de puntos anatómicos, y (B) los comandos usados en el *Console*.

El resultado de este procedimiento fueron los modelos 3D originales de los fragmentos, pero con las coordenadas transformadas para quedar ensamblados y poder visualizarlos simultáneamente. Para la obtención de un solo modelo con los diferentes fragmentos unidos, se usó el programa de código abierto Blender (Community BO, 2018). Con el comando Control + J se unieron los modelos de los fragmentos y se exportó el resultado como un único modelo 3D.

Con este procedimiento se logró unir fragmentos craneales creados por fracturas *perimortem*, así como la articulación de los cráneos con sus respectivas mandíbulas (Figura 7). La articulación del cráneo y la mandíbula de cada individuo se hizo mediante el registro de coordenadas 3D de puntos anatómicos ubicados en el cóndilo mandibular y la fosa mandibular temporal, así como en las facetas de desgaste de los dientes cuando fue posible. Es preferible que, en este caso, alguno de los pares de puntos anatómicos sea en los dientes porque la articulación del cóndilo con el temporal tiene tejido blando, por lo que si solamente se tiene en cuenta esa articulación los modelos podrían quedar superpuestos en los dientes.

Con la aplicación de la metodología de ensamblaje se produce la pérdida de color y textura de los modelos 3D transformados. Esto implicó que en posteriores tratamientos de los modelos ensamblados no se pudo recuperar el color de los huesos originales, disminuyendo el valor cualitativo de dichos modelos, y dificultando levemente la selección de puntos anatómicos.

Restauración craneal mediante la creación de imagen especular

Como ya se ha comentado, existe la posibilidad de que los cráneos arqueológicos no estén completos, haya pérdida ósea de algún fragmento, o que los restos estén deformados, por lo que el ensamblaje a veces no puede resultar en un cráneo completo que refleje la anatomía original del individuo. En este caso, para mejorar la restauración de fragmentos craneales perdidos o deformados por efectos de tafonomía, usamos la simetría bilateral existente en el cráneo para restaurar los modelos craneales. Aunque en condiciones naturales los cráneos no son perfectamente simétricos y existen asimetrías propias de cada individuo (Bigoni et al., 2013), este método permite obtener una primera aproximación más completa del modelo 3D reconstruido.



Figura 7. Ensamblaje de dos fragmentos de mandíbula por fractura *perimortem* (A) y articulación de cráneo y mandíbula (B).

La técnica de la duplicación de una estructura mediante la creación de su imagen especular (en inglés *mirroring*) aplicada a modelos craneales se basa en la sustitución de la mitad craneal deformada por la mitad simétrica bien conservada. Para implementar esta técnica se usó el *software* Amira 2019.2 (Thermo Fisher Scientific, 2019).

En primer lugar, se realizó una inspección visual de la morfología del cráneo para seleccionar la mitad menos afectada por las fracturas y la deformación. Tras la evaluación morfológica, la mitad más deformada se eliminó manualmente siguiendo los siguientes pasos (Figura 8):

1. Con el cráneo en norma frontal en la ventana de visualización, se dibujó una línea en el plano sagital y se rodeó manualmente la mitad del cráneo que queríamos eliminar utilizando la herramienta *Surface View – Buffer – Draw*.

2. Se eliminó la parte seleccionada en *Surface View – Buffer – Remove*. Para guardar estos cambios se seleccionó *Surface View – Extract Surface – Apply*.



Figura 8. (A) Detalle del proceso de selección de la mitad del cráneo en Amira. En rojo se selecciona la mitad del modelo 3D que se va a descartar; (B) Modelo 3D como resultado de la selección del hemicráneo derecho.

Con los pasos anteriores se generó un segundo modelo con la mitad seleccionada, la cual invertimos siguiendo los siguientes pasos:

1. Con la herramienta T*ransform Editor – Manipulator – dialog* se cambió el factor de escalado, de 1 1 1 a 1 1 -1 y se aplicaron los cambios. Con estos cambios se generó la imagen especular de la mitad seleccionada, pero con las superficies externas e internas invertidas.

2. Para revertir las superficies, en la sección inferior a la ventana de visualización, el *Console*, se escribió el comando "*ExtractedSurface*" invertOrientation. Para guardar estos cambios se seleccionó *Surface View – Extract Surface – Apply*.

Estos pasos permitieron crear la imagen especular del modelo 3D inicial. Siguiendo el protocolo de ensamblaje virtual explicado anteriormente, se unieron las dos mitades. Se recomienda que la mitad creada por imagen especular sea el modelo que se transforme para ensamblarse con el cráneo original. Se seleccionaron un mínimo de nueve puntos con correspondencia anatómica entre ambos modelos hemicraneales. Los puntos de referencia sugeridos son puntos anatómicos ubicados sobre el plano sagital: Nasion, Nasioespinal, Glabela, Basion, Estafilion y Opistion. También se recomienda un punto de referencia ligeramente separado de la línea sagital, como la faceta articular del foramen magnum y el atlas. Una vez ensamblados los dos hemicráneos, se guardaron en dos archivos en formato PLY diferentes y se unieron mediante el *software* de código abierto Blender (Community BO, 2018).

Craneometría virtual

Para obtener medidas craneométricas a partir de los modelos craneales virtuales, se registraron las coordenadas cartesianas 3D de un conjunto de 63 puntos anatómicos (Buikstra y Ubelaker, 1994; Howells, 1973; Martin y Saller, 1957; Stephan y Simpson, 2008; White et al., 2011) sobre el cráneo y la mandíbula reconstruidos utilizando el software de código abierto 3DSlicer (Fedorov et al., 2012, Tabla 2, Figura 9). Para el registro de puntos anatómicos puede ser de ayuda mantener los modelos 3D con la textura original. En 3DSlicer existe la opción de que los modelos guardados directamente de Metashape muestren los colores de sus vóxels: en el módulo *Models* se selecciona el archivo y en *display – scalars – active scalars –* RGB, en *scalar range mode – Direct color mapping*. Los archivos modificados con el programa Amira no permiten mostrar los colores originales.

Tabla 2	Puntos craneométricos, incluidas la numeración, abreviación y definición. Los puntos anatómicos bilaterales se especifican con D/I (Derecha/Izquierda). Las definiciones se extraen de Martin y Saller (1957), excepto las siguientes: a = definidas por Howells (1973), b = definidas por Stephan y Simpson (2008), c = definidas por Buikstra y Ubelaker (1994), d = definidas por White et al. (2011), e = definidas por los autores.		
Número	Landmarks	Definición	
1	Glabela (G)	Punto medio anterior más saliente en la parte inferior del hueso frontal, en la cresta del arco, entre los arcos superciliares y por encima de la raíz nasal. En los adultos, la glabela suele representar el punto más anterior del hueso frontal.	
2	Nasion (N)	Intersección de las suturas naso-frontales en el plano medio.	
3 (D), 7 (I)	Maxilofrontal [(MF)	/I Intersección de la cresta lagrimal anterior con la sutura máxilo-frontal.	
4 (D), 8(I)	Zigo-orbital [(ZO)a	/I Intersección del margen orbital y la sutura cigomático-maxilar	
5 (D), 9 (I)	Ectoconquio E (EC)	/I Punto lateral de la órbita en la línea imaginaria que biseca transversalmente la órbita.	
6 (D), 10 (I)	Mid-supraorbital E (MSO) b	/I Punto en la superficie anterior del margen orbital superior, en la línea imaginaria que biseca verticalmente la órbita.	
11 (D), 12 (I)	Alar D/I (AL) c	Instrumentalmente determinado como el punto más lateral de la apertura nasal en un plano transversal.	
13	Nasoespinal (NS)	El punto donde una línea imaginaria trazada entre los puntos más inferiores de la abertura nasal cruza el plano medio. Este punto no está necesariamente en la punta de la espina nasal.	

14	Prostion (PR)	Punto medio entre los incisivos centrales en el margen más anterior del borde alveolar maxilar.
15 (D), 16 (I)	Zigion D/I (ZY)	Instrumentalmente determinado como el punto más lateral del arco cigomático.
17 (D), 18 (I)	Ectomolar D/I (ECM) d	Punto más lateral en la superficie exterior de los márgenes alveolares del maxilar, a menudo en la posición del segundo molar.
19	Oral (OL) d	Punto en el paladar donde una línea imaginaria tangente a los márgenes posteriores de los alvéolos del incisivo central cruza la línea media.
20 (D), 21 (I)	Endomolar D/I (EN) d	Punto más medial en la superficie interna del margen alveolar de la corona del segundo molar.
22	Alveolon (ALV)	Punto de la sutura interpalatina donde la línea trazada entre los extremos posteriores de las crestas alveolares cruza la línea media.
23	Estafílion (STA)	Punto medio de la línea tangente imaginaria de los puntos más anteriores del borde posterior de la lámina horizontal del palatino.
24 (D), 25 (I)	Frontotemporal D/I (FT)	Punto más anterior y medial de la línea temporal inferior, en el proceso cigomático del hueso frontal.
26 (D), 27 (I)	Coronal D/I (CO)	Punto más lateral de la sutura coronal.
28	Bregma (B)	Punto donde se unen las suturas sagital y coronal. Imposible de determinar en cráneos juveniles con fontanela anterior, o con obliteración completa de la sutura.
29	Lambda (L)	Punto donde se cruzan la sutura lambdoidea y la sutura sagital (en caso de obliteración o presencia de huesos wormianos, proyección de la dirección principal de dichas suturas).
30 (D), 31 (I)	Eurion D/I (EU)	Instrumentalmente determinado como el punto más lateral de la bóveda craneal, sobre el hueso parietal.
32 (D), 36 (I)	Asterion D/I (AST)	Punto donde se unen las suturas lambdoidea, parieto-mastoidea y occipito-mastoidea.
33 (D), 37 (I)	Porion D/I (PO)	Punto más superior en el margen superior del meato auditivo externo.
34 (D), 38 (I)	Mastoidal superior D/I (MSS)e	Proyección horizontal de Porion en el plano de Frankfort, en una línea que biseca verticalmente el proceso mastoideo.
35 (D), 39 (I)	Mastoidal D/I (MS)	El punto más inferior de la punta de la apófisis mastoidea.
40	Opistocráneo (OP)	Punto medio más posterior del hueso occipital, determinado instrumentalmente como la mayor longitud desde glabela. Por lo general, por encima de la protuberancia occipital externa.
41	Inion (I)	Punto medio entre los ápices de las líneas nucales superiores y en la base de la protuberancia occipital externa (no la punta de la protuberancia).
42	Opistion (O)	Punto medio de la superficie anterior del borde posterior del foramen magnum.
43	Basion (BA)	Basion abarca una pequeña región, en el plano medio en el borde más anterior del foramen magnum. Su posición como punto de referencia varía ligeramente dependiendo de la medida que se esté tomando. Puede ser el aspecto más posterior del borde anterior del foramen magnum o el punto medio más inferior del borde anterior del foramen magnum (como el que se usa para medir la altura del cráneo).
44 (D), 45 (I)	Foramen magnum lateral D/I (LFM) e	Instrumentalmente determinado como el punto más lateral del foramen magnum en una vista inferior.
46 (D), 61 (I)	Condilion lateral D/I (CDL)	Punto más lateral del cóndilo mandibular.
47 (D), 62 (I)	Condilion superior D/I (CS)d	Punto más superior del cóndilo mandibular.
48 (D), 63 (I)	Condilion posterior D/I (CDP)e	Punto más posterior del cóndilo mandibular.
49 (D), 59 (I)	R a m a mandibular anterior D/I (MRA)e	El punto más posterior en la superficie anterior de la rama mandibular; determinando instrumentalmente la anchura mínima de la rama mandibular.

ļ	50 (D), 60 (I)	Rama mandibular posterior D/I (MRP) e	El punto más anterior en la superficie posterior de la rama mandibular; determinando instrumentalmente la anchura mínima de la rama mandibular.
ŗ	51 (D), 58 (I)	Posterior- inferior mandibular D/I (PIM) e	Punto más posterior e inferior de la rama mandibular.
ţ	52 (D), 57 (I)	Gonion D/I (GO)	Punto en el margen redondeado del ángulo de la mandíbula, dividiendo dos líneas imaginarias, una siguiendo el margen vertical de la rama y otra siguiendo el margen horizontal del cuerpo de la mandíbula.
ļ	53 (D), 56 (I)	Inferior-anterior mandibular D/I (IAM) e	El punto más inferior y anterior del hemicuerpo derecho o izquierdo de la mandíbula.
	54	Gnation (GN) d	El punto más inferior de la línea media de la mandíbula.
	55	Infradental (ID) c	Punto medio en la punta superior del tabique entre los incisivos centrales mandibulares.

•••



Figura 9. Posicionamiento de puntos anatómicos. Los números corresponden a los puntos anatómicos descritos en la Tabla 2.

Las medidas lineales se calcularon como distancias euclídeas entre las coordenadas 3D de los dos puntos de referencia que definen el origen y el final de cada medida del cráneo (Tabla 3, Krogman y Iscan, 1986; Martin y Saller, 1957; Olivier, 1960). El ángulo mandibular se calculó como el coseno inverso entre el vector definido por el borde inferior del cuerpo mandibular y el vector definido por el borde posterior de la rama mandibular. La longitud del cuerpo mandibular se calculó como la distancia lineal entre Gnation y un punto medio entre los Gonion derecho e izquierdo.

Tabla 3	Medidas	craneométricas tor	nadas en antropología tradicional y virtual, incluyendo los puntos usados para calcular cada medida.
Medi	da	Puntos anatómicos	Definición
Longitud craneal máxima		G-OP	Distancia entre la glabela (G) y el opistocráneo (OP) en el plano medio sagital, medida en línea recta.
Longitud de crán	la base del eo	N-BA	Distancia directa de nasion (N) a basion (BA).
Anchura cran	eal máxima	EU-EU	Anchura máxima del cráneo perpendicular al plano medio sagital dondequiera que se encuentre, con excepción de las líneas temporales inferiores y el área que las rodea inmediatamente.
Anchura fron	tal mínimo	FT-FT	Distancia directa entre los dos frontotemporales (FT).
Anchura from	tal máximo	CO-CO	Distancia directa entre los dos coronales (CO).
Anchura b	iastérica	AST-AST	Distancia directa entre los dos asterion (AST).
Altura crane	al máxima	BA-B	Distancia directa desde el punto más bajo del margen anterior del foramen magnum (BA), hasta bregma (B).
Altura au	ricular	PO-B	Distancia directa de porion (PO) a bregma (B).
Longitud de occip	l foramen ital	BA-O	Distancia directa de basion (BA) a opistion (O).
Anchura de occip	l foramen ital	LFM-LFM	Distancia entre los márgenes laterales del foramen magnum en los puntos de mayor curvatura lateral.
Cuerda sag	ital total	N-O	Distancia directa de nasion (N) a opistion (O) tomada en el plano medio sagital.
Cuerda sagi	tal frontal	N-B	Distancia directa de nasion (N) a bregma (B) tomada en el plano medio sagital.
Cuerda sagit	al parietal	B-L	Distancia directa de bregma (B) a lambda (L) tomada en el plano medio sagital.
Cuerda sagit	al occipital	L-O	Distancia directa de lambda (L) a opistion (O) tomada en el plano medio sagital.
Cuerda sagital occipital escamosa		L-I	Distancia directa de lambda (I) a inion (i) tomada en el plano medio sagital.
Cuerda tra	nsversal	PO-PO	Distancia directa entre los dos porions (PO).
Longitud m	astoidea	MS-MSS	Proyección vertical del proceso mastoideo por debajo y perpendicular al plano ojo-oído (Frankfort).
Longitud d	e la cara	BA-PR	Distancia directa de basion (BA) a prostion (PR).
Anchura	facial	ZY-ZY	Amplitud máxima de la cara, tomada entre ambos zigion (ZY).
Altura fac	ial total	N-GN	Uniendo la mandíbula y el cráneo, la distancia directa entre gnathion (GN) y nasion (N).
Altura facia	l superior	N-PR	Distancia directa de nasion (N) a prosthion (PR).
Anchura orbital		MF-EC	Distancia directa de maxilofrontal (MF) a ectoconquio (EC).
Altura orbital		ZO-MSO	Distancia directa entre los márgenes orbitales superior e inferior, perpendicular a la anchura orbital.
Anchura interorbitaria		MF-MF	Distancia directa entre maxilofrontal derecho e izquierdo (MF).
Anchura biorbitaria		EC-EC	Distancia directa entre ectoconquio derecho e izquierdo (EC).
Altura nasal		N-NS	Distancia directa desde nasion (N) hasta el punto medio de una línea que conecta los puntos más bajos del margen inferior de las muescas nasales (NS).
Anchura	nasal	AL-AL	Anchura máxima de la apertura nasal (AL-AL).
Longitud maxiloalveolar PR-ALV		PR-ALV	Distancia directa de prostion (PR) a alveolon (ALV).
Anchura maxiloalveolar		ECM-ECM	Anchura máxima a través de los bordes alveolares del maxilar superior medida en las superficies laterales de los segundos molares superiores (ECM).

1	O	4	
	7	0	

		•••	
Longitud del paladar OL-STA		Distancia directa de oral (OL) a estafílion (STA).	
Anchura del paladar	EN-EN	Anchura del paladar entre los bordes mediales de los alvéolos de los segundos molares superiores (EN), alvéolos no incluidos.	
Anchura bicondílea	CDL-CDL	Distancia directa entre los puntos más laterales de los dos cóndilos mandibulares (CDL).	
Anchura bigonial GO-GO		Distancia directa entre gonion derecho e izquierdo (GO).	
Altura de la rama mandibular	GO-CS	Distancia directa desde el punto más alto del cóndilo mandibular (CS) al gonion (GO).	
Anchura mínima de la rama mandibular	MRA-MRP	La anchura mínima de la rama mandibular medida perpendicularmente a la altura de la rama.	
Longitud mandibular		Distancia des de la superficie anterior del mentón hasta un punto medio en la línea recta imaginaria que une los ángulos mandibular derecho e izquierdo.	
Angulo mandibular		Ángulo formado por el borde inferior del cuerpo y el borde posterior de la rama mandibular.	
Altura de la barbilla GN-ID		Distancia directa de infradental (ID) a gnation (GN).	

Para validar la craneometría virtual, se compararon las medidas estimadas con las medidas craneométricas obtenidas sobre los restos reconstruidos manualmente utilizando los métodos tradicionales en antropología biológica, utilizando un pie de rey, un calibre y un mandibulómetro. En los casos en los que la reconstrucción manual no era posible, no se tomaron dichas medidas.

Cada cráneo se midió tres veces utilizando tanto el método tradicional como el virtual, y los valores medios se utilizaron para los análisis posteriores. El error intraobservador para cada método se evaluó utilizando la Medición del error técnico (TEM, del inglés *Technical Error Measurement*), una medida del error producido cuando un solo objeto se mide en diferentes momentos (Harris y Smith, 2009). TEM se expresa en las mismas unidades que las utilizadas en la medida (en este caso mm) y se calcula con la siguiente fórmula,

$$TEM = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n} (\mathbf{x}_{1i} - \mathbf{x}_{2i})^{2}}{2n}}$$

donde x es un par de medidas tomadas en diferentes momentos y n es el número total de medidas. Teniendo en cuenta que en los estudios de antropología biológica se acepta un rango de error de hasta 2 mm en mediciones craneométricas (Stull et al., 2014), los valores de TEM por debajo de 2 mm no se consideraron significativos. La precisión en la adquisición de puntos en craneometría virtual se evaluó como la variación en la ubicación de los puntos anatómicos. Se calculó la desviación estándar (SD) promedio para cada coordenada de cada punto anatómico (Aldridge et al., 2005) y los valores de SD por debajo de 0.5 mm se consideraron como muy precisos. Los valores entre 0.5 mm y 1 mm se consideraron como precisos y los valores superiores a 1 mm se consideraron como poco precisos.

La comparación de las medidas craneométricas virtuales y tradicionales mostró un error intraobservador aceptable para ambas técnicas en todos los cráneos estudiados, con valores de medición del error técnico (TEM) generalmente inferiores a 1.5 mm (rango TEM en medidas tradicional: 0.99-3.02 mm; rango TEM en medidas virtuales: 0.64-0.8 mm). En un individuo se detectó un valor elevado de error en las mediciones tradicionales (TEM=3.02). Cuando se midió con la técnica virtual, el cráneo de este individuo presentó un error intra-observador significativamente menor (TEM=0.8 mm), mostrando un mejor desempeño de la craneometría virtual. En general, los puntos de referencia tridimensionales se colocaron con alta precisión, y el 81% de los puntos de referencia presentaban valores de SD inferiores a 0.5 mm. Las mediciones virtuales y tradicionales estaban altamente correlacionadas (rho de Spearman>0.99; p<0.001), a pesar de algunas excepciones. La concordancia entre las metodologías tradicional y virtual se evaluó mediante un análisis de correlación entre las medidas obtenidas con ambas técnicas en cada cráneo. La normalidad se evaluó con una prueba de Shapiro-Wilk y las variables no paramétricas se probaron mediante la correlación de Spearman. Los resultados del análisis de correlación muestran que ambos tipos de medidas mostraban una correlación muy elevada (Figura 10).

Aun así, la medida de longitud mandibular sistemáticamente presentó entre un 15% y un 25% de porcentaje de error entre su medición de forma tradicional en huesos secos y la medición virtual de sus respectivos modelos 3D. Por esta razón, se descartó la propuesta de medición virtual de esta variable.



Figura 10. Correlación de las medidas craniométricas tomadas con metodología tradicional y virtual.

Asimismo, se obtuvieron gráficos de Bland-Altman utilizando el paquete de R v4.1 BlandAltmanLeh (Lehnert, 2015; R Core Team, 2021) como una herramienta gráfica y estadística para la comparación de métodos (Bland y Altman, 1986). El eje X representa la medida del cráneo en mm, mientras que el eje Y indica la diferencia en mm de cada par de medidas tradicionales y virtuales. La línea de puntos central indica el valor medio de las diferencias entre ambas técnicas de medida, y las líneas superior e inferior indican los límites de concordancia (media ± 1.96 SD). Con excepción de la longitud mandibular, todas las medidas tomadas con técnicas tradicionales y virtuales se incluyeron en los análisis de Bland-Altman. Los gráficos de Bland-Altman muestran que la media de las diferencias entre las medidas virtuales y tradicionales oscila entre 0 y 1 mm (Figura 11). Los gráficos de Bland-Altman también mostraron un sesgo proporcional en las mediciones. Mientras que las medidas cortas (<100 mm) mostraron una tendencia a presentar valores por debajo de la línea media y alrededor de 0, las medidas largas (>100 mm) presentaron valores por encima de la línea media y mayor dispersión. Esto indicó que las medidas más cortas mostraron una mayor concordancia entre las técnicas virtuales y las tradicionales, mientras que se podían encontrar diferencias de hasta 3 o 4 milímetros en medidas más largas. En general, la comparación entre las mediciones tradicionales y virtuales confirmó que los modelos virtuales generados y escalados por fotogrametría son adecuados para aplicaciones forenses.

Discusión

El protocolo de fotogrametría presentado generó reconstrucciones de cráneos y mandíbulas de muy alta calidad en el caso de los restos completos y sin fracturas. En el caso de los restos fragmentados de mayor tamaño de la muestra arqueológica, también mostraron una representación de calidad excelente, mientras que los fragmentos de menor tamaño (como los huesos malares, maxilas y mandíbulas incompletas) alcanzaron una calidad significativa pero relativamente menor. Estas diferencias de calidad

podrían deberse a que los fragmentos pequeños se movían ligeramente al tomar las fotografías sobre la plataforma giratoria, o por falta de resolución de las fotografías. Según estudios previos, se pueden generar modelos 3D precisos de objetos pequeños utilizando protocolos de fotogrametría basados en imágenes macro, permitiendo la reconstrucción 3D de objetos con dimensiones del orden de unos pocos cm y midiendo detalles menores a 1 mm (Gallo et al., 2014).



Figura 11. Gráfico Bland-Altman con las medidas craneométricas tradicionales y virtuales de un mismo individuo. Modificado a partir de Sevillano Oriola et al. (2022).

En cuanto a nuestro protocolo de fotogrametría, hay que destacar que el proceso de obtención de fotos es totalmente dependiente de la cantidad y el tipo de luz que se utilice durante la toma de datos (Waltenberger et al., 2021), lo que puede generar variación de origen inter-observador en los resultados obtenidos. Aun así, observamos que la principal ventaja del uso de la antropología virtual es que facilita el acceso, intercambio y manipulación virtual de los modelos 3D, sin riesgo de dañar los restos arqueológicos (Jani et al., 2020; Weber, 2015). Además, en los casos en los que la reconstrucción manual no es factible porque los huesos son demasiado frágiles para ser manipulados, o los fragmentos craneales están deformados y no se pueden unir físicamente, los métodos virtuales pueden representar un gran valor añadido.

Nuestro proceso de escaneado es bastante rápido en comparación con lo descrito en trabajos anteriores (Fau et al., 2016), con una media de 15-20 minutos para la recolección de las fotografías por cada cráneo. El proceso de reconstrucción de los modelos 3D se ralentiza posteriormente, debido al tiempo necesario para la creación de una malla de alta calidad (Alidoost y Arefi, 2017; Lauria et al., 2022; Urbanová et al., 2015), que precisa alrededor de 4 horas con un ordenador con procesador potente. A pesar de este tiempo de espera, el proceso de obtención de modelos 3D es relativamente rápido si no se tienen que escanear muchos fragmentos de un mismo cráneo. Aunque la digitalización y el ensamblaje de fragmentos pequeños, como porciones fracturadas de dientes, pueden ser técnicamente factibles utilizando técnicas digitales (Johnson et al., 2022), a la práctica esta metodología puede no ser realmente efectiva considerando el tiempo y los recursos computacionales necesarios para escanear, reconstruir y ensamblar todos los fragmentos.

Otra limitación de la metodología de reconstrucción virtual es la necesidad de correspondencia anatómica entre los fragmentos óseos. Mientras que los huesos bien conservados se ensamblaron correctamente, los fragmentos con fracturas y pérdidas de materia ósea no pudieron ser articulados mediante esta metodología. También cabe destacar que los restos óseos pueden sufrir deformaciones debidos a procesos tafonómicos que también pueden dificultar la reconstrucción de los modelos (Gunz et al., 2009).

En antropología, como en otros ámbitos relacionados con el estudio de los cráneos, el *mirroring* o la creación de una imagen especular es una metodología comúnmente utilizada para generar modelos 3D simétricos (Gunz et al., 2009). Esta técnica se utiliza en muchos casos para obtener reproducciones

completas a partir de huesos fragmentados (Gall et al., 2016; Jani et al., 2020; Wagner et al., 2015). Sin embargo, esta metodología elimina los patrones asimétricos que muestran los cráneos de manera natural y que en ocasiones no son menores, especialmente en el caso de la cara (Lächler et al., 2020; Metzger et al., 2007). Así, las restauraciones o representaciones totalmente simétricas, como las propuestas en este estudio, presentan rango de mejora. Una técnica de restauración más sofisticada consiste en crear un modelo estadístico virtual (en inglés, *Statistical Shape Model*) (Gass et al., 2022). Esta técnica se utiliza actualmente en el ámbito médico para crear implantes y reparar fracturas óseas, y podría aplicarse en el futuro en la disciplina forense. Por ello, es necesario continuar investigando sobre las asimetrías del cráneo humano, conjuntamente con especialistas en restauración y profesionales de la medicina, para alcanzar reconstrucciones craneales que reflejen de forma aún más precisa la variación del cráneo humano.

Tras la reconstrucción virtual de los modelos 3D se pueden desarrollar multitud de aplicaciones de interés forense. Se pueden realizar diferentes análisis morfométricos, desde la medición de distancias lineares y angulares tradicionales para reconstruir el perfil biológico (Howells, 1973; Martin y Saller, 1957; Sevillano Oriola et al., 2022), hasta la aplicación de métodos más sofisticados de Morfometría Geométrica (MG). La MG es una herramienta para capturar y analizar la forma de los objetos a partir de análisis estadísticos multivariantes (Slice, 2007) que ha revolucionado la disciplina de la morfometría (Adams et al., 2004). En vez de diseccionar la forma de un objeto en un conjunto de medidas, permiten la preservación y representación de la geometría de un objeto a través de las coordenadas cartesianas de puntos registrados sobre la forma bajo estudio (Mitteroecker et al., 2005; Slice, 2007; Wiley et al., 2005). Así, las técnicas de MG son más robustas, capturan mejor la morfología en 3D y son capaces de detectar las diferencias más sutiles.

Estas técnicas pueden ser utilizadas para comparar grupos, poblaciones y especies, testando si existen diferencias morfológicas estadísticamente significativas entre ellas, y evaluar la covariación entre la morfología craneal y otros factores de interés, como el sexo, la edad y las variables ambientales (Bookstein, 1991; Dryden y Mardia, 1998; Howells, 1973; Klingenberg, 2010; Musilová et al., 2019; Slice y Ross, 2009). Los análisis basados en MG están cobrando protagonismo en la disciplina forense y en un futuro próximo se podrán aplicar para analizar el origen geográfico de los individuos a partir del estudio de la morfología del cráneo, cuyos patrones de variación reflejan la historia y dinámica de las poblaciones humanas (Bhopal, 2007; González-José et al., 2004; Harvati y Weaver, 2006; Relethford, 1994, 2001; Roseman, 2004).

Financiación

Esta investigación ha recibido financiación del Máster en Antropología Biológica de la Universitat Autònoma de Barcelona y de la Universitat de Barcelona y del Grup de Recerca Consolidat en Antropologia Biològica (GREAB, 2017 SGR 1630).

Referencias

Adams, D. C., Rohlf, F. J. y Slice, D. E. (2004). Geometric morphometrics: Ten years of progress following the 'revolution.' *Italian Journal of Zoology*, 71(1), 5–16.

Aldridge, K., Boyadjiev, S. A., Capone, G. T., DeLeon, V. B. y Richtsmeier, J. T. (2005). Precision and error of three-dimensional phenotypic measures acquired from 3dMD photogrammetric images. *American Journal of Medical Genetics Part A*, 138A(3), 247–253.

Alidoost, F. y Arefi, H. (2017). Comparison of uas-based photogrammetry software for 3d point cloud generation: a survey over a historical site. *ISPRS Annals of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences*, IV-4/W4, 55–61.

Bhopal, R. (2007). The beautiful skull and Blumenbach's errors: the birth of the scientific concept of race. *British Medical Journal*, 335, 1308–1319.

Bigoni, L., Krajíček, V., Sládek, V., Velemínský, P. y Velemínská, J. (2013). Skull shape asymmetry and the socioeconomic structure of an early medieval central european society. *American Journal of Physical Anthropology*, 150(3), 349–364.

Bland, J. M. y Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*, 327(8476), 307–310.

Bookstein, F. L. (1991). Morphometric Tools for Landmark Data: Geometry and Biology. Cambridge University Press.

Buikstra, J. y Ubelaker, D. (1994). *Standards for Data Collection from Human Skeletal Remains*. Arkansas Archaeological Survey Research Series, 44.

Collings, A. J. y Brown, K. (2020). Reconstruction and physical fit analysis of fragmented skeletal remains using 3D imaging and printing. *Forensic Science International: Reports*, 2, 100114.

Community, B. O. (2018). Blender - a 3D modelling and rendering package. http://www.blender.org

Dryden, I. y Mardia, K. (1998). Statistical Shape Analysis. Wiley.

Fau, M., Cornette, R. y Houssaye, A. (2016). Photogrammetry for 3D digitizing bones of mounted skeletons: Potential and limits. *Comptes Rendus Palevol*, 15(8), 968–977.

Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J. C., Pujol, S., ... y Kikinis, R. (2012). 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magnetic Resonance Imaging*, 30(9), 1323–1341.

Gall, M., Chen, X., Schmalstieg, D. y Egger, J. (2016). Computer-Aided Planning of Cranial 3D Implants. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 11(1), S241.

Gallo, A., Muzzupappa, M. y Bruno, F. (2014). 3D reconstruction of small sized objects from a sequence of multi-focused images. *Journal of Cultural Heritage*, 15(2), 173–182.

Garvin, H. M. y Stock, M. K. (2016). The Utility of Advanced Imaging in Forensic Anthropology. *Academic Forensic Pathology*, 6(3), 499–516.

Gass, M., Füßinger, M. A., Metzger, M. C., Schwarz, S., Bähr, J. D., Brandenburg, L. S., ... y Schlager, S. (2022). Virtual reconstruction of orbital floor defects using a statistical shape model. *Journal of Anatomy*, 240(2), 323–329.

González-José, R., Van Der Molen, S., González-Pérez, E. y Hernández, M. (2004). Patterns of phenotypic covariation and correlation in modern humans as viewed from morphological integration. *American Journal of Physical Anthropology*, 123(1), 69–77.

Gunz, P., Mitteroecker, P., Neubauer, S., Weber, G. W. y Bookstein, F. L. (2009). Principles for the virtual reconstruction of hominin crania. *Journal of Human Evolution*, 57(1), 48–62.

Harris, E. F. y Smith, R. N. (2009). Accounting for measurement error: A critical but often overlooked process. *Archives of Oral Biology*, 54(1), S107–S117.

Harvati, K. y Weaver, T. D. (2006). Human cranial anatomy and the differential preservation of population history and climate signatures. *The Anatomical Record Part A*, 288A(12), 1225–1233.

Howells, W. W. (1973). Cranial variation in man: A study by multivariate analysis of patterns of difference among recent human populations. Peabody Museum of American Archaeology and Ethnology, Harvard University.

Jani, G., Johnson, A., Parekh, U., Thompson, T. y Pandey, A. (2020). Effective approaches to three-dimensional digital reconstruction of fragmented human skeletal remains using laser surface scanning. *Forensic Science International: Synergy*, 2, 215–223.

Johnson, A., Jani, G., Garriga, J. A. y Pandey, A. (2022). Digital reconstruction of fragmented tooth remains in forensic context. *Forensic Sciences Research*, 7(1), 88–93.

Katz, D. y Friess, M. (2014). Technical note: 3D from standard digital photography of human crania - A preliminary assessment. *American Journal of Physical Anthropology*, 154(1), 152–158.

Klingenberg, C. P. (2010). MorphoJ: an integrated software package for geometric morphometrics. *Molecular Ecology Resources*, 11(2), 353–357.

Krogman, W. y Iscan, M. (1986). The Human Skeleton in Forensics Medicine. C. C. Thomas, Ed.

Lächler, S., Hirthammer, B. J. y Rösing, F. W. (2020). Quantifying the asymmetries of the human face. HOMO, 71(2), 91-99.

Lauria, G., Sineo, L. y Ficarra, S. (2022). A detailed method for creating digital 3D models of human crania: an example of close-range photogrammetry based on the use of Structure-from-Motion (SfM) in virtual anthropology. *Archaeological and Anthropological Sciences*, 14(3), 1–13.

Lehnert, B. (2015). BlandAltmanLeh: Plots (Slightly Extended) Bland-Altman Plots. https://CRAN.R-project.org/package=BlandAltmanLeh.

Little, M. A. y Sussman, R. W. (2010). History of Biological Anthropology. En C. S. Larsen (Ed.), *A Companion to Biological Anthropology* (pp. 13–38). Wiley-Blackwell.

Lyman, R. (2010). What Taphonomy Is, What it Isn't, and Why Taphonomists Should Care about the Difference. *Journal of Taphonomy*, 8(1), 1–16.

Martin, R. y Saller, K. (1957). Lehrbuch der Anthropologie. G. Fischer, Ed.

Metzger, M. C., Hohlweg-Majert, B., Schön, R., Teschner, M., Gellrich, N.-C., Schmelzeisen, R. y Gutwald, R. (2007). Verification of clinical precision after computer-aided reconstruction in craniomaxillofacial surgery. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 104(4), e1–e10.

Mitteroecker, P., Gunz, P. y Bookstein, F. L. (2005). Heterochrony and geometric morphometrics: a comparison of cranial growth in Pan paniscus versus Pan troglodytes. *Evolution and Development*, 7(3), 244–258.

Morgan, B., Ford, A. L. J. y Smith, M. J. (2019). Standard methods for creating digital skeletal models using structure-frommotion photogrammetry. *American Journal of Physical Anthropology*, 169(1), 152–160.

Musilová, B., Dupej, J., Brůžek, J., Bejdová, Š. y Velemínská, J. (2019). Sex and ancestry related differences between two Central European populations determined using exocranial meshes. *Forensic Science International*, 297, 364–369.

Olivier, G. (1960). Pratique Anthropologique. Vigot Frères, Ed.

R Core Team. (2021). R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing. https://www.R-project.org/.

Relethford, J. H. (1994). Craniometric variation among modern human populations. *American Journal of Physical Anthropology*, 95(1), 53–62.

Relethford, J. H. (2001). Global Analysis of Regional Differences in Craniometric Diversity and Population Substructure. *Human Biology*, 73(5), 629–636.

Ribeiro, P., Jordana, X., Scheirs, S., Ortega-Sánchez, M., Rodriguez-Baeza, A., McGlynn, H. y Galtés, I. (2020). Distinction between perimortem and postmortem fractures in human cranial bone. *International Journal of Legal Medicine*, 134(5), 1765–1774.

Roseman, C. C. (2004). Detecting interregionally diversifying natural selection on modern human cranial form by using matched molecular and morphometric data. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 101(35), 12824–12829.

Sevillano Oriola, L., Armentano Oller, N. y Martínez-Abadías, N. (2022). Virtual Anthropology: Forensic applications to cranial skeletal remains from the Spanish Civil War. *Forensic Science International*, 341, 111504.

Slice, D. E. (2007). Geometric morphometrics. Annual Review of Anthropology, 36, 261–281.

Slice, D. E. y Ross, A. (2009). *3D-ID: geometric morphometric classification of crania for forensice scientists*. http://www.3d-id.org/resources

Stephan, C. N. y Simpson, E. K. (2008). Facial Soft Tissue Depths in Craniofacial Identification (Part II): An Analytical Review of the Published Sub-Adult Data. *Journal of Forensic Sciences*, 53(6), 1273–1279.

Stephens, B. G. y Heglar, R. (1989). Use of Glue Gun in Forensic Anthropology and Pathologic Bone Reconstruction Cases. *Journal of Forensic Sciences*, 34(2), 454-457.

Stull, K. E., Tise, M. L., Ali, Z. y Fowler, D. R. (2014). Accuracy and reliability of measurements obtained from computed tomography 3D volume rendered images. *Forensic Science International*, 238, 133–140.

Thermo Fisher Scientific. (2019). Amira Software. www.thermofisher.com

Ulijaszek, S. (2013). Biological and Biocultural Anthropology. En C. Banwell, S. Ulijaszek y J. Dixon (Eds.), *When Culture Impacts Health: Global lessons for effective health research* (pp. 23–31). Elsevier.

Urbanová, P., Hejna, P. y Jurda, M. (2015). Testing photogrammetry-based techniques for three-dimensional surface documentation in forensic pathology. *Forensic Science International*, 250, 77–86.

Wagner, M. E. H., Lichtenstein, J. T., Winkelmann, M., Shin, H., Gellrich, N.-C. y Essig, H. (2015). Development and first clinical application of automated virtual reconstruction of unilateral midface defects. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 43(8), 1340–1347.

Waltenberger, L., Rebay-Salisbury, K. y Mitteroecker, P. (2021). Three dimensional surface scanning methods in osteology: A topographical and geometric morphometric comparison. *American Journal of Physical Anthropology*, 174(4), 846–858.

Weber, G. W. (2014). Another link between archaeology and anthropology: Virtual anthropology. *Digital Applications in Archaeology and Cultural Heritage*, 1(1), 3–11.

Weber, G. W. (2015). Virtual Anthropology. American Journal of Physical Anthropology, 156, 22-42.

White, T. D., Black, M. T. y Folkens, P. A. (2011). Human osteology: Third edition. Academic Press.

Wiley, D. F., Amenta, N., Alcantara, D. A., Ghosh, D., Kil, Y. J., Delson, E., ... y Hamann, B. (2005). Evolutionary morphing. VIS 05. *IEEE Visualization*, 431–438.

Capítulo 9



Senos frontales y su importancia en la identificación humana: comparación de dos *software* para segmentación

Ortiz Rodríguez Aidee Monserrat^{1,2}, Ortega Albor Joel Armando¹, Chávez Manuel Alfonso³

Escuela Nacional de Ciencias Forenses, Universidad Nacional Autónoma de México.
Instituto de Investigaciones Antropológicas, Universidad Nacional Autónoma de México.
Escuela de Sistemas Biológicos e Innovación Tecnológica, Universidad Autónoma Benito Juárez de Oaxaca.

Resumen

Este capítulo presenta algunos aspectos importantes sobre la comparación de *software* de reconstrucciones de senos frontales en tercera dimensión (Avizo y Slicer 3D), su utilidad y las ventajas y desventajas que tiene cada uno, y una pequeña guía o protocolo para realizar la segmentación o reconstrucción del seno frontal. Este capítulo también abarca generalidades de los senos frontales, como sus características y su importancia en la identificación humana dentro del ámbito forense. Finalmente se realiza una segmentación de los senos frontales del mismo individuo en los softwares comparados con distinto observador y los resultados son muy parecidos, es decir la biodistacia que existe entre ellos es muy parecida, lo que significa que existe homología entre las dos segmentaciones y que el cambio de software no tiene un punto negativo en la reconstrucción de las estructuras para comparación.

Palabras clave: fotogrametría, modelos 3D, variación craneofacial, ensamblaje, restauración, craneometría.

Abstract

This chapter presents some important aspects about the comparison of three-dimensional frontal sinus reconstruction software (Avizo and Slicer 3D), its usefulness, as well as the advantages and disadvantages of each one, and a small guide or protocol to carry out segmentation or reconstruction of the frontal sinus. This chapter also covers an overview of the frontal sinuses, such as their characteristics and their importance in human identification within the forensic field. Finally, a segmentation of the frontal sinuses of the same individual is performed in the software compared with a different observer and the results are very similar, that is, the biodistance that exists between them is very similar, which means that there is homology between the two segmentations and that the software change does not have a negative point in the reconstruction of the structures for comparison.

Keywords: photogrammetry, 3D models, craniofacial variation, assembly, restoration, craniometry

Introducción

El cráneo es la parte de la cabeza que protege al sistema nervioso central. Está dividida en dos porciones: el neurocráneo que es la caja ósea y contiene el encéfalo y el esplacnocráneo o viscerocráneo que aloja los órganos de los sentidos, protege la porción inicial del tubo digestivo y del aparato respiratorio, además de sostener la masticación (Latarjet y Ruiz, 2004; Velayos, 2007). El esplacnocráneo se delimita desde el borde inferior de las órbitas hasta la mandíbula, alberga los órganos de la visión, el olfato y el gusto; mientras que el neurocráneo comprende desde el hueso frontal hacia el posterior y protege el encéfalo, en tanto puede dividirse en base y bóveda craneal (Campos Varela, 2017). La cabeza ósea contiene un total de 22 huesos, estos se dividen en huesos del cráneo y huesos faciales (Tortora y Derrickson, 2010). El cráneo de un individuo está esencialmente constituido por ocho huesos, y ahí se encuentra el hueso frontal que es donde se encuentran los senos frontales (Campillo y Subirá, 2004; Latarjet y Ruiz, 2004).

La morfología craneal se usa ampliamente para reconstruir las relaciones evolutivas (léase Capítulo 1, sección "Aplicaciones de la antropología virtual en investigaciones sobre evolución y variación humana"), pero se ha cuestionado su confiabilidad para reflejar la filogenia y la historia de la población, sin embargo, se ha encontrado una gran oportunidad para utilizar como medio de identificación. Se cree que algunas regiones craneales, particularmente la cara y el neurocráneo, están influenciadas por el entorno y son propensas a la convergencia, desde entonces, durante los últimos 100 años, se han utilizado varios métodos para producir reconstrucciones con fines de identificación forense, así como con fines históricos o arqueológicos (Harvati y Weaver, 2006; Vanezis y Vanezis, 2000).

Las estructuras óseas inician su aparición luego de que se han desarrollado vasos, nervios y órganos (Di Leva et al., 2014). Los huesos del cráneo se empiezan a formar entre los días 23 y 26 de gestación, a partir de células mesenquimatosas que hacen parte del tejido conectivo embrionario (Campos Valera, 2017; Tubbs et al., 2012). Los huesos del techo (frontal, parietal, temporal y occipital interparietal) se osifican a partir de centros óseos que aparecen en la membrana de tejido conjuntivo entre la octava y novena semana (Raam et al., 2010). Es importante tener en cuenta el desarrollo embriológico de los huesos individuales que, en su totalidad o en parte, constituyen la bóveda craneal, por ejemplo, el hueso
frontal que se desarrolla en la membrana a partir de dos centros de osificación, uno a cada lado de la línea media. Los centros aparecen en la placa vertical por encima del arco orbitario al final de la octava semana fetal, para las 14 semanas, existe una formación ósea considerable tanto en la porción vertical como en la horizontal del hueso frontal, mientras que, a las 18 semanas, la osificación progresiva estrecha el espacio entre los márgenes mediales de los centros y continúa a un ritmo constante (Fuerte Bakor et al., 2011; Shapiro y Robinson, 1980).

Los senos paranasales son prolongaciones de la cavidad nasal y se presentan en los huesos frontal (Figura 1), esfenoides maxilar y etmoides. Están cubiertos por mucosas y se conectan con la cavidad nasal mediante orificios, se encuentran neumatizados y una de sus funciones principales es drenar dentro de la cavidad nasal (Suarez Nieto et al., 2007; Ward, 2006).



Figura 1. Senos frontales superpuestos sobre cráneo humano, imagen realizada en Avizo Fire.

Los senos frontales

Los senos frontales son extensiones neumatizadas de la porción respiratoria que se localizan en el hueso frontal. Se encuentran entre las tablas interna y externa de dicho hueso, por detrás de los arcos superciliares y el nasion. Regularmente están descritos como dos senos frontales, uno derecho y uno izquierdo, cada uno cumple la función de drenar a través de un conducto frontonasal en el infundíbulo, que se abre al hiato medio, también se ha descrito en la literatura que ayudan a la fonación, se han propuesto diversas posibles funciones como: contribuir a la resonancia de la voz, humidificar y calentar el aire inspirado, amortiguar traumas sobre la cara y el cuello, proveer aislamiento térmico al cerebro, contribuir al crecimiento facial y aligerar el cráneo y los huesos faciales (Shah et al., 2008). Sin embargo, la única función documentada es que los senos paranasales forman una infraestructura colapsable que ayuda a proteger al cerebro de traumatismos (Alonso Galan y Téllez Giron, 2016; Graney y Baker, 1993).

Se originan como evaginaciones de las fosas nasales, están recubiertos de una mucosa similar a la que hay en la cavidad nasal y está formada por epitelio columnar pseudoestratificado que contiene glándulas mucosas y serosas (Alonso Galán y Téllez Girón, 2016; Som et al., 2011), inician su desarrollo al segundo mes de vida intrauterina, en el periodo de transición entre embrión y feto, comenzando por las celdillas etmoidales anteriores y por el seno maxilar, pero al tercer o cuarto mes post-natal inicia su neumatización (Alonso Galán y Téllez Giron, 2016) son indistinguibles de las celdas etmoidales anteriores y crecen tan lentamente que no pueden ser identificados anatómicamente antes del año de edad. Después del cuarto año, comienzan a agrandarse y a la edad de 6 años pueden identificarse radiológicamente en un 20-30% de los niños. Continúan creciendo en la adolescencia y a los 12 años más del 85% de los niños los muestran neumatizados en la tomografía computarizada (TC) (Martínez Campos et al., 2013), pero el tamaño definitivo de los senos frontales se establece hasta después de la pubertad (Nambiar et al., 1999; Meza-Peñaloza, 2008; Quatrehomme et al., 1996).

Los senos frontales en la identificación humana

La identificación *postmortem* es un problema forense importante en el que las imágenes médicas desempeñan un papel fundamental (Gach et al., 2019; Garetier et al., 2017; Sifaoui et al., 2017; Tuchtan-Torrents et al., 2018), aspecto que se destaca en el Capítulo 2, particularmente en la sección de ejemplos de aplicación de la antropología virtual. De hecho, además de las pruebas genéticas, las huellas dactilares y los análisis dentales, la comparación de los datos de imágenes *antemortem* y *postmortem* parece prometedora, en particular el análisis de los senos paranasales.

La variación anatómica del seno frontal es considerablemente amplia y la hace única en el cuerpo humano, su morfología se ha utilizado en el área forense y ha ido aumentando con el paso del tiempo para la identificación de cuerpos con identidad desconocida (Figura 2; Moore y Agur, 2003; Wormald et al., 2005; 2016), se ha utilizado muchas técnicas, principalmente en dos dimensiones como radiografías, pero el aumento del uso de la tomografía ha hecho considerar este examen como registro ante mortem (Beaini et al., 2015).



Figura 2. Comparación de reconstrucciones de senos frontales de diferentes cráneos, realizado en Avizo Fire.

Al obtener un resultado positivo en la comparación *antemortem* y *postmortem* de estos estudios, se ha convertido en una técnica cada vez más aplicada y aceptada entre antropólogos, radiólogos y patólogos forenses. Sin embargo, desde un punto de vista probatorio, es importante saber si las técnicas utilizadas para la comparación de senos frontales son un método confiable para confirmar o rechazar una identificación, y se deben aplicar métodos estandarizados al hacer dichas comparaciones (Christensen, 2005).

Con el creciente advenimiento de la antropología virtual, ha sido imprescindible el desarrollo y

búsqueda de herramientas que permitan trabajar con datos de forma virtual y digital, en particular para operar en conjunto con varias técnicas de imagenología y fotografía (para un análisis más detallado sobre estas tecnologías, léase el Capítulo 1, sección "La generación de datos digitales en antropología virtual"), con las cuales hacer posible la reconstrucción de estructuras tridimensionales, no sólo exteriores, sino también internas. En este sentido, la tomografía computarizada adquiere una notable relevancia, gracias a que a través de ella se pueden estudiar endofenotipos a los que difícilmente se podría acceder con otras técnicas de captura de datos externa, como la fotogrametría o el escaneo de superficie (Robles et al., 2020a, 2020b).

Después de obtener la tomografía computarizada es necesario contar con los medios suficientes para manipularla y separar la región o estructura anatómica de interés, es aquí donde entran en juego las técnicas de segmentación por imágenes, abriendo la puerta a una vasta cantidad de *software* y plataformas útiles para esta empresa, las cuales contienen herramientas valiosas y específicas para diferentes contextos y estudios, como pueden ser algoritmos de segmentación semi o completamente automáticos que apoyen o reduzcan el tiempo de segmentación manual (Argüello et al., 2019; Virzì et al., 2020; Wijnen et al., 2021).

Comparación de software para segmentación

La segmentación es un proceso que involucra aislar una región de interés de los tejidos y estructuras que la rodean, por medio de la reconstrucción de imágenes bidimensionales y su posterior renderizado tridimensional, incluyendo el añadido de características particulares como el color y/o la textura. De este modo, la segmentación implica reducir la información adquirida en la tomografía computarizada (o cualquier otra fuente de datos original, idea relevante que se desarrolla en el Capítulo 2, sección "Las bases de datos hospitalarias imagenológicas como fuentes de datos forenses"), suprimir el ruido de fondo no significativo y finalmente extraer la estructura anatómica para análisis (Mandolini et al., 2022; Virzì et al., 2020; Yogamangalam y Karthikeyan, 2013).

Ya se habló de la clasificación manual, semiautomática y automática de las técnicas de segmentación por imágenes (estas técnicas se abordan en el Capítulo 7, apartado "Tipos de segmentación"), sin embargo, otra tipología incluye algunas de las siguientes técnicas: 1) por región, 2) por borde y 3) por umbral (*thresholding*). Las técnicas basadas en región realizan la segmentación a través de la asociación de los píxeles relacionados al objeto o estructura de interés. La segmentación basada en borde, como su nombre lo indica, lleva a cabo una detección de los límites y los contornos que conforman a la estructura; algunas técnicas semiautomáticas y automáticas la utilizan, por medio de la colocación de semillas o *seeds* en la estructura, mismas que poco a poco crecen hasta cubrir enteramente. La segmentación a través de *thresholding* es parecida a la de región, pero implica tomar los valores óptimos que delimitan al fenotipo, con base en el histograma o la escala de grises que representa esa estructura; en una tomografía computarizada, este histograma se traduce en la escala de unidades *Hounsfield* que se conforma por la diferencia en el número atómico de los materiales sobre los que inciden los rayos X; para casos donde se deben segmentar estructuras complejas puede ser necesaria la aplicación de un *thresholding* adaptativo, el cual puede variar en relación con cada área específica de la estructura (Virzì et al., 2020; Wallner et al., 2019; Yogamangalam y Karthikeyan, 2013).

Para realizar cualquier análisis con estructuras en tercera dimensión, el punto principal es la segmentación, que es la reconstrucción de los positivos de las estructuras (senos frontales), en este apartado mostraremos el uso de dos programas para su realización, a través del uso de la técnica de segmentación manual por *thresholding*, por lo cual se pretende realizar una comparación de dos *software* (3D Slicer y Avizo; Figura 3) para la segmentación de estructuras anatómicas tridimensionales a partir de tomografías computarizadas, así como su implementación y aplicación en el ámbito de la antropología forense y la identificación humana (Robles et al., 2020a, 2020b; Yogamangalam y Karthikeyan, 2013). Para ello, se

presenta un panorama general de las ventajas, desventajas y facilidades que ofrece cada uno en torno a las mencionadas técnicas de segmentación y renderizado de modelos tridimensionales o endocasts. Al final, se muestra una tabla comparativa (Tabla 1) con los aspectos más importantes a considerar en la toma de decisión sobre el uso de cada programa, con el propósito de que esta lista pueda extrapolarse y servir como referencia para la selección de otras herramientas y plataformas diferentes enfocadas en la segmentación y reconstrucción.

Antes de desarrollar este proceso, hay que conocer el tipo de archivo en el que serán importadas y trabajadas las tomografías computarizadas. El formato más conocido y comúnmente utilizado dentro del campo médico es el DICOM (de las siglas en inglés *Digital Imaging Communications in Medicine*), pero también existen otros formatos no-DICOM, como el NRRD (un formato de propósito general para imágenes 3D, con sistema de coordenadas definido), los distintos formatos Analyze (cuya orientación de imagen se especifica de forma ambigua) o Nifti (útiles para imágenes por resonancia magnética de cerebro, pero no para formatos de imágenes 3D con propósito general). Es importante investigar los distintos tipos de formato soportados por el *software* que se piensa emplear (Fedorov et al., 2012; Mandolini et al., 2022). El protocolo de segmentación o reconstrucción comienza con el establecimiento del *threshold*, cuyos valores, como ya se describió con anterioridad, dependen de la estructura en particular, para lo cual el rango mínimo y máximo también puede ser adaptativo (Figura 4). En el caso de los senos paranasales, se ha reportado un valor mínimo de -1024 y un valor máximo de -300, esto teniendo en cuenta que son cavidades compuestas por aire, principalmente, razón por la que se observan radiolúcidos (Robles et al., 2020a, 2020b).

Posterior al *thresholding*, la parte manual del protocolo implica identificar y colorear la estructura en cada uno de los cortes y vistas anatómicas de la tomografía computarizada, usualmente dividida en sus planos axial, coronal y sagital. Para esto se recomienda el uso de atlas de imagenología e ilustraciones de referencia, con el objetivo de entrenar la localización de la estructura. Además de ser la etapa crucial del protocolo, también puede ser la más difícil, ya que implica un conocimiento anatómico importante para establecer las delimitaciones con estructuras adyacentes (Mandolini et al., 2022; Matsiushevich et al., 2019).

El renderizado tridimensional permite agrupar cada una de las capas bidimensionales (obtenidas del coloreado de cada corte) para recrear el modelo 3D de la estructura (Figura 5). Este renderizado se basa en la constitución de una malla compuesta por vértices y caras poligonales, malla a la cual se le pueden aplicar distintos algoritmos de procesamiento para optimizar su calidad (léase el Capítulo 7, sección "Postprocesamiento de meshes o modelos en 3D"). Uno de los más usados para la exportación del modelo es el *smoothing* o suavizado, este proceso ajusta la textura de la superficie al aplanar los ángulos entre caras adyacentes, lo cual evita que el modelo se muestre cúbico, puesto que la fuente de los datos originales compone a la tomografía de pequeñas unidades llamadas voxeles, análogos 3D a los pixeles de una imagen en 2D. Otro proceso importante es la decimación o simplificación, útil para reducir el número de caras y vértices que componen al modelo, y que sirve para normalizar dicha cantidad dentro de una muestra, sin perder la morfología 3D de los endocasts. Se recomienda un valor entre 5,000 y 6,000 vértices, aunque esto debe ajustarse a los parámetros del modelo con mejor calidad, considerando que un mayor número de caras y vértices corresponde a una mayor resolución. Cabe mencionar que no hay un orden predeterminado para la aplicación de los algoritmos de postprocesamiento, pero se recomienda seguir los mismos pasos lógicos para todos los modelos. Una secuencia útil comienza por limpiar el modelo del exceso de segmentación, cerrar o llenar los agujeros existentes, aplicar un filtro de suavizado para mejorar la textura y emplear la decimación para ajustar y estandarizar el mismo número de caras y vértices en todos los modelos. Estos son procesos esenciales dentro del flujo de trabajo (Matsiushevich et al., 2019; Veneziano et al., 2018; Virzì et al., 2020; Wallner et al., 2019; Wijnen et al., 2021).

En cuanto al formato de exportación, existe una amplia cantidad de estos, algunos de los recomendados son PLY, STL y VTK, ya que programas para morfometría geométrica los solicitan para poder llevar a cabo análisis en ellos (Argüello et al., 2019; Virzì et al., 2020).

Avizo es un *software* de tipo comercial que permite la visualización, análisis y modelado de datos tridimensionales, representados a través de volúmenes imagenológicos o superficies geométricas y cuadriculares, poseyendo técnicas para su generación por medio de datos de vóxel (como tomografías computarizadas) y un visor 3D interactivo de propósito general (Thermo Fisher Scientific, 2019). 3D Slicer, por el contrario, es una plataforma de código libre que se encuentra en constante desarrollo, empleada en imagenología médica y con aplicaciones que no se restringen sólo a este ámbito, ya que numerosas veces se ha reportado su uso para estudios en antropología biológica, expandiendo el catálogo de herramientas virtuales hacia ese campo (Fedorov et al., 2012; Weber y Bookstein, 2011). Ambos *softwares* operan mediante la utilización de módulos intuitivos que facilitan el manejo por parte del usuario final, aunque el flujo de trabajo puede diferir en ciertos aspectos.



Figura 3. Comparación de la pantalla principal de (A)Avizo, y de (B) Slicer 3D.

Establecidos los fundamentos de la segmentación e introducidos los *softwares*, se presenta el protocolo de segmentación básico recomendado para ambas plataformas, mismo que puede adaptarse a las necesidades específicas para cada estructura (ver ejemplos para senos esfenoidales y el laberinto óseo, véase el Capítulo 7, sección protocolo de segmentación del fenotipo, y el Capítulo 6, desde la sección "Consideraciones técnicas de la segmentación" hasta la sección "Generación del modelo y el esqueleto"), por lo cual estos puntos deben considerarse simplemente como una guía de apoyo y referencia.

Flujo de trabajo en Avizo

- 1. Importación de archivos.
- 2. Protocolo de segmentación.
 - a. Creación del segmento para la estructura.
 - b. Identificación del fenotipo.
 - c. Establecimiento del threshold.
 - d. Coloreado manual de la estructura corte por corte.
 - e. Añadido de la selección coloreada al segmento.
- 3. Renderizado tridimensional del modelo.
 - a. Extracción o generación de la superficie a partir de la segmentación.
 - b. Llenado de agujeros/cerrado de la superficie (opción Border).
 - c. Postprocesos recomendados:
 - i. Aplicación de un tipo de smoothing. Existen dos opciones: no restrictivo o restrictivo, la primera permite aplicar un suavizado más homogéneo y uniforme, mientras que la segunda trata de adaptar el objeto o la estructura a una geometría; se recomienda la primera opción.
 - ii. Algoritmo de *smoothing* o suavizado (homogeneizar en un valor intermedio, de 5 a 7.5).
 - iii. Simplificación del número de caras y vértices.
- 4. Parámetros de exportación.
 - a. Formato de archivo (STL, PLY, VTK).

Flujo de trabajo en 3D Slicer

- 1. Importación de archivos.
- 2. Carga de los datos en el entorno informático.
- 3. Protocolo de segmentación.
 - a. Identificación del fenotipo.
 - b. Establecimiento del threshold.
 - c. Coloreado manual de la estructura corte por corte.
- 4. Renderizado tridimensional del modelo.
 - a. Limpieza del exceso de segmentación/cerrado de agujeros.
 - b. Postprocesos recomendados:
 - i. Algoritmo de smoothing o suavizado (homogeneizar en un valor intermedio, como 0.5).
 - ii. Aplicación de filtro para el *smoothing* (sinc o laplaciano; este último es el más reportado en la literatura).
 - iii. Decimación o simplificación del número de caras y vértices.
- 4. Parámetros de exportación.
 - a. Formato de archivo (STL, PLY, VTK).
 - b. Sistema de coordenadas (LPS, left-posterior-superior).



Figura 4. Comparación del Módulo de segmentación en (A) Avizo, y (B) 3D Slicer.

Comparación de segmentación de senos frontales

En la Figura 6 se muestra la comparación de dos reconstrucciones de senos frontales de un mismo individuo (realizadas por dos observadores diferentes), una obtenida por medio de 3D Slicer y otra a través de Avizo. Por otro lado, el mapa de calidad o de calor de la Figura 7 expone en colores tendientes al rojo las zonas de mayor variación en el modelo, mientras que las zonas de menor variación se explican por colores cercanos al azul marino. La comparación se llevó a cabo en el *software* Meshlab (Cignoni et al., 2008).

Se puede observar que la mayor variación está focalizada principalmente en la región inferior de los senos frontales, sin embargo, estas diferencias están asociadas a la segmentación realizada por cada observador, no al uso de *software* distintos. Un observador reconstruyó un segmento más del seno frontal que el otro, pero las demás áreas mantienen una morfología homogénea entre sí.



Figura 5. Comparación del renderizado del modelo segmentado en el visor 3D, de (A) Avizo, y de (B) Slicer 3D.



Figura 6. Senos frontales de un mismo individuo segmentados a través de Avizo (derecha) y 3D Slicer (izquierda).



Figura 7. Comparación de la segmentación de los mismos senos frontales pero por medio de diferente *software*. De izquierda a derecha y de arriba a abajo: vista anterior, vista posterior, vista lateral izquierda, vista lateral derecha, vista inferior y vista superior.

Para cuantificar la diferencia de la forma entre los dos modelos producidos por cada *software*, se realizó un análisis generalizado de Procrustes de superficie (GPSA, por sus siglas en inglés), empleando cinco modelos de senos frontales para generar un marco de referencia con las distancias entre individuos; con estos valores se estimó la biodistancia mínima y máxima, y teniendo en cuenta estos rangos, se evaluó la similitud de los modelos segmentados. La distancia mínima entre individuos fue 0.000000 y la distancia máxima fue 0.99754. En este sentido, la biodistancia entre los modelos segmentados fue 0.99754, misma que se encuentra por debajo de la distancia mínima, lo cual valida la homología entre ambas segmentaciones. La distancia considerada para este análisis fue la superficie métrica de Procrustes, definida por Pomidor et al. (2016), una medida análoga a la distancia de Procrustes.

Tabla 1 Comparativa	Comparativa técnica entre las características principales de Avizo y de 3D Slicer.						
Características	3D Slicer	Avizo					
Soporte para archivos	DICOM, NRRD, Nifti, Analyze, entre otros	DICOM, Nifti, Analyze, entre otros					
Opciones de anonimización	No	No					
Técnicas de segmentación	Herramientas manuales, semiautomáticas y automáticas	Herramientas manuales, semiautomáticas y automáticas					
Segmentación por <i>threshold</i> (preservación de unidades Hounsfield)	Sí	Sí					
Opciones de renderizado y parámetros de postprocesamiento	Smoothing, decimación, cerrado de agujeros, entre otros	Smoothing, simplificación, cerrado de agujeros, entre otros					
Formatos de exportación	PLY, STL, OBJ, VTK, VTP, etc.	PLY, STL, OBJ, etc.					
Costo	Gratuito	Comercial, de pago					
Manejo de transparencia u opacidad	Sí	Sí					
Tiempo de importación de datos [min]	< 1	<1					
Tiempo de segmentación [min]	30 – 120	30 -120					
Visualización (2D/3D)	2D y 3D	2D y 3D					
Opciones de visualización del modelo	Nube de puntos, mallado, superficie, superficie mallada	Nube de puntos, mallado, superficie, superficie mallada, exterior e interior					
Esqueletización (análisis de estructuras en forma de red)	No	Sí					
Traslación	Sí	Sí					
Rotación	Sí	Sí					
Zoom	Sí	Sí					
Extensiones disponibles	Sí	Sí					
Herramientas de análisis estadístico	Sí	Sí					
Pasos mínimos necesarios para la obtención del modelo	5	4					

Conclusiones

Este capítulo mostró la comparación de dos *softwares* que permiten la segmentación de estructuras 3D, este caso se utilizó para el estudio de los senos frontales con el auxilio de las tomografías axiales computarizadas, se muestra a grandes rasgos los aportes y limitaciones de este tipo de *software* (Avizo y Slicer 3D). Los resultados de este capítulo aportan además, evidencia para demostrar que los modelos generados por diferentes *software* afectan de forma mínima a los análisis, aún a pesar de haber sido segmentados por observadores distintos, por lo tanto, la adquisición y uso de *software* queda a decisión únicamente del usuario, quien puede guiarse por la búsqueda de características y herramientas particulares en cada programa, mismas que deberán estar en sintonía con las exigencias del estudio o la investigación.

Referencias

Alonso Galán, J. C. y Téllez Girón, J. R. (2016). Evaluación y Descripción Anatómica del Seno Frontal en la Población Mexicana en las Edades de 20 a 60 Años por Medio de Tomografía Computarizada. *Archivos de Neurociencias*, 21(1), 23-31.

Argüello, D., Sánchez Acevedo, H. G. y González-Estrada, O. A. (2019). Comparison of segmentation tools for structural analysis of bone tissues by finite elements. *Journal of Physics: Conference Series*, 1386(1), 012113.

Beaini, T. L., Duailibi-Neto, E. F., Chilvarquer, I. y Melani, R. F. H. (2015). Human Identification Trought Frontal Sinus 3D Superimposition: Pilot Study with Cone Beam Computer Tomography. *Journal of Forensic and Legal Medicine*, 36, 63-69.

Campillo, D. y Subirá, M. E. (2004). Antropología física para arqueólogos. *Revista Atlántica-Mediterránea de Prehistoria y Arqueología Social*, 6, 329-335.

Campos Varela, I. Y. Z. (2017). El cráneo: una mirada desde la morfología para la antropología forense. Universidad Nacional de Colombia.

Christensen A. M. (2005). Testing the Reliability of Frontal Sinuses in Positive Identification. *Journal Forensic Science*, 50(1), 18-22.

Cignoni, P., Callieri, M., Corsini, M., Dellepiane, M., Ganovelli, F. y Ranzuglia, G. (2008). *MeshLab: an Open-Source Mesh Processing Tool*. Eurographics Italian Chapter Conference, 129-136.

Di Leva, A., Bruner, E., Haider, T., Rodella, L., Lee, J., Cusimano, M. y Tschabitscher, M. (2014). Skull base embryology: a multidisciplinary review. *Child's Nervous System*, 30, 991-1000.

Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J.-C., Pujol, S., Bauer, C., Jennings, D., Fennessy, F., Sonka, M., Buatti, J., Aylward, S., Miller, J. v., Pieper, S. y Kikinis, R. (2012). 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magnetic Resonance Imaging*, 30(9), 1323–1341.

Fuerte Bakor, S., Enlow, D. H., Pontes, P. y Gringoletto De Biase, N. (2011). Craniofacial Growth Variations in Nasal-breathing, Oral-breathing and tracheotomized Children. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 140(4), 486-492.

Gach, P., Touchtan-Torrents, L., Delteil, C., Adalian, P., Piercecchi, M. D., Ebert, L. C. y Gorincour, G. (2019). Virtual Reconstruction of Paranasal Sinuses from CT Data: A feasibility study for forensic application. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 100(3), 163-168.

Garetier, M., Deloire, L., Dédouit, F., Dumousset, E., Saccardy, C. y Salem, D. B. (2017). Postmortem computed tomography findings in suicide victims. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 98(2), 101-112.

Graney, D. O. y Baker, S. R. (1993). Nose: Anatomy. En C. Cummings, J. M. Fredrickson, L. A. Harker, C. J. Krause y D. E. Schuller (Eds.), *Otolaryngology-Head and Neck Surgery* (Second Edition, pp. 627-639). Mosby-Year Book.

Harvati, K. y Weaver, T. D. (2006). Human Cranial Anatomy and the Differential Preservation of Population History and Climate Signatures. *The Anatomical Record. Part A*, 288A, 1225-1233.

Latarjet, M. y Ruiz Liard, A. (2004). Anatomía Humana. Editorial Medica Panamericana.

Mandolini, M., Brunzini, A., Facco, G., Mazzoli, A., Forcellese, A. y Gigante, A. (2022). Comparison of Three 3D Segmentation Software Tools for Hip Surgical Planning. *Sensors*, 22(14), 5242.

Martínez Campos, L., Albañil Ballesteros, R., de la Flor Bru, J., Piñeiro Pérez, R., Cervera, J., y Baquero Artigao, F. (2013). Documento de consenso sobre etiología, diagnóstico y tratamiento de la sinusitis. *Revista Pediatrica de Atención Primaria*, 15, 203-18.

Matsiushevich, K., Belvedere, C., Leardini, A. y Durante, S. (2019). Quantitative comparison of freeware software for bone mesh from DICOM files. *Journal of Biomechanics*, 84, 247–251.

Meza-Peñaloza, A. (2008). Estudio de morfometría geométrica de sinus forntalis en los antiguos teotihuacanos: afinidades biológicas y contextos culturales [Tesis doctoral inédita] Universidad Nacional Autónoma de México.

Moore, K. L. y Agur, A. M. R. (2003). Fundamentos de Anatomía con orientación Clínica. Editorial Panamericana.

Nambiar, P., Naidu, M.D. y Subramaniam, K. (1999). Anatomical variability of the frontal sinuses and their application in forensic identification. *Clinical Anatomy*, 12, 16-19.

Pomidor, B. J., Makedonska, J. y Slice, D. E. (2016). A Landmark-Free Method for Three-Dimensional Shape Analysis. *PLOS ONE*, 11(3), e0150368.

Quatrehomme, G., Fronty, P., Sapanet, M., Grévin, G., Bailet, P. y Ollier A. (1996). Identification by frontal sinus pattern in forensic anthropology. *Forensic Science International*, 83(2), 147-153.

Raam, M. S., Solomon, B. D., Shalev, A. S. y Manuenke, M. (2010). Holoprosencephaly and craniosynostosis: A report of two siblings and review of the literature. *American Journal of Medical Genetics Seminar in Medical Genetics*, 154C, 176-182.

Robles, M., Carew, R. M., Morgan, R. M. y Rando, C. (2020a). A step-by-step method for producing 3D crania models from CT data. *Forensic Imaging*, 23, 200404.

Robles, M., Morgan, R. M. y Rando, C. (2020b). A novel method for producing 3D models of paranasal sinuses for forensic anthropology applications. *Australian Journal of Forensic Sciences*, 53(6), 693-702.

Shah, A. R., Salamone, F. N. y Tami, T. A. (2008). Senos paranasales: sinusitis aguda y crónica. En A. K. Lalwani (Ed.), *Diagnóstico y tratamiento en otorrinolaringología. Cirugía de cabeza y cuello* (2da Edición, Capítulo 15)

Shapiro, R.S. y Robinson, F. (1980). La embriogénesis del cráneo humano: un atlas anatómico y radiográfico. Editorial de la Universidad de Harvard.

Sifaoui, I., Nedelcu, C., Beltran, G., Dupont, V., Lebigot, J. y Gaudin A. (2017). Evaluation of unenhanced postmortem computed tomography to detect chest injuries in violent death. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 98, 393-400.

Som, P. M., Lawson, W., Fatterpekar, G. M. y Zinreich, S. J. (2011). Embryology, Anatomy, Physiology, and Imaging of the Sinonasal Cavities. En P. Som y H.D. Curtin (Eds.), *Head and neck imaging* (5ta Edición, pp. 99-165). Elsevier Mosby.

Suarez Nieto, C., Gil- Gacerdo, G. L. M., Medina, J. E., Algarra, J. M. y Ortega del Álamo, P. (2007). *Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello*. 2 Edición. Editorial Medica Panamericana.

Thermo Fisher Scientific. (2019). Avizo Software. https://www.thermofisher.com/at/en/home/electron-microscopy/products/ software-em-3d-vis/avizo-software.html

Tortora, G. J. y Derrickson, B. (2010). Principios de anatomia y fisiologia. 11a. edición. Editorial Medica Panamericana.

Tubbs, R.S., Bomia, A. N. y Cohen-Gadol A. A. (2012). The Human Calvaria: A Review of Embriology, Anatomy, Pathology and Molecular Development. *Child's Nervous System*, 28, 23-31.

Tuchtan L., Lesieur E., Bartoli C., Delteil C., Sarda-Quarello L. y Torrents J. (2018). Diagnosis of Congenital Abnormalities with Postmortem Ultrasound in Perinatal Death. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 99, 143-149.

Vanezis, M. y Vanezis, P. (2000). Cranio-Facial Reconstruction in Forensic Identification-Historical Development and a Review of Current Practice. *Medicine, Science and Law,* 40(3), 197-205.

Velayos, J. L. (2007). Anatomía de la cabeza: para odontólogos. 4 edición. Editorial Panamericana.

Veneziano, A., Landi, F. y Profico, A. (2018). Surface smoothing, decimation, and their effects on 3D biological specimens. *American Journal of Physical Anthropology*, 166(2), 473–480.

Virzì, A., Muller, C. O., Marret, J.-B., Mille, E., Berteloot, L., Grévent, D., Boddaert, N., Gori, P., Sarnacki, S. y Bloch, I. (2020). Comprehensive Review of 3D Segmentation Software Tools for MRI Usable for Pelvic Surgery Planning. *Journal of Digital Imaging*, 33(1), 99–110.

Wallner, J., Schwaiger, M., Hochegger, K., Gsaxner, C., Zemann, W. y Egger, J. (2019). A review on multiplatform evaluations of semi-automatic open-source based image segmentation for cranio-maxillofacial surgery. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 182, 105102.

Ward, R. C. (2006). Fundamentos de Medicina Osteopática. 2 edición. Editorial Panamericana.

Weber, G. W. y Bookstein, F. L. (2011). Virtual Anthropology: A guide to a new interdisciplinary field. Springer.

Wijnen, N., Brouwers, L., Jebbink, E. G., Heyligers, J. M. M. y Bemelman, M. (2021). Comparison of segmentation software packages for in-hospital 3D print workflow. *Journal of Medical Imaging*, 8(3), 034004.

Wormald, P. J., Werner, H., Callejas, C. y Weber, R. (2005). Surgery of the Frontal Recess and Frontal Sinus. *Rinology*, 43, 82-85.

Wormald, P. J., Hoseman, E., Callejas, C., Weber, R. K., Kennedy, D. W., Brent, S. A., Smith, T., Hwang, P. H., Orlando, R. R., Kaschke, O., Siow, J. K., Szczygielski, K., Goessler, U., Khan, M., Bernal-Sprekelsen, M., Kuehnel, T. y Psaltis A. (2016). The International Frontal Sinus Anatomy Classification (IFAC) and Classification of the Extent of Endoscopic Frontal Sinus Surgery (EFSS). *International Forum of Allergy and Rhinology*, 6(7), 677-696.

Yogamangalam, R. y Karthikeyan, B. (2013). Segmentation Techniques Comparison in Image Processing. *International Journal of Engineering and Technology*, 5(1), 307–313.

Capítulo 10



Estudios de aplicación de técnicas de imagen en entomología forense y no forense

Fonseca Muñoz Alicia¹, Hernández Ramos Agustín²

Facultad de Sistemas Biológicos e Innovación Tecnológica, Universidad Autónoma Benito Juárez de Oaxaca.
Centro Interdisciplinario de Investigación para el Desarrollo Integral Regional, Instituto Politécnico Nacional, Oaxaca.

Resumen

Las técnicas de imagen se han utilizado en la medicina para determinar el estado de la enfermedad, predicción del pronóstico y la previsión. Sin embargo, en la actualidad se han convertido en una importante herramienta utilizada en el campo de la entomología, esto con la finalidad de adquirir datos en menor tiempo de representaciones tridimensionales y por su baja invasividad de la morfología de los organismos. En el presente capítulo se revisaron algunos trabajos publicados los cuales utilizaron algunas técnicas de imagen con seis ordenes de insectos, los reportes de los trabajos publicados mostraron que estas técnicas de imagen fueron efectivas para su aplicación y uso en el campo de la entomología facilitando la identificación y descripción de estructuras externas o internas de los insectos.

Palabras clave: fotogrametría, modelos 3D, variación craneofacial, ensamblaje, restauración, craneometría.

Abstract

Imaging techniques have been used in medicine to determine disease status, prognosis prediction, and forecasting. However, nowadays, they have become an essential tool used in the field of entomology to acquire data in less time for three-dimensional representations and its low invasiveness of the morphology of the organisms. In this chapter, we reviewed some published works which used some imaging techniques of insects of forensic and non-forensic importance; the reports of the published works showed that these imaging techniques were adequate for their application and used in the field of entomology, facilitating the identification and description of external or internal structures of insects.

Keywords: imaging techniques, metamorphosis, micro-computed tomography, entomology, intra-puparial.

Introducción

Las técnicas de imagen aplicadas al área de la entomología son de gran importancia, logrando realizar descripciones detalladas de las diferentes estructuras de los insectos e incluso la descripción de nuevas especies a través de las imágenes, que facilitan la identificación y descripción de alguna estructura ya sea externa o interna de los insectos (García, et al., 2017; Mikó, et al., 2018; Nur Aliah, et al., 2019; Szabó, et al., 2022), e incluso micro artrópodos (Betz et al., 2007).

La morfología es el principal campo de aplicación para centrarse en grandes estructuras anatómicas relacionadas con la biología y ecología de insectos. Existen nuevas alternativas para poder visualizar estructuras que a simple vista no se logran observar y que con ayuda de los diferentes equipos electrónicos se han implementado para obtener una mejor resolución en las imágenes de insectos, algunas por mencionar son: la microscopia de barrido con láser confocal (CLSM), la microscopia de fluorescencia de hoja de luz (LSFM), la microscopia electrónica de barrido de doble haz (FIB-SEM) y la microscopia electrónica de barrido de doble haz (FIB-SEM) y la microscopia electrónica de barrido de cara en serie (SBFSEM) (Kawasaki et al., 2019; Klaus et al., 2003; Wipfler et al., 2016). Otros beneficios de utilizar estas técnicas de imagen es que no causan daño a las muestras, se pueden utilizar de manera eficiente e incluso se utilizan en insectos fósiles (Boudinot, et al., 2022; Godunko, et al., 2022).

Técnicas de imagen en insectos de importancia forense

La entomología forense se encarga del análisis de evidencia de insectos colectados en los sitios de hallazgo del cadáver e incluso en el cadáver mismo, con los cuales se puede determinar principalmente el intervalo *postmortem* (IPM) con la ayuda de la identificación de las especies colectadas así como las tasas de crecimiento de los diferentes estadios y temperaturas registradas en la escena donde se ubica el cadáver humano, realizando una comparación y análisis con registros previos de estas características (Flores et al., 2014; Pruna et al., 2019). Dada esta situación, es importante generar información detallada de las estructuras externas e internas de los insectos para una correcta identificación así como la duración de su ciclo biológico lo cual representa un papel muy importante dentro de la entomología forense y por ello la importancia de su estudio. Las técnicas de imagen en la entomología forense pueden contribuir en la identificación de las especies en una forma precisa, para poder acelerar la estimación del IPM en los cadáveres y así ayudar a proporcionar información útil para la identificación humana.

Dentro de los insectos los dípteros y coleópteros son los órdenes con mayor importancia dentro de este ámbito, debido a su asociación con la colonización de los cadáveres, la familia *Calliphoridae* es la más representativa de los dípteros, al igual que la familia *Sarcophagidae* y *Muscidae*, de igual manera en el orden de los coleópteros podemos encontrar familias asociadas a cadáveres como la familia *Scarabaeidae*, *Trogidae* y *Silphidae*.

Los dípteros de importancia forense son los primeros insectos en colonizar los cadáveres y como una gran herramienta en la estimación del intervalo *postmortem* (IPM) (Tabla 1), algunos dípteros se les han aplicado estas técnicas principalmente para conocer los cambios morfológicos que se presentan en las diferentes etapas del ciclo biológico, entre ellas el estudio realizado por Martín-Vega et al. (2017) utilizaron la tomografía microcomputarizada (micro-CT) donde realizaron análisis cualitativos y cuantitativos de los cambios morfológicos que tienen lugar durante el periodo intra pupal (IPP) de dos especies de moscas de interés forense, *Calliphora vicina y Lucilia sericata*, esto con el fin de tener una herramienta poderosa en las investigaciones médico-legales sobre todo para determinar el IPM (Figura 1-3), por otro lado Nur Aliah y colaboradores (2019) realizaron un estudio similar al anterior, investigando los cambios morfológicos durante el periodo intra pupal de *Chrysomya megacephala* (Fabricius) (Diptera: *Calliphoridae*) y su relación con la estimación del IPM mediante el uso de una microtomografía computarizada (micro-CT) de alta resolución. En otro trabajo realizado con la especie *Calliphora vicina*, demostraron la eficacia del

uso de la tomografía de coherencia óptica (OCT) como herramienta de la observación morfológica *in vivo* y la estimación de la edad pupal (Brown y Harvey, 2014).



Figura 1. Secciones sagitales virtuales basadas en Micro-CT de pupas de *Calliphora vicina* en diferentes porcentajes de tiempo del total del periodo intra-pupal. IPP (Periodo intrapuparial), amg (Intestino medio adulto), cr (Cultivo), dlm (Músculos longitudinales dorsales), dmp=(Músculo dilatador de la faringe), mec (Meconio), oe (Esófago), pt (Optilino), rp (Bolsa rectal), tg (Ganglio torácico), yb (Cuerpo amarillo) Tomado de Martín-Vega et al. (2017).



Figura 2. Secciones sagitales virtuales basadas en Micro-CT de pupas de *Lucilia sericata* en diferentes porcentajes de tiempo del total del periodo intra-pupal. IPP (Periodo intrapuparial), amg (Intestino medio adulto), cb (Cerebro central), cc (Conos de cristal), cr (Cultivo), crn (Cornea), dlm (músculos logitudinales dorsales), la (lámina), lo (Lóbulo), me (Médula), mec (Meconio), oe (esófago), pt (Ptilino), rc (Células retinulares), rp (bolsa rectal) tg (Ganglio torácico), yb (Cuerpo amarillo). Tomado de Martín-Vega et al. (2017).



Figura 3. Secciones horizontales virtuales basadas en Micro-CT de la cabeza y regiones torácicas de pupas de *Calliphora vicina* en diferentes porcentajes de tiempo del total del periodo intra-pupal. IPP (Periodo intrapuparial), an (Nervio antenal), bh (Hemisferios cerebrales), cc (Conos de cristal), cps (esqueleto cefalofaríngeo), crn (Cornea), la (lámina), lo (lóbulo), me (Médula), ooa (Análogo del lóbulo óptico externo), rc (Células retinulares).Tomado de Martín-Vega et al. (2017).

Tabla 1	Aplicación de técnicas de imagen en dípteros y coleópteros.					
Orden	Familia	Especie	Técnica	Aplicación	Referencia	
Diptera	Caliphoridae	Calliphora vicina Lucilia sericata	micro-CT	Cambios morfológicos en el periodo intrapupal	Martín-Vega, et al. (2017)	
Diptera	Caliphoridae	Chrysomya megacephala	µCT de alta resolución	Cambios morfológicos en el periodo intrapupal	Nur Aliah et al. (2019)	
Diptera	Caliphoridae	Calliphora vicina	OCT	Morfología in vivo y estimación de edad pupal	Brown y Harvey (2014)	
Diptera	Drosophilidae	Drosophila melanogaster	µCT de alta resolución y multiescala UHFUS	Tracto reproductivo Cuerpo de larvas	Mattei et al. (2015) Ricciardi et al. (2022)	
Coleoptera	Curculionidae	Xylosandrus ambrosia	micro-CT	Plasticidad de la Mycangia	Li et al. (2019)	
Coleoptera	Curculionidae	Sitophilus oryzae Sitophilus zeamais	Radiografía y tomografía	Estructura interna de los genitales	Hönnicke et al. (2010)	
Coleoptera	Carabidae	Pterostichus melas italicus	SR-PhC-CT	Descripción de órganos abdominales	Donato et al. (2021)	
Coleoptera	Carabidae	Pterostichus melas italicus	SR-PhC-CT	Reconstrucción 3D del sistema reproductor femenino	Vommaro, et al. (2022)	
Coleoptera	Cupedidae	Priacma serrata	СТ	Estructuras de la cabeza	Hörnschemeyer et al. (2022)	
Coleoptera	Cerambycidae	Cacosceles newmannii	µCT de rayos x	Medición del volumen traqueal	Lehmann et al. (2021)	
Coleoptera	Chrysomelidae		micro-CT y reconstrucción 3D	Descripción mecanica del salto	Ruan et al. (2020)	

micro-CT: Microtomografía computarizada. µCT: Tomografía micro-computarizada. OCT: Tomografía de coherencia óptica. UHFUS: Ultrasonido de frecuencia ultra alta. SR-PhC micro-CT: Microtomografía de contraste de fase de rayos X de radiación de sincrotrón. CT: Tomografía computarizada.

Técnicas de imagen en diferentes ordenes de insectos

Algunas técnicas de imagen han sido de gran ayuda en diversos ordenes de insectos de importancia en diferentes campos de la biología (Tabla 1). Algunas investigaciones han utilizado la tomografía microcomputarizada de alta resolución y multiescala, para estudiar del tracto reproductivo de *Drosophila melanogaster* en 3D (Mattei et al., 2015); otro estudio desarrollado por Ricciardi y colaboradores (2022), investigaron que para la obtención de imágenes de alta resolución del cuerpo de larvas de dípteros y lepidópteros, la ultrasonografía de frecuencia ultra alta (UHFUS) mostró ser una buena herramienta que no afecta ni destruye la muestra del cuerpo larval, además permite el análisis in vivo de características anatómicas y fisiológicas en artrópodos de cuerpo (incluidas especies difíciles de recolectar y en peligro de extinción).

En el orden coleóptera se utilizan estas mismas técnicas para identificar y visualizar de manera detallada las etapas de desarrollo de este orden con Microtomografía (Li et al., 2019); algunos órganos abdominales y sistema reproductivo con microtomografía de contraste de fase de rayos X de sincrotrón e imágenes de rayos X de contraste de fase (Figura 4) (Donato et al., 2021; Hönnicke et al., 2010; Vommaro et al., 2022); un estudio publicado por Hörnschemeyer y colaboradores (2002) estudiaron las características internas y externas de la cabeza de *Priacma serrata* con microtomografía de rayos X, mostrando que es una técnica prometedora para la investigación de la anatomía de los insectos; otra investigación describió la eficacia del uso de micro-tomografía de rayos X (μ CT) (con una resolución de 15 μ m) en larvas vivas y sedadas del escarabajo cerambícido *Cacosceles newmannii* para medir medir el volumen traqueal (Lehmann et al., 2021); algunos mecanismos del funcionamiento del salto de algunos coleópteros tales como los escarabajos pulga (*Coleoptera, Chrysomelidae, Galerucinae, Alticini*), fueron estudiados mediante escáneres micro-CT y reconstrucciones 3D, proporcionando una descripción mecánica del salto de los coleopteros (Ruan, 2020).



Figura 4. Microtomografía de contraste de fase de rayos basada en propagación de *Sitophilus sp*: (A) Vista dorsal; (B) Vista ventral; (C) Vista lateral. Tomado de Hönnicke et al. (2010).

El orden *hymenoptera* ha mostrado estudios implementando técnicas de imagen, algunos de ellos estudiando el sistema esqueleto-muscular utilizando tomografía microcomputarizada (Bäumler et al., 2018). Por otro lado, estudios de imagen en animales pequeños, mostraron que las técnicas de imagen son de gran apoyo, tal es el estudio realizado por Ribi y colaboradores (2008) donde utilizaron la tomografía computarizada por micro-radiografía (μ CT) para poder visualizar la estructura tridimensional del cerebro de la abeja melífera, esto permitiendo una información detalla, esta técnica ofreció una mejora significativa en resolución, tiempo y costo para el análisis cuantitativo y tridimensional de la morfología de los diversos compartimentos cerebrales de las abejas. Otro estudio reporto el uso de tomografía microcomputarizada (micro-CT) para explorar el cerebro del abejorro (*Bombus terrestris*), el cual permitió realizar reconstrucciones cerebrales de manera rápida y accesible (Smith et al., 2016); Por otro lado, un estudio desarrollado por Taylor y colaboradores (2019), describió el beneficio del uso de microtomografía de rayos X para la determinación de la estructura tridimensional de los ojos de los insectos, dando como beneficio la mejora en los estudios oculares de abejorros.

Zhao y colaboradores (2020), reportó el uso de la microtomografía computarizada (μ-CT) para estudiar las transformaciones de la cabeza larvaria, prepupal y pupal dentro del capullo de *Chrysopa pallens* (Rambur, 1838). Algunas otras técnicas de imagen se han aplicado con estudios en especies del orden *Odonata*, entre ellas técnicas de microscopía de iones de helio (HIM) y de microscopía de iluminación estructurada 3D (3D-SIM) para comprender la interacción de las membranas de bacterias Gram negativas con nano pilares como los que se encuentran en las alas de las libélulas (Bandara et al., 2020). Otro estudio reportado por Bäumler et al. (2018), describió el análisis en 3D de la musculatura del tórax de las libélulas adultas la cual permitió una visión detallada, el estudio fue centrado en la musculatura del tórax de las *Anisoptera* adultas mediante tomografía microcomputarizada. En algunos casos como insectos que se encuentran como parte de colecciones entomológicas, se buscan alternativas para evitar afectar a los especímenes. Un estudio realizado por Chitsaz y colaboradores (2020), utilizaron escáneres de tomografía micro computarizada, permitiendo realizar estudios de las estructuras de *Odonata*, para poder hacer investigaciones en torno a la evolución de las estructuras funcionales y la ecología de los insectos.

Conclusiones

Las diferentes investigaciones en torno al uso de técnicas de imagen han mostrado ser una buena herramienta en las investigaciones en el campo de la entomología, a través de estas técnicas se obtienen imágenes con una mejor calidad, permitiendo observar con mayor claridad estructuras muy pequeñas o incluso estructuras internas sin causar daño al espécimen que son de vital importancia para una correcta identificación de las diferentes etapas morfológicas y diferenciación de los insectos.

Los estudios reportados con el uso de diversas técnicas de imagen en el campo de la entomología forense, han mostrado ser una buena herramienta para su utilización en las investigaciones forenses, sobre todo en la determinación del intervalo *postmortem* (IPM), las imágenes obtenidas a través de las técnicas de imagen, proporcionan eficacia, seguridad y facilidad para comparar las estructuras de las muestras obtenidas, además de la información del ciclo biológico de algunas especies asociadas con el proceso de descomposición de los cadáveres. Es por ello importante realizar más investigaciones aplicando las técnicas de imagen enfocadas a insectos de importancia forense, lo cual brindará mayor información para la identificación de las especies.

Agradecimientos

Al proyecto de investigación NO. 57594037 financiado por el DAAD Servicio Alemán de Intercambio Académico.

Referencias

Bandara, C. D., Ballerin, G., Leppänen, M., Tesfamichael, T., Ostrikov, K. K. y Whitchurch, C. B. (2020). Resolving bionano interactions of *E. coli* bacteria-dragonfly wing interface with helium ion and 3D-structured illumination microscopy to understand bacterial death on nanotopography. *ACS Biomaterials Science and Engineering*, 6(7), 3925-3932.

Bäumler, F., Gorb, S. N. y Büsse, S. (2018). Comparative morphology of the thorax musculature of adult anisoptera (*insecta: Odonata*): Functional aspects of the flight apparatus. *Arthropod Structure and Development*, 47(4), 430-441.

Betz, O., Wegst, U., Weide, D., Heethoff, M., Helfen, L., Lee, W. y Cloetens, P. (2007). Imaging applications of synchrotron X-ray phase-contrast microtomography in biological morphology and biomaterials science. I. general aspects of the technique and its advantages in the analysis of millimetre-sized arthropod structure. *Journal of Microscopy*, 227(1), 51-71.

Boudinot, B. E., Richter, A. K., Hammel, J. U., Szwedo, J., Bojarski, B. y Perrichot, V. (2022). Genomic-phenomic reciprocal illumination: *Desyopone hereon gen. et sp. nov.*, an exceptional aneuretine-like fossil ant from ethiopian amber (*hymenoptera: Formicidae: Ponerinae*). *Insects*, 13(9), 796.

Brown, K. y Harvey, M. (2014). Optical coherence tomography: Age estimation of *calliphora vicina pupae in vivo? Forensic Science International*, 242, 157-161.

Chitsaz, N., Marian, R. y Chahl, J. (2020). Experimental method for 3D reconstruction of odonata wings (methodology and dataset). *PLoS ONE*, 15(4), e0232193.

Donato, S., Vommaro, M. L., Tromba, G. y Giglio, A. (2021). Synchrotron X-ray phase contrast micro tomography to explore the morphology of abdominal organs in *pterostichus melas italicus dejean*, 1828 (*coleoptera, carabidae*). *Arthropod Structure and Development*, 62, 101044.

Flores, M., Longnecker, M. y Tomberlin, J. K. (2014). Effects of temperature and tissue type on *chrysomya rufifacies (diptera: Calliphoridae)* (macquart) development. *Forensic Science International*, 245, 24-29.

Garcia, F. H., Fischer, G., Liu, C., Audisio, T. L., Alpert, G. D., Fisher, B. L. y Economo, E. P. (2017). X-ray microtomography for ant taxonomy: An exploration and case study with two new terataner (*hymenoptera, formicidae, myrmicinae*) species from madagascar. *PLoS ONE*, 12(3), e0172641.

Godunko, R. J., Alba-Tercedor, J., Grabowski, M., Rewicz, T. y Staniczek, A. H. (2022). Cenozoic origins of the genus calliarcys (insecta, ephemeroptera) revealed by micro-CT, with DNA barcode gap analysis of *leptophlebiinae* and *habrophlebiinae*. *Scientific Reports*, 12(1), 15228.

Hönnicke, M. G., Cusatis, C., Rigon, L., Menk, R., Arfelli, F., Foerster, L. A. y Rosado-Neto, G. H. (2010). External and internal structure of weevils (insecta: Coleoptera) investigated with phase-contrast X-ray imaging. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 620(2-3), 589-593.

Hörnschemeyer, T., Beutel, R. G. y Pasop, F. (2002). Head structures of *priacma serrata leconte* (*coleptera, archostemata*) inferred from X-ray tomography. *Journal of Morphology*, 252(3), 298-314.

Kawasaki, Y., Matsumoto, A., Miyaki, T., Kinoshita, M., Kakuta, S., Sakai, T. y Ichimura, K. (2019). Three-dimensional architecture of pericardial nephrocytes in *drosophila melanogaster* revealed by FIB/SEM tomography. *Cell and Tissue Research*, 378(2), 289-300.

Klaus, A. V., Kulasekera, V. L. y Schawaroch, V. (2003). Three-dimensional visualization of insect morphology using confocal laser scanning microscopy. *Journal of Microscopy*, 212(2), 107-121.

Lehmann, P., Javal, M., Plessis, A. D. y Terblanche, J. S. (2021). Using µCT in live larvae of a large wood-boring beetle to study tracheal oxygen supply during development. *Journal of Insect Physiology*, 130, 104199.

Li, Y., Ruan, Y.-., Stanley, E. L., Skelton, J. y Hulcr, J. (2019). Plasticity of mycangia in *xylosandrus ambrosia* beetles. *Insect Science*, 26(4), 732-742.

Martín-Vega, D., Simonsen, T. J., Wicklein, M. y Hall, M. J. R. (2017). Age estimation during the blow fly intra-puparial period: A qualitative and quantitative approach using micro-computed tomography. *International Journal of Legal Medicine*, 131(5), 1429-1448.

Mattei, A. L., Riccio, M. L., Avilaa, F. W., Wolfner, M. F. y Denlinger, D. L. (2015). Integrated 3D view of postmating responses by the *drosophila melanogaster* female reproductive tract, obtained by micro-computed tomography scanning. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 112(27), 8475-8480.

Mikó, I., van de Kamp, T., Trietsch, C., Ulmer, J. M., Zuber, M., Baumbach, T. y Deans, A. R. (2018). A new megaspilid wasp from eocene baltic amber (hymenoptera: *Ceraphronoidea*), with notes on two non-ceraphronoid families: *Radiophronidae* and *stigmaphronidae*. *PeerJ*, 6, e5164.

Nur Aliah, N. A., Heo, C. C., Noor Shafini, M. y Mohd Hafizi, M. (2019). Age estimation of forensically important blowfly, *chrysomya megacephala* (diptera: *Calliphoridae*) pupae using micro-computed tomography imaging. *Tropical Biomedicine*, 36(3), 640-653.

Pruna, W., Guarderas, P., Donoso, D. A. y Barragán, Á. (2019). Life cycle of *lucilia sericata* (meigen 1826) collected from andean mountains. *Neotropical Biodiversity*, 5(1), 3-9.

Ribi, W., Senden, T. J., Sakellariou, A., Limaye, A. y Zhang, S. (2008). Imaging honey bee brain anatomy with micro-X-raycomputed tomography. *Journal of Neuroscience Methods*, 171(1), 93-97.

Ricciardi, R., Aringhieri, G., Faita, F., Benelli, G., Boccaccio, C., Lucchi, A. y Caramella, D. (2022). Echoentomography: A novel non-destructive imaging of soft-body insects through ultra-high frequency ultrasonography (UHFUS). *Entomologia Generalis*, 42(1), 147-161.

Ruan, Y., Konstantinov, A. S., Shi, G., Tao, Y., Li, Y., Johnson, A. J., . . . y Yang, X. (2020). The jumping mechanism of flea beetles (*coleoptera, chrysomelidae, alticini*), its application to bionics and preliminary design for a robotic jumping leg. *ZooKeys*, 915, 87-105.

Szabó, M., Kundrata, R., Hoffmannova, J., Németh, T., Bodor, E., Szenti, I., . . . y Ősi, A. (2022). The first mainland european mesozoic click-beetle (*coleoptera: Elateridae*) revealed by X-ray micro-computed tomography scanning of an upper cretaceous amber from hungary. *Scientific Reports*, 12(1), 24.

Smith, D. B., Bernhardt, G., Raine, N. E., Abel, R. L., Sykes, D., Ahmed, F., . . . y Gill, R. J. (2016). Exploring miniature insect brains using micro-CT scanning techniques. *Scientific Reports*, 6(1), 21768.

Taylor, G. J., Tichit, P., Schmidt, M. D., Bodey, A. J., Rau, C., y Baird, E. (2019). 1780. ELife, 8.

Vommaro, M. L., Donato, S. y Giglio, A. (2022). Virtual sections and 3D reconstructions of female reproductive system in a carabid beetle using synchrotron X-ray phase-contrast microtomography. *Zoologischer Anzeiger*, 298, 123-130.

Wipfler, B., Pohl, H., Yavorskaya, M. I. y Beutel, R. G. (2016). A review of methods for analysing insect structures — the role of morphology in the age of phylogenomics. *Current Opinion in Insect Science*, 18, 60-68.

Zhao, C., Ang, Y., Wang, M., Gao, C., Zhang, K, Tang, C. ... y Meier, R. (2020). Contribution to understanding the evolution of holometaboly: Transformation of internal head structures during the metamorphosis in the green lacewing *chrysopa pallens* (*neuroptera: Chrysopidae*). *BMC Evolutionary Biology*, 20, 1-27.

Antropología Virtual. Innovación y aplicaciones metodológicas para la identificación humana

Se terminó de editar el 31 de octubre de 2024, en el Labotatorio de Antropología y Odontología (LAOF) de la Escuela Nacional de Ciencias Forenses de la Universidad Nacional Autónoma de México, ubicado en el Circuito de Investigación Científica s/n, Ciudad Universitaria, Coyoacán, Ciudad de México. La edición estuvo al cuidado de los autores.

Antropología virtual. Innovación y aplicaciones metodológicas para la identificación humana es la materialización de un proyecto de colaboración entre académicos y expertos forenses de México y Alemania. En este libro se presentan los resultados de la aplicación de técnicas de imagen en entornos computacionales, la mayoría desarrollados durante la ejecución del proyecto en el Instituto de Servicios Periciales de la Fiscalía General de Estado de Oaxaca. En 10 capítulos se presentan diversos enfoques para el trabajo con fenotipos que tienen un interés en campo de la identificación humana forense y en antropología biológica, con el uso en fotografías y tomografías para la captura de la variación de diversas estructuras que pueden ser potenciales indicadores para la identificación de una persona no identificada.

Gracias al financiamiento del Servicio Alemán de Intercambio Académico (DAAD), en conjunto con la Sociedad Alemana de Cooperación Internacional (GIZ), este libro es parte de los resultados del programa Cooperación Universitaria Alemana-Mexicana para promover el Intercambio académico entre Médicos Forenses en México y Alemania (CoCiMex) como una aplicación del proyecto Fortalecimiento del Estado de Derecho en México de la GIZ, en colaboración con profesores, investigadores, expertos forenses y estudiantes del Instituto de Servicios Periciales de la Fiscalía General de Estado de Oaxaca, la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), la Universidad Autónoma Benito Juárez de Oaxaca (UABJO), y la Universidad de Bonn (Uni BONN).

