



REVISTA DE IMAGENOLOGÍA

ÓRGANO OFICIAL DE LA SOCIEDAD DE RADIOLOGÍA E IMAGENOLOGÍA DEL URUGUAY

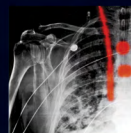
JUNTO A LA SOCIEDAD URUGUAYA DE NEURORADIOLOGÍA (SUNER)



ÉPOCA II / VOLUMEN XXIV / N° 2

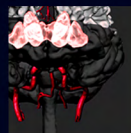
INTELIGENCIA ARTIFICIAL APLICADA A LA IMAGEN MÉDICA.

Dres. F. Aguirre, L. Carballo, X. González, V. Gigirey.



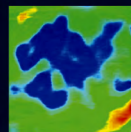
BIOMODELADO E IMPRESIÓN 3D EN URUGUAY: UNA NUEVA SUBESPECIALIDAD EN IMAGENOLOGÍA.

Dres. S. Zabala-Travers, J. Sattler, J. Perdomo.



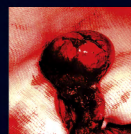
ELASTOGRAFÍA POR ULTRASONIDO: REVISIÓN DE ASPECTOS TÉCNICOS Y APLICACIONES CLÍNICAS. PARTE I.

Dres. L. Servente, F. Avondet, S. Milans, N. Benech, C. Negreïra, J. Brum.



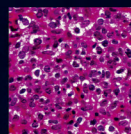
POLIORQUIDISMO CON TORSIÓN: REPORTE DE UN CASO Y REVISIÓN DE LA LITERATURA.

Dres. G. Konajovich, D. Bustamante.



LINFOMA ÓSEO PRIMARIO DEL HUESO SACRO.

Dres. A. Correa, G. Gutiérrez, F. Garagorry, A. Cristiani, E. Corchs.



HERNIACIÓN VENTRAL IDIOPÁTICA DE LA MÉDULA ESPINAL. UNA ENTIDAD POCO RECONOCIDA.

Dres. N. Sgarbi, O. Telis.



E II / V XXIV / N 2
ENE/JUN 2021

IMPACTO DE LA PANDEMIA POR EL VIRUS SARS-COV-2 EN EL DEPARTAMENTO CLÍNICO DE IMAGENOLÓGIA.

Desde el momento en que se describieron los primeros casos de pacientes con infección por Sars Cov-2, en diciembre del 2019 en Wuhan, China, pasaron menos de 3 meses para que, el 13 de marzo de 2020, se declarara la emergencia sanitaria en nuestro país. Al momento de escribir este editorial, 16 meses después, hay prácticamente 6000 fallecidos por Covid 19. Luego de 5 meses de un intenso plan de vacunación que ha alcanzado a más del 70% de los mayores de 12 años (población objetivo) se ha logrado un descenso brusco del número de casos y han transcurrido las primeras 48 horas sin fallecidos por este virus.

Hemos vivido una situación absolutamente inédita para todos, con repercusiones sanitarias, sociales y económicas, que han determinado la necesidad de un abordaje multidisciplinario para su mejor comprensión.

Nunca antes habíamos vivido situación semejante. Cuando a fines de la década del 80 surgió una nueva enfermedad, el SIDA vinculada al VIH, revolucionó muchos aspectos de la sociedad, el modo de vivir la sexualidad, la relación médico-paciente, la comprensión de la patología, las diferentes formas de manifestación clínica, las enfermedades asociadas, riesgos, transmisibilidad, desarrollo de nuevos fármacos, etc. Sin embargo este proceso se dio a lo largo de varios años. En esta oportunidad, prácticamente lo vivimos de un viernes a un lunes. El desconocimiento por tratarse de una enfermedad nueva generó temor en muchos de nosotros y también desconcierto. En lo asistencial, los servicios de imágenes no han sido los que han tenido la peor carga, considerados globalmente, como sí lo tuvieron los servicios asistenciales (emergencia, CTI.). Hubo una drástica reducción inicial del número de estudios producidos en el Departamento de Imagenología.

Se desarrollaron pautas básicas para adecuar el servicio a las diferentes situaciones; seguimos además las recomendaciones generales desarrolladas por el Comité de Infecciones del propio Hospital, ajustadas a nuestro entorno.

Como característica de esta pandemia, debemos señalar que la gran mayoría de los estudios radiológicos simples del hospital se realizaron en la propia cama del paciente, fuera del Departamento. Esto determinó un esfuerzo gigantesco por parte de los licenciados que habitualmente realizan estos estudios, que vieron multiplicado el número de radiografías, trabajando con equipos radiológicos "portátiles" no adaptados a una situación de alta exigencia, debiendo cumplir todas las medidas de protección básica personal.

En lo docente: un cambio sustancial. Hasta ahora la actividad docente estaba centrada en el intercambio alumno-docente en el propio espacio hospitalario. Hubo que ajustar la presencia de los docentes y postgrados a las recomendaciones de la Universidad. Esto necesariamente obligó a un complemento a través de actividades desarrolladas a distancia. En este sentido hubo una respuesta magnífica por parte del staff docente, que demostró un potencial poco desarrollado hasta el momento. Se establecieron una gran cantidad de actividades semanales, periódicas, en formato de cursos, así como de talleres de casos, ateneos de seccional y ateneos personales, todos desarrollados a distancia. También se han impartido clases que quedan "colgadas" en un canal de You Tube ("Departamento Imagenología") que permite su visualización a los alumnos en el horario más conveniente.

Incluso esto permitió una amplificación de las actividades docentes del Departamento fuera de él, ya que facilitó la asistencia de numerosos colegas, post graduados o no, que habitualmente no asistían pero se "engancharon" con esta modalidad. Además facilitó la participación de expertos de nuestra área o de otras especialidades.

Es un desafío de futuro reconocer e incorporar dentro de la carga horaria habitual de los docentes estas actividades cuya planificación, elaboración y ejecución no se realiza necesariamente en el ámbito hospitalario, combinando de este modo, actividades presenciales y a distancia.

Hemos llevado a adelante sin postergaciones todos los semestres, no se generaron retrasos. Tuvimos que modificar fechas de pruebas, ajustar el calendario de las mismas e incluso modificar la modalidad (presencial-virtual).

Se suspendieron todas las actividades presenciales de los pregraduados (cursos optativos y electivos).

Impacto en otros procesos

Como dijimos al inicio, la pandemia afectó a toda la sociedad. La actividad de sectores de gestión administrativa dentro de la Facultad de Medicina y del Hospital de Clínicas se redujo considerablemente lo que sin duda impactó en nuestra gestión. El proceso de bajas (por cese, jubilación, renunciaciones) y altas (nombramientos, desarrollo de concursos) fue sumamente complejo, lo que terminó reduciendo en una merma en nuestras capacidades.

La pandemia ha suspendido todas las actividades de congresos y encuentros presenciales, así como las pasantías de nuestros docentes y residentes por otros Centros. Entiendo que esto ejerce un efecto motivacional, además de la incorporación de conocimientos y destrezas, que es difícil de sustituir con los congresos "virtuales".

La vida continúa

Por suerte, hemos concretado proyectos que se venían trabajando desde tiempo atrás. En plena pandemia se instaló un mamógrafo con tomosíntesis que abre un capítulo enorme de posibilidades para la mejor asistencia, docencia e investigación. También hemos participado en la selección y desarrollo de un nuevo equipo para la sala de estudios vasculares del Hospital, también de última generación, con enormes posibilidades para los imagenólogos.

Conclusión

Es difícil tener una mirada sin la perspectiva suficiente del paso del tiempo en un proceso que aún no ha finalizado.

El desarrollo de esta pandemia ha dejado lamentablemente numerosos fallecidos. Pero también ha permitido desarrollar fortalezas probablemente poco exploradas. Ha dejado en evidencia que aquellas técnicas básicas como son los estudios radiológicos simples siguen siendo herramientas esenciales para el manejo clínico de los pacientes. Debemos poner énfasis entonces en mejorar el equipamiento en este sector. Debemos también reconocer al personal que actúa realizando este tipo de estudios (siendo habitualmente la tomografía computada y la resonancia magnética las "estrellas").

Debemos repensar un nuevo modelo de docencia, con docentes que combinen la práctica asistencial directa con los talleres y clases utilizando las nuevas herramientas que permiten las tecnologías informáticas.

Prof. Dr. Luis Dibarboure

Director Departamento Clínico de Imagenología
Hospital de Clínicas – Facultad de Medicina - UdelAR

REVISTA DE IMAGENOLOGÍA

2a. Época Vol. XXIV, Nº2

ENERO / JUNIO 2021

ISSN : 07979193

revistasriu@adinet.com.uy

EDITOR RESPONSABLE

Dr. Agustín Arruti

Depto. de Radiología - Biblioteca
Hospital de Clínicas
dragustinarruti@gmail.com

CONSEJO EDITORIAL

Agustín Arruti
Médico Imagenólogo
Luis Dibarbouré
Médico Imagenólogo
María Herrera
Lic. Bibliotecología
Encargada Biblioteca SRIU
Marcelo Langleib
Médico Imagenólogo
Eduardo Wilson
Médico Neurocirujano
Silvina Zabala
Médico Imagenólogo

ADM. GENERAL Y
ASESOR DE
PUBLICACIONES

Lic. María Herrera

DISEÑO GRÁFICO

Diego Macadar

PUBLICACIÓN
SEMESTRAL

Órgano Oficial de la
Sociedad de Radiología
e Imagenología del Uruguay.
Todos los derechos
reservados.

Circulación gratuita para socios.
sriu@adinet.com.uy
Indexada en LATINDEX

SUMARIO

EDITORIAL

Prof. Dr. Luis Dibarbouré.....41

NUEVAS TECNOLOGÍAS EN IMAGENOLOGÍA, VISIÓN DE REFERENTES NACIONALES.

ARTÍCULO DE OPINIÓN.....43

INTELIGENCIA ARTIFICIAL APLICADA A LA IMAGEN MÉDICA.

ARTÍCULO DE REVISIÓN

Dres. F. Aguirre, L. Carballo, X. González, V. Gigirey.....47

BIOMODELADO E IMPRESIÓN 3D EN URUGUAY: UNA NUEVA SUBESPECIALIDAD EN IMAGENOLOGÍA.

ARTÍCULO DE REVISIÓN

Dres. S. Zabala-Travers, J. Sattler, J. Perdomo.....59

AUTORIDADES DE LA SRIU.....74

ELASTOGRAFÍA POR ULTRASONIDO: REVISIÓN DE ASPECTOS TÉCNICOS Y APLICACIONES CLÍNICAS. PARTE 1.

ARTÍCULO DE REVISIÓN

Dres. L. Servente, F. Avondet, S. Milans, N. Benech, C. Negreira, J. Brum.....75

POLIORQUIDISMO CON TORSIÓN: REPORTE DE UN CASO Y REVISIÓN DE LA LITERATURA.

REPORTE DE CASOS

Dres. G. Konajovich, D. Bustamante.....87

LINFOMA ÓSEO PRIMARIO DEL HUESO SACRO

REPORTE DE CASOS

Dres. A. Correa, G. Gutiérrez, F. Garagorry, A. Cristiani, E. Corchs.....93

ESPACIO DE NEURORRADIOLOGÍA HERNIACIÓN VENTRAL IDIOPÁTICA DE LA MÉDULA ESPINAL. UNA ENTIDAD POCO RECONOCIDA.

REPORTE DE CASOS

Dres. N. Sgarbi, O. Telis.....97

REGLAMENTO DE PUBLICACIONES

REVISTA DE IMAGENOLOGÍA DEL URUGUAY.....102





QUEREMOS AGRADECER PÚBLICAMENTE A LAS SIGUIENTES EMPRESAS, EN NOMBRE DE LA SOCIEDAD DE RADIOLOGÍA E IMAGENOLOGÍA DEL URUGUAY. GRACIAS!!!

Laboratorio
mediQ[®]

cenit •
SOLUCIONES QUE DAN VIDA

TERA
INGENIEROS

VISTAZO
PHARMA GROUP

SIEMENS
Healthineers

claplabo_{Medical}⁺

mare

ARTÍCULO DE OPINIÓN NUEVAS TECNOLOGÍAS EN IMAGENOLÓGÍA, VISIÓN DE REFERENTES NACIONALES.

Tanto la Inteligencia Artificial (IA) como el Biomodelado 3D (BM) representan nuevas tecnologías que se han consolidado dentro de la medicina y la Imagenología. Basta realizar una búsqueda en PubMed y ver el crecimiento exponencial que han sufrido las publicaciones en ambas disciplinas, o asistir a la reunión anual de la RSNA y apreciar espacio físico, el número de conferencias y talleres destinados a ellas dentro del congreso, para dimensionar su crecimiento y el lugar que se les asigna hoy día.



Dr. Luis Dibarboure



Dr. Nicolás Sgarbi



Dr. Gustavo Febles

En Uruguay han existido experiencias con BM desde hace algunos años tanto dentro como fuera de la especialidad. Desde hace algunos años se creó en el Departamento de Imagenología del Centro Hospitalario Pereira Rosell, el laboratorio de innovación el cual viene realizando una gran labor en el área.

En la actualidad existen también algunas experiencias puntuales en el uso de la IA en Imagenología, como por ejemplo en el Servicio de Imagenología de COMECA donde se viene desarrollando y poniendo a punto la implementación de la IA en la lectura sistemática de las radiografías de tórax.

El comité editorial se contactó con tres referentes de diferentes áreas de la Imagenología Nacional y conocer su visión sobre estas nuevas tecnologías. El Dr. Luis Dibarboure subespecializado en el área de Cuerpo, el Dr. Gustavo Febles referente en el área de la Imagenología Mamaria y el Dr. Nicolás Sgarbi subespecialista en Neurorradiología.

Revista de Imagenología (RI): ¿Cómo ves estas nuevas tecnologías en Imagenología?Cuál es tu opinión sobre ellas?

Dr. Luis Dibarboure (LD): IA ya está instalada. Considero que es y se va a desarrollar como una herramienta fundamental en el diagnóstico por imágenes y en el resto del la Medicina. Creo que la brecha existente en el desarrollo de la tecnología entre los países “centrales”, generadores de desarrollo tecnológico y el resto puede ampliarse, de no tomarse medidas activas en este sentido (ser genera-

dores de conocimiento y no simples aportadores pasivos de datos).

En cuanto al Biomodelado 3D tengo enormes dudas en cuanto al beneficio real para los pacientes. Entiendo que puede ser útil para la planificación quirúrgica en algunas circunstancias puntuales, bien determinadas, en centros de referencia. Su uso abusivo determinado por una demanda artificial generada por técnicas de marketing, pueden incrementar los costos sanitarios sin un aporte efectivo en los resultados para los pacientes. En definitiva, como todas las herramientas de la medicina, puede ser útil en casos seleccionados, aplicados en centros de referencia por técnicos competentes

Dr. Nicolás Sgarbi (NS): Nuestra especialidad es altamente dependiente de la tecnología por lo que estamos y debemos estar habituados a la aparición e introducción de nuevas técnicas en la práctica.

Entiendo además que los avances tecnológicos se producen cada vez con mayor rapidez y de forma muy significativa buscando generar impacto en el proceso asistencial. Creo fundamental el desarrollo constante de tecnología, su estudio y aprobación para luego su aplicación en la práctica diaria.

Tanto la IA como la modelación 3D buscan solucionar problemas específicos de la radiología y creo que tienen un gran potencial.

Dr. Gustavo Febles (GF): La inteligencia artificial (IA) está incorporándose cada vez más en muy diversos ámbitos de nuestras vidas y en particular en medicina.

Una de las áreas de la medicina en las cuáles está teniendo mayor desarrollo es la imagenología. Hay miles de artículos científicos publicados, referentes a la IA en imagenología y hay cientos de aplicaciones que ya se están utilizando o están en etapa de experimentación. Hay múltiples empresas dedicadas al desarrollo de aplicaciones de IA para imagenología y también hay varias Universidades o Instituciones científicas que ofrecen cursos de IA como una subespecialización dentro de la imagenología.

Creo que la evolución que está mostrando la IA en imagenología se ajusta a los conceptos de Gartner Inc. (empresa consultora y de investigación de las tecnologías de la comunicación), en relación a los procesos de adopción y aplicación comercial de una nueva tecnología. Estamos en la etapa de "lanzamiento" o presentación del producto, lo cual genera mucho interés. Estaríamos avanzando hacia el pico de "expectativas sobredimensionadas" en el cual algunas de las aplicaciones en desarrollo van a fracasar. Es probable que siga una etapa de "abismo de desilusión" porque no todas las expectativas se van a cumplir. Finalmente avanzaremos a una "rampa de consolidación" donde se irán afianzando las aplicaciones que demuestran su eficacia, eficiencia y seguridad, para llegar a una "meseta de productividad" que es cuando sus beneficios están ampliamente demostrados y aceptados.

Independientemente de esta probable evolución, no hay duda de que la IA va a producir cambios en muchos aspectos de nuestra especialidad.

En suma, a pesar de que todavía no está bien establecido cuáles de todas las aplicaciones de IA llegarán a la "meseta de productividad", sin duda la imagenología está cambiando y nuestra obligación es adaptarnos a ese cambio.

RI: Contanos acerca de tus experiencias con estas tecnologías.

LD: Con AI probablemente en múltiples actividades cotidianas: dictáfono (uso habitualmente), aplicación en el celular para cálculos de filtrado glomerular, aplicación para estadificación de cáncer de pulmón, Lirads, Pirads, etc. También en los equipos, optimización de las dosis y calidad de imagen en TC y RM según zona a estudiar, corrección de artificios de movimiento en RM, sincronización de movimiento y posición del paciente en diferentes secuencias.

Estaciones de trabajo magníficas que facilitan la detección de nódulos pulmonares, endoscopía virtual, volumetría; fusión de imágenes. Espectroscopía, difusión y sus interpretaciones diagnósticas...

También en la propuesta que hemos recibido para incorporarnos a proyectos internacionales de IA para la toma de decisiones en el stroke y en el tromboembolismo pulmonar. Estos en fase de evaluación por comité de Ética del Hospital.

He revisado una monografía del área de ingeniería, muy interesante, donde se planteaba el desarrollo de una aplicación para celular para archivar una historia personal de dosis de Rx recibidas y acumuladas por estudios de diagnóstico médico.

Otro aspecto es el vinculado a los diferentes modelos de Informe radiológico, el eventual valor del informe estructurado para asegurar bases de datos de algún modo "uniformes" y no sujetas a problemas de estilo del lenguaje del radiólogo.

En cuanto al Biomodelado; he recibido información básica de una empresa local que se dedica a eso y en los congresos de la especialidad. Me parece muy interesante en cuanto a las posibilidades en el desarrollo del aprendizaje en el área de la salud con modelos de tipo fantasmas.

Además he recibido información básica en cuanto a lo que se realiza en el CHPR.

Sinceramente no es un tema que me despierte interés. Creo que las enormes capacidades de reconstrucción de las imágenes en una estación de trabajo de buena configuración son mucho más provechosas. Aunque no ha acaparado mi atención como para obtener información bibliográfica de calidad que me permita tener una opinión mejor fundamentada.

NS: He tenido algunas experiencias con ambas herramientas.

Con IA solamente a forma de prueba con una solución que busca analizar y cuantificar las zonas de isquemia y penumbra en pacientes con ACV isquémico, y otra que permite avanzar en la clasificación genómica de tumores cerebrales que será de gran importancia en un futuro cercano (tratamientos oncológicos personalizados).

Muy interesantes ambas herramientas pero aún en fase de prueba y de difícil aplicación en nuestro medio.

En modelado 3D tengo experiencia en uno de los centros donde trabajo y creo que su mayor impacto no es en el diagnóstico sino en la planificación de procedimientos invasivos de diagnóstico o tratamientos quirúrgicos complejos o de reconstrucción.

De la interacción con los clínicos entiendo que se ve como fundamental en pacientes que requieren cirugía mayores, complejas, sobre todo en procesos con importantes relaciones vasculares.

RI: ¿Cómo te imaginas la interacción entre el Imagenólogo y estas nuevas modalidades en la práctica diaria en el futuro?

LD: En IA el imagenólogo debe aprender a utilizar y mejorar esta herramienta, porque no tengo dudas va a permitir mejorar el rendimiento en cuanto a calidad y número de estudios por unidad de tiempo.

En Biomodelado 3D me resulta difícil predecir su desarrollo. Entiendo que en la medida que la tecnología sea más barata y accesible, el imagenólogo deberá involucrarse para generar las imágenes más adecuadas para lograr el objetivo de un buen modelo.

NS: Entiendo que la interacción deberá ser progresiva y natural, estas nuevas modalidades deben ser consideradas como herramientas y no como problemas u obstáculos. La IA puede contribuir mucho al trabajo rutinario del radiólogo, sobre todo en centros de referencia donde el

volumen de estudios, sobre todo de tamizaje, hacen la tarea monótona e induce a errores frecuentes.

En el caso del modelado 3D exigirá una mayor interacción entre el radiólogo y el clínico lo que debe ir acompañado de la adquisición constante de nuevos conocimientos para poder responder a las necesidades de los colegas.

GF: Las nuevas tecnologías incidirán en nuestra especialidad en 3 grandes escenarios: la cuantificación y estratificación de riesgo, la complementación y la optimización de métricas operativas.

La cuantificación y estratificación de riesgo incluye tareas tales como: medición de la densidad mamaria, calcio coronario, grasa en el hígado, calcio óseo, edad ósea, volumen de un órgano, volumen tumoral, dosis de radiación, etc. Estas tareas van a ser realizadas en forma mucho más precisa y reproducible, en relación a la misma tarea realizada por un médico radiólogo humano.

El escenario de complementación incluye todas las tecnologías que apoyan al médico radiólogo en el proceso diagnóstico y hacen que la precisión aumente. Existen múltiples aplicaciones de IA que han sido entrenadas para diagnosticar diferentes patologías. Los estudios indican casi sin excepciones que la precisión de los diagnósticos es superior cuando actúa el humano en combinación con la aplicación de IA. En este escenario se incluyen también tecnologías más polémicas desde el punto de vista ético ya que implican el funcionamiento autónomo de las aplicaciones. Es el caso por ejemplo de sistemas entrenados para analizar radiografías de tórax o mamografías, cuyo objetivo es detectar los estudios normales y dejar los estudios que contienen alguna anomalía para que sean informados por el médico radiólogo.

El escenario de optimización de métricas operativas se refiere al manejo eficiente de datos para generar información útil en los más diversos aspectos de nuestra especialidad. Por ejemplo, estas tecnologías se pueden usar para la gestión de un centro de diagnóstico por imágenes, en todos sus aspectos: recursos materiales y humanos, productividad por sala, por modalidad o por médico, control de calidad, evaluación del desempeño, investigación, etc.

RI: ¿Cuáles te parecen las utilidades más interesantes de estas nuevas modalidades?

GF: Me resultan muy interesantes dos funciones de la IA que están en los fundamentos de la mayoría de las aplicaciones en desarrollo, independientemente de cual sea su complejidad y sus objetivos. Me refiero a la segmentación y a la radiómica.

La segmentación es la función mediante la cual los elementos de imagen que representan el mismo tipo de tejido son agrupados en un solo conjunto y son referenciados en una misma clase. Comprende las tareas de reconocimiento y delineación. Es la etapa inicial de funcionalidades más complejas. Por ejemplo, en cualquier órgano permite reconocer y delinear un tumor u otro tipo de tejido patológico (dependiendo de cómo haya sido entrenado

el sistema).

La radiómica es el proceso de extracción de características cuantitativas de las imágenes que se utilizan para generar patrones que permiten hacer predicciones en varios tópicos de interés. Por ejemplo: combinando los datos cuantitativos extraídos de las imágenes con datos provenientes de otras fuentes (clínica, laboratorio, etc.) es posible establecer predicciones en varios aspectos, como puede ser, pronóstico vital, subtipo tumoral, predicción de respuesta a un tratamiento, etc.

NS: La IA entiendo que es una excelente herramienta para modalidades de tamizaje como en imagenología mamaria, pesquisa de nódulo pulmonar, clasificación o estadificación de algunos tumores entre otros.

No sólo permite homogeneizar el trabajo sino además aumentar la productividad como ha sido demostrado y que es fundamental en estas situaciones por el elevado número de estudios.

En el caso del modelado 3D creo que tiene su aplicación en la planificación pre-quirúrgica o de procedimientos de diagnóstico invasivo así como también puede ser una excelente herramienta para el aprendizaje de la anatomía normal, lo que entiendo fundamental para la formación en nuestra especialidad.

También es fundamental en especialidades que realizan técnicas de reconstrucción como por ejemplo en fracturas complejas del macizo facial y para la colocación de prótesis y artrodesis.

LD: IA en la realización de diagnósticos más acertados. Disminuir la posibilidad de errores.

Biomodelado 3D en el área de la traumatología, también en la evaluación preoperatoria de cardiopatías congénitas complejas, aneurismas, etc. Eventualmente en reconstrucción de la vía aérea.

RI: Un mensaje a los nuevos radiólogos o estudiantes de radiología sobre el futuro de la especialidad.

LD: La medicina es un área del conocimiento apasionante, que tiene infinitud de vertientes, pero nunca debemos olvidar que el objetivo es realizar un aporte para la resolución de un problema de salud a una persona. Esto es por supuesto, aplicable a la Imagenología.

La especialidad lleva 4 años, pero convertirse en un experto lleva muchísimo tiempo más. Sólo el tiempo no convierte a nadie en experto, hay estudio y dedicación. Lo más importante siempre son los conocimientos básicos y esenciales, a veces difíciles de identificar en la marea gigantesca de información. Esas bases serán útiles para toda la vida, más allá de los cambios naturales generados por el desarrollo de la tecnología.

El incesante desarrollo de la tecnología también es apasionante. Descubrir sus beneficios, zambullirse en todo lo que nos puede aportar para la mejor resolución de los pacientes es un enorme desafío. En esto, los jóvenes están en una situación de privilegio, en cuanto a su mayor capacidad de adaptación y flexibilidad para adquirir nuevas

formas de hacer las cosas. Sin embargo nunca despreciar la experiencia de los mayores, que tienen la sabiduría adquirida por haber resuelto situaciones similares.

En cuanto a la IA, conocerla y aprovechar sin temores sus virtudes. Nunca se hará responsable de los pacientes. El Biomodelado 3D, puede contribuir en aquellas áreas donde reconozcan su utilidad para los colegas y pacientes.

NS: Creo fundamental que se introduzca el aprendizaje de toda nueva modalidad en las etapas formativas de forma tal de que se conciban como herramientas y no como problemas o potenciales sustitutos del trabajo del especialista.

Si bien es una discusión real y actual, estas herramientas tienen su espacio y sus aportes innegables, y en este sentido deben ser consideradas.

Así debemos adaptarnos a los cambios sobre todo en el rol del especialista en algunos ámbitos debiendo participar no sólo en la etapa diagnóstica sino en otros aspectos del proceso asistencial.

En definitiva toda nueva herramienta o modalidad genera ese tipo de cambio, un nuevo rol del especialista en diagnóstico por imágenes.

No debe ni puede suceder que por una resistencia al cambio el radiólogo deje de lado estas modalidades ya que ellos impactará sin dudas de forma negativa en la calidad e nuestro trabajo y en la participación en los equipos asistenciales.

GF: El primer mensaje que daría a las nuevas generaciones de radiólogos es acerca de la capacitación. Actualmente es tan importante capacitarse en los fundamentos de la IA, como lo era antes y sigue siendo la capacitación en las bases físicas de las diferentes modalidades de imagen. En ese sentido, en Uruguay estamos en déficit, ya que esa capacitación no está incluida en el programa curricular de la especialidad y debería estarlo.

El segundo mensaje se refiere a la subespecialización. Es necesario que el médico radiólogo profundice sus conocimientos en un área específica (neuro, músculo-esquelético, mama, tórax, body, etc.) y en esa área domine todas las técnicas de imagen y las técnicas de diagnóstico intervencionistas. Además, en cada área debe sumar conocimientos de otras disciplinas afines. Es la única forma de que el médico radiólogo pueda ser una pieza importante en el equipo médico encargado de la salud de un paciente. Esta capacitación le permitirá interactuar de igual a igual con colegas de otras especialidades dentro de esa área. Ya no hay lugar para el médico radiólogo generalista o para el médico radiólogo dedicado solamente a una modalidad de imagen. El médico radiólogo que solamente informe radiografías de tórax u óseas, por más capacitación que tenga en esas áreas, pasará a ser irrelevante si no domina las demás técnicas de imagen vinculadas a esas áreas mencionadas. La IA puede alcanzar un rendimiento diagnóstico, en una modalidad específica, que sea insuperable para el humano, sin embargo, es poco probable que pueda alcanzar las habilidades humanas para integrar la información proveniente de varias modalidades de imagen y otras fuentes de información.

Finalmente, el tercer mensaje que quiero dejar, se refiere a la invisibilidad del médico radiólogo. Tradicionalmente los médicos radiólogos han manifestado una tendencia a mantenerse aislados en las salas de informe, sin integrarse totalmente a los equipos médicos que toman decisiones con respecto a los pacientes. Eso debe cambiar y el médico radiólogo debe adoptar una actitud que tienda a jerarquizar nuestra especialidad. Independientemente de la elaboración del informe radiológico, en los casos relevantes el médico radiólogo debe comunicarse personalmente con el paciente y con el médico tratante y además debe integrarse a los grupos de discusión. De nuestra actitud depende que la especialidad sea jerarquizada o no.



INTELIGENCIA ARTIFICIAL APLICADA A LA IMAGEN MÉDICA. REVISIÓN DE TEMA.

Dres. Federico Aguirre*, Leandro Carballo**, Ximena González***, Verónica Gigirey****.

RESUMEN

La inteligencia artificial es una disciplina que comprende un espectro amplio de funcionalidades, entre las que se destaca el análisis de las imágenes digitales. Particularmente dicha área, ha tenido un desarrollo exponencial en la última década fomentado por los avances en el deep learning. Innovaciones que han repercutido directamente en la imagenología, donde uno de los sustratos principales representa el análisis de imágenes con fin diagnóstico.

Los objetivos principales de la inteligencia artificial abarcan desde el auxilio al médico radiólogo, la optimización de la imagen, reconocimiento de estructuras, segmentación de lesiones, hasta la transcripción del informe.

Todas ellas comparten amplio potencial de impacto en la especialidad y por ende en la medicina, donde el rol de la radiología es cada día más preponderante.

En esta revisión, analizaremos publicaciones recientes, artículos de trabajos multidisciplinarios que se han desarrollado a nivel mundial; así como aplicaciones probadas en radiología, basadas en inteligencia artificial.

Palabras clave:

Inteligencia artificial- deep learning- imagenología- segmentación automática de lesiones- radiólogo

ABSTRACT

Artificial intelligence encompasses a large spectrum of functionalities, among which the digital image analysis stands out. Particularly this area, has witnessed an exponential development during the last decade, fueled by advances in deep learning. Innovations that have had a direct impact on radiology, where one of the main substrates represents the analysis of images for diagnostic purposes.

The main objectives of artificial intelligence in radiology, range from: assisting the radiologist, image optimization, structure recognition, segmentation, to the report's transcription. All of them share a wide potential in the specialty and therefore in medicine, where the role of radiology is becoming increasingly prevalent.

In this review, we will analyze recent publications, articles of multidisciplinary works that have been developed worldwide; as well as proven applications in radiology, based on artificial intelligence.

Key words:

Artificial intelligence- deep learning- radiology- automatic lesion segmentation- radiologist

INTRODUCCIÓN

La inteligencia artificial (IA) posee un sitio preponderante en la imagenología, puesto que su sustrato principal es el análisis de imágenes digitales. Esta disciplina se sigue desarrollando en forma vertiginosa y viene traspasando la frontera del campo experimental al uso clínico diario. Esto en parte a que la asequibilidad de hardware cada vez más poderosos ha permitido transformar en realidad múltiples proyectos, que teóricamente, bajo los lineamientos convencionales informáticos hubiesen sido muy difíciles de lograr. [1]

La IA se puede definir como el campo de estudio de los dispositivos inteligentes, que son aquellos agentes definidos como los que perciben su ambiente y toman acciones para maximizar su chance de cumplir objetivos. El término "inteligencia artificial" fue acuñado por John McCarthy en 1956 haciendo alusión a "la ciencia e ingenio de hacer máquinas inteligentes". Coloquialmente aplicaría cuando un dispositivo mimetiza las funciones cognitivas que los humanos entienden

inherentes a las mentes humanas, como el aprendizaje y la resolución de problemas. Lo que se comprende como inteligencia artificial convencionalmente, en su todo, engloba lo que refiera al desarrollo y diseño de sistemas computarizados que intenten realizar una tarea propia entendida culturalmente como propia de los seres humanos (ejemplo: la resolución de problemas). Representa el análisis formal y la teoría detrás del comportamiento humano ante distintos problemas. [2] Se basa en el análisis formal y estadístico del comportamiento humano.

Es controversial el límite del campo de estudio de la inteligencia artificial, en lo que concierne a qué se define como inteligencia artificial (IA). A medida que el campo de la informática ha avanzado; tareas antiguamente consideradas como "requerientes de inteligencia" se han ido removiendo de la definición conforme se han asimilado mejor sus mecanismos y

*Médico
Imagenólogo,
COMECA.

**Médico
Imagenólogo,
Ingeniero Biomédico,
FLENI.

***Prof. Adjto. Depto.
Imagenología, HC.

****Prof. Agdo. Depto.
Imagenología, HC.

sus problemas han sido formalizados.

Su utilidad en la imagenología se puso en boga debido al desarrollo de la deep learning (aprendizaje profundo), rama de la IA que se basa en el desarrollo de redes neurales artificiales a las que se les “enseña” al brindar data y cuya eficacia aumenta conforme aumenta su aprendizaje. [3] Con el mejor desarrollo de los hardware, la mayor capacidad de las unidades de procesamiento; muchos modelos basados en deep learning comenzaron a demostrarse más eficaces en lo concerniente al reconocimiento de imágenes, que los basados en inteligencia artificial “convencional”- no supervisada. El aprendizaje se realiza basándose en datos empíricos y se centra en el estudio de mecanismos adaptativos que permitan comportamiento inteligente de sistemas cambiantes y complejos.

Los problemas o metas tradicionales que abarcan el campo de la inteligencia artificial (IA), incluyen: razonamiento, planificación, aprendizaje, procesamiento natural del lenguaje, percepción y habilidad para manipular objetos. Por algún motivo, de todas dichas funciones de la IA; el reconocimiento de estructuras en imágenes digitales no sólo ha de ser una prometedora herramienta; sino que con el entrenamiento adecuado es considerablemente mejor que el reconocimiento humano. Esto implica un punto sensible en la imagenología; donde la inteligencia artificial traerá cambios sustanciales en el rendimiento y las formas de trabajar del médico radiólogo. Si bien nuestra especialidad hoy día, es el arquetipo de que tan lejos puede llegar la IA en la medicina, no es la primera ni será la última de las alteradas.

Aunque es muy difícil especular a largo plazo en terreno de la informática, sí lo podemos hacer en corto plazo; y ya en ese panorama se prevé a la imagenología francamente modificada por el uso de modelos y softwares de IA aplicados a sus técnicas. Es por eso que en recientes

revisiones del American Journal of Radiology (AJR) se ha postulado que a 10 años los radiólogos no serán sustituidos por la inteligencia artificial, pero es muy probable que los radiólogos que manejen inteligencia artificial comiencen a sustituir a los que no la manejen. [4]

CLASIFICACIÓN

A groso modo, el machine learning posee dos grandes subdivisiones; el aprendizaje no supervisado y el supervisado. Nos centraremos en este último, de mayor interés en nuestra especialidad:

El aprendizaje supervisado representa los postulados convencionales de la IA sumado al desarrollo interactivo; es decir, aprendizaje basado en modificaciones interactivas en los sistemas de conexiones. El deep learning es un método basado en supervisión que utiliza una arquitectura específica que remeda una red neural. El poder de esta técnica se basa en su escala y habilidad para automáticamente extraer características relevantes frente a un problema. En el pasado reciente, la construcción de un sistema de inteligencia artificial convencional llevaba mucho tiempo de inversión en la creación, producción y corrección de algoritmos, y esto es lo que últimamente ha cambiado, haciéndose cada vez más realizable.

El deep learning pone énfasis en la data que es brindada y etiquetada al sistema. Permite que éste la digiera en redes que arquitectónicamente se disponen emulando las capas del córtex de los mamíferos, haciendo sus conexiones las veces de interneuronas que enlazan las mismas. Por ejemplo, en los sistemas de reconocimiento facial generados, muchas de las características que priorizan los sistemas son similares a las del córtex visual de los mamíferos. La red, sustrato del deep learning, se compone de distintas capas, con interconexiones y una dirección en la que los datos se propagan por cada capa con una tarea específica. [5]

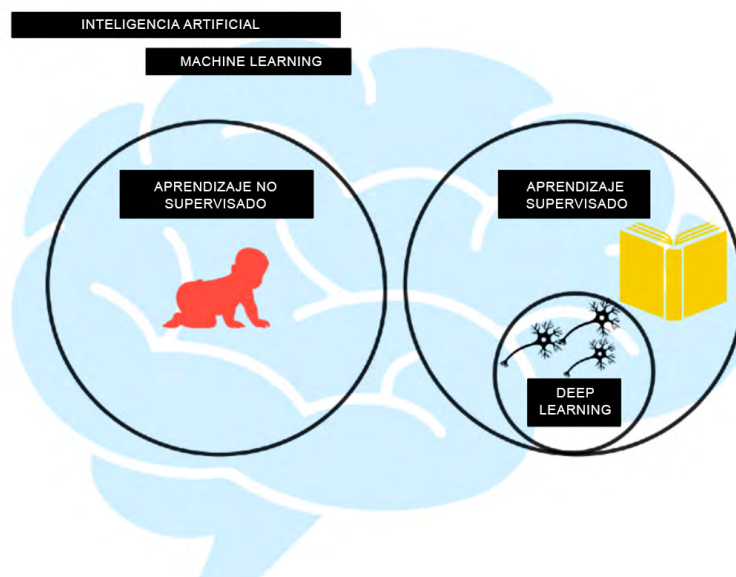


Figura 1
Mapa de la inteligencia artificial-machine learning.
Comprende los subgrupos de aprendizaje no supervisado y supervisado. Dentro del aprendizaje supervisado está demarcado el grupo de deep learning, en el que nos adentraremos puesto que es el que ha demostrado tener mayor impacto en radiología.

DISECCIÓN DEL DEEP LEARNING LAS REDES CONVOLUCIONALES

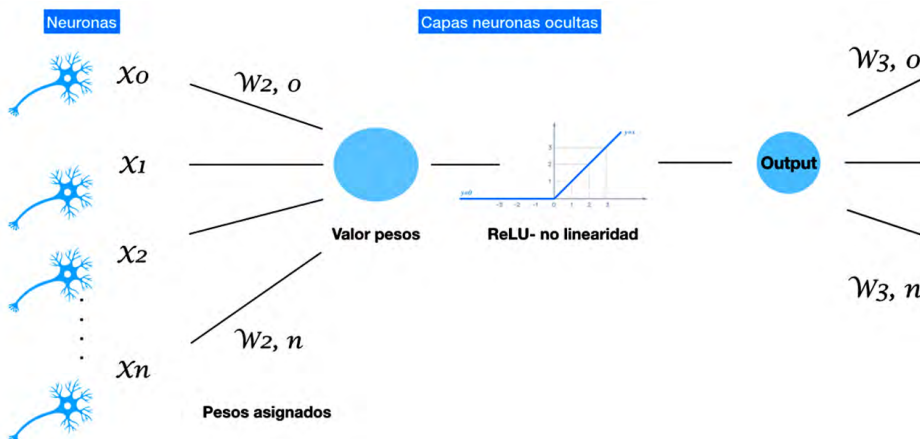
En el deep learning se han suplantado los modelos convencionales “a mano” por las redes convolucionales. Las redes convolucionales se usan para procesar imágenes. Hoy en día existen grandes avances en sus funciones, para detección de objetos y clasificación de imágenes en general, ya que pueden aprender relaciones entrada-salida; siendo la entrada una imagen y la salida una etiqueta. De ahí la preponderancia que su desarrollo puede tener en el campo de la radiología.

Se toma una imagen digital de un medio diagnóstico, supongamos, formato DICOM. Dicha imagen será particionada en miles de trozos que cada neurona del sistema analizará por separado. El sistema basado en aprendizaje profundo, comprende la actividad de diversas capas, cada una con sus funciones que irán priorizando y asignándole pesos a cada característica de la imagen obtenida. Esa información se resume, se procesa y se brinda un resultado.

Profundizaremos los lineamientos generales que componen un sistema de deep learning, realizando una analogía con las funciones cognitivas del humano en el reconocimiento de imágenes. A grandes rasgos debemos saber que cualquier sistema basado en deep learning comprende unos 5 niveles. El nivel primero de input o aferencia, la capa de convolución, activación, el pooling y la interconexión. [6] Reseñaremos cada nivel, cual disección, haciendo alusión al paralelismo con la estructura o función biológica que representa.

Figura 2

Podemos apreciar el primer nivel de neuronas que reciben la aferencia, las cuales envían una señal (sinapsis) a otra capa de neuronas que pondera la información según las características deseadas. Una red de interneuronas “ocultas” basadas en modelos no-lineales, determinan una nueva respuesta en función de los pesos recibidos que en última instancia dará con un output o resultado.



La imagen- la aferencia: La imagen radiológica que quiero analizar no es más que un conjunto de vóxeles o píxeles con distintas intensidades que se representan en la escala de unidades Hounsfield. Este material representaría el input, es decir la aferencia. Cada vóxel llegará a una neurona, que reproduciendo nuestro modelo humano haría las veces de una célula del córtex visual. Cada neurona del modelo tiene un valor numérico asignado y cada unión entre las mismas representa un peso. Los pesos, parodian las conexiones de las interneuronas, puesto que conectan neuronas en distintas capas y representan la fuerza de la conectividad. Cada neurona tiene varias entradas y múltiples salidas. Como veremos más adelante, la neurona está determinada por pesos y no linealidad; cada entrada se multiplica en función de un peso sináptico.

Las “neuronas” y su rol- las redes feed-forward: Las redes feed-forward, son la unidad básica funcional de los sistemas deep, capaces de aprender relaciones entrada-salida a partir de infinitos ejemplos. Se forman de muchas neuronas simples interconectadas entre sí.

Es decir, en este campo de redes enlazadas, el objetivo de las redes será activarse para determinar una respuesta o output, que será posible a través de funciones no lineales. Es decir, las respuesta se basarán en funciones que no implican necesariamente sumas simples, sino más bien modelos de multiplicaciones matriciales.

Las redes arquitecturales para una aplicación específica no son siempre tan obvias. Existen capas de “redes ocultas” que tienen neuronas que tienden a superar en número a las neuronas que procesan el input o output. Estas redes ocultas son las encargadas de procesar la información, haciendo sopesar las distintas probabilidades de a qué puede corresponder una imagen. Poniendo un ejemplo, si uno quisiese procesar una imagen de una tomografía de cráneo para que un modelo determine si hay hemorragia o no; para el output o resultado final, necesitaremos dos capas de neuronas que me determinen: “hemorragia sí” o “hemorragia no”. Sin embargo, para llegar a ese resultado

final, se debe pasar por un número de redes mayores que van determinando las características enseñadas para interpretar la existencia de hemorragia.

La arquitectura de interconexiones neurales- redes convolucionales: El traspaso de la industria de la radiología, de pensar en términos de redes simples a redes convolucionales fue muy importante; *9+685ya que, en los modelos de redes simples, los pesos se hacen demasiado fuertes para analizar una imagen estándar. Por ejemplo, sólo con imágenes de matrices típicas de 256 x 256, que equivaldrían a 65,536 vóxeles; en una pasada de 1 corte, más de 4 billones de pesos se requerirían para implementar una sola capa enteramente conectada. Las redes convolucionales calzan justo a la imagenología, porque en lugar de estas conexiones completas se aplican pequeños kernels o núcleos que ayudan a disminuir los pesos requeridos, por ende, la complejidad del sistema. Los kernels son pequeñas unidades, resúmenes que constituyen una parte fundamental del sistema operativo al aplicarse a cada imagen ya que determinan la posición de la imagen para determinar el valor de la siguiente capa. En otros términos, emulan la abstracción, tratando de resumir, esconder la complejidad de la imagen; proporcionando una interfaz limpia y uniforme, facilitándose el uso del programa. Este proceso mimetiza la fórmula matemática de la convolución, de ahí su nombre.

Las imágenes de recuerdos que guardamos en nuestra memoria y su verdadero vínculo con las imágenes obtenidas en vida real, han sido campo de estudios por investigadores que postularon los principios denominados del “modelo cuadrático convolucionado”. [6] Sería imposible fijar en la memoria cada milisegundo de percepción de nuestras vidas con cada “píxel” o detalle de nuestra imagen visualizada. La convolución, en este caso, es una operación que tendría correlato con lo que naturalmente realizaríamos los humanos y nos permitiría reservar recuerdos de imágenes, mediante un promedio de píxeles con pesos asociados a una vecindad establecida. Es decir, en término fotográficos, aplicaríamos una máscara a nuestra percepción o aferencia visual que llega a nuestro córtex; resumiéndola en un formato compatible para guardarla a corto o largo plazo.

La educación del sistema- plasticidad neuronal: Cómo mencionamos la veta esencial en los modelos deep learning se corresponde al entrenamiento. Tan es así, que, si diseccáramos el cerebro de un sistema de procesamiento de imágenes, encontraríamos que el 50%-60% de las neuronas están abocadas al entrenamiento, con un restante 30-40% y 10% aproximadamente, que se utilizan para validación y testeo respectivamente.

El sistema se debe entrenar y probar con un conjunto de datos; dónde cada uno representa una entrada y una

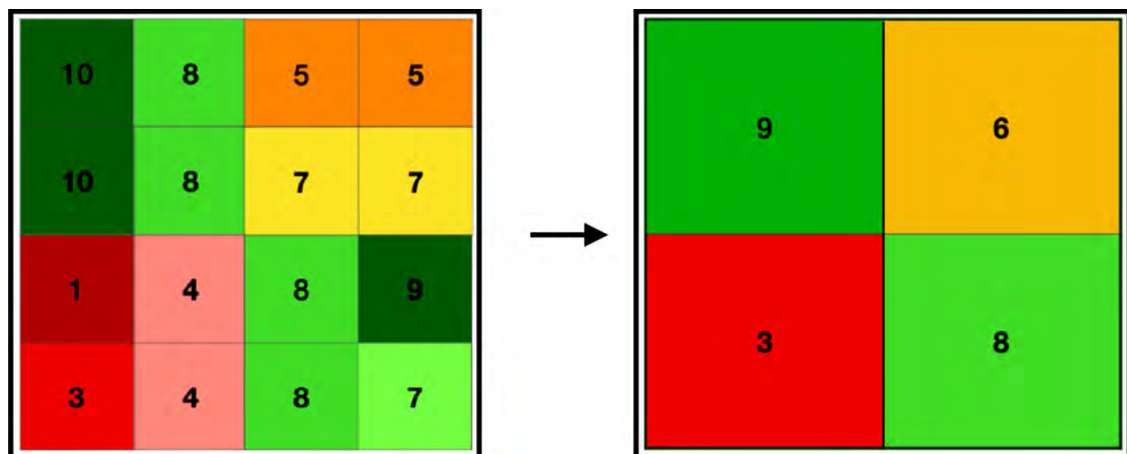


Figura 3

Representación esquemática de la operación matemática convolución, la base operacional detrás de las distintas aplicaciones de reconstrucción que el radiólogo utiliza a diario.

En este ejemplo demostrativo se agrupan píxeles o vóxeles de una imagen, con distintas densidades que en este caso se promedian. Las convoluciones, no necesariamente implican medias como en éste figura; también son la base detrás de las reconstrucciones de máxima intensidad (MIP) o proyecciones de mínima intensidad (mini IP). En dichos casos, se agrupan un conjunto de vóxeles de la imagen cruda multiplanar; obteniéndose como resultado una imagen con los vóxeles de densidad máxima de una región o los vóxeles de densidad mínima de una región, respectivamente.

salida. Los datos forman parte de tres grupos:

El conjunto de datos de entrenamiento: permiten obtener los pesos de una red dada, calibrar los parámetros.

Los datos de validación: permiten comparar el desempeño de las distintas arquitecturas de red; lo que se conoce como el ajuste de hiperparámetros.

El conjunto de datos de prueba: permite estimar el desempeño de la red en datos futuros, el mejor modelo es probado aquí.

El sistema es entrenado y la eficacia del método va en aumento. A mayor cantidad de casos, de imágenes, mayor la experiencia del modelo. [7]

Un imagenólogo experto, vastamente entrenado, es probablemente más capaz de diagnosticar con precisión los signos de isquemia precoz en una tomografía de cráneo frente a un imagenólogo residente en su primer año de curso. Esto se debe a que para una misma tarea, el imagenólogo experto ha logrado “tejer” redes que funcionan con mayor eficacia y velocidad, por concepto de repetición espaciada de sinapsis. Estos cambios de neuroplasticidad, que hacen la educación y experiencia, afinan la funcionalidad de determinadas redes, así como también el número de neuronas potencialmente involucradas en dicha tarea. Permiten que uno ejecute una función con menor error.

Data augmentation- entrenamiento de las redes: si un modelo de deep learning se entrena en pocos ejemplos; su capacidad de predicción será mala. Antes de comenzar el entrenamiento, es necesario elegir los pesos iniciales. Es decir, el valor de cada neurona; que estará dado en función del número de entradas. Una vez asignados los pesos de cada neurona se comienza a planificar la educación del modelo, fase conocida como entrenamiento. En primer lugar, debo contar con un conjunto de “datos de entrenamiento”, éstos serán de suma importancia, pues moldearán los parámetros

de las redes. Cuántos más casos cargue como entrenamiento, mayor la eficacia del modelo. Los casos se usan para entrenar modelos. En un principio, las predicciones serán pobres. conforme aumenta el número de casos, aumento la eficacia del modelo.

Aparte del pool de casos de entrenamiento, existen ciertos métodos que ayudan a mejorar la eficacia independientemente del n recolectado. Es el proceso conocido como data augmentation en el cual, provocando simples variaciones que emulen errores artificiales, puedo entrenar al sistema con un mismo caso en distintas oportunidades. Una de las formas principales consiste en hacer rotar en distintos ángulos a la misma imagen, o cambiarla de posición dentro de un mismo campo; y eso determina que el sistema aprenda a reconocer el objeto de estudio independientemente de su posición por ejemplo. [7] Esto es de crucial importancia en el reconocimiento visual de tomografías o radiografías. En estudios experimentales del campo de la radiología pediátrica, respecto al diagnóstico de edad ósea; radiólogos hallaron que la alineación de una misma imagen en distintos ángulos determinaba cambios significativos en la predicción, si el sistema no había sido correctamente enseñado respecto a eso. Lo mismo podría aplicar, si hacemos que la imagen diagnóstica se encuentre en distintas posiciones del FOV (field of view).

Podemos definir entonces al data augmentation como el método que mejora la performance del pool de data; enseñándole además a prevenir fallos independientemente de la dirección respecto a un plano x-y, o una imagen ligeramente estrechada o ensanchada. Pero, por contrapartida, debemos tener en cuenta que estos métodos requieren de un equilibrio. Si abuso de “ense-

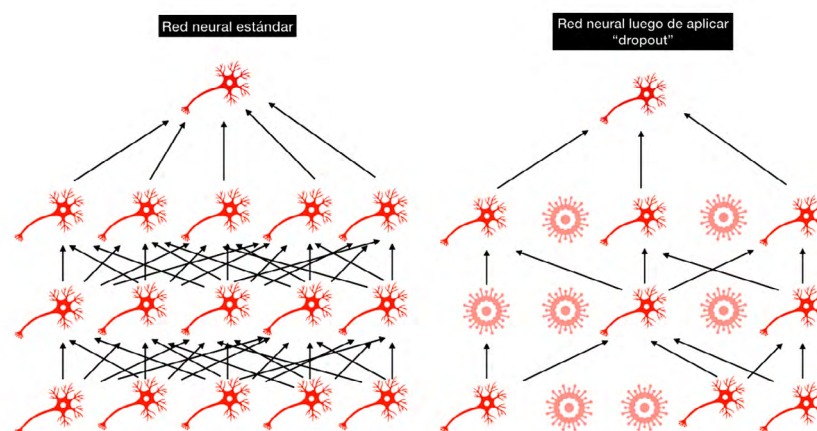


Figura 4
Representación esquemática, de una red neural estándar a izquierda con todas las posibles combinaciones entre las capas de neuronas e interneuronas.

A derecha, luego del “dropout” autogenerado por el entrenamiento del sistema, proceso que remeda la plasticidad neural. Como podemos apreciar, se simplifica la comunicación entre redes eliminándose vías de nula o escasa utilización durante el aprendizaje.

ñar" excesivamente un mismo caso al modelo, en todas las potenciales variantes que se me ocurran en cuanto a cambios en dirección, posición, etc; corro el riesgo que el modelo fije disfuncionalmente dicho caso, siendo génesis de errores de concepto. Este eventual error del sistema de deep learning es conocido como overfitting, y refiere a que el modelo toma ciertas variaciones aleatorias del caso como propias, determinando un ruido que impacta en forma negativa para el modelo cuando tome nueva data. En contraposición, el underfitting refiere a la escasez de entrenamiento con la data recolectada el modelo. La problemática de ambos problemas de entrenamiento, se da en que a ciencia cierta es difícil establecer cuando un modelo está sufriendo problemas de over o de underfitting; si bien, éstos últimos pareciesen ser los más fácilmente solucionables.

La regularización del modelo deep learning- el entrenamiento: Los postulados de la regularización consisten en minimizar una función de pérdida. El aprendizaje no sólo se hace de la reiteración de patrones de activación que posibilita una reestructuración de ciertas conexiones "sinápticas" sino que también de la debilitación de las que no se usan o se utilizan menos. Cierra entonces por completo el modelo iterativo remediando también el olvido o debilitamiento de las sinapsis de capacidades raramente usadas. Se trata de agregar términos extra a la función de pérdida. Permite mejorar la capacidad de generalización. Un porcentaje de las neuronas se desconectan en cada iteración del entrenamiento. Es así como se mejora la generalización de la red.

Lo interesante del asunto radica en que al ir pasando el conjunto de datos de entrenamiento varias veces por el modelo (looping), voy también aumentando la eficacia del mismo ya que reafirma sus aciertos y fija sus errores. Esto parte de la base que yo conozco de antemano el output o gold standard de los casos que pretendo el sistema me resuelva. Mediante las iteraciones se reforzarán los aciertos y se penalizarán los errores. Esto podremos cuantificarlo literalmente en un coeficiente denominado "cost function", un indicador que desnuda que tan cerca el modelo está de la realidad de base, es decir el índice de correlacionamiento entre x con y. Este valor de cost function intentaré llevarlo a lo más bajo posible, mediante las sucesivas iteraciones. Y así será como monitorizaré en un principio la eficacia de mi modelo durante el entrenamiento, partiendo de una base o status quo con alto error, que mejoraré luego de varias reiteraciones destinadas a disminuir el mismatch o porcentaje de error.

Una vez que se ha optimizado el modelo, hay ciertos hiperparámetros que debo ajustar. El ajuste de estos parámetros es la segunda parte del entrenamiento, y es lo que se denomina la fase de validación. Es menester proponerse un valor adecuado de cost function como meta, el cual cómo decíamos debe ser bajo si pretendo un modelo de predicción. Para el terreno de la radiología, usualmente se utiliza como error la raíz de la media cuadrática entre lo predicho, las imágenes de referencia y los índices de similitud. [8]

APLICACIONES DE IA EN RADIOLOGÍA

El espectro de aplicaciones es sumamente alto, y es obvio que a mayor complejidad de la tarea, más lejos se está de obtener resultados avalados por la evidencia compatibles con una labor asistencial a escala global. De menor a mayor complejidad, podemos enumerar las cuatro grandes áreas objetivos de la inteligencia artificial en la imagenología:

- 1) Funciones de asistencia del trabajo del radiólogo.**
- 2) Optimización de la técnica radiológica.**
- 3) Segmentación y detección de lesiones.**
- 4) Diagnóstico basado en imágenes.**

Estas cuatro áreas objetivo de IA en el trabajo del radiólogo están formadas de realidad y proyecciones que no han visto luz fuera del campo experimental. La importancia del crecimiento en estas áreas no hay que comprenderla exclusivamente desde la lógica de contraparte o amenaza en el mercado laboral del médico radiólogo, sino como una alternativa. Es complemento al trabajo rutinario del imagenólogo; en cuanto a los aportes de conocimiento que nutrirán la especialidad y como fin último, irán en pos de una evolución en calidad diagnóstica. Es decir, una más correcta asistencia del paciente mediante diagnósticos más certeros.

Cómo apreciamos, las áreas son diversas, desde la indicación del estudio por los clínicos, la mejora en la calidad de las imágenes, la reconstrucción de volúmenes, la detección de lesiones sospechosas, el análisis diagnóstico, llegando hasta la meta máxima que sería la transcripción de un informe en forma automática a partir de la obtención del estudio. Y existen trabajos que aplican tanto para tomografía computada (TC), resonancia magnética (RM) y tomografía por emisión de positrones- PET.

1) Funciones de asistencia del trabajo del radiólogo.

Las potenciales aplicaciones en los campos de la radiología comienzan desde la indicación del estudio. Luego que un estudio se solicita, deben aplicarse ciertos protocolos y una planificación específica, en cuanto a decidir si el estudio debe o no llevar contraste, y en qué secuencias o fases adquirir acorde al dato clínico. Cuestiones tales como la búsqueda de creatininemia reciente, datos patronímicos, antecedentes relevantes, atopías, intervenciones previas y cuadro actual; comprenden la mínima y mandatoria anamnesis del estudio radiológico. Dichas indagaciones si bien pueden llevar cuestión de minutos para cada paciente a estudiar, en el global; determinan pérdidas de tiempo consistentes. Éste tema no ha escapado de la vista para los sistemas de salud que funcionan a escala industrial, y son basados en seguros altamente sensibles a los gastos dependientes en tiempos del profesional imagenólogo. El objetivo de estas aplicaciones podemos englobarlos en la construcción de un puente electrónico a disposición del médico imagenólogo y técnico, que permita resumir una historia clínica electrónica; destacando los datos relevantes y sugiriendo una planificación específica de estudio para

dar información de interés tanto al clínico, al técnico y al médico radiólogo.

La ventaja en esta primer área de asistencia al trabajo del imagenólogo podemos encontrarla en que ya existen un montón de herramientas para la compresión de texto desarrolladas originariamente para otros fines, que permiten clasificar y priorizar información relevante, de entre muchos datos; con una rapidez inusitada y un margen de error menor al humano. En la actividad diaria sabemos que no es infrecuente la omisión de detalles de interés en las historias personales de los pacientes, sobre todo con antecedentes clínicos relevantes y tendencia al multi-estudio. Estos desarrollos podrían dar una gran ventaja a las grandes organizaciones mutuales, no sólo desde el punto de vista logístico reduciendo tiempos de adquisición entre pacientes, sino también previniendo errores aliterativos. Mejorando la interpretación de cada historia, se buscarían solicitudes más adecuadas y un outcome asistencial de más efectos positivos para el usuario.

2) Optimización de la técnica radiológica.

Las bases de los métodos de deep learning pueden utilizarse en la mejora de la performance de los algoritmos de reconstrucción y la calidad de imagen. Los marcos de trabajo del deep learning son capaces de “entender” los principios de la reconstrucción en tomografía y resonancia magnética.

Todos los conjuntos de datos virtuales crudos de cada técnica radiológica, son pasibles de procesamiento por modelos de deep learning que eventualmente mejoren la calidad de la imagen. Del año 2015 a esta parte, ha tomado relevancia la cantidad de estudios multidisciplinarios que buscan encontrar relaciones entre distintas secuencias de resonancia magnética. Modelos que basados en IA, con datos de una secuencia a adquirida ayudan a “predecir” información para una secuencia b por adquirir. La importancia de lograr esto radicaría en maximizar los tiempos de estudio de un paciente en resonador, en pleno apogeo de secuencias que día a día surgen para distintas indicaciones clínicas.

Un ejemplo muy representativo lo ha llevado a cabo un grupo de ingenieros y médicos en Munich, que han estudiado la composición de las imágenes de difusión en resonancia, mediante una gran base de datos de pacientes. Han intentado delimitar una suerte de relación estadística entre secuencias clásicas y difusión, delineando la curtosis, la dispersión de la relación entre las distintas imágenes. Mediante redes convolucionales, y basados en principios de anisotropía, han tallado un modelo que permite ayudar a predecir una imagen de difusión con bastante rendimiento, requiriendo menos data points, es decir menor censo de las señales por parte del equipo, lo que se traduce en menos tiempo de adquisición en el marco de una secuencia que alarga significativamente el estudio. Esto llevado a la práctica es un hecho no menor, si tenemos en cuenta tiempos de anestesia a los que deben someterse pacientes complejos, graves, que no cooperan; o incluso pacientes pediátricos. [9]

Uno de los conceptos tal vez más incomprensidos incluso

por los propios protagonistas en la radiología en general, es el del espacio k. Éste refiere al conjunto de datos o información captada, que mediante un proceso matemático complejo (la transformada de Fourier), se deviene en forma estandarizada como resultado final, en una imagen contrastada en escala de grises. Hoy día existen trabajos que combinan los modelos de deep learning para el relleno y procesamiento del espacio k en resonancia magnética, mejorando la calidad de imagen y aumentando la velocidad de adquisición.

También dentro del campo de la optimización técnica de la imagen en resonancia, se encuentran procesos que basados en metodologías similares, intentan simular imágenes de 7 Tesla, obtenidas en equipos de 3 Tesla. [10] Otro concepto prometedor que implicaría a su vez un eventual desarrollo en TC, en forma análoga, es la transcripción de una fórmula cercana a la relación de no-linealidad entre las imágenes de un mismo estudio en baja y alta resolución. Equipos colaborativos entre universidades chinas y americanas, han logrado desarrollar un modelo acercado a una aproximación matemática de dicha relación. Utilizan modos que permiten mejorar los ruidos y artificios de las imágenes de baja resolución, con mejor rendimiento que técnicas convencionales. Inspirados en el uso protagónico de las redes convolucionales en el deep learning, éste modelo ha sido aplicado preferentemente a TC y ha arrojado como conclusión constituir un pilar conceptual importante para estimular los modelos en baja dosis. En este caso, no sólo contaríamos con la ventaja de mejorar una imagen potenciando los recursos técnicos y físicos disponibles; sino que también estaría el beneficio latente de evitar más cantidad de radiación innecesaria a los pacientes. [11]

3) Segmentación y detección de lesiones.

El leitmotiv del radiólogo gira en torno a la segmentación de estructuras anatómicas y delimitación de lesiones o aéreas patológicas. En el presente, las principales metas de la IA se encuentran volcadas y en pleno apogeo a que los sistemas comprendan las imágenes visualizadas de un estudio y diferencien lo sano de lo patológico. El deep learning se ha mostrado sumamente adecuado respecto a procesos en los que se le enseña a delinear una estructura anatómica normal o lesión, “dibujando” sus contornos digitalmente.

APLICACIONES ACTUALES EN RADIOLOGÍA

a) Detección de micro hemorragias y hemorragias cerebrales

Representa una de las tareas que por su frecuencia es muy relevante en el contexto de estudios de resonancias de cráneo, en pacientes con comorbilidades cardiovasculares o de otro tipo. Su detección, es un proceso laborioso realizado en forma manual por el radiólogo, que en el global, consume un tiempo no insignificante. Existen varios trabajos en la formación de herramientas que permitan la detección automática de hemorragias cerebrales, este

reviste de importancia, no solo en el auxilio diagnóstico al médico radiólogo; sino también como eventuales sistemas de “triage”, dónde al detectarse sangrados en forma automática se priorizaría la lectura del caso patológico en la cola de estudios.

Un estudio multidisciplinario chino, posee conclusiones positivas, respecto a un sistema creado para detección y cuantificación automática de microhemorragias que analiza los volúmenes de resonancia, mejorando por amplio margen la performance respecto a otros métodos asentados en análisis 2D. Se logró una alta sensibilidad de detección automática de microhemorragias, estipulada en 93.16%; con un promedio de apenas 2.74 falsos positivos por paciente. [12]

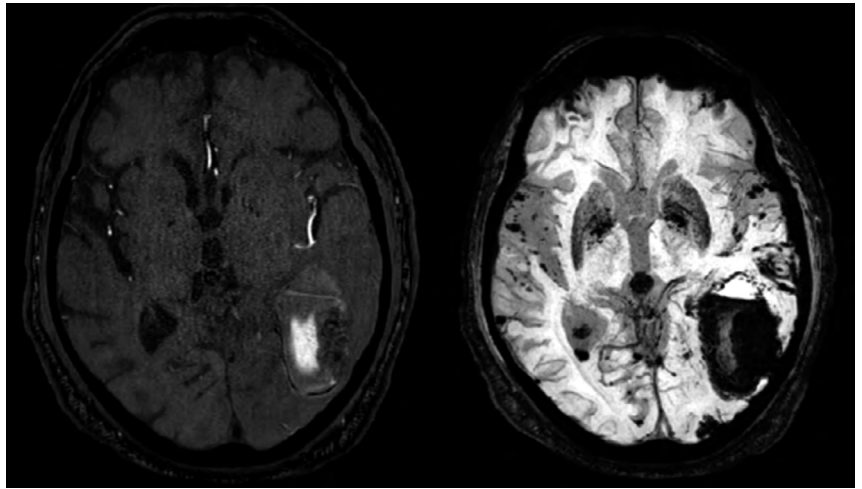


Figura 5

Imágenes de resonancia magnética, cortes axiales:

se observa un gran hematoma intraparenquimatoso parieto-occipital, subcortical, izquierdo. Presenta densidad heterogénea a expensas de sectores dispuestos de distinta intensidad, en relación a sangrado en diferentes estadios. En la secuencia de susceptibilidad magnética (a derecha), se identifican múltiples lesiones de ‘pérdida de señal’, en ambos hemisferios, de disposición cortical, sustancia blanca y subependimaria. Estas imágenes si bien no patognomónicas, son altamente sugerentes de patrón de microsangrados por angiopatía amiloide, entidad característica de pacientes añosos que a menudo asocia hematomas lobares. Cortesía Dr. Matías Negrotto.

b) Segmentación de lesiones isquémicas

El objetivo de segmentación y detección de patología isquémica mediante IA, no debe considerarse livianamente supeditado a un mero juicio u “opinión” virtual. Es una herramienta que en su buen uso, mediante el adecuado aval de evidencia puede auxiliar la toma de decisiones terapéuticas. Se puede colaborar en el consenso de acciones, en terrenos que son muy laxos y que si bien tienen pautas y protocolos basados en evidencia, presentan al momento de acción; un amplio espectro de variabilidad interpersonal.

Se entrenaron redes convolucionales para predecir el resultado de uso de fibrinolíticos en el ACV agudo. Para ello, con una base de datos algo mayor a 200 pacientes con ACV agudo, se contrastó aquellos en los que se usó rTPA (84%) versus aquellos en los que no. Las redes fueron enseñadas para cada caso, con las imágenes en agudo de las resonancias en secuencias de difusión/ADC, FLAIR y mapas de perfusión. Se estudiaron las imágenes de cada paciente al momento de llegada a emergencia y en el control evolutivo, tanto en el grupo de pacientes que calificaron para revascularización endovenosa como en los pacientes que no. Lo que el modelo intenta, es predecir según la información visual que recaba, el tejido potencialmente salvable (área de penumbra) y el tejido que ya no será pasible de recuperación (área de infarto). [13]

Los resultados fueron muy prometedores, al demostrar que las redes convolucionales basadas en deep learning tienen una performance sustancialmente buena para predecir el volumen de infarto potencialmente reducido de mediar tratamiento con rTPA. Tal es así, que dicho trabajo, publicado en 2018 en la sección de stroke en el journal de la AHA (American Heart Association) representa uno de los puntales en el estado de arte de

los protocolos diagnósticos del ACV.

Se piensa que se podría avanzar algún paso más en virtud de la compleja calificación de los pacientes para revascularización en ACV agudo. Tener una herramienta que establezca con mayor certidumbre una predicción del beneficio de un tratamiento, permitiría solapar ambigüedades inter-observador y subjetividades más allá de la propia experiencia del médico tratante. No implicaría una sustitución per se, de los scores avalados por la evidencia ya existentes, sino más bien un afinamiento en su modalidad de aplicación.

c) Segmentación tumoral y RADIOMICS

Existen múltiples software que permiten segmentar las distintas estructuras de las imágenes digitales, ya sea en forma automática o manual. Los radiólogos pueden entrenar sistemas en el aprendizaje de estructuras anatómicas, sus variantes y lesiones.

La importancia de encontrar un sistema capaz de segmentar lesiones intraparenquimatosas radica en su utilidad diagnóstica, como eventual planificación quirúrgica y

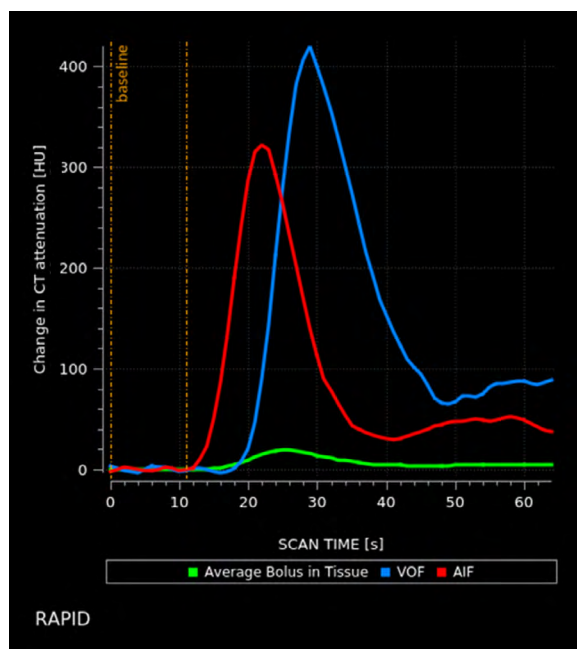


Figura 6
Gráfico obtenido de una perfusión-TC mediante software 'RAPID' en paciente con stroke.

Estos datos cuantificables son sustrato de procesamiento en los sistemas deep learning. En el eje de las ordenadas, vemos como aumenta y disminuye la densidad del parénquima en unidades Hounsfield a medida que en el eje de las abscisas, se representa el tiempo de pasaje del bolo de contraste. Las imágenes en conjunción con los datos escaneados a partir de una adquisición de perfusión son pasibles de recopilarse en modelos DL, de los cuales se pueden inferir estadísticas y generar modelos de predicciones a través de los controles.

control de respuesta.

Con la recopilación de los datos y el uso de IA, se han generado marcos de referencia para estimar la probabilidad de progresión lesional luego del tratamiento, con el fin de poder predecir un outcome que auxilie la toma de decisiones del equipo oncológico. [14]

Es importante destacar el papel de Radiomics para el estudio de lesiones en análisis de imágenes general. Podríamos definir Radiomics como el método que extrae información numérica de las imágenes médicas. Es una herramienta que permite trazar mapas a partir de una imagen, haciéndolos pasibles de análisis para procesados de Big Data. Es decir, una manera de caracterizar en forma cuantitativa y específica los fenotipos radiológicos.

Las imágenes están formadas una matriz que comprende una escala amplia de coordenadas e intensidades, donde se confieren texturas, a menudo no objetables por el ojo humano. Aquí radica el valor agregado del análisis numérico a partir de imágenes. Nos puede permitir no sólo mejorar nuestra precisión en diagnósticos; sino aportar mayor información, cuantificarla y abrir el horizonte diagnóstico. Aers y colegas, en 2014; realizaron el primer estudio a gran escala basado en Radiomics, a partir de cohortes de pacientes con tumores pulmonares y de la esfera otorrinolaringológica. Al analizar imágenes de tumores y su respuesta a tratamiento, pudieron coleccionar parámetros de texturas en la heterogeneidad intratumoral; que auxilian a predecir el outcome mediando tratamiento. [15]

También existen múltiples experiencias respecto a las lesiones encefálicas ocupantes de espacio, y precisamente los tumores, que tienen un espectro amplio de presentaciones; aún perteneciendo a una misma estirpe anatomopatológica. Cuando los tumores son de grados agresivos, poseen realce variable, bordes irregulares y una heterogeneidad de intensidades intrínseca que puede

estar supeditada a fenómenos patológicos como necrosis. Estos hechos determinan que en el global exista dificultad para una delimitación manual, aparte de ser una actividad que consume un tiempo significativo; ha demostrado presentar variabilidades no sólo en nivel interpersonal sino también intrapersonal. [16] El análisis de texturas y características imagenológicas mediante estas nuevas herramientas, permitirá ajustar, unificar y perfeccionar los diagnósticos y la formación de pronósticos. [17]

d) Detección de nódulos pulmonares por IA y análisis automático de radiografías de tórax

El cáncer pulmonar es la causa principal de muerte oncológica a nivel mundial. El manejo diagnóstico del nódulo pulmonar es un pilar fundamental en el escenario de su estudio. El sistema de servicios preventivos de Estados Unidos ha concluido con un nivel de evidencia B: la recomendación de realización de tomografía de tórax de baja dosis, como screening de cáncer pulmonar, en sujetos con factores de riesgo considerables. [18]

El problema estelar que está abordando la IA en este tema clásico de la radiología, es de intentar reducir los altos falsos positivos que se vinculan a los métodos convencionales. Hasta ahora, la cadena desencadenada de costos por estudios y pruebas diagnósticas (a veces invasivas) a las que llevan los falsos positivos; no ha logrado verter la balanza de riesgo/beneficio en favor de justificar con un nivel de evidencia universal qué población específica se beneficiaría del screening TC.

Si bien hoy día, y luego de años de discusión no existe consenso universal sobre en qué pacientes realizar TC de screening es probable que cada día aparezcan más protocolos con evidencias más robustas a favor de cuándo

estudiar pacientes asintomáticos. En la medida que más estudios de este tipo, se vuelquen a favor de la realización de TC de baja dosis, será un desafío para el trabajo cotidiano del radiólogo, puesto que aumentará significativamente el caudal de pacientes a estudiar.

La sensibilidad de algunos modelos entrenados con el data-set de LUNA Challenge, ha tenido resultados tan prometedores, estimados en una detección del 99.2%, con una especificidad de 99.1%. [19]

Aparte de los avances en el estudio tomográfico de tórax, existen múltiples modalidades de auxilio diagnóstico basado en IA, para radiografías de tórax. Están abocadas no sólo a la detección de patología pulmonar de valor para el informe del médico radiólogo; sino que van un paso más allá en la lectura, para el apoyo de situaciones cotidianas de las radiografías que se realizan en la urgencia y necesitan lectura inmediata del médico tratante. Muchos de estos programas están buscando validación de la FDA y ya poseen licencias en Unión Europea y otros países del mundo donde se permite su uso como auxilio diagnóstico complementario. Tal es el caso de la herramienta ChestEye que permite diagnosticar radiografías patológicas de tórax, mediante sistema de 'triage', donde las eventuales entidades urgentes se indican como alta prioridad (ejemplo: neumotórax) y patologías como nódulos pulmonares se etiquetarían como de mediana prioridad. Aparte de alteraciones, mediante mapas de calor, se segmentan en forma automática los dispositivos que puede poseer el paciente, como son catéteres de vía venosa central, intubación endotraqueal, cardiodesfibrilador, etc.

Estos avances en IA, relativos al análisis de técnicas de una imagen bidimensional, no volumétricas; como son las radiografías de tórax, por su relativa menor complejidad; se están utilizando en varios servicios del mundo y constituyen probablemente los primeros software con los que convivamos.



Figura 7

Corte axial de tomografía de tórax que evidencia nódulo pulmonar, sólido, subpleural, espiculado, de características sugestivas de agresividad, en paciente con un parénquima pulmonar enfisematoso. La histopatología fue compatible con adenocarcinoma (ex carcinoma bronquiolo-alveolar). Estos nódulos, según su tamaño y características radiológicas, serían altamente pasibles de ser detectados en forma automático por sistemas de IA (con rendimiento cercano a 100%). El desafío real de la IA, se encuentra en aquellos nódulos de tamaños más pequeños y con características menos prominentes para orientarse a baja o alta agresividad.

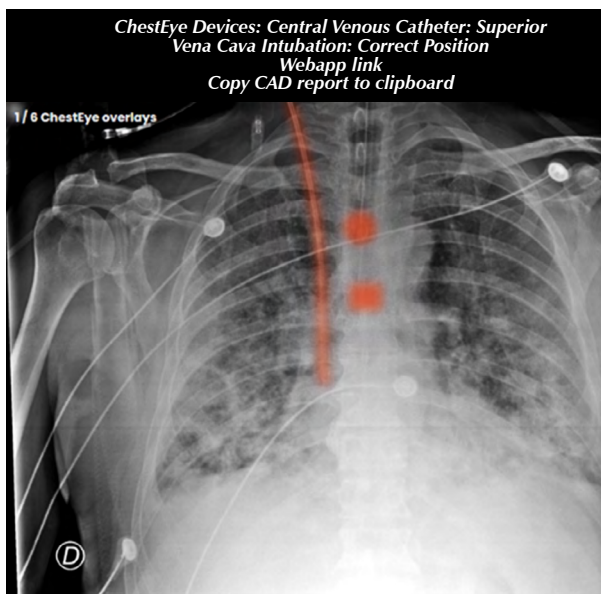


Figura 8

Radiografía de tórax, enfoque de frente; realizada en cama, de paciente en cuidados intensivos Sanatorio COMECA, ciudad de Canelones. Análisis mediante herramienta "ChestEye Devices" basada en IA. Se delimita en mapa de calor en rojo, la proyección del catéter de vía venosa central; así como el tubo de intubación endotraqueal, en este caso correctamente colocados.

e) Inteligencia artificial en imagenología mamaria

La imagenología mamaria es una subespecialidad con primordial uso de screening, aunque en este caso, a escala universal; es por ello, que también cobra relevancia el auxilio diagnóstico mediante inteligencia artificial. Décadas atrás, el CAD (software Image Checker M1000) emergió en como el primer sistema de un auxilio electrónico asistencial, no basado en IA, para el reconocimiento de patrones lesionales.

Con el auge de la tomosíntesis, sistemas específicos de CAD basados en deep learning (iCAD) han vuelto a emerger, y también se planean en otras técnicas como

resonancia magnética y ecografía mamaria. [33]

Al margen de los múltiples avances, una revisión de Clinical Radiology de mayo de 2019, considera que aún es temprano para esbozar conclusiones en esta área puntual. Se necesitarán evidencias muy potentes que avalen el costo-beneficio puesto que nos encontramos en un escenario de primordial interés en salud pública. Se requerirán trabajos poblacionales basados en enormes sets de datos y que permitan cumplir la aplicación de IA según las normativas del reglamento general de protección de datos de la Unión Europea. [20]

CONCLUSIONES ACERCA DEL USO DE DEEP LEARNING EN RADIOLOGÍA

Si bien, en informática es difícil especular sobre el impacto a largo plazo de los desarrollos digitales en el trabajo humano; sí se puede establecer con cercana exactitud a corto o mediano plazo. Las posturas fatalistas que surgen del seno de la radiología, respecto al deep learning y sus avances, nacen de la amenaza implícita que sugiere, (como todo avance de la era digital) la suplantación del hombre por la máquina. Si bien es muy improbable, o al menos estamos lejos, de la suplantación del radiólogo por sistemas basados en IA; se piensa que en un no muy largo plazo, los radiólogos que conozcan y sepan utilizar IA sustituirán a los que no.

Transitamos el inicio de una encrucijada en la radiología. Con el avance vertiginoso en técnicas diagnósticas, el futuro de nuestra labor parece encaminado a la detección meticulosa que ofrecen los avances tecnológicos. Pero es preciso entender que paradójicamente ese terreno de la detección, es donde seremos más susceptibles a aplicación de la IA.

Un hecho no menor, respecto al rápido desarrollo de IA en radiología está basado en la buena disponibilidad de acceso a herramientas informáticas y la gratuidad a la que están sujetas muchas plataformas. Sería impensado en otras escalas de la medicina contar con los materiales para empezar a desarrollar, investigar o producir, sin la sobrecotización que usualmente se le achaca al terreno médico. La radiología, siendo una disciplina a medio camino de otros terrenos, puede beneficiarse en gran forma de su posición, al obtener de un arquetipo ajeno al mundo médico como es el campo de la tecnología informática; los principios que ordinariamente lo rigen como son el valor de la gratuidad y el carácter colaborativo. Se podría pensar que en esta suerte de democratización del conocimiento, entendemos que cobra relevancia el poder de desarrollo de los países pequeños. [21]

Si bien las universidades de norteamérica y Europa occidental han demostrado estar a la vanguardia de los grandes progresos del campo, China se posiciona con un número no menor de desafíos logrados y galardones en el campo del reconocimiento visual. Israel, ha sido una de las naciones que más start-ups ha postulado en las distintas exposiciones mundiales de IA aplicadas a radiología, ocupando un lugar especial en el evento estelar organizado a manos de la Sociedad Radiológica de Norteamérica (RSNA). Sorprendente de ver el caso de Tel-Aviv, una ciudad en población comparable a Montevideo con más proyectos que grandes países Europa sumados. Es interesante entender desde esta perspectiva el rol que podría intentar seguir Uruguay en su posición de pequeña economía emergente, cuya brecha en investigación no ha hecho más que quedar relegada frente a potencias desarrolladas en épocas de medicina basada en evidencia.

En el proceso evolutivo de la inteligencia artificial y su inevitable futura convivencia con la imagenología; deberán ser los radiólogos quienes aprendan a respaldarse con estas técnicas para aumentar su productividad. Siendo la verdadera amenaza permanecer al margen de dichos desarrollos que permitirán optimizar los flujos de trabajo y mejorar la calidad en la atención del paciente.

Agradecemos al Prof. Dr. Luis Dibarbouré, por el apoyo brindado.

BIBLIOGRAFÍA

- 1) Paiva OA, Prevedello LM. The potential impact of artificial intelligence in radiology. *Radiologia brasileira*. doi:10.1590/0100-3984.2017.50.5e1
- 2) Chang, P. What to make of the increased hype surrounding AI in radiology [Internet]. *Radiology Business*. De: <https://www.radiologybusiness.com/sponsored/9667/topics/imaging-informatics/rsna-2018-hype-ai-radiology-paul-chang>. 2018. Febles, G. Inteligencia artificial en radiología, revisión de conceptos, aplicaciones y consecuencias. <http://sriuy.org.uy/ojs/index.php/Rdi/article/view/53>
- 3) Zaharchuk G, Gong E, M. Wintermark, M. Deep Learning in Neuroradiology. *Am. J. Neuroradiol*, October 2018, 39 (10) 1776-1784. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A5543>
- 4) Krizhevsky A, Sutskever I, Hinton G E. "Imagenet classification with deep convolutional neural networks. <https://dl.acm.org/doi/10.5555/2999134.2999257>.
- 5) Deshpande, A. The 9 Deep Learning Papers You Need To Know About (Understanding CNNs)". *Engineering at forward*. Retrieved 2018-12-04. <https://adeshpande3.github.io/The-9-Deep-Learning-Papers-You-Need-To-Know-About.html>
- 6) Hahnloser RH, Sarpeshkar R, Mahowald MA, Douglas RJ, Seung HS. Digital selection and analogue amplification coexist in a cortex-inspired silicon circuit. *Nature*. 2000 Jun 22;405(6789):947-51. doi: 10.1038/35016072.
- 7) McDonald C. Costs functions and gradient descents. *Machine Learning Fundamentals*. De: <https://towardsdatascience.com/machine-learning-fundamentals-ii-neural-networksf1e7b2cb3eef>
- 8) Golkov V, Dosovitskiy A, Sperl JJ, et al. Q-space deep learning: twelve-fold shorter and model-free diffusion MRI scans. *Med Imaging* 2016; 35:1344–51.
- 9) Wang S, Su Z, Ying L, et al. Accelerating Magnetic Resonance Imaging via deep learning. *Proc IEEE Int Symp Biomed Imaging*. 2016 Apr;2016:514-517. doi: 10.1109/ISBI.2016.7493320.
- 10) Bahrami K, Shi F, Zong X. Reconstruction of 7T-like images from 3T. MRI. *IEEE Trans Med Imaging* 2016; 35:2085–97.
- 11) Qi D, Hao C, Lequan Y. Automatic Detection of Cerebral Microbleeds From MR Images via 3D Convolutional Neural Networks. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, May 2016,35(5):1. doi:10.1109/TMI.2016.25281291
- 12) G. Zaharchuk, E. Gong, M. Wintermark, D. Deep Learning in Neuroradiology. *American Journal of Neuroradiology* October 2018, 39 (10) 1776-1784; doi: <https://doi.org/10.3174/ajnr.A5543>
- 13) Maier O, Schröder C, Forkert ND, Martinetz T, et al. Classifiers for Ischemic Stroke Lesion Segmentation: A Comparison Study. *Plos one*. 2015;10(12):e0145118. DOI: 10.1371/journal.pone.0145118.
- 14) Aerts HJ, Velazquez ER, Leijenaar RT, Parmar C, Grossmann P, Carvalho S, Bussink J, Monshouwer R, Haibe-Kains B, Rietveld D, et al. (2014). "Decoding tumour phenotype by noninvasive imaging using a quantitative radiomics approach". *Nat Commun*. 5: 4006. Bibcode:2014NatCo 5.4006A. doi:10.1038
- 15) Nielsen A, Mouridsen K, Hansen M. y. Deep learning: utilizing the potential in data bases to predict individual outcome in acute stroke. De: *Proceedings of the Annual Meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Honolulu, Hawaii. April 22-27, 2017; 5665.
- 16) Wachinger C, Reuter M, Klein T. DeepNAT: Deep convolutional neural network for segmenting neuroanatomy. *Neuroimage*. 2018 Apr 15;170:434-445. doi: 10.1016/j.neuroimage.2017.02.035.
- 17) Humphrey L., Deffebach M., Pappas MA. (2013) Screening for Lung Cancer: Systematic Review to Update the U.S. Preventive Services Task Force Recommendation. *Evidence Synthesis*. N0. 105
- 18) Isa A. Gregory R. Gowthaman G. Lung Nodule Detection via Deep Reinforcement Learning. *Frontiers in Oncology* 2018 Apr 16. doi: 10.3389/fonc.2018.00108
- 19) Le EPV, Wang Y, Huang Y, Hickman S, Gilbert FJ. Artificial intelligence in breast imaging. *Clin Radiol*. 2019 May;74(5):357-366. doi: 10.1016/j.crad.2019.02.006.
- 20) Chartrand G, Cheng PM, Vorontsov E, Drozdal M, Turcotte S, Pal CJ, Kadoury S, Tang A. Deep Learning: A Primer for Radiologists. *Radiographics*. 2017 Nov-Dec;37(7):2113-2131. doi: 10.1148/rg.2017170077.

BIOMODELADO E IMPRESIÓN 3D EN URUGUAY: UNA NUEVA SUBESPECIALIDAD EN IMAGENOLOGÍA.

Dra. Silvina Zabala-Travers, Dr. Juan Sattler**, Dr. José Perdomo***.*

RESUMEN

En los últimos años han surgido los biomodelos 3D como un nuevo tipo de imagen médica, para apoyo al diagnóstico y tratamiento de pacientes con patologías quirúrgicas complejas. Los biomodelos se generan a partir de imágenes volumétricas de TC o RM a través de un proceso de segmentación que requiere supervisión estricta por parte del médico radiólogo y pueden utilizarse en formato virtual o impreso en 3D en diferentes materiales de acuerdo al uso que se les dará. Esta tecnología se aplica a la mayoría de las especialidades médico-quirúrgicas, para el análisis anatómico y en la planificación de tratamientos que requieren osteotomías precisas, simetría o la construcción de implantes a medida. Tiene utilidad en la comunicación médico-paciente y en la educación y entrenamiento de recursos humanos. En el presente trabajo se describen los requerimientos de imagen y los procedimientos de generación e impresión 3D de biomodelos, se presentan casos clínicos trabajados por el Área de Innovación del Hospital Pereira Rossell para revisar la aplicación en las distintas especialidades y de describe el rol del médico imagenólogo y el flujo de trabajo en esta nueva subespecialidad de la Imagenología.

Palabras clave: Biomodelo 3D, Impresión 3D, Planificación Quirúrgica Virtual, Imagenología.

ABSTRACT

In the last few years, 3D biomodels have found their place as a new kind of medical image, to support the diagnostic and treatment workflow for complex surgical patients. 3D biomodels are generated from CT or MRI volumes through a segmentation process which requires strict radiologist supervision, and they can be navigated as a digital version or 3D printed in different materials according to the intended use. This technology applies to most surgical specialties and is used for anatomical analysis and to plan surgeries that need precise osteotomies, symmetry or custom implant design. It is useful for doctor - patient communication as well as for human resources' education and training. In this article we describe image requirements for 3D biomodeling and the biomodeling and 3D printing process; we present clinical cases from our laboratory at the Innovation Area, Pereira Rossell Hospital, to review their use in different surgical specialties; and we describe the role of radiologists and workflow in this new subspecialty in Radiology.

INTRODUCCIÓN

En los últimos años ha surgido un nuevo tipo de imágenes para apoyo al tratamiento de pacientes con patologías quirúrgicas complejas. Los biomodelos 3D son representaciones tridimensionales (3D) de estructuras anatómicas de un paciente, que surgen de los estudios de imagen que se realizan con criterio diagnóstico, cómo la tomografía (TC) o la resonancia magnética (RM) (Figura 1). Pueden considerarse un complemento

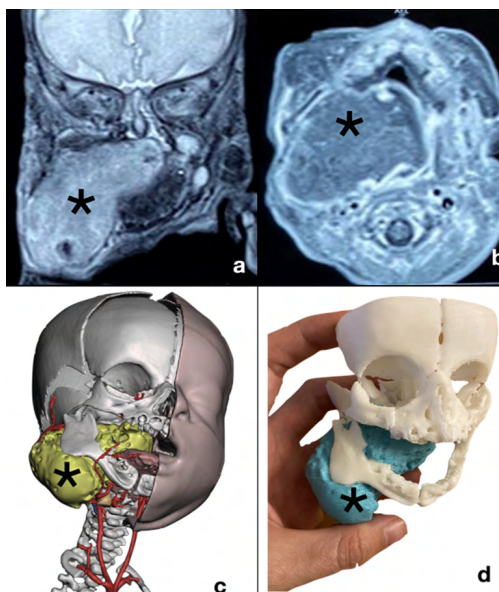


Figura 1.

Ejemplo de Biomodelo 3D

construido para un neonato de 20 días de vida, con diagnóstico prenatal de tumor neuroglial heterotópico gigante en cuello para planificación quirúrgica virtual, trabajo en equipo multidisciplinario con los Departamentos de Neonatología, Cirugía pediátrica, Maxilo-facial, otorrinlaringología y Anestesia, en el Centro Hospitalario Pereira Rossell. a) RM, secuencia T2, en que se observa una gran masa sólida orofaríngea (*). b) RM de cráneo, corte axial, secuencia T1 con saturación grasa, post administración de Gadolinio, en donde se visualiza el realce principalmente periférico de la masa (*). c) Biomodelo 3D de estructuras anatómicas de cara y cuello: piel, hueso, partes blandas, vasculares y tumor (*) d) Biomodelo impreso en material PLA de las estructuras óseas y el tumor (*).

*Médico imagenólogo
Pediátrico- Especialista 3D
Coordinador - Área
Innovación / Unidad de
Planificación Quirúrgica
Virtual e Impresión 3D -
Depto Imagenología CHPR
Presidente de Comisión
Nuevas Tecnologías - SLARP
**Médico Imagenólogo -
Especialista 3D.
Imagenólogo - Área de
innovación / Unidad de
Planificación Quirúrgica
Virtual e Impresión
3D - Departamento de
Imagenología - Hospital
Pereira Rossell.
Imagenólogo - Banco de
Seguros del Estado.
***Médico Imagenólogo -
Especialista 3D
Imagenólogo - Área de
innovación / Unidad de
Planificación Quirúrgica
Virtual e Impresión
3D - Departamento de
Imagenología - Hospital
Pereira Rossell
Imagenólogo - Banco de
Seguros del Estado.

del informe radiológico, una nueva forma de presentar los hallazgos imagenológicos en un lenguaje más familiar al equipo clínico, que facilita la comprensión de una enfermedad y mejora la calidad de la planificación de cirugías complejas. En el presente trabajo se exponen los requerimientos de imagen para lograr biomodelos 3D de calidad, se describe brevemente el procedimiento a través del cual se llega de la imagen DICOM a los biomodelos 3D, se comentan las principales aplicaciones de la tecnología 3D en diferentes especialidades quirúrgicas mientras se presentan casos clínicos trabajados por nuestro grupo, y se explora el rol del médico radiólogo y el flujo de trabajo en esta nueva subespecialidad de la imagenología.

REQUERIMIENTOS DE IMAGEN PARA BIOMODELOS 3D

Los biomodelos 3D se generan a partir de los mismos volúmenes de reconstrucción de imagen DICOM que utilizamos para diagnóstico (1). Para que las imágenes DICOM puedan ser convertidas a biomodelos 3D de buena calidad, sin artefactos, es necesario que se adquieran de forma volumétrica y que las reconstrucciones se realicen

con vóxel isométrico o isovóxel (en las que el espesor de corte es igual o menor al espesor del píxel), de corte fino (Figura 2). La mayoría de los tomógrafos en nuestro medio adquieren las imágenes de forma compatible, por lo cual si las mismas son de calidad diagnóstica, serán útiles también para biomodelar. Es importante que las reconstrucciones en el postprocesamiento imagen se realicen con filtro duro y filtro de partes blandas, fundamentalmente este último, que es el más adecuado para las reconstrucciones 3D (Figura 3). Una mención especial ameritan los estudios realizados en pacientes con material de fijación ortopédica o traumatológica metálicos. Paradójicamente, estos pacientes que tanto se benefician de reconstrucciones 3D son los más difíciles de biomodelar por la cantidad de artefactos que se generan en la imagen. Por tanto es recomendable adquirir estos estudios en tomógrafos que cuenten con software para reducción de dichos artefactos (Figura 4). En resonancia magnética, la situación es distinta, ya que en nuestro medio, las adquisiciones volumétricas no se hacen de rutina. Por lo tanto, se requiere la planificación de aquellos estudios de RM que potencialmente requieran biomodelarse, de modo de adquirir de forma volumétrica al menos una secuencia, de ser posible aquella en la que la estructura de interés o la lesión tengan mejor contraste

Figura 2.

Artefacto en escalera.

- a) Vista sagital de secuencia T1 de RM de rodilla adquirido en plano axial, de forma no volumétrica.
b) En celeste se aprecia el biomodelo 3D superpuesto a la imagen DICOM, en el que se aprecia el "artefacto en escalera", causado por un espesor de corte mayor al tamaño de píxel.

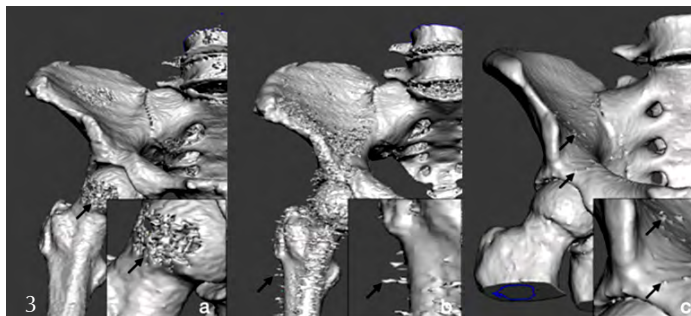
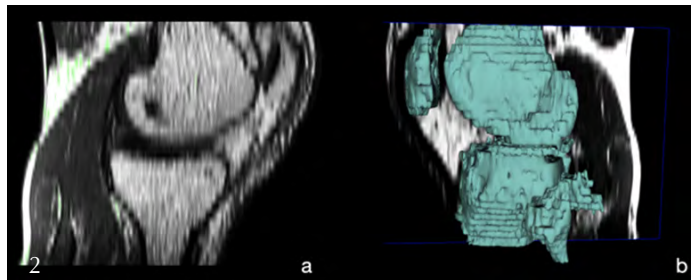


Figura 3

Artefactos de porosidad y espículas. Biomodelo 3D óseo de pelvis en el que se muestra la diferencia de calidad de biomodelo cuando la misma se realiza a partir del volumen de reconstrucción con filtro duro o filtro de hueso a) y b) y a partir del volumen reconstruido con filtro de partes blandas. a) artefacto de porosidad. b) artefactos espiculados. c) escasos artefactos espiculados.

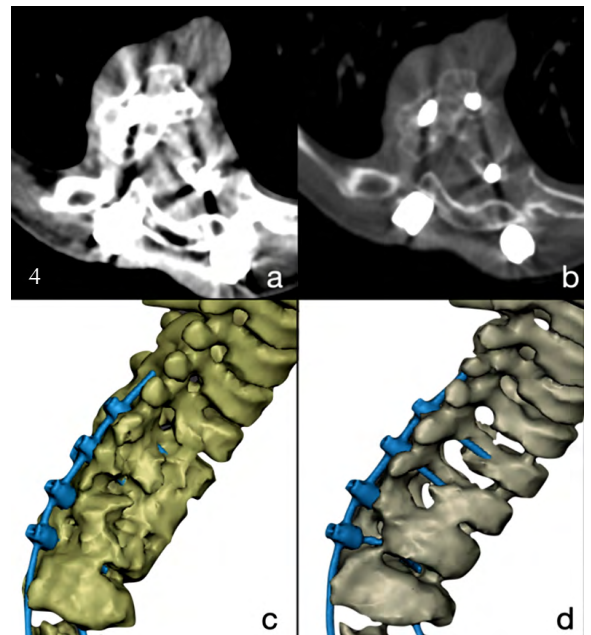


Figura 4

Artefactos por metal

a) y b) muestran cortes axiales de una TC de columna en una paciente pediátrica del Departamento de Ortopedia Infantil del Centro Hospitalario Pereira Rossell con escoliosis severa, que presenta material de fijación metálica por una intervención quirúrgica previa. Se muestran imágenes de la reconstrucción sin (a) y con (b) software de remoción de artefacto por metal. c) y d) muestran el biomodelo 3D de columna realizado para planificación y simulación quirúrgica, obtenido desde las imágenes DICOM (a) y (b) respectivamente. El software de remoción de artefactos metálicos mejora significativamente la calidad diagnóstica de las imágenes además de permitir el biomodelado 3D con alta definición anatómica y en menor tiempo.

con los tejidos adyacentes. La secuencia T2 o el T1 con saturación grasa tras la administración de Gadolinio son secuencias útiles para la mayoría de las lesiones oncológicas. Dado que la planificación específica de la RM se considera en general una limitante para el uso de la información de RM en biomodelos, centros en donde se utilizan biomodelos con mayor frecuencia han publicado protocolos de adquisición para adultos y niños optimizados a diferentes situaciones clínicas para lograr imágenes de calidad diagnóstica y buena calidad para biomodelar (2,3). Planificamos las adquisiciones para lograr una máxima reducción de artefactos técnicos, por movimiento o por entrada de flujo de contraste; ajustamos parámetros para reducción de artefactos de endurecimiento del haz y lograr el menor ruido posible en la imagen, incluyendo toda el área de interés en la adquisición. Como regla general, las mismas condiciones que aplican a la conducción de un estudio para que tenga valor diagnóstico, aplican para que el mismo sea de calidad acorde para el biomodelado 3D.

Figura 5 - Registro TC/RM y proceso de segmentación

a) Proceso de registro de TC y secuencias T1 y T1 con Gadolinio en el que de forma manual se realiza el ajuste de estructuras, utilizando las estructuras óseas como referencia. **b)** Proceso de segmentación de estructuras óseas, piel y músculo desde la TC y lesión tumoral intraósea desde la secuencia T1 de RM. Software Inobitec v 2.5.

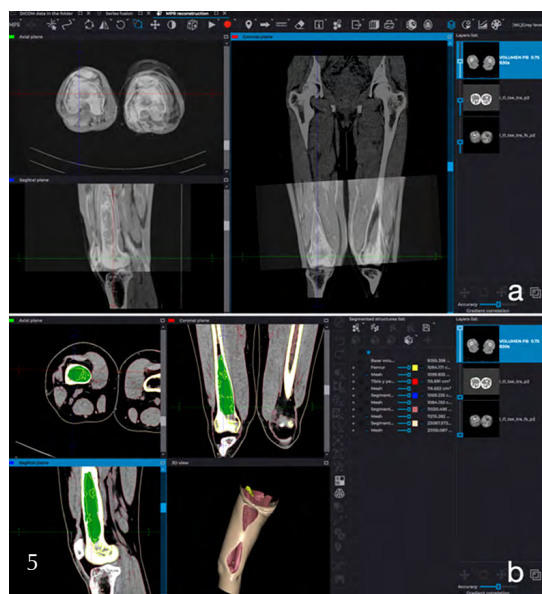


Figura 6 - Control de Calidad

a) Corte axial en TC que muestra una metástasis hepática. **b)** Proceso de segmentación de la masa hepática. **c)** Superposición del biomodelo 3D de la masa y las imágenes DICOM para control de calidad.



GENERACIÓN DE BIOMODELOS 3D

El mismo volumen de reconstrucción DICOM que se usa para diagnóstico se carga en un software específico para biomodelado 3D. En nuestro laboratorio utilizamos software de descarga gratuita (Ivesalio v3.1 y Slicer 4.1) (4,5). A partir de un proceso llamado “segmentación”, en el que se etiquetan los píxeles correspondientes a cada estructura anatómica, se va generando el biomodelo 3D (Figura 5) (6). Dependiendo de la estructura a biomodelar, el proceso puede ser más o menos automático, aunque siempre se requiere de supervisión humana y corrección manual, en particular de los límites entre estructuras, y mayormente cuando se trata de enfermedades oncológicas o malformaciones complejas. Existen softwares comerciales que permiten superponer imágenes de distintos estudios (TC, RM, PET) en la etapa de segmentación, proceso llamado “registro de imágenes”, para obtener biomodelos que contengan información proveniente de distintos estudios (Figura 5). Si bien se promociona por la industria como semi-automático, este proceso conlleva una gran etapa de ajuste manual y verificación de la correcta superposición de estructuras y eventual deformación de imagen ocasionada por el ajuste automático, por lo que es insustituible la supervisión por médico imagenólogo. Además, se deben tener en cuenta las limitaciones del biomodelo por imprecisiones derivadas de este proceso, principalmente cuando se trata de lesiones en partes blandas, por deformación diferencial de tejidos entre estudios. Un paso fundamental en la etapa de segmentación es el control de calidad, en el que se verifica que los límites de las estructuras segmentadas se correspondan exactamente con los límites en las imágenes DICOM, esto asegura la precisión del biomodelo (Figura 6). El resultado del postprocesamiento de imágenes en estos software de segmentación o biomodelado son archivos en formato .STL (“standard triangle language”), o mallas de triángulos, que luego se exportan a programas de visualización y edición de biomodelos 3D (Figura 7).

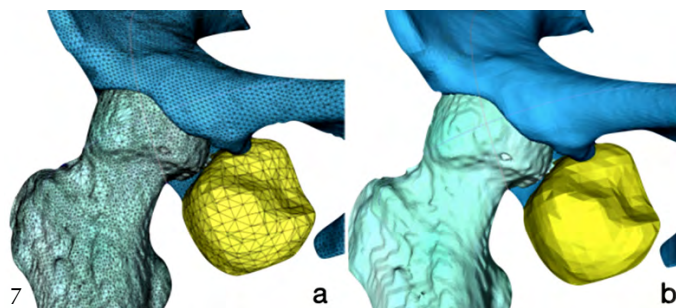


Figura 7 - Formato STL

En **(a)** puede visualizarse el formato en malla de triángulos con el que se corresponden los archivos en 3D que luego visualizamos como se observa en **(b)**.

Los biomodelos 3D se utilizan en formato virtual y en formato real, tangible, impresos en 3D.

Biomodelos 3D virtuales

Los biomodelos 3D virtuales se visualizan en programas especiales. Todos los ejemplos de biomodelos 3D que se presentan en este artículo fueron creados por nuestro laboratorio utilizando Autodesk® Meshmixer™ (v3.5). La navegación de los biomodelos 3D permite girarlos 360°, permitiendo así la comprensión de relaciones anatómicas desde todos los ángulos (Figura 8).

Las distintas estructuras que lo componen pueden visualizarse u ocultarse selectivamente para el análisis exhaustivo de las relaciones anatómicas entre sí y se pueden colorear para facilitar su identificación y comprensión. Existe también un modo de visualización “transparente” que facilita especialmente el estudio de relaciones anatómicas vasculares y de masas tumorales en el interior de los órganos (Figura 9). Los archivos .STL pueden ser navegados por los propios clínicos para el análisis anatómico utilizando software de visualización 3D (Figura 10).

Otro formato de entrega que se utiliza frecuentemente es el de fotos explicativas y videos .mp4 (Figura 11). También es posible la aplicación de realidad virtual y aumentada para el estudio biomodelos 3D utilizando una experiencia más inmersiva.

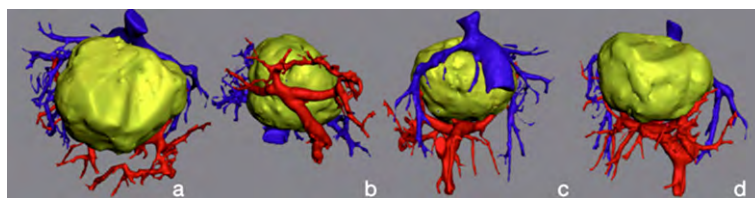


Figura 8 - Visualización en 360°

Visualización de biomodelo 3D virtual de metástasis hepática y vasos hepáticos de la Figura 6. Se muestran imágenes desde distintos ángulos de las relaciones de la masa hepática con la vascularización del sistema porta (en rojo) y VCI-suprahepáticas (azul):

a) vista superior, b) vista inferior, c) vista posterior, d) vista anterior.

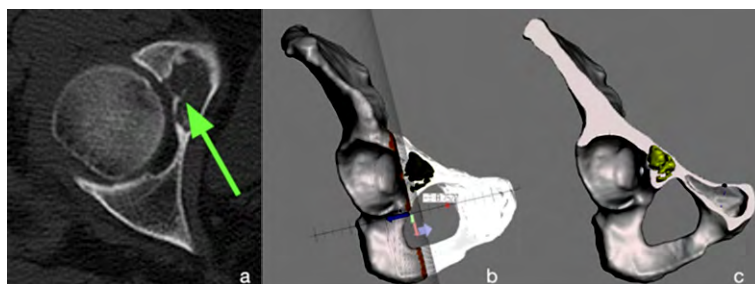


Figura 9 - Transparencia

a) Corte axial de TC en el que se observa un condrosarcoma coxal (flecha) en una paciente de 70 años intervenida por la Unidad de Patología Oncológica Músculo-Esquelética (UPOME) de la Udelar.

b) Biomodelo 3D del hueso coxal y lesión ósea. Visualización en modo transparente que permite evaluar las relaciones con la lesión tumoral en su interior.

c) Herramienta de corte en que permite trazar diferentes planos de corte para analizar relaciones, topografía y planificar la futura cirugía.

Figura 10 - Navegación de los biomodelos 3D. Visualización y procesamiento de archivos .STL en el programa Meshmixer en ordenador portátil.

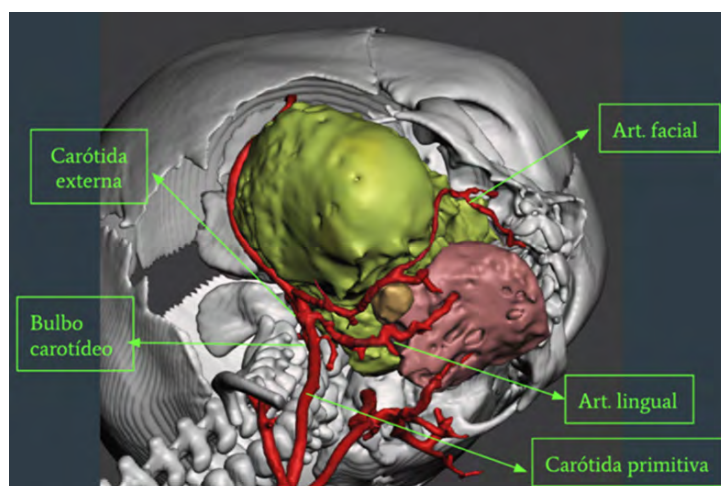
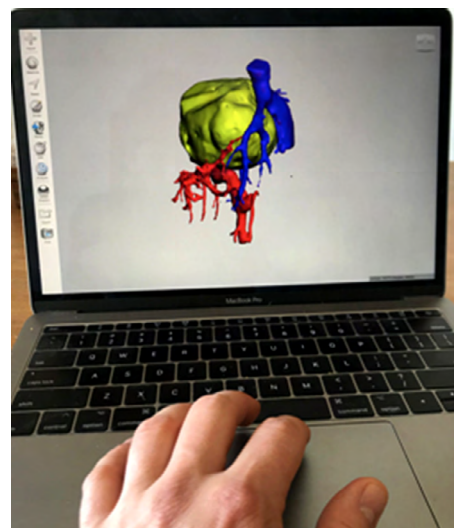


Figura 11

Ejemplo de material de entrega en formato pdf.

Relaciones vasculares arteriales del tumor neuroglial heterotópico gigante del paciente presentado en la Figura 1.

Impresión 3D

La impresión 3D consiste en materializar el biomodelo 3D virtual, obteniendo una réplica exacta en tamaño real de la región anatómica en estudio (Figura 12).

Para ello existe una amplia gama de materiales con diferentes propiedades mecánicas y químicas así como distintos tipos de tecnologías de impresión (7). La elección del tipo de material se basa fundamentalmente en su posterior uso. De forma muy resumida, las diferentes categorías podrían agruparse de la siguiente manera: similares al plástico (polímeros termoplásticos como el ABS, ácido poliláctico o PLA, Nylon), sirven mayormente para imprimir piezas que se usan para estudio anatómico y simulación (Figura 1d). Dentro de esta categoría también existen materiales flexibles (como el poliuretano termoplástico, TPU) que son especialmente útiles para imprimir órganos con algún grado de elasticidad para simulación de procedimientos (ej. vía aérea para intubación orotraqueal, endoscopia, simulación de sutura) (Figura 13).

Existen materiales más duros y resistentes, como las resinas, que se utilizan para biomodelos anatómicos, en odontología o para imprimir guías quirúrgicas (Figura 14). Además, la tecnología 3D ha puesto en auge el diseño e impresión de ortesis y prótesis implantables a medida, por ejemplo de articulaciones (cadera, rodilla, codo) o para reconstrucciones óseas (cráneo, caja torácica), para lo que se utilizan materiales implantables, biocompatibles, como el titanio, aluminio y fibras de carbono (8). Existen también materiales de impresión 3D implantables biocompatibles, reabsorbibles, como la policaprolactona (PCL) que se utiliza en la impresión de stents en cirugía cardiovascular, prótesis para tratamiento de debilidades de la vía aérea como la bronquiomalacia y en el tratamiento de defectos óseos, entre otros (9). Por otro lado, la bioimpresión celular en 3D y el uso de las biotintas ya está en etapa de prueba y el desarrollo de órganos vivos funcionales está cada vez más lejos de la utopía (10). Por último, la impresión 4D, define aquellas estructuras que luego de impresas utilizando tecnologías de impresión 3D pueden modificar su forma o sus propiedades mecánicas o químicas de una forma prediseñada, cuando son expuestas a estímulos externos (temperatura, pH, campos magnéticos). También se considera impresión 4D cuando se imprime en 3D con materiales enriquecidos (por ejemplo con sensores). Esto ha permitido la impresión de dispositivos implantables “inteligentes”, capaces de adaptarse a una forma determinada o de actuar como sensores y enviar señales a ser captadas por equipos externos luego de ser implantadas en el cuerpo humano (11). Ejemplos de ello son prótesis articulares con sensores que emiten bioinformación o implantes con células madre óseas que al exponerse al entorno biológico se diferencian y remodelan para cubrir un defecto óseo (12).

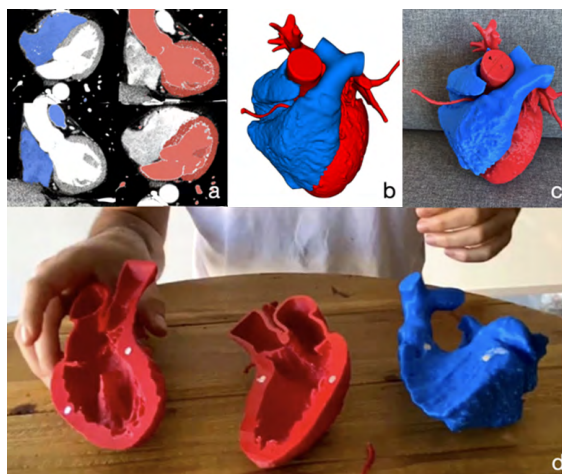


Figura 12 - Biomodelado e impresión 3D de modelo cardíaco.

Biomodelo 3D cardíaco impreso con fines educativos. a) Proceso de segmentación de cavidades y luz del circuito circulatorio, b) Biomodelo 3D cardíaco virtual con circuito derecho representado en azul y circuito izquierdo en rojo, c) réplica exacta impresa en 3D en tamaño real, en material PLA, compuesto por varias partes ensambladas; el circuito derecho en PLA azul y el izquierdo en PLA rojo, d) biomodelo cardíaco, piezas separadas, con imanes en sus paredes para ensamblaje, como se muestra en (c).

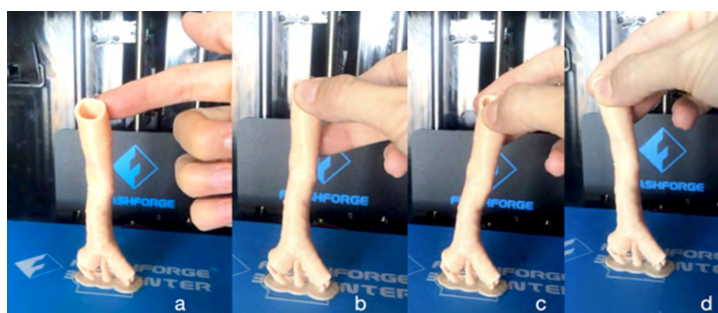


Figura 13 - Ejemplo de impresión en material flexible.

Biomodelo de tráquea y bronquios fuente, impreso en material flexible (TPU) para simulación de procedimientos de endoscopia.



Figura 14 - Ejemplo de impresión en resina.

Guías de corte (verde) diseñada para cirugía por pseudoartrosis de escafoides trabajada en conjunto con el Departamento de Cirugía Plástica del Hospital de Clínicas. En blanco biomodelo 3D de puño para planificación quirúrgica y simulación de procedimiento.

APLICACIONES

Los biomodelos 3D se aplican actualmente al diagnóstico, tratamiento y entrenamiento de recursos humanos en casos quirúrgicos complejos. Algunas de las especialidades en que tienen mayor aplicación son traumatología y ortopedia, cirugía plástica, cirugía máxilo-facial, cirugía pediátrica, general, cirugía vascular y cardíaca, cirugía de tórax y urología.

Biomodelos 3D en diagnóstico

Los biomodelos 3D pueden considerarse un nuevo formato complementario al informe radiológico de un estudio de imagen diagnóstico para un paciente complejo. En primer lugar, presentan los hallazgos de imagen en un lenguaje más familiar para quien no está entrenado en la interpretación de imágenes en 2D de TC o RM, permitiendo a los clínicos la asimilación de información en menor tiempo que con el análisis de imágenes DICOM. En segundo lugar, agregan información útil a la planificación de tratamiento. Como médicos radiólogos, interpretamos los hallazgos de imagen y elegimos qué incluir en nuestro informe de modo tal de destacar la información útil para la comprensión de una patología, así como elementos que puedan ser importantes en su resolución. Sin embargo, un estudio de imagen brinda mucha más información que no sería viable informar por escrito y que es difícil de interpretar utilizando un modo de visualización en 2D para los cuales el formato 3D es específicamente útil. Un ejemplo de ello podría ser la disposición de arterias y venas en torno a una estructura, al detalle de mediano vaso.

Se han publicado numerosas ventajas de trabajar con tecnologías 3D. Los biomodelos y la planificación quirúrgica virtual permiten reducir las principales causas de complicaciones quirúrgicas y anestésicas que se describen para cirugías complejas: tiempos quirúrgicos prolongados, tiempos anestésicos prolongados y las consecuentes dosis

de medicación y altas tasas de sangrado (13). Los equipos quirúrgicos que utilizan la tecnología 3D en el tratamiento de sus pacientes refieren mayor seguridad en el conocimiento de la patología del paciente en comparación con la valoración con las técnicas de imagen convencionales (14). El análisis anatómico exhaustivo permite anticipar y prevenir potenciales complicaciones, en particular la tasa de lesiones accidentales, y reducir el volumen de hemorragia intraoperatoria (13, 15, 16).

Dado que el trabajo con biomodelos 3D permite cálculos volumétricos, es posible hacer diagnóstico de volumen y calcular volumetrías comparativas, por ejemplo en lesiones pre y post quimioterapia, que se asocian con una predicción de respuesta a tratamientos (Figura 15) (17). También es posible realizar simulaciones para calcular volumen de órgano residual post-quirúrgico, como por ejemplo en cirugía de resección de metástasis hepáticas, decidiendo si un paciente está o no en oportunidad quirúrgica (Figura 15)(18).

Por último, los biomodelos virtuales y los impresos en 3D mejoran la comunicación entre clínicos, pacientes y sus familiares, lo que posibilita una mejor comprensión de la enfermedad, los riesgos de su tratamiento y un empoderamiento a la hora de toma de decisiones (19).

Biomodelos 3D en tratamiento

Los biomodelos 3D se utilizan para la planificación quirúrgica virtual de pacientes complejos, creando así una instancia de planificación inexistente previa a la aparición de esta tecnología. Programas de biomodelado y diseño en 3D permiten simular márgenes oncológicos de una lesión y realizar cortes y sustracción de sectores de un biomodelo, para simular, por ejemplo, resecciones oncológicas (Figura 16). De esta forma, se pueden probar distintas estrategias quirúrgicas, hasta llegar a la que tenga mayores beneficios y menores riesgos para el paciente.

Figura 15 - Cálculo de volumetría comparativa y volumen residual

a) Biomodelo 3D Sarcoma de Ewing de fémur izquierdo. En transparente se presenta la lesión post quimioterapia y el valor de volumen y superficie (flecha gris). En rojo se presenta la lesión prequimioterapia con sus correspondientes valores (flecha roja).

b) y c) biomodelo hepático con lesión por metástasis. Cirugía virtual y cálculo estimativo de volumetría residual post resección lesional.

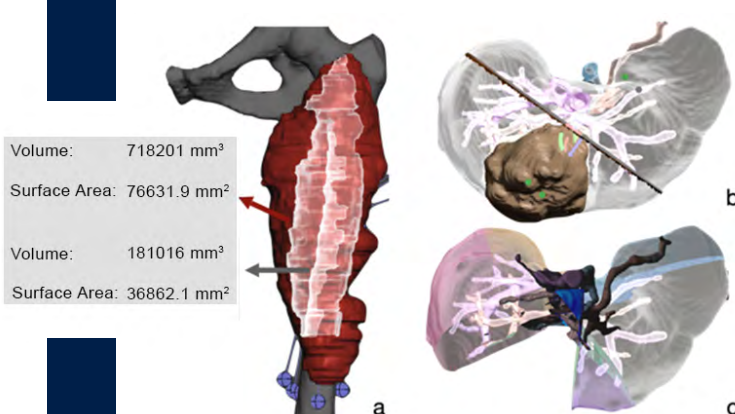
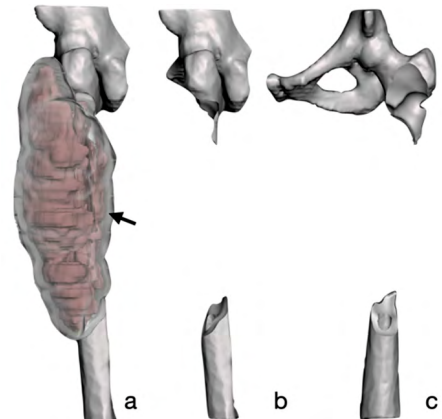


Figura 16 - Simulación de margen oncológico y cirugía virtual

Se presenta una paciente de 19 años con un Sarcoma de Ewing.

a) Biomodelo 3D óseo y tumoral: lesión prequimioterapia (rosado) y simulación del margen oncológico sano de 10 mm como un halo gris alrededor (flecha).

b) y c) muestran la simulación resección de la lesión más el margen, de perfil y de frente, respectivamente, para decidir la estrategia quirúrgica.



Un paso más en la planificación quirúrgica virtual es el diseño de guías quirúrgicas de corte, las cuales se usan principalmente en traumatología y ortopedia, cirugías máxilo-faciales y cirugía plástica. Estas herramientas personalizadas se diseñan específicamente para ser usadas durante la cirugía de un paciente y permiten reproducir paso a paso lo planificado virtualmente. Son moldes que se adaptan únicamente a la anatomía ósea del paciente para el cual fueron diseñadas, que tienen ranuras del ancho de la sierra quirúrgica, que marcan al cirujano la localización y orientación exacta de la osteotomía, de modo de reproducir de forma precisa lo planificado en la etapa virtual y asegurar la resección del tumor con márgenes sanos (figuras 17). Esta estrategia permite muchas veces conservar articulaciones o evitar amputaciones que no serían posibles de forma segura sin el uso de estas guías. Como resultado del uso de planificación y guías las cirugías oncológicas son más precisas y más seguras (20).

En algunos casos los biomodelos 3D se imprimen, creando una réplica de la anatomía y de la enfermedad del paciente para simulación pre-quirúrgica del procedimiento. Permiten estudiar y planificar la táctica quirúrgica, practicar procedimientos, practicar la colocación de guías, diseñar osteotomías y la localización de fijaciones y tornillos, así como preparar el material de osteosíntesis, con la elección de los materiales a medida (Figura 18 y 19). La planificación pre-quirúrgica virtual y la simulación con modelos anatómicos impresos en 3D permiten la elección, ensayo y cambio en estrategias quirúrgicas en un tiempo preoperatorio, reduciendo el tiempo en block quirúrgico y el tiempo anestésico, y así la tasa de complicaciones vinculadas a ello (16,21,22,23). Se ha publicado una reducción de tiempos quirúrgicos entre 23 y 62 minutos

Figura 17 - Planificación quirúrgica virtual y diseño de guías quirúrgicas para cirugía de resección de condrosarcoma acetabular

Planificación quirúrgica virtual y diseño de guías quirúrgicas para la paciente presentada en la Figura 9 intervenida por un condrosarcoma acetabular. **a)** Biomodelo 3D virtual de hueso coxal y lesión. **b)** Simulación de margen oncológico sano de 10 mm. **c)** Diseño de guías de corte paciente específica. **d)** Impresión 3D en material PLA de biomodelo óseo coxal, fragmento de osteotomía, y guías de corte. **e)** Imagen del procedimiento quirúrgico: osteotomía coxal con sierra oscilante guiada por guía quirúrgica impresa en 3D. **f)** Comparación del fragmento de osteotomía con el hueso coxal impreso a escala real para doble verificación de precisión del procedimiento. La planificación virtual y el uso de guías permitieron conservar la articulación.

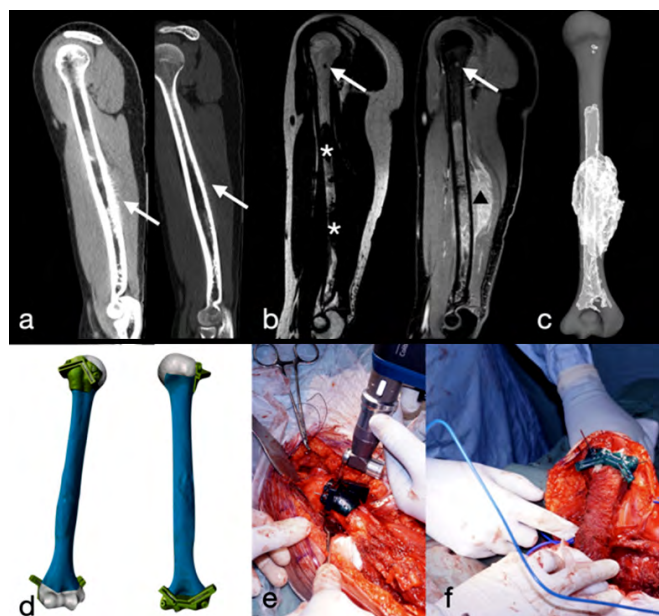
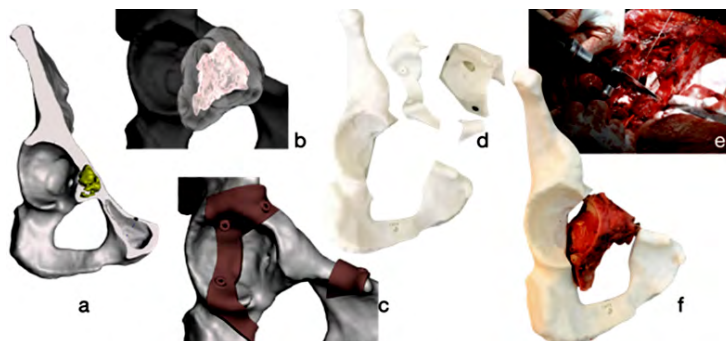


Figura 18 - Planificación quirúrgica virtual y diseño de guías quirúrgicas en Sarcoma de Ewing. Paciente de 14 años con Sarcoma de Ewing humeral, trabajada en equipo con UPOME. **a)** Corte sagital de TC en ventanas de partes blandas y ventana ósea en la que se observa una lesión diafisaria humeral con reacción perióstica en sol naciente (flechas). **b)** Cortes en sagital de RM T1 y T2 con Gd en donde se observa una lesión hipointensa en T1 que realza con contraste (*), con componente de partes blandas (triángulo) y una pequeña skip metástasis en la metáfisis proximal (flechas). **c)** Biomodelo 3D del húmero y la lesión tumoral con el componente de partes blandas, diagnosticada como Sarcoma de Ewing por anatomía patológica. **d)** Diseño de guías de corte para osteotomía proximal y distal. **e)** Procedimiento quirúrgico en donde se muestra en uso intraoperatorio de las guías impresas en resina. Se realiza procedimiento de congelamiento del fragmento de osteotomía. La planificación con guías quirúrgicas permitió conservar ambas articulaciones en una paciente en edad pediátrica.

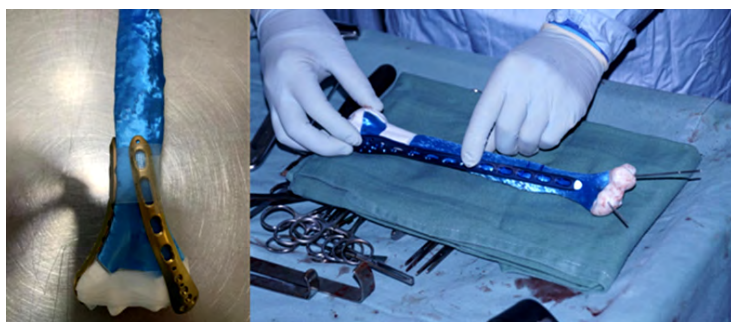


Figura 19
Preparación de material quirúrgico. Húmero impreso en 3D, réplica exacta del hueso de la paciente presentada en la Figura 18. Se muestra el procedimiento en el cual se utiliza el biomodelo para la elección del material de osteosíntesis a medida y el moldeado previo y durante la cirugía, acortando el tiempo anestésico.

para pacientes en los que se usó planificación virtual con guías y biomodelos anatómicos, respectivamente (23). El mismo estudio describe un análisis de costos para centros de salud de Estados Unidos que utilizan tecnologías 3D con distintos costos de funcionamiento de block. Dicho análisis describe una reducción de costo por cirugía en todos los centros estudiados. Como ejemplo, para un costo promedio de funcionamiento de block de 65USD/min, el ahorro por caso quirúrgico se describe entre 1918 y 5172 USD, con el uso de planificación virtual y diseño de guías, y modelos anatómicos, respectivamente (23). El ahorro de tiempos quirúrgicos abre también la posibilidad de mayor número de cirugías al mes permitiendo tratar un mayor número de pacientes.

Por último, se describe una menor exposición del equipo quirúrgico a rayos x en cirugías de pacientes en los que se utiliza la planificación virtual, derivada de una mayor tasa de éxito en la reconstrucción de fracturas complejas y posicionamiento inicial de material de fijación que lleva a una menor necesidad de imágenes intraoperatorias (15). Finalmente, es posible diseñar e imprimir con tecnologías 3D prótesis en materiales implantables biocompatibles, a medida del paciente, que se utilizan en cirugías de recambio articular, reparación de defectos óseos, o miembros protésicos. Las prótesis paciente-específicas reducen complicaciones frecuentes derivadas del uso de prótesis de tamaño estándar, aceleran el proceso de recuperación, mejoran la estabilidad inicial y a largo plazo de los implantes así como los resultados estéticos (24,25)

Aplicaciones en Cirugía Cardíaca

En cirugía cardíaca, la tecnología 3D se utiliza principalmente en cardiopatías congénitas, valvulopatías y patología de grandes vasos, en las que permiten una planificación quirúrgica avanzada y simulación de los procedimientos en el biomodelo impreso en 3D (Figura 20). Su uso se ha asociado a un mejores resultados quirúrgicos, a una minimización de los riesgos perioperatorios, disminución de los tiempos quirúrgicos, disminución de las complicaciones peri-quirúrgicas y al desarrollo de nuevas técnicas de tratamiento mínimamente invasivas (26,27)

Aplicaciones en Cirugía de Tórax

En oncología, la volumetría de los nódulos pulmonares se utiliza desde hace tiempo como biomarcador de oportunidad quirúrgica, a esto se suma la posibilidad de biomodelado 3D para el estudio de las relaciones del nódulo o lesiones tumorales en localizaciones complejas con los vasos sanguíneos y bronquios, que se ha asociado con subsegmentectomías, segmentectomías y lobectomías más rápidas, con menor tasa de sangrado y menor tiempo intrahospitalario de los pacientes (Figura 21) (28,29,30). Se describe con éxito en una serie de pacientes el uso de impresión 3D combinado con realidad aumentada para uso intrablock (30). Para resecciones óseas en la caja torácica se puede planificar primero de forma virtual, diseñando guías de corte para las osteotomías y utilizar la impresión 3D para la guía de confección de implantes óseos autólogos o heterólogos en la reconstrucción. (Figura 22) (28,29). En esta región también es muy útil el diseño de



Figura 20

Biomodelos en cirugía cardíaca

Lactante con cardiopatía congénita: doble tracto de salida del ventrículo derecho (VD) y comunicación interventricular.

a) Biomodelo 3D virtual de cavidades y circuito sanguíneo en donde se visualiza la arteria Aorta (*) y la Arteria pulmonar (**).

b) Impresión 3D del corazón en partes ensamblables con imán, en material flexible (TPU). El biomodelo impreso se utilizó para el análisis anatómico del defecto cardíaco, simulación del procedimiento y preparación materiales a medida que luego se esterilizaron para ser utilizados en block quirúrgico, con el consiguiente ahorro en tiempo anestésico.

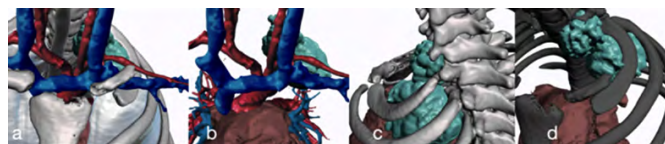


Figura 21

Biomodelo 3D para planificación quirúrgica

En verde se observa neurofibroma malignizado en opérculo torácico en una paciente pediátrica. Se biomodelaron también estructuras óseas, vasculares, corazón, pulmones y vascularización pulmonar.

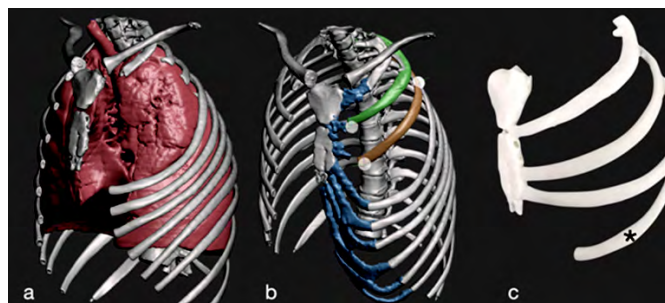


Figura 22

Biomodelos en cirugía de tórax

Paciente pediátrica de edad 12 años, con gran defecto óseo parietal izquierdo por ausencia de arcos costales debido a resección de un sarcoma en la infancia.

a) Biomodelo 3D óseo y pulmonar donde se aprecia el defecto óseo. b) Planificación quirúrgica virtual de la corrección utilizando la técnica "imagen espejo" de los arcos contralaterales sanos y diseño de novo de una costilla accesoria (*) para cubrir el defecto por la deformación de su parrilla costal.

c) Diseño e impresión 3D de los arcos costales diseñados para elección a medida del material óseo heterólogo a implantar.

implantes a medida metálicos o de fibra de carbono que por su diseño reproducen las características de elasticidad de la caja torácica (30). El uso de materiales reabsorbible como la policaprolactona (PCL), ha permitido también el desarrollo de implantes reabsorbibles para tratar broncomalacias (7). La volumetría pulmonar utilizando herramientas de biomodelado como Slicer ha tenido especial importancia durante la pandemia COVID-19 en la que se utilizó para cuantificar infiltración y atelectasia para determinar coeficientes asociados con el pronóstico de los pacientes (32).

Aplicaciones en Traumatología y Ortopedia

En cirugía ortopédica, el uso de biomodelos 3D se ha utilizado con éxito en cirugías de columna, en las que se reportan mejoras en la visualización y comunicación entre miembros del equipo quirúrgico, así como mejores resultados en la colocación de tornillos y fijadores (33,34). Los biomodelos impresos en materiales como PLA, a escala real, permiten simular reducciones y preparar el material de fijación previo a la cirugía (Figura 23 y 24). Ya fueron nombradas las ventajas de contar con esta tecnología en cirugías de preservación de articulaciones y cirugía de preservación de miembros en oncología ortopédica (20). También son destacables los resultados en cirugía reparadora y reconstructiva, por lesiones traumáticas y fracturas complejas, en las que se reportan mejores resultados estéticos y funcionales, con cirugías menos invasivas, en menor tiempo y con menor tasa de sangrado, en comparación a

cirugías convencionales sin uso de tecnología 3D (35,36). La técnica “espejo” es muy utilizada para reparación de patologías óseas como fracturas complejas acetabulares, claviculares, de tobillo, escafoides, pilón. Dicha técnica utiliza la reconstrucción 3D de la imagen espejo del mismo hueso sano contralateral, que se modela virtualmente y luego se imprime en 3D a escala real para premoldeado de placas de fijación (36). Si bien en algunos casos implica irradiar al paciente con una tomografía del lado sano, en pacientes con fracturas complejas, se contrarresta con un menor tiempo de fluoroscopia en block, lo cual sumado a los mejores resultados quirúrgicos inclinan la balanza costo/beneficio hacia este último (36). La planificación virtual se utiliza también en la reparación de miembros en varo o valgo y en pseudoartrosis por fracturas, con excelentes resultados quirúrgicos, reducción de exposición a rayos x y menor tasa de hemorragia (37,38). Por último, tiene especial utilidad en la planificación prequirúrgica de pacientes con displasia de cadera, en los que se planifican las osetotomías y se diseñan guías para restablecer la funcionalidad de la articulación (39).

Aplicaciones en Plástica y Máxilo-facial

Ambas especialidades trabajan con patologías óseas en las que son necesarias osteotomías precisas, modelado óseo y moldeado de placas. La tecnología 3D aporta significativamente en la planificación prequirúrgica, la cirugía virtual y precisión de osteotomías a través del diseño e impresión 3D de guías de corte y modelos óseos a escala real para el



Figura 23

Biomodelos en traumatología y ortopedia

Simulación prequirúrgica de corrección de epifisiolistesis en un paciente pediátrico del Departamento de Traumatología y Ortopedia Infantil del Centro Hospitalario Pereira Rossell. a) Corte coronal de TC en el que se observa el desplazamiento de la epífisis femoral derecha (flechas) b) Biomodelo virtual óseo y de estructuras vasculares para planificación quirúrgica. c) Imagen del intraoperatorio en el que se utilizó el biomodelo óseo impreso en PLA a escala real del defecto como referencia para la reparación de la epifisiolistesis. d) Control radiológico post operatorio en el que se observa la reparación exitosa del defecto.

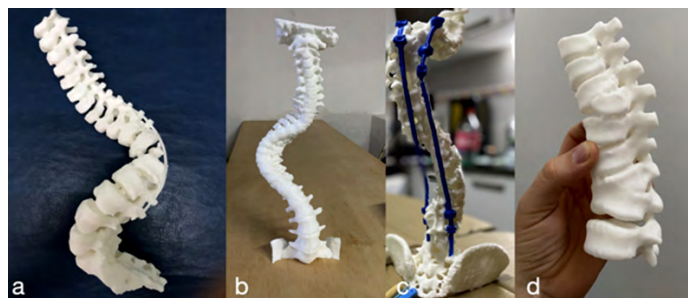


Figura 24

Biomodelos en cirugía de columna

Diferentes tipos de escoliosis y malformaciones vertebrales de pacientes con patologías complejas, impresas en material PLA, utilizadas en la planificación quirúrgica, elección del material y formación de residentes en el Departamento de Traumatología y Ortopedia del Centro Hospitalario Pereira Rossell.

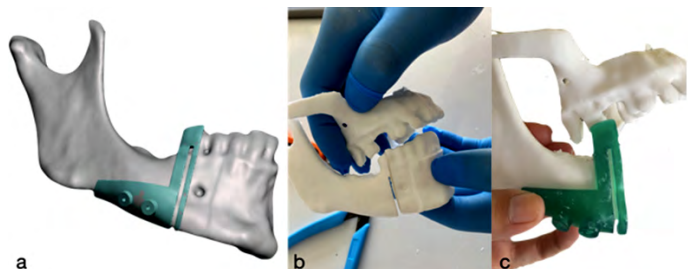


Figura 25

Biomodelos en Cirugía Plástica y Máxilo-Facial

Paciente con carcinoma espinocelular en cara con invasión ósea en maxilar inferior. a) Planificación virtual para resección del hueso afectado con margen oncológico sano. b) Impresión 3D en PLA de la región ósea y el fragmento de osteotomía. c) guía quirúrgica impresa en resina.

premoldeado de placas (Figura 25) (40,41,42). Las planificación con la técnica de “imagen en espejo” tiene especial aplicación en estas especialidades, ya que implican con frecuencia la reconstrucción ósea en áreas anatómicas que requieren de la simetría (Figura 26). El uso de tecnologías 3D se ha asociado con mejores resultados en cuanto a la simetría así como a menores tiempos quirúrgicos (40,41,42). El diseño de férulas y prótesis a medida para pacientes con defectos complejos como el paladar hendido o malformaciones de pabellón auricular o nariz es otro gran campo de aplicación de la tecnología 3D. Por último, el diseño e impresión de implantes a medida de defectos óseos máxilo-faciales, en materiales metálicos como el titanio, tiene gran utilidad en esta región. (40)

Aplicaciones en Urología

Los biomodelos virtuales e impresos en 3D son útiles para el análisis anatómico detallado en cirugías complejas. Permiten planificación virtual de nefrectomías parciales y el estudio de variantes anatómicas vasculares para evitar lesiones accidentales y reducir así las tasas de hemorragia. Se ha utilizado biomodelado e impresión 3D en nefrectomías oncológicas, en simulación de nefrolitotomías percutáneas, en el estudio anatómico y comparación de vascularización de donante y receptor en casos de trasplante renal y para crear simuladores de entrenamiento de cirugía laparoscópica y robótica en diferentes regiones anatómicas (Figura 27) (43).

Aplicaciones en Neurocirugía

Los biomodelos se aplican principalmente al estudio anatómico de patologías tumorales y vasculares de lesiones con relaciones complejas y en localizaciones vinculadas sobre todo a base de cráneo. Se aplica a patologías como la craneosinostosis, ventriculostomías y ventriculostomías. También a la reconstrucción ósea de defectos complejos en cráneo con impresión de implantes a medida. Cumple un rol fundamental en el desarrollo de simuladores para entrenamiento de profesionales (Figura 28)(44).

Aplicaciones en Cirugía Pediátrica

En cirugía pediátrica general los biomodelos se utilizan para el estudio anatómico de patologías oncológicas complejas, agregan información útil a la planificación del tratamiento y colaboran en la decisión de estrategias quirúrgicas (45) Todas las aplicaciones nombradas en las distintas áreas descritas anteriormente aplican también a la cirugía en niños. (Figura 29).

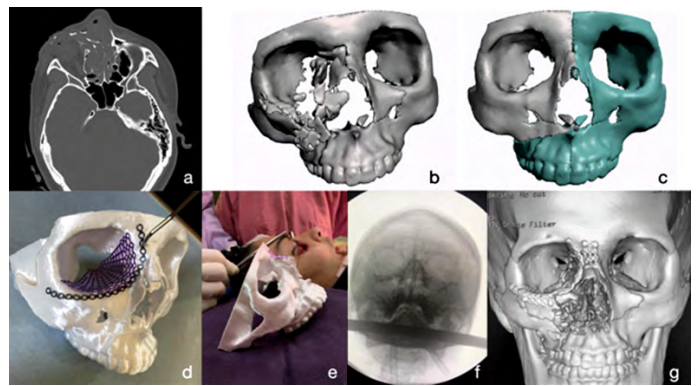


Figura 26 - Planificación quirúrgica virtual para fractura compleja de macizo facial

Paciente del 25 años, colaboración con el Departamento de Cirugía Plástica del Hospital de Clínicas. **a)** TC, corte axial, donde se observa fractura compleja de región interna y piso de órbita y maxilar superior. **b)** Biomodelo óseo de la fractura compleja. **c)** Planificación virtual utilizando la técnica “imagen espejo” modelando la región a reparar a partir del lado contralateral sano. **d)** Impresión 3D del biomodelo con la fractura reparada para simulación prequirúrgica y moldeado de placas. **e)** Intraoperatorio, uso del biomodelo como guía de corrección quirúrgica. **f)** radiografía intraoperatoria y **g)** TC de control postoperatorio donde se observa la reparación de la fractura manteniendo la simetría de cara.



Figura 27 - Biomodelo 3D virtual de lesión renal

Construida desde TC con fines educativos. **a)** Estructuras arteriales (rojo), venosas (azul), lesión (verde) y vía excretora (amarillo). **b)** Relación de la lesión con estructuras arteriales. **c)** Visualización selectiva sin la lesión para estudio anatómico de la disposición de cavidades excretoras.

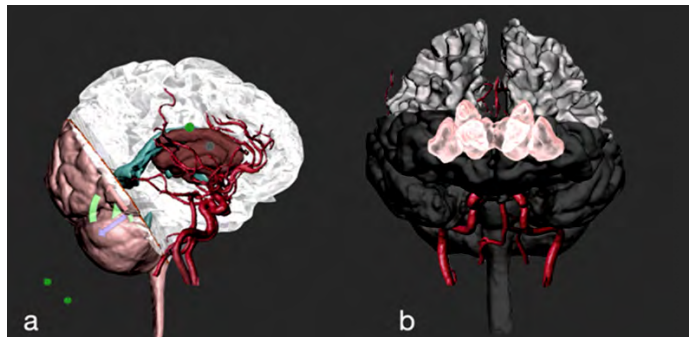


Figura 28 - Biomodelo 3D virtual encefálico

Segmentado desde imágenes de RM, con fines educativos, con las siguientes estructuras: sustancia gris, sustancia blanca, ganglios basales, vasos sanguíneos, ventrículos.

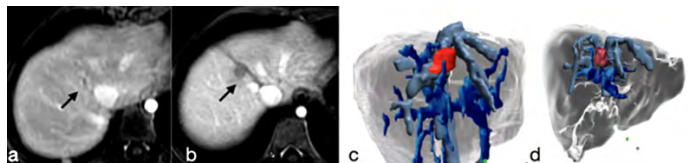


Figura 29 - Paciente pediátrico con recidiva de hepatoblastoma

Se muestra el corte axial de RM, secuencia T2, donde se muestra la lesión de recidiva en el año 2020 (flecha), b) en el año 2021 (flecha). Biomodelo 3D virtual de la lesión y sus relaciones vasculares en 2021 (c) y en 2021 en (d) que se utilizó para la planificación quirúrgica en ambas ocasiones.

Biomodelos en Educación y Entrenamiento

La impresión 3D abre la puerta a la formación y entrenamiento de recursos humanos a través de la simulación quirúrgica, lo cual se asocia con una mayor velocidad en la curva de aprendizaje (30, 37,38). El entrenamiento y la repetición de los procedimientos, son la base del éxito en pacientes complejos (36). La impresión 3D nos da la posibilidad de crear simuladores de pacientes complejos específicos y así preparar al equipo quirúrgico para una situación compleja en particular, dándoles la posibilidad de practicar el procedimiento, definir estrategias y prepararse para potenciales complicaciones (Figura 30).

Por otro lado, desde un punto de vista académico, la simulación con biomodelos impresos en 3D potencia la capacidad de formación de recursos humanos en hospitales escuela, haciendo posible que un mismo paciente permita la educación y entrenamiento de innumerables nuevos profesionales. Un biomodelo virtual puede almacenarse en el banco de memoria del departamento y ser impreso

infinitas veces. El biomodelo impreso permite al docente practicar el procedimiento en un ambiente académico, fuera del block quirúrgico, donde hay espacio para más residentes, cada uno de los cuales puede incluso tener su propia copia para practicar. El ambiente de la simulación es seguro para aprender, equivocarse y probar diferentes estrategias, para que al momento de realizar la cirugía el procedimiento le sea familiar (Figura 31). Dado que es posible la impresión 3D de estructuras huecas, se pueden construir simuladores para colocación de vías, simuladores de endoscopia de vía aérea, de vía biliar o simuladores vasculares para práctica de procedimientos endovasculares complejos (46). Los biomodelos pueden ser de anatomía normal, de variantes anatómicas o anatomía patológica. Puede replicarse la anatomía de un paciente específico que necesita tratamiento o ser de pacientes genéricos. La impresión 3D permite también la realización de moldes en negativo de órganos, que luego pueden rellenarse con materiales blandos como gel de agarosa o gelatinas para simular la consistencia de órganos y construir simuladores.

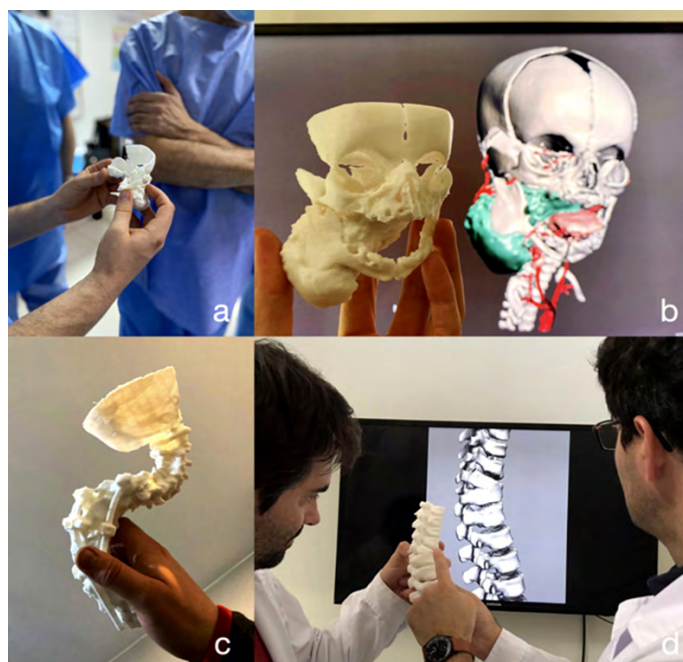


Figura 30
Uso de diversos modelos impresos en 3D para fines educativos, para entrenamiento del equipo tratante y comunicación con la familia del paciente.

a y b) Biomodelo de cráneo y lesión del paciente presentado en la Figura 1, utilizado en la planificación pre quirúrgica en el block del hospital Pereira Rossell y complemento del estudio con biomodelo virtual en pantalla.

c) Impresión 3D en PLA de base de cráneo y segmento de columna espinal con material de fijación en un paciente pediátrico con escoliosis severa para uso en la planificación quirúrgica y comunicación con el paciente.

d) Estudio de segmento de columna dorsal con malformación congénita (hemivértebra) con complemento del biomodelo virtual en pantalla.

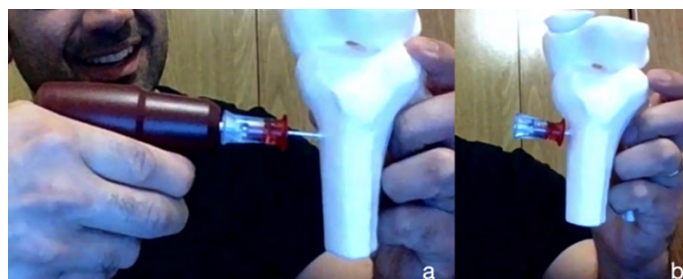


Figura 31
Biomodelos impresos en 3D para entrenamiento de recursos humanos.

a) Se muestra el procedimiento de colocación de vía intraósea en un biomodelo de tibia impreso en material PLA, para entrenamiento en realización de maniobras complejas. La resistencia que ofrece el material al pasaje de la cánula es muy similar a la que ejerce el hueso real, de ahí su gran utilidad para la práctica del procedimiento.

b) Posición final de la vía.

DESVENTAJAS DEL USO DE BIOMODELOS 3D

Los tiempos de biomodelado e impresión 3D son considerados desventajas del uso de estas técnicas para la aplicación al tratamiento de pacientes complejos. En promedio, la disponibilidad de un biomodelo 3D anatómico virtual es entre 24 a 72hs, dependiendo de la región anatómica a biomodelar y del tipo y la calidad técnica de las imágenes DICOM a partir de las que se generarán. Para pacientes en los que es necesario la planificación virtual, el diseño e impresión 3D de guías quirúrgicas y piezas anatómicas, se debe considerar un tiempo mínimo de planificación de 5 a 10 días, necesario para llevar a cabo las etapas descritas en el apartado flujo de trabajo. La impresión 3D en sí misma, particularmente cuando se trata de piezas anatómicas grandes puede tardar varias horas en completarse, y a ello debemos sumarle el tiempo de postprocesado de las piezas para retirar material de soporte o lavar y curar con luz ultravioleta, como es el caso con la impresión en resinas (Figura 32). Estos tiempos pueden retrasar cirugías y determinan que tengan utilidad limitada en situaciones de urgencia. Dado que aún no forma parte de las prestaciones habituales en la mayoría de los centros de salud, estos tiempos tienden a extenderse aún más por demoras administrativas en la autorización de los mismos.

Si bien la tecnología 3D se asocia con una disminución de los costos anuales vinculado a la reducción de tiempos operatorios, como fue descrito (23) la inversión inicial en biomodelos y planificación quirúrgica, o los costos de instalación y mantenimiento de un laboratorio de biomodelado e impresión 3D intrahospitalario, se citan como causas de la no implementación de esta tecnología en varios centros de salud (47).

Finalmente, el biomodelado y la impresión 3D requieren recursos humanos con formación específica, ya sea imagenólogos entrenados en softwares de biomodelado o ingenieros biomédicos entrenados en trabajo clínico (47). Si bien aún no es amplia la disponibilidad, esta nueva subespecialidad se adapta a las nuevas pautas de teletrabajo, lo cual puede subsanar esta dificultad para su implementación.

Biomodelado 3D: una nueva subespecialidad en imagenología

La FDA (Food and Drug Administration) define una imagen médica como aquellas obtenidas por distintas tecnologías para visualizar partes del cuerpo humano con el objetivo de diagnosticar, examinar o tratar enfermedades. Los biomodelos 3D derivan específicamente de imágenes médicas en formato DICOM y dado que cumplen con la misma definición, pueden ser consideradas en sí mismas como imágenes médicas, y por lo tanto, podemos considerar esta área una nueva subespecialidad dentro de la Imageología. La nueva especialidad está en la presentación de los hallazgos de imagen en este nuevo formato así como en la potencial impresión en 3D de imágenes del cuerpo humano, en contrapartida a la impresión en planchas en 2D dimensiones como lo hicimos hasta ahora. Los biomodelos 3D surgen de la segmentación, que utiliza software específico semiautomático pero que siempre requiere de revisión y validación manual de imágenes para asegurar su fidelidad, principalmente en patologías oncológicas complejas. Los médicos imagenólogos somos los únicos profesionales médicos entrenados específicamente en la interpretación de imágenes médicas y, como tal, los únicos idóneos en garantizar con seguridad la precisión de los biomodelos 3D. Esta nueva subespecialidad extiende el área de actuación de los médicos imagenólogos al diseño de estrategias y herramientas útiles en el tratamiento de pacientes. Nos abre puertas a participar de la planificación y ejecución de un tratamiento quirúrgico, acercando ambas especialidades y permitiéndonos involucrarnos aún más con nuestros pacientes. Como es natural, dada la complejidad de las herramientas necesarias para lograr estas imágenes virtuales e impresas en 3D y siendo la profesión que desarrolla las mismas, esta nueva subespecialidad se solapa ampliamente con ramas de la ingeniería biomédica, y veremos por ello mucha presencia de dichos profesionales en el área, quienes con el tiempo colaborarán cada vez más con nuestros departamentos de imagenología. Sin embargo, es frecuente ver ingenieros brindando servicios de biomodelado e impresión 3D que no se apoyan de la supervisión de profesionales imagenólogos, simplemente porque hasta el momento no se ha cuestionado la necesidad y no se identifican los riesgos potenciales. Está en nosotros hacer notar esa necesidad, reclamar nuestro lugar

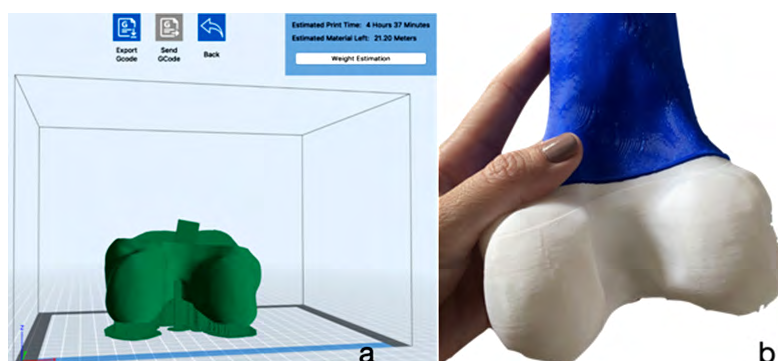


Figura 32
Tiempos de impresión
a) Impresión de pantalla del Software Cura v 4.7, durante la preparación para la impresión 3D, en material PLA, donde puede verse el estimativo de material (21.2 metros) y el tiempo estimado de impresión (4 horas, 37 minutos), para un segmento de epífisis femoral distal, que se muestra en **b)** en color blanco.

y hacerlo parte de nuestra carrera profesional. Como en toda nuestra especialidad, habrá quienes decidan entrenarse específicamente en el área y para otros bastará con actualizaciones más generales. Sin embargo, es importante conocer los requerimientos de imagen para que las mismas puedan ser usadas en la construcción de biomodelos 3D, ya que de ello dependerá la posibilidad de biomodelado y la calidad final del biomodelo 3D.

En el Hospital Pereira Rossell trabajamos en biomodelado e impresión 3D desde el año 2019, en el Área de Innovación del Departamento de Imagenología, un sector específicamente creado para el desarrollo de nuevas tecnologías vinculadas a la Imagenología. Trabajamos en colaboración con las distintas cátedras de dicho hospital y de la Universidad de la República en la Planificación Quirúrgica Virtual e Impresión 3D en pacientes complejos y en el desarrollo de simuladores para entrenamiento de recursos humanos. Todos los casos presentados en este trabajo han sido trabajados por nuestro grupo, en el que actualmente trabajan 5 médicos imagenólogos, un licenciado en imagenología y cuenta con el apoyo de ingenieros y profesores de la Escuela Universitaria Centro de Diseño. Contamos con una impresora de tipo FDM (Ultimaker S2) y una impresora de resina (Anycubic Photon S) con su correspondiente estación de lavado y curado con luz UV (Anycubic), con los cuales fueron realizadas las impresiones que se muestran en el presente artículo.

Flujo de trabajo

El flujo de trabajo en pacientes en los que es necesaria la planificación quirúrgica virtual requiere de un fuerte trabajo en equipo entre clínicos, imagenólogos, licenciados en imagenología y el equipo de la unidad de planificación quirúrgica virtual (PQV). El diagrama de la figura 33 muestra todos los pasos desde que surge un paciente complejo hasta que se entregan los biomodelos 3D virtuales o impresos en 3D al equipo clínico; el médico radiólogo que se

subespecializa en esta área aporta desde su experiencia en todos ellos. De forma ideal, el trabajo comienza previo a la adquisición de imágenes, con la discusión entre clínicos e imagenólogos respecto del mejor método de imagen para satisfacer las necesidades diagnósticas y, de ser necesario, planificar ajustes al momento de la adquisición para lograr, a partir de dichos estudios, biomodelos de calidad óptima (por ejemplo, planificar adquisiciones volumétricas en determinada secuencia de RM). Al momento de la adquisición, el médico radiólogo es imprescindible en la toma de decisiones que permitan obtener estudios de calidad diagnóstica, en tiempos adecuados, con secuencias con máxima definición de contraste para el análisis anatómico. El trabajo del licenciado en imagenología en la reconstrucción de los volúmenes es clave: desde el ajuste de los parámetros de adquisición para lograr la mejor calidad y el menor número de artefactos, pasando por su trabajo con los algoritmos de reconstrucción en el post procesamiento de la rawdata para lograr imágenes de buena calidad. La generación de los biomodelos 3D a partir de las imágenes DICOM, debe, desde nuestro punto de vista ser realizada o estrictamente supervisada por un médico imagenólogo, dada la importancia de etiquetar adecuadamente cada tejido y sus límites, especialmente cuando se trata de pacientes oncológicos. Una vez listo el biomodelo 3D se realiza una reunión con el equipo clínico durante la cual se navega el biomodelo 3D y se consideran las opciones terapéuticas. Se realizan simulaciones virtuales de las diferentes opciones hasta llegar a la alternativa con mejores resultados y menores riesgos para el paciente. Si es necesario el diseño de guías quirúrgicas, se discuten los detalles de diseño durante el ateneo. Entre estos detalles están por ejemplo la topografía de apoyo de las bases de guía y la localización y número de fijadores. La segunda etapa de trabajo en la unidad de PQV es el diseño de estas herramientas, utilizando software de diseño 3D. Una vez listo el diseño de guías se aprueban durante una nueva

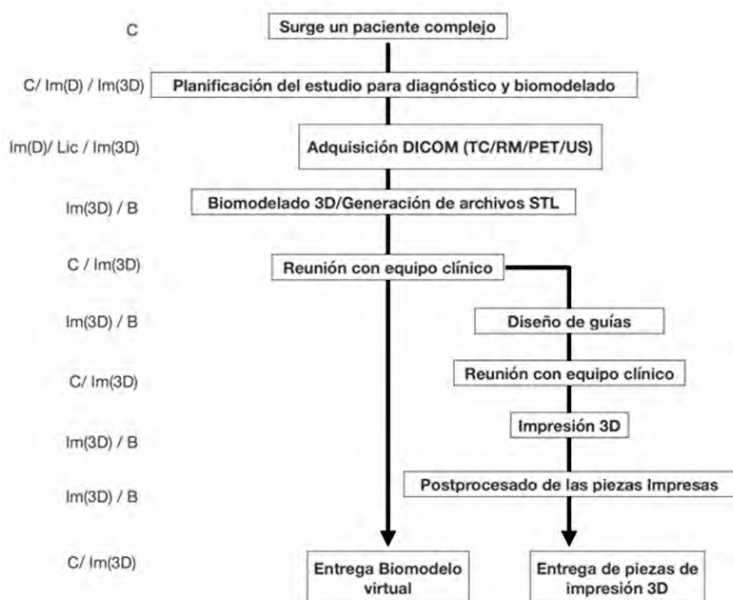


Figura 33
Diagrama del flujo de trabajo
del equipo de planificación
quirúrgica virtual

La columna de la izquierda nombra los integrantes del grupo de trabajo en cada paso: clínicos, C, imagenólogos del área diagnóstica, Im (D), licenciados en imagenología, Lic, imagenólogos especializados en el área 3D, Im (3D), bioingenieros, B.

reunión con el equipo clínico, en la cual se dará el visto bueno para su impresión 3D y se decidirá si es necesaria la impresión de piezas anatómicas para simulación o para uso en block quirúrgico. Esta nueva instancia que se crea en la preparación para una cirugía habilita al imagenólogo a participar y asistir aún más activamente en la planificación del tratamiento de los pacientes, acortando el gap entre nuestro habitual rol diagnóstico y la terapéutica. La etapa final de trabajo es la impresión 3D de las piezas, que implica la selección del material de impresión, que variará según el uso que se dará a las mismas. Se utilizan

softwares de preparación para la impresión 3D en los que se posicionan las piezas, se colocan los soportes, se elige la velocidad de impresión y altura de capa, entre otros elementos que variarán la calidad final de la pieza impresa. Luego de finalizada la impresión, resta el post procesamiento de las piezas, en la que se retiran los soportes, se limpian las piezas, se colocan imanes o se ensamblan si fueron impresas por partes. Por último, se acondicionan para ser entregadas al equipo clínico, con su correspondiente identificación e información sobre el método de esterilización de las mismas.

CONCLUSIONES

Los biomodelos 3D son un nuevo tipo de imagen médica que surge de nuevas tecnologías que permiten crear imágenes en tres dimensiones desde imágenes DICOM volumétricas como la TC y la RM para análisis anatómico y planificación de tratamientos quirúrgicos de pacientes complejos. Se presentan los requerimientos de imagen, el proceso de generación de los biomodelos y flujo de trabajo en estos pacientes. Se describen las principales aplicaciones en las diferentes especialidades quirúrgicas que más hacen uso de esta tecnología y se exponen casos clínicos que se han trabajado en el Área de Innovación del Hospital Pereira Rossell para pacientes de la Universidad de la República.

Conflictos de interés: Los autores declaran no tener conflicto de interés.

REFERENCIAS

1. Mitsouras, Dimitris, et al. "Medical 3D printing for the radiologist." *Radiographics* 35.7 (2015): 1965-1988.
2. Talanki, Varsha R., et al. "Three-Dimensional Printed Anatomic Models Derived From Magnetic Resonance Imaging Data: Current State and Image Acquisition Recommendations for Appropriate Clinical Scenarios." *Journal of Magnetic Resonance Imaging* (2021).
3. Parthasarathy, Jayanthi, et al. "3D printing with MRI in pediatric applications." *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 51.6 (2020): 1641-1658.
4. Amorim P, Moraes T., Silva J., Pedrini H. (2015) InVesalius: An Interactive Rendering Framework for Health Care Support. In: Bebis G. et al. (eds) *Advances in Visual Computing*. ISVC 2015. Lecture Notes in Computer Science, vol 9474. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-27857-5_5
5. Kikinis R, Pieper SD, Vosburgh K (2014) 3D Slicer: a platform for subject-specific image analysis, visualization, and clinical support. *Intraoperative Imaging Image-Guided Therapy*, Ferenc A. Jolesz, Editor 3(19):277-289 ISBN: 978-1-4614-7656-6 (Print) 978-1-4614-7657-3 (Online)
6. Kamio, T., Suzuki, M., Asaumi, R. et al. DICOM segmentation and STL creation for 3D printing: a process and software package comparison for osseous anatomy. *3D Print Med* 6, 17 (2020). <https://doi.org/10.1186/s41205-020-00069-2>
7. Zhu, Z. H., et al. "Short review of polymer composites for 3D Printing." *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. Vol. 758. No. 1. IOP Publishing, 2020.
8. Chan, David S., et al. "Exploring polycaprolactone in tracheal surgery: A scoping review of in-vivo studies." *International journal of pediatric otorhinolaryngology* 123 (2019): 38-42.
9. Attarilar, Shokouh, et al. "3D Printing technologies in metallic implants: A thematic review on the techniques and procedures." *International Journal of Bioprinting* 7.1 (2021).
10. Mobaraki, Mohammadmahdi, et al. "Bioinks and bioprinting: A focused review." *Bioprinting* 18 (2020): e00080.
11. Shakibania, Sara, et al. "Medical application of biomimetic 4D printing." *Drug Development and Industrial Pharmacy* 47.4 (2021): 521-534.
12. Javaid, Mohd, and Abid Haleem. "Significant advancements of 4D printing in the field of orthopaedics." *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* 11 (2020): S485-S490.
13. Zambouri, A. "Preoperative evaluation and preparation for anesthesia and surgery." *Hippokratia* 11.1 (2007): 13
14. Belien H et al: Prebending of osteosynthesis plate using 3D printed models to treat symptomatic os acromiale and acromial fracture. *J Exp Orthop* 2017.
15. Punyaratabandhu, Thipachart, Peter C. Liacouras, and Sutipat Pairojboriboon. "Using 3D models in orthopedic oncology: presenting personalized advantages in surgical planning and intraoperative outcomes." *3D printing in medicine* 4.1 (2018): 1-13.
16. Schwartz, L. H., et al. "Volumetric 3D CT analysis-an early predictor of response to therapy." *Journal of Clinical Oncology* 25.18_suppl (2007): 4576-4576.

17. Hallet, Julie, et al. "Systematic review of the use of pre-operative simulation and navigation for hepatectomy: current status and future perspectives." *Journal of Hepato-Biliary-Pancreatic Sciences* 22.5 (2015): 353-362.
18. Biglino, Giovanni, et al. "Involving patients, families and medical staff in the evaluation of 3D printing models of congenital heart disease." *Communication & medicine* 12.2-3 (2016): 157-169.
19. Sternheim, Amir, et al. "3D Printing in Orthopedic Oncology." *3D Printing in Orthopaedic Surgery*. Elsevier, 2019. 179-194.
20. Bizzotto N, Sandri A, Regis D, Romani D, Tami I, Magnan B: Three-dimensional printing of bone fractures: A new tangible realistic way for preoperative planning and education. *Surg Innov* 2015;5:548-551.
21. Kang HJ, Kim BS, Kim SM, et al. : Can preoperative 3D printing change surgeon's operative plan for distal tibia fracture? *Biomed Res Int* 2019;2019:7059413.
22. Wan, Lei, et al. "Clinical feasibility and application value of computer virtual reduction combined with 3D printing technique in complex acetabular fractures." *Experimental and therapeutic medicine* 17.5 (2019): 3630-3636.
23. Ballard D, Mills P, Duszak R, Weisman J, Rybicki F, Woodard P: Medical 3D printing cost-savings in orthopedic and maxillofacial surgery: Cost analysis of operating room time saved with 3D printed anatomic models and surgical guides. *Acad Radiol* 2020;27:1103-1113.
24. Li, Jun, et al. "Rational design, bio-functionalization and biological performance of hybrid additive manufactured titanium implants for orthopaedic applications: A review." *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 105 (2020): 103671
25. Nguyen, Bach, et al. "Cranioplasty Using Customized 3-Dimensional-Printed Titanium Implants: An International Collaboration Effort to Improve Neurosurgical Care." *World Neurosurgery* 149 (2021): 174-180
26. Giannopoulos, Andreas A., et al. "Cardiothoracic applications of 3D printing." *Journal of thoracic imaging* 31.5 (2016): 253.
27. Milano, Elena Giulia, et al. "Current and future applications of 3D printing in congenital cardiology and cardiac surgery." *The British journal of radiology* 92.1094 (2019): 20180389.
28. Jackson K S Kwok, Rainbow W H Lau, Ze-Rui Zhao, Peter S Y Yu, Jacky Y K Ho, Simon C Y Chow, Innes Y P Wan, Calvin S H Ng. Multidimensional printing in thoracic surgery: current and future applications. *J Thorac Dis* 2018;10(Suppl 6):S756. doi: 10.21037/jtd.2018.02.91.
29. Jon Zabaleta, Borja Aguinagalde, Iker López, Stephany M Laguna, Mikel Mendoza, Ainhoa Galarde, Luis Matey, Andrea Larrañaga, Gorka Baqueriza, Ander Izeta. Creation of a multidisciplinary and multicenter study group for the use of 3D printing in general thoracic surgery: lessons learned in our first year experience. *Med Devices (Auckl)*. 2019 May 2;12:143-149. doi: 10.2147/MDER.S203610. eCollection 2019.
30. Hu, Wenbin, et al. "Three-dimensional computed tomography angiography and bronchography combined with three-dimensional printing for thoracoscopic pulmonary segmentectomy in stage IA non-small cell lung cancer." *Journal of Thoracic Disease* 13.2 (2021): 1187.
31. Li, Chengrun, et al. "Augmented Reality and 3-Dimensional Printing Technologies for Guiding Complex Thoracoscopic Surgery." *The Annals of Thoracic Surgery* (2020).
32. Bumm, R., et al. "First results of spatial reconstruction and quantification of COVID-19 chest CT infiltrates using lung CT analyzer and 3D slicer." *British Journal of Surgery* 108.Supplement_4 (2021): znab202-077.
33. Senkoylu, Alpaslan, Ismail Daldal, and Mehmet Cetinkaya. "3D printing and spine surgery." *Journal of Orthopaedic Surgery* 28.2 (2020): 2309499020927081.
34. Sun, Xiaojiang, et al. "Progress in the Application of 3D Printing Technology in Spine Surgery." *Journal of Shanghai Jiaotong University (Science)* 26.3 (2021): 352-360
35. Wang, Pengfei, et al. "The effect of new preoperative preparation method compared to conventional method in complex acetabular fractures: minimum 2-year follow-up." *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 141 (2021): 215-222.
36. Marinescu, Rodica, Diana Popescu, and Dan Laptoiu. "A Review on 3D-Printed Templates for Precontouring Fixation Plates in Orthopedic Surgery." *Journal of Clinical Medicine* 9.9 (2020): 2908.
37. Cuervas-Mons, Manuel, et al. "3D Printing Surgical Guide for Nonunion: Technique Tip." *Techniques in Orthopaedics* (2021).
38. Shen, Sheng, et al. "Pre-operative simulation using a three-dimensional printing model for surgical treatment of old and complex tibial plateau fractures." *Scientific reports* 10.1 (2020): 1-11.
39. Holt, Andrew M., et al. "Rapid prototyping 3D model in treatment of pediatric hip dysplasia: a case report." *The Iowa orthopaedic journal* 37 (2017): 157.
40. Lin, Alexander Y., and Lauren M. Yarholar. "Plastic surgery innovation with 3D printing for craniomaxillofacial operations." *Missouri medicine* 117.2 (2020): 136.
41. Lin, Hsiu-Hsia, Daniel Lonic, and Lun-Jou Lo. "3D printing in orthognathic surgery— A literature review." *Journal of the Formosan Medical Association* 117.7 (2018): 547-558.
42. Ganguli, Anurup, et al. "3D printing for preoperative planning and surgical training: a review." *Biomedical microdevices* 20.3 (2018): 1-24.
43. Smith, Brandon, and Prokar Dasgupta. "3D printing technology and its role in urological training." *World journal of urology* 38.10 (2020): 2385-2391.
44. Thiong'o, Grace M., Mark Bernstein, and James M. Drake. "3D printing in neurosurgery education: a review." *3D Printing in Medicine* 7.1 (2021): 1-6.
45. Sánchez-Sánchez, Ángela, et al. "Three-dimensional printed model and virtual reconstruction: an extra tool for pediatric solid tumors surgery." *European journal of pediatric surgery reports* 6.01 (2018): e70-e76.
46. Kwon, Chang-Il, et al. "Production of ERCP training model using a 3D printing technique (with video)." *BMC gastroenterology* 20 (2020): 1-9.
47. Martelli, Nicolas, et al. "Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: a systematic review." *Surgery* 159.6 (2016): 1485-1500

SOCIEDAD DE RADIOLOGÍA E IMAGENOLÓGIA DEL URUGUAY COMISIÓN DIRECTIVA (PERÍODO 2020 - 2022)

	TITULAR	SUPLENTE
PRESIDENTE	DR. MARCELO LANGLEIB	DR. GUSTAVO FIGUEREDO
VICEPRESIDENTE	DRA. LILIANA SERVENTE	DR. PABLO PEDETTI
SECRETARIO	DR. ANDRÉS GARCÍA BAYCE	DR. CARLOS BRIGNONI
TESORERO	DR. FERNANDO LAVISTA	DR. ALONZO RODRÍGUEZ
VOCALES	DR. LUIS DIBARBOURE	DRA. MARIANA O'NEILL
	DRA. SOLEDAD MILANS	DRA. VIRGINIA GARGANO
	DR. AGUSTÍN ARRUTI	DRA. MA. DEL CARMEN PÉREZ
ADHERENTES	DR. CARLOS CARNELLI	DR. JAVIER GARCÍA FAU

COMISIÓN FISCAL (PERÍODO 2020 - 2022)

	TITULAR	SUPLENTE
	DR. CONO SANTI	DRA. ALEJANDRA FERREIRA
	DRA. VERÓNIA GIGIREY	DR. PABLO AMEIJENDA
	DRA. ALICIA STRATA	DRA. PATRICIA LÓPEZ

SISTEMA DE ARBITRAJE

Se aceptarán los trabajos con los requisitos de las instrucciones de los autores de esta revista. Estos artículos serán sometidos a una revisión editorial a cargo del comité editorial de la revista y posteriormente a una revisión del contenido, en modalidad de doble ciego a cargo de 1 ò 2 integrantes del comité científico (con árbitros nacionales e internacionales idóneos en las distintas áreas de la Imagenología). La selección del o de los árbitros la hará el comité editorial de acuerdo a la temática del contenido del artículo. Se publicarán los artículos que realicen las modificaciones sugeridas (si las hubiere) por ambos arbitrajes.

COMITÉ CIENTÍFICO - REVISTA DE IMAGENOLÓGIA

NACIONALES	INTERNACIONALES
DIBARBOURE, LUIS (TC y RM cuerpo)	AHUALI JORGE (AR) (Body)
DI TRÁPANI, NELSON (Intervencionismo)	ARCE, DOMINGO (CL) (Pediatría)
FEBLES, GUSTAVO (Mama)	BILBAO, IGNACIO (ES) (Intervencionismo)
LANGLEIB, MARCELO (Intervencionismo)	CARBÓ, ALBERTO (USA) (Gastrointestinal, TC)
STRATTA, ALICIA (GI, TC)	CEJAS, CLAUDIA (AR) (Ultrasonografía)
GIGIREY VERÓNICA (Músculo Esquelético)	DELGADO, GONZALO (CL) (Músculo esquelético)
PEREYRA ADRIANA (Músculo Esquelético)	FIGUEROA, RAMÓN (USA) (Neurorradiología, cabeza y cuello)
NICOLÁS SGARBI (Neurorradiología)	GUIMARAENS, LEOPOLDO (ES) (Intervencionismo)
PABLO PEDETTI (Body)	MARANGONI, ALBERTO (AR) (Gastrointestinal, TC)
EDUARDO CORCHS (Músculo Esquelético)	MYSKER, DANIEL (AR), (Mama)
	RESTREPO, RODRIGO (COL) (Músculo esquelético)
	ROLÓN, ALEJANDRO (AR) (Músculo esquelético)
	ROVIRA, ALEX (ES) (Neurorradiología, cabeza y cuello)
	UCHIDA, MARCELA (CL) (Mama)
	VIÑUELA, FERNANDO (USA) (Neurorradiología Intervencionista)
	ZUBIETTA, JOSÉ LUIS (ES) (Intervencionismo)
	ANDIA KOHNENKAMPF, MARCELO (AI, 3D)
	MUNUERA DEL CERRO, JOSEP (3D, AI)

ELASTOGRAFÍA POR ULTRASONIDO: REVISIÓN DE ASPECTOS TÉCNICOS Y APLICACIONES CLÍNICAS. PARTE 1.

Dres. L. Servente, F. Avondet, S. Milans, N. Benech, C. Negreira, J. Brum.

RESUMEN

A partir de 1990 comienzan a desarrollarse un conjunto de técnicas cuyo objetivo es evaluar la elasticidad de tejidos blandos mediante ultrasonido. La elastografía por ultrasonido ha aportado una nueva perspectiva a la ecografía proporcionando información para el diagnóstico de diferentes patologías, entre ellas las enfermedades hepáticas, pero con nuevas aplicaciones clínicas en sistema músculo esquelético, mama, tiroides, próstata entre otras. El Laboratorio de Acústica Ultrasonora del Instituto de Física de la Facultad de Ciencias trabaja desde el año 2000 en elastografía por ultrasonido, desarrollando numerosos trabajos experimentales, tesis de maestría y doctorado por lo que cuenta con una amplia experiencia en el tema. En nuestro medio, además de los equipos que permiten realizar elastografía de transición (FibroScan®), se han incorporado en los últimos años ecógrafos con el módulo de elastografía. Particularmente, el Departamento Clínico de Imagenología del Hospital de Clínicas incorporó en 2018/2019 dos ecógrafos que cuentan con elastografía. En este contexto, consideramos importante realizar una actualización y resumen de las distintas técnicas elastográficas, sus ventajas, limitaciones y sus aplicaciones clínicas. El objetivo de este trabajo es realizar una revisión bibliográfica, presentando brevemente las bases físicas y las aplicaciones clínicas de la elastografía en el estudio de patologías hepáticas y mamarias. En una segunda parte de la revisión abordaremos la patología músculo esquelética, tiroides y próstata.

PALABRAS CLAVE: Elastografía ultrasonora, "shear wave", ondas de cizalla, elastografía de transición, fibrosis hepática.

ABSTRACT

Since 1990, a set of techniques began to be developed whose objective is to evaluate the elasticity of soft tissues using ultrasound. Ultrasound elastography has brought a new perspective to ultrasound by providing information for the diagnosis of different pathologies, including liver diseases, with new clinical applications in the musculoskeletal system, breast, thyroid, and prostate among others. The Laboratory of Ultrasonic Acoustics of the Institute of Physics of the Faculty of Sciences has been working since 2000 in ultrasound elastography, developing numerous experimental works, master's and doctorate. The Laboratory it has extensive experience on elastography. In our country, in addition to the equipment that allows to perform transition elastography (FibroScan®), ultrasound scanners with the elastography module have been incorporated in recent years. In particular, the Clinical Imaging Department of the Hospital de Clínicas incorporated in 2018/2019 two ultrasound machines with elastography module. In this context, we consider it important to update and summarize the different elastographic techniques, their advantages, limitations and their clinical applications. The objective of this work is to review bibliography, briefly presenting the physical bases and clinical applications of elastography in the study of liver and mammary pathologies. In a second part of the review we will address the musculoskeletal, thyroid and prostate pathology.

KEYWORDS: Ultrasonic elastography, "shear wave", shear waves, transition elastography, liver fibrosis.

GLOSARIO

ARFI. Acoustic Radiation Force Impulse
AUROC. Area bajo la curva ROC
ET. Elastografía de Transición
p-SWE. Point Shear Wave Elastography
SE: "Strain elastography" o Elastografía por compresión
SSI. Supersonic Image
SWE. Shear Wave Elastography o elastografía por "ondas de cizalla"
VPN. Valor predictivo negativo
VPP. Valor predictivo positivo
VTQ/ARFI. Virtual Touch Quantification

Instituciones participantes:
Departamento Clínico de Imagenología, Hospital de Clínicas "Dr. Manuel Quintela". Facultad de Medicina. UDELAR.
Laboratorio de Acústica Ultrasonora, Instituto de Física, Facultad de Ciencias. UDELAR.

Autor de correspondencia:
Liliana Servente,
lservente@gmail.com

INTRODUCCIÓN

La finalidad de la elastografía es obtener, en vivo y en forma no invasiva, información acerca de las propiedades mecánicas de los tejidos blandos. Mediante la ecografía convencional no es posible medir la rigidez del tejido, propiedad que se ve modificada en el desarrollo de múltiples enfermedades. En esta revisión nos referiremos a la elastografía por ultrasonido ya que también se ha desarrollado la elastografía por Resonancia Magnética (RM). La elastografía puede ser por compresión ("strain") o por ondas de cizalla (Shear Wave Elastography o SWE). En elastografía por compresión se comprime levemente el tejido con la sonda ultrasónica y se mide la deformación del tejido resultante. La deformación se muestra en un mapa de colores y permite diferenciar tejido rígido del blando, asumiendo que tejido duro se deformará menos que tejido blando. Es así que la principal desventaja de esta técnica es no ser cuantitativa. Para superar esta limitación se desarrolló la SWE que se apoya en la generación de una onda de cizalla y la medida de su velocidad de propagación. A partir de una serie de hipótesis: en un tejido elástico, cuasi-incompresible e isotrópico, la velocidad de propagación de la onda de cizalla se relaciona directamente con la rigidez del tejido dada por su módulo de Young (Y).

Se han descrito múltiples aplicaciones en distintos tejidos, destacándose hígado, mama, próstata, tiroides, corazón, músculo esquelético (MSK) y vasos sanguíneos 1.

Antecedentes: Desde el 2014 se utiliza la ET (Fibroscan®) en nuestro país.

En el Departamento Clínico de Imagenología (DCI) del Hospital de Clínicas durante el 2013 se utilizó la elastografía por compresión para el estudio de nódulos tiroideos. La elastografía por ondas de cizalla (SWE) se introdujo recientemente en Uruguay para su aplicación clínica. En el servicio de ecografía del DCI en 2018 se logró la incorporación del software para 2D-SWE en equipo Toshiba (Canon) Aplio 300®. En 2019 se adquirió un ecógrafo Samsung Rs80 con p-SWE. Ambos equipos cuentan con el software para transductor convexo y el Samsung para transductor lineal.

El Laboratorio de Acústica Ultrasonora (LAU) del Instituto de Física de la Facultad de Ciencias tiene como tema central de investigación el comprender los principios físicos involucrados en la propagación de ondas en medios complejos como los tejidos biológicos y cómo a partir de ellos es posible extraer información del medio. En el LAU se introdujo la ET durante la tesis de Maestría del Dr. Benech (2). En el seno del LAU se realizaron diferentes aportes a las técnicas de elastografía que dieron lugar a múltiples tesis (2-5) y publicaciones en revistas arbitradas (6, 7). Más recientemente se desarrolló la elastografía pasiva, que busca utilizar las ondas que naturalmente están presentes en el cuerpo humano para medir la rigidez de tejidos. (8-11)

También se ha trabajado en el desarrollo de la SWE utilizando equipamiento de última tecnología aplicándola en capas delgadas de tejidos (pared vascular, tendón) (12) me-

dios viscoelásticos (13) y/o anisotrópicos (14). Finalmente, Benech y col. desarrollaron y patentaron la Elastografía por Ondas de Superficie (EOS)(14). La EOS es de bajo costo y portátil presentándose como una alternativa interesante a la SWE. Actualmente se aplica exitosamente en la industria cárnica y fue utilizada también con éxito en bíceps braquial, no habiendo sido validado su uso clínico. La cooperación entre el LAU y el DCI comienza en 2016 con un proyecto CSIC centrado en nuevas herramientas ultrasónicas para evaluación de flujo sanguíneo. En 2018 los Dres. Brum y Servente realizan una co-tutoría de estudiantes de pregrado del Ciclo de Metodología Científica II de Fac. de Medicina, cuya monografía de revisión sobre elastografía por ultrasonido fue premiada entre las mejores del curso. (15)

En el trabajo de Avondet y col. 16 se aplica la SWE en hígado por primera vez a nivel nacional en voluntarios sanos. En la línea de investigación sobre enfermedades hepáticas fue aprobado el proyecto "Rendimiento de la elastosonografía «Shear Wave» en la valoración de la rigidez hepática en pacientes con diagnóstico de hígado graso no alcohólico" a cargo de la Dra. Servente con integrantes del DCI, Clínica de Gastroenterología y LAU, a ser ejecutado durante el 2020.

En 2019 fue presentado a la ANII (Fondo María Viñas) el proyecto "Elastografía para la evaluación clínica de tejidos anisotrópicos y visco-elásticos" (FMV_1_2019_1_155527) a cargo de los Dres. Brum y Arruti. Fue seleccionado para su financiación y ejecución en el año 2020/21, se pretende desarrollar el modelado físico y un protocolo de estudio en voluntarios sanos y deportistas para el estudio de lesiones musculares. Mediante este proyecto se adquirió un ecógrafo Supersonic Imagine (SI) que cuenta con el software 2D-SWE para transductor lineal.

En este contexto, el objetivo de este trabajo es realizar una actualización y resumen no exhaustivo de las distintas técnicas elastográficas, sus ventajas, limitaciones y aplicaciones clínicas a nivel hepático y mama así como mostrar el desarrollo de las mismas a nivel nacional. Por motivos de extensión de la revisión abordaremos el resto las aplicaciones clínicas a nivel músculo esquelético, tiroides, próstata y otros en la parte 2.

BASES FÍSICAS DE LA ELASTOGRAFÍA

En esta sección se hará una breve descripción de las bases físicas involucradas en los diferentes métodos de elastografía por ultrasonido. (Para mayor profundidad dirigirse a 1, 17, 18, 19, 3)

La elastografía tiene como objetivo brindar al médico una herramienta de "palpación" objetiva y cuantitativa. Es así que surge la siguiente pregunta, ¿cuál es la propiedad física que medimos cuándo palpamos? Cuando uno palpa, lo que hace es aplicar una fuerza y medir subjetivamente la deformación resultante. Es decir, un tejido blando se deformará más que un tejido rígido bajo la acción de la misma fuerza. La propiedad física que mide la relación entre la fuerza aplicada y la deformación resultante es el

módulo de Young (Y). Cuanto mayor sea el módulo de Young más rígido será el tejido (menor será su deformación bajo la aplicación de una misma fuerza).

Elastografía por compresión

En la elastografía por compresión o en inglés "strain elastography" (SE) (20) se utiliza la sonda ultrasónica para presionar el tejido y medir la deformación resultante comparando imágenes ecográficas pre y post compresión. La principal ventaja de esta técnica es su fácil implementación, lo que ha llevado a que esté disponible en la mayoría de los sistemas ecográficos (ver Tabla 1).

Sin embargo, mediante SE no es posible medir cuantitativamente el módulo de Young del tejido. Para esto es necesario conocer simultáneamente el estado de tensión y la deformación del tejido. Es por este motivo que las imágenes de deformación en SE, comúnmente conocidos como elastogramas, se presentan en una escala de colores cualitativa donde bajas deformaciones (tejido duro) corresponde al color azul y grandes deformaciones (tejido blando) corresponde al color rojo. Otro punto débil de esta técnica es su dependencia con el operador, ya que depende de cómo se realice la compresión. Con el fin de realizar una compresión operador- independiente a principios del año 2000 se comienza a desarrollar una nueva técnica denominada ARFI (Acoustic Radiation Force Impulse) (21,22). En ARFI la presión de radiación acústica generada por un haz de ultrasonido focalizado (24) emitido por la sonda se utiliza para realizar un breve (< 1 ms) desplazamiento (~ 10 -20 μm) dentro del tejido. Luego, comparando imágenes ecográficas es posible estimar el desplazamiento máximo al cual fue sometido el tejido, en el entendido que un tejido más rígido se desplazará menos que un tejido más blando. Al igual que en SE, la principal desventaja de esta técnica es ser cualitativa, ya que no existe una relación directa entre el desplazamiento máximo del tejido y su módulo de Young.

Elastografía por Onda de Cizalla (SWE)

Con el fin de evaluar cuantitativamente el módulo de Young del tejido surgen a partir del final de la década del 90 una serie de técnicas basadas en la utilización de ondas de corte o cizalla. El nombre que recibió este conjunto de técnicas fue el de elastografía por ondas de cizalla o del inglés "Shear Wave Elastography" (SWE). Es importante destacar que en el cuerpo humano pueden propagarse esencialmente dos tipos diferentes de ondas mecánicas: las ondas de compresión y las ondas de cizalla. Para las ondas de compresión el desplazamiento del medio es paralelo a la dirección de propagación. Como ejemplo se puede mencionar el sonido, que a frecuencias ultrasónicas es el responsable de la ecografía. Por otro lado, en las ondas de cizalla el desplazamiento del medio es perpendicular a la dirección de propagación. Lo más importante que para tejidos elásticos, cuasi-incompresible e isotrópicos, la velocidad de propagación de la onda de cizalla (cs) se relaciona directamente con el módulo de Young del tejido como $Y = 3\rho c_s^2$, siendo ρ la densidad del tejido. Por lo tanto, midiendo la velocidad de propagación de las ondas de cizalla se obtiene una medida de la elasticidad del tejido. Es así que la secuencia en SWE se puede resumir en los siguientes tres pasos: 1) generación de la onda de cizalla; 2) seguimiento de su propagación y 3) estimación

Tabla 1
Resumen de los diferentes métodos de elastografía desarrollados en diferentes equipos comerciales

Método	Excitación	Propiedad Medida	Cuantitativa	Equipo comercial
Elastografía por compresión	Mecánica, por compresión de la sonda ultrasónica	Deformación	No	Esaote (ElaXto), GE, Hitachi Aloka (Real-time tissue elastography), Philips, Samsung, Medison, Siemens (eSieTouch), Toshiba (ElastoScan), Ultrasonix, Zonare
ARFI	Presión de radiación	Desplazamiento	No	Siemens (Virtual Touch Imaging VTI/ARFI)
Elastografía de transición	Mecánica, mediante vibrador	Velocidad de onda de cizalla (cs)	Si	Echosens
pSWE	Presión de radiación	Velocidad de onda de cizalla (cs)	Si	Siemens (Virtual Touch Quantification VTQ/ARFI), Philips (ElastPQ)
2D - SWE	Presión de radiación con múltiples focos en ROI	Velocidad de onda de cizalla (cs)	Si	Siemens (Virtual Touch Image Quantification VTIQ/ARFI)
	Presión de radiación con múltiples focos en una misma línea y en profundidad (Figura 2)	Velocidad de onda de cizalla (cs)	Si	SuperSonic Imagine

de su velocidad de propagación. Existen distintas maneras de generar las ondas de cizalla y de medir su propagación lo que dio a lugar a diferentes técnicas. En esta revisión nos centraremos en aquellas técnicas que utilizan ultrasonido (resumidas en la Tabla 1), pero es importante mencionar la existencia de la elastografía por resonancia magnética que utiliza RM para medir la propagación de las ondas de cizalla generadas por vibradores mecánicos.

Elastografía de Transición (Fibroscan®)

La primera técnica en utilizar ondas de cizalla fue la elastografía de transición 24, 25, la cual dio a lugar al Fibroscan® de la compañía Echosens, primer equipo clínico para SWE focalizado en el diagnóstico de fibrosis hepática 26. El Fibroscan® (Figura 1) consiste en un único dispositivo que contiene un transductor ultrasónico acoplado a un vibrador mecánico. El dispositivo ejerce una vibración controlada ("golpe" externo) en la superficie del cuerpo para generar las ondas de cizalla que se propagarán a través del tejido. El mismo transductor es utilizado para medir su propagación a lo largo del eje del vibrador para finalmente medir la velocidad c_s . Con este dispositivo no es posible realizar imágenes de elasticidad y el valor de velocidad medido corresponde aproximadamente al de un volumen de 1 cm de ancho por 4 cm de profundidad. Es decir, el método brinda un valor promedio del módulo de Young en la zona de interés.

Point Shear Wave Elastography (pSWE)

La técnica de pSWE se basa en el mismo principio de

funcionamiento que ARFI. Primero, mediante la presión de radiación se genera un desplazamiento localizado del tejido. Una vez que la presión de radiación finaliza, el tejido vuelve a su lugar generando así una onda de cizalla que se propaga en una dirección paralela a la sonda ultrasónica 23, 27. La presión de radiación se utiliza para dar un "golpe" dentro del tejido. Por último, la velocidad de propagación de la onda de cizalla resultante es medida mediante ultrasonido.

2D – SWE

La diferencia principal con respecto a pSWE y a la ET es que el resultado final es una imagen bidimensional de la elasticidad del tejido. Para esto, se repite el proceso de pSWE a diferentes profundidades dentro del tejido 28 hasta cubrir la zona de interés. Como resultado se obtiene una onda de cizalla de mayor amplitud cuya distancia de propagación es mayor y cuyo frente de ondas alcanza una mayor extensión en profundidad. Luego de generada la onda de cizalla, el ecógrafo pasa a un modo de adquisición ultrarrápido (cadencia de imagen de entre 1 a 15 kHz) para poder seguir su propagación. Finalmente se obtiene una imagen 2D de elasticidad, la cual puede ser presentada en Módulo de Young (kPa) o velocidad de propagación (m/s). Esta imagen se superpone a la imagen ecográfica obtenida por modo B. Se emplea escala de color que va de 0 (elasticidad suave: color azul) hasta aproximadamente 180 kPa, dependiendo del preset (elasticidad dura: color rojo), los verdes y naranjas representan elasticidad intermedia. En la figura 2 se ilustra el principio de funcionamiento del Aixplorer, de la compañía francesa Super Sonic Imagine, pionera en implementar 2D-SWE en ecógrafos clínicos 29.

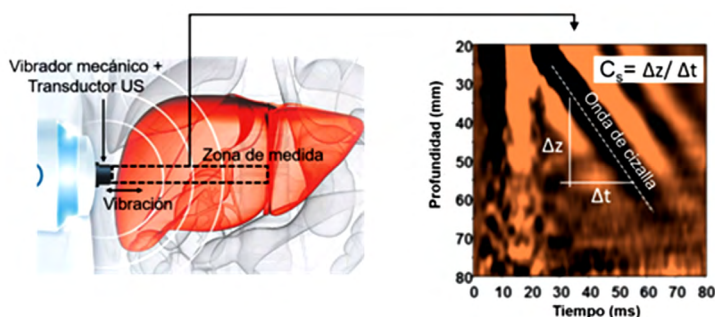
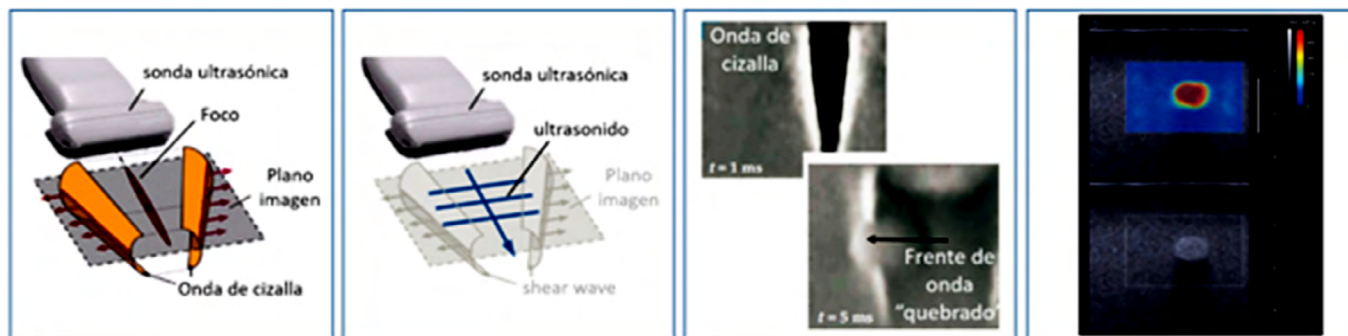


Figura 1
Ilustración del principio de funcionamiento de la elastografía de transición (Fibroscan®). Una vibración controlada en la superficie del cuerpo genera las ondas de cizalla que se propagarán a través del hígado. Un transductor ultrasónico seguirá la propagación de las ondas de cizalla (panel derecho) para medir su velocidad.

Figura 2
Ilustración de los cuatro pasos básicos para la generación de una imagen de elasticidad mediante 2D-SWE.



1. Generación de una onda de cizalla mediante presión de radiación.

2. Imagenología ultrarrápida para seguimiento de onda de cizalla. (hasta 20 kHz)

3. Propagación de la onda de cizalla a través de una inclusión rígida. Se observa como el frente de onda se quiebra debido al cambio de velocidad.

4. A partir de la medida local de c , se genera una imagen 2D del módulo de Young (Y).

Limitaciones

La principal limitación física de la elastografía se encuentra en las hipótesis del tejido: infinito, isotrópico y elástico. Como ejemplo se pueden mencionar los músculos que son por naturaleza anisotrópicos y visco-elásticos. En tejidos anisotrópicos la velocidad de propagación de la onda dependerá de su polarización y dirección de propagación respecto a las fibras musculares. Por este motivo la elastografía se ha utilizado en músculos de estructura sencilla (i.e. isotrópicamente transversos), colocándose el transductor ultrasónico paralelo a las fibras musculares porque en esa configuración la velocidad de las ondas de cizalla se relaciona linealmente con su módulo de Young. Otro ejemplo es cuando el tejido no es infinito (piel, vasos sanguíneos, tendones). En estos casos es necesario modelar físicamente la propagación de ondas tomando en cuenta los tejidos circundantes ya que se dan efectos de guía de ondas y la velocidad de propagación de la onda no se relaciona directamente con Y . Actualmente existen varios grupos de investigación (entre ellos el LAU) buscando extender las limitaciones físicas de la elastografía a partir de nuevas aplicaciones en que las hipótesis no se cumplan.

APLICACIONES A NIVEL HEPÁTICO

Introducción

La enfermedad crónica hepática es un problema de salud en todo el mundo, en Uruguay no hay datos completos sobre su epidemiología. Los datos principales surgen del Programa Nacional de Trasplante.³⁰ El 59 % de los trasplantes fueron por cirrosis, dentro de las causas de cirrosis: 29 % alcohólica, 25 % autoinmune, 21 % enfermedades colestásicas, 13 % enfermedad por hígado graso no alcohólico (HGNA), 9 % virus hepatitis C, 2 % virus hepatitis B; y 1 % déficit de alfa-1 anti-tripsina.³⁰ Si bien son datos objetivos, no necesariamente reflejan la realidad actual de la enfermedad en nuestro país. El aumento de la obesidad ha convertido a la enfermedad por HGNA en la principal causa de hepatopatía crónica en países occidentales, siendo la segunda causa de trasplante hepático en EEUU.³¹ El hígado es un órgano diana importante para la utilización de elastografía. La capacidad de los métodos de elastografía para cuantificar fibrosis hepática ha cambiado significativamente el encare clínico de los pacientes con hepatopatía crónica, determinando una reducción sustancial y progresiva de las biopsias hepáticas en los últimos diez años. (32)

Las distintas causas de hepatopatía crónica siguen una vía común hacia la fibrosis, siendo el estadio final la cirrosis, aumentando el riesgo de hipertensión portal, insuficiencia hepática y hepatocarcinoma. Sin embargo, la fibrosis puede revertirse, estabilizarse o incluso prevenirse, si la causa subyacente es controlada o si el paciente es tratado con inmunosupresores, anti-inflamatorios, antivirales o agentes antifibróticos coadyuvantes (antioxidantes e inhibidores de la angiotensina).¹

La biopsia hepática continúa siendo el gold estándar para

clasificar los estadios de fibrosis pese a sus conocidas limitaciones. La puntuación histopatológica más utilizada es la escala METAVIR que la clasifica en cuatro estadios: F1 = fibrosis mínima, F2 = fibrosis significativa, F3 = fibrosis severa y F4 = cirrosis.³³

Dado que la rigidez hepática aumenta conforme lo hace la fibrosis, la elastografía tiene el potencial de monitorizar estos cambios histopatológicos a través de medidas cuantitativas no invasivas, utilizando diferentes valores de corte para simular la clasificación METAVIR.¹

Elastografía en la enfermedad hepática difusa

Consideraciones técnicas: Se debe realizar una técnica estandarizada para obtener resultados fiables y precisos. El paciente se estudia en decúbito supino, con el brazo derecho elevado por encima de la cabeza en abducción máxima, para aumentar el espacio intercostal y mejorar la ventana acústica (34). Dado que los latidos cardíacos pueden interferir en los resultados, las medidas se deben obtener en el lóbulo derecho a través de los espacios intercostales. El paciente debe mantener una respiración sostenida (dejar de respirar al final de la espiración o inspiración normal), de manera que las medidas se tomen en una posición neutra, evitando los artefactos de movimiento y el aumento de la congestión hepática venosa secundario a la reducción del retorno venoso que se produce en la inspiración profunda (lo que aumentaría falsamente la rigidez hepática)(1,34). La presión que se ejerce con el transductor debe ser similar a la que se realiza con el ecógrafo en modo B. Cuando se utilizan técnicas SWE el ROI debe situarse a 1-2 cm de la cápsula hepática para limitar la refracción del pulso. El operador debe verificar que el ROI no esté situado sobre estructuras vasculares, biliares ni sombras producidas por los arcos costales.(34)

El volumen de tejido hepático evaluado es un cilindro de aproximadamente 1 cm de ancho y 4 cm de longitud que se localiza entre 25 y 65 mm por debajo de la piel y es cien veces superior al volumen evaluado con una biopsia. (34)

Para obtener un valor fiable de elasticidad hepática se debe establecer la media entre 8 y 10 mediciones válidas. La validez de los resultados depende de dos parámetros importantes: la variación inter cuartil (en inglés interquartile range, IQR), que refleja la variabilidad de las medidas validadas y no debe exceder el 30% de la mediana, y la tasa de éxito (success rate, SR: el número de mediciones con éxito dividido por el número total de adquisiciones), que idealmente debe ser igual o superior al 60%.

El rango de valores de elasticidad que puede detectar va desde 2,5 a 75kPa y los valores en individuos sin enfermedad hepática están alrededor de 5,5 kPa.³⁴

En la Figura 3 y 4 se muestran medidas de 2D-SWE a nivel hepático en voluntario sano en equipo Philips y en un paciente con hepatopatía e hiperplasia nodular focal en equipo Toshiba Canon.

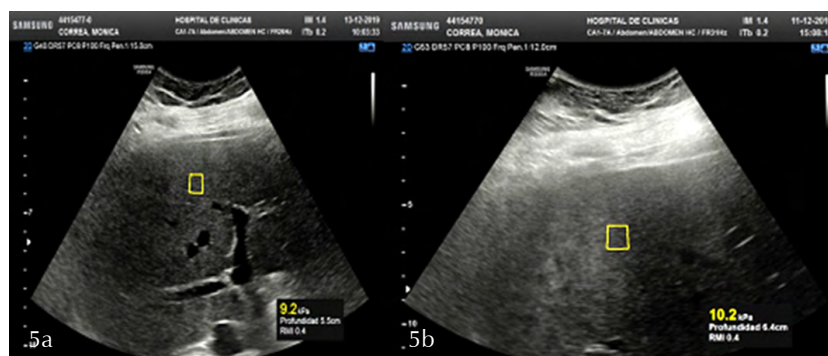


Figura 5
Valores de rigidez hepática obtenidos con elastosonografía p-SWE, con equipo marca comercial Samsung®.

Se sitúa el ROI sobre el lóbulo derecho del hígado y se obtiene un valor en kPa. El estudio correspondía a una paciente con hepatopatía alcohólica estadio F1, confirmado por biopsia quirúrgica en colecistectomía laparoscópica programada.

2D SWE:

Entre los sistemas que tienen 2D-SWE, el Aixplorer de Super Sonic Imagine (SSI) es actualmente el sistema más validado para la evaluación de la fibrosis hepática.

Ferraioli y col.³³ encontraron que los valores de rigidez hepática medidos con SSI aumentaron en paralelo con el grado de fibrosis hepática en pacientes con infección por VHC. También vieron que la eficacia diagnóstica fue de 0,92, 0,98 y 0,98 al comparar las etapas de fibrosis hepática F2, F3 y F4 respectivamente.

Al comparar la capacidad de diagnóstico de ET y 2D-SWE (SSI) en pacientes con hepatopatía por HGNA Cassinotto³⁹ informó que la capacidad diagnóstica de los dos métodos para fibrosis significativa fueron 0,82 y 0,86 respectivamente, y los de cirrosis fueron 0,87 y 0,88 respectivamente.

En un estudio prospectivo en 349 pacientes, comparando 2D-SWE (SSI), p-SWE (mediante sistema VTQ / ARFI) y ET (Fibroscan®) y utilizando la biopsia hepática como gold estándar, se demostró que 2D-SWE tiene mayor precisión diagnóstica que la ET en el diagnóstico de fibrosis severa F3 y superior a p-SWE en el diagnóstico de fibrosis significativa F2 40.

Comparación entre diferentes técnicas de elastografía

En las diferentes técnicas de elastografía la terminología, los parámetros utilizados, la frecuencia de la onda de corte y otros factores técnicos varían sustancialmente entre dispositivos, no encontrándose adecuadamente estandarizados¹. Lo cual dificulta la extrapolación y comparación de datos, así como el seguimiento de pacientes. La información sobre el diseño de las técnicas utilizadas en general no es suministrada por los fabricantes e imposibilita la estandarización. (41)

Además los valores de corte descriptos para cada estadio de fibrosis dependen de la etiología de la enfermedad hepática. (1)

Piscaglia y col.⁴² compararon los resultados obtenidos en siete dispositivos SWE de marcas comerciales distintas con la ET, se encontró sólo una concordancia moderada. Estos hallazgos imposibilitan la extrapolación universal de los umbrales de Fibroscan® para definir la estadificación de fibrosis hepática en dispositivos con tecnología 2D-

SWE, los que deben ser validados para cada tecnología patentada.

Ferraioli y col.⁴³, concluyeron que la concordancia entre mediciones de rigidez hepática realizada con diferentes sistemas elastográficos es excelente. Sin embargo, esto no significa que los valores medidos por equipos distintos son iguales, pero sí que hay concordancia entre ellos porque siguen la misma dirección. De hecho, reportaron diferencias entre dispositivos mayores de 2 kPa lo que puede asignar a un paciente a un estadio diferente de fibrosis hepática.

Elastografía en la hipertensión portal

La ET ha sido el método elastográfico estudiado más extensamente en la hipertensión portal. Aunque se ha demostrado correlación entre rigidez hepática y el gradiente de presión venosa hepática, así como con el desarrollo de várices esofágicas, la ET no es un método exacto para reemplazar el estudio invasivo o la endoscopia digestiva alta. (44)

Se han desarrollado distintos scores que combinan la rigidez hepática con otros parámetros. Se ha propuesto relacionar la medida de la rigidez hepática con el diámetro del bazo y el recuento plaquetario, para el diagnóstico de várices esofágicas en pacientes con hepatopatía por hepatitis B, lo que ha sido validado de forma independiente. (45)

Se ha sugerido que la medición de la rigidez del bazo con ET es útil como predictor de hipertensión portal clínicamente significativa^{46,48}. La medida en el bazo debe ser tomada en similares condiciones a la hepática¹. Estudios recientes con ET reportaron que la rigidez hepática es más precisa que la rigidez esplénica para el diagnóstico de hipertensión portal clínicamente significativa. (44,47)

Elkrief y col.⁴⁴ compararon prospectivamente la tasa de éxito y la precisión de la ET y de la 2D-SWE para la detección de hipertensión portal clínicamente significativa y várices esofágicas con alto riesgo de sangrado en pacientes con cirrosis (n=79). La tasa de éxito de 2D-SWE (SSI) fue significativamente mejor que la ET para la rigidez hepática y rigidez esplénica. El rendimiento diagnóstico de la rigidez hepática mediante 2D-SWE fue significativamente mejor que el de rigidez esplénica para el diagnóstico de hipertensión portal clínicamente significativa.

Sin embargo, estudios adicionales son necesarios para la validación de estos resultados y de los distintos scores propuestos, por lo que el valor diagnóstico de la elastografía en bazo es todavía incierto.

Elastografía en lesiones focales hepáticas

El uso de la elastografía en la caracterización de lesiones focales hepáticas todavía se encuentra en plena investigación. Un meta-análisis de 6 estudios (4 con p-SWE, 2 con 2D-SWE) con biopsia como gold estándar, mostró una sensibilidad y especificidad para diferenciar lesiones malignas de benignas de 85 y 84%. (49)

En otro estudio un valor de corte de 2,52 m/s utilizando VTQ/ARFI permitió la diferenciación de lesiones malignas de benignas con una sensibilidad y especificidad del 97 % y 66 % 1. Dado que estas lesiones pueden asentar en parénquimas hepáticos diferentes, se ha sugerido informar el ratio entre el valor de rigidez obtenido en la lesión y el valor en el parénquima circundante. (1)

Otros estudios han informado resultados menos favorables, no encontrando diferencias significativas en la rigidez que permitan diferenciar lesiones benignas de malignas1. Para explicar estos resultados dispares se plantea que debido a la heterogeneidad tumoral puede existir hemorragia y necrosis que disminuya la rigidez de lesiones malignas. Además, aunque la mayoría de lesiones benignas son en general menos rígidas, existen algunas como la hiperplasia nodular focal que por tener fibrosis y cicatriz central, pueden presentar alta rigidez. (1)

Limitaciones

Entre las limitantes más conocidas para la realización de elastografía se encuentran la obesidad, los espacios intercostales estrechos y la presencia de ascitis.

La primera de ellas se debe a que el tejido subcutáneo desplaza el hígado por debajo de la onda emitida por la sonda, todavía en ET hay buenos resultados en trabajos recientes utilizando sondas XL. (26)

Existen controversias respecto a la influencia de la esteatosis, algunos estudios de ET26 y SWE33 han mostrado que los valores de rigidez hepática no se ven afectados por la esteatosis. Otros han reportado aumento en valores de rigidez hepática en pacientes con esteatosis utilizando ET y dispositivos SWE33. (38)

La ascitis en una limitante descrita clásicamente en ET, sin embargo no sería limitante significativa para los métodos incorporados a ecógrafos 2D ya que se puede detectar33. Existen otros factores que pueden ocasionar incrementos en la rigidez hepática lo que supondría una sobreestimación de la fibrosis hepática33. Mencionamos algunos de ellos: incremento de transaminasas (ALT) en hepatitis aguda o crónica, actividad histológica necroinflamatoria, incremento de la presión venosa central, congestión hepática o colestasis 33, 50 . En estos casos se debe retrasar el estudio hasta alcanzar el estado basal.

APLICACIONES EN PATOLOGÍA MAMARIA

Introducción

El cáncer de mama representa la primera causa de muerte por cáncer en la mujer uruguaya, con una incidencia promedio anual de 1926 casos y mortalidad promedio anual de más de 670 casos, en el período 2012-2016 51. Si se excluye el cáncer de piel, el cáncer de mama es el más frecuente en Uruguay. El principal método imagenológico para su detección es la mamografía, tanto en el escenario de tamizaje como diagnóstico.

La Ecografía y Resonancia Magnética mamaria representan métodos imagenológicos complementarios, con indicaciones precisas. (52, 53)

Se han desarrollado avances tecnológicos en los tres métodos mencionados, lo que ha permitido una mejora en la detección, caracterización, manejo de las lesiones y seguimiento de las pacientes.

La ecografía mamaria es ampliamente utilizada como una herramienta diagnóstica en caracterizar nódulos detectados en mamografía, evaluación de áreas palpables, secreción sospechosa a través del pezón y guía para procedimientos invasivos. (54)

En el área de la ecografía, el desarrollo y aplicación de la elastografía en mama, ha permitido caracterizar la elasticidad de las lesiones detectadas mediante modo B (fundamentalmente nódulos) y en determinados casos subir o bajar el grado de sospecha de lesiones inicialmente valoradas mediante Modo B y Doppler color. (55)

El examen físico mamario mediante la palpación puede orientar hacia patología benigna y maligna, dado que el cáncer de mama es más duro y fijo que el parénquima mamario normal adyacente, a diferencia de las lesiones benignas que son blandas y móviles. La palpación mamaria si bien puede orientar, es a veces difícil de reproducir y su principal limitación se basa en su baja sensibilidad y exactitud diagnóstica.

La compresión con el transductor de lesiones detectadas por ultrasonido, se ha aplicado para diferenciar lesiones compresibles (quiste simple, lipoma) y no compresible (cáncer), de acuerdo a la elasticidad y consistencia de las lesiones, como dato adicional a los criterios morfológicos. Garra y cols. (56) publicaron el primer estudio clínico que demostró que la elastografía puede diferenciar lesiones mamarias benignas de malignas. Demostraron que el tamaño del cáncer es mayor en la elastografía que en Modo B, dada la reacción desmoplásica alrededor del tumor. Krouskop y cols. (57) clasificaron la firmeza de los diferentes tejidos (fibroglandular normal, graso, fibroso, carcinoma ductal in situ, carcinoma ductal infiltrante) estableciendo las bases de la aplicación clínica de la elastografía.

Una vez detectada la lesión, se analiza en modo B, evaluando criterios morfológicos de acuerdo a la nomenclatura del sistema BI-RADS (Breast Imaging Reporting and Data System) (58) morfología, orientación, ecoestructura, márgenes, fenómenos acústicos posteriores, y efectos en el parénquima circundante como distorsión o edema. En la elastografía "strain" la presión a ejercer con el transductor

es mínimo (2 mm) y en forma repetitiva, evitando movimientos angulados o laterales. El indicador de presión no debe exceder los valores de 2-3 (59). La región de interés (ROI) se coloca sobre la imagen en modo B. La lesión no debería de ocupar más de un tercio del tamaño del ROI, que debiera de incluir además tejido celular subcutáneo y músculo pectoral. para un rango de escala más consistente y debería expandirse a su máximo ancho para expresar los valores relativos con mayor precisión. (55). El tamaño del rectángulo del ROI debería ser lo suficientemente grande como para detectar un aumento de la dureza perilesional, ya que las máximas áreas de dureza en el cáncer son detectadas inmediatamente alrededor de la lesión y lo suficientemente grande para incluir el tejido graso normal para medir la relación de elasticidad entre la grasa y la lesión. (60).

En la Fig 6 se muestra la elastografía aplicada a un nódulo sospechoso mamario.

La escala de elasticidad más frecuentemente utilizada es la de UENO (61), donde se definen puntuaciones o scores que van del 1 al 5, de mayor elasticidad a ausencia de elasticidad. Una lesión con una puntuación entre 1 y 3 se considera benigna y si la puntuación es de 4 o 5, maligna. En la elastografía SWE, la imagen adquirida codificada por colores muestra la velocidad de onda de corte en m/s o la elasticidad en Kpa para cada píxel en la ROI. Se emplea escala de color que van de 0 (elasticidad suave: color azul) hasta 180 kPa (elasticidad dura: color rojo), los verdes y naranjas representan elasticidad intermedia.

La performance diagnóstica de la elastografía "strain" y SWE es similar. Según diferentes estudios, la sensibilidad de SWE vs strain es de 94% vs 80%-100% y la especificidad es de 81-91% vs 80-95%. (62,63)

La elastografía no debe reemplazar las características morfológicas que predicen la probabilidad de malignidad. En el Atlas del sistema BI-RADS, quinta edición, es posible consultarla en el apartado "Hallazgos Asociados" dentro del léxico de Ecografía. (58)

Aplicaciones clínicas

Las características elastográficas de los nódulos en mama proveen una herramienta adicional a las características morfológicas en cuanto a aumentar la especificidad y eficacia diagnóstica.

Berg y cols demostraron que el complementar las características de SWE al análisis morfológico, mejora la especificidad en la evaluación de los nódulos de un 61% a un 78%, con un $p < .001$, sin pérdida de la sensibilidad (63). El sistema BI-RADS provee de terminología estandarizada para describir los hallazgos ecográficos, impresión diagnóstica y recomendaciones. En el Atlas BI-RADS última edición 2013 (quinta) en el apartado de hallazgos asociados, en el capítulo de ecografía, expresa la importancia de recalcar que la elastografía se ha incluido en el vocabulario sobre ecografía porque viene incorporada en muchos de los ecógrafos modernos y porque es importante definir los términos descriptivos relativos a la elasticidad y su definición. La inclusión de esta terminología (elasticidad blanda, intermedia y dura) no constituye una manifestación sobre la validez clínica de la evaluación elastográfica.

La máxima utilidad de la elastografía se ha demostrado en las lesiones categorizadas BI-RADS 3 (lesiones probablemente benignas). Esta categorización está representada por lesiones que tienen un muy bajo valor predictivo positivo (VPP), donde el seguimiento imagenológico es la conducta recomendada (semestral por dos años) como alternativa segura frente a la biopsia inmediata. En mamografía las lesiones BI-RADS 3 presentan un VPP de menos del 2%. En ecografía los nódulos ovoideos, sólidos, hipo o isoecoicos, circunscritos, pueden considerarse probablemente benignos y ser pasibles de seguimiento. La mayoría de dichas lesiones corresponden a quistes conteniendo debris o fibroadenomas. El valor predictivo negativo (VPN) es más del 98%. La elastografía es útil para detectar aquellos pocos cánceres que se presentan circunscritos y son categorizados como lesiones probablemente benignas

en modo B. Estos cánceres circunscritos pueden ser reconocidos como sospechosos mediante 2D-SWE con la consiguiente recomendación de biopsia. Las características de sospecha están dadas por un aumento en la puntuación en la escala de UENO (puntuación 4). (64)

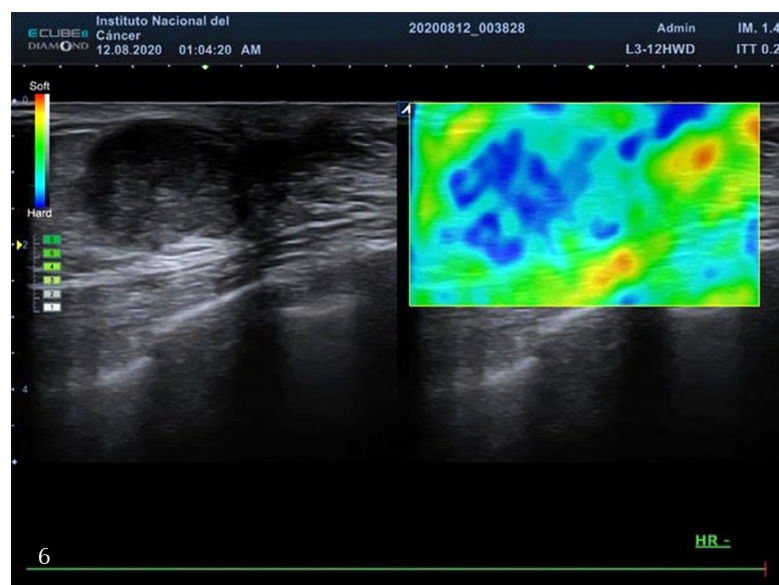


Figura 6
Ecografía de mama
Imagen 2D del nódulo sospechoso, a derecha: técnica elastográfica con patrón heterogéneo con ausencia de elasticidad (azul). AP: carcinoma ductal invasivo.

Las lesiones sospechosas categorizadas BI-RADS 4 tienen un amplio rango de VPP que va del 2% al 94%. Es por ello que se subdividió en a, b y c (bajo, intermedio y moderado grado de sospecha respectivamente) para mejorar la comunicación de los resultados con los médicos tratantes y patólogos. Las lesiones BI-RADS 4 a presentan un VPP de menos del 10%. Es en este grupo donde la elastosonografía potencialmente puede bajar la categoría BI-RADS 4 a, a 3 (elasticidad suave) y evitar biopsia innecesaria de patología benigna. (63)

La elastografía no debería ser empleada para evitar la biopsia de nódulos categorizados como BI-RADS 4B o C o BI-RADS 5 (altamente sugerentes de malignidad), ni para sugerir la biopsia de nódulos categorizados como BI-RADS 2 (típicamente benignos) (62).

En relación al cáncer de mama la elastosonografía ha demostrado ser útil en brindar información pronóstica y de respuesta al tratamiento neoadyuvante.

El cáncer de mama es una enfermedad heterogénea. Los factores pronósticos están representados por el tipo histológico, tamaño tumoral, el grado histológico, la presencia de metástasis en ganglios axilares y la invasión linfoscavular. Existen cuatro perfiles moleculares que representan diferentes aspectos clínicopatológicos, de pronóstico y respuesta al tratamiento y están representados por el

subtipo luminal A, luminal B, Her2 y subtipo basal like. Se ha reportado que tumores invasivos grandes, de alto grado histológico, compromiso ganglionar axilar e invasión linfoscavular se correlacionan con alta dureza en SWE así como en subtipos Her2 (+) y triple negativo. Tanto la elastosonografía strain como SWE pueden sobreestimar ligeramente el tamaño tumoral. (62)

Algunos tumores agresivos como los triple negativos pueden presentarse como nódulos probablemente benignos en Modo B. La aplicación de SWE puede proveer información adicional y reducir los falsos negativos en este tipo de tumores. (60)

La elasticidad tisular previa al tratamiento en el cáncer de mama, medida por ecografía SWE, tiene una relación estadísticamente significativa con la respuesta posterior del cáncer de mama invasivo a la quimioterapia neoadyuvante. (65,66)

En cuanto a la valoración ecográfica de los ganglios de la región axilar en cáncer de mama, el grado de sospecha está dado básicamente por criterios morfológicos. Se ha demostrado que la mayor dureza de los ganglios axilares se correlaciona con mayor riesgo de metástasis y la alta especificidad de la dureza de la cortical puede complementar la evaluación con modo B. (60)

CONCLUSIONES

En base a la revisión bibliográfica realizada y a la experiencia nacional podemos concluir que la elastografía ha tenido un desarrollo vertiginoso en los últimos años. Es fundamental comprender las bases físicas de las diferentes modalidades disponibles en los ecógrafos comerciales. Tiene un papel en el diagnóstico temprano y en la estratificación de diversas patologías, entre las más reconocidas las enfermedades hepáticas difusas y la caracterización de algunas lesiones mamarias.

Agradecimientos

Agencia Nacional de Investigación e Innovación (ANII) a través del proyecto FMV_1_2019_1_155527 "Elastografía para la evaluación clínica de tejidos anisotrópicos y visco-elásticos", PEDECIBA-Física y Comisión Sectorial de Investigación Científica (CSIC), Universidad de la República.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

BIBLIOGRAFÍA

1. Sigrist M, Liao J., El Kaffas A., Chammas MC., K. Willmann J. Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications. *Theranostics* 2017, Vol. 7, Issue 5. 2017; 7(5): 1303-1329. doi: 10.7150/thno.18650.
2. Benech N. Elastografía ultrasonora de medios viscoelásticos con ondas de cizalla baja frecuencia. 2004.
3. Benech, N. "Elastografía ultrasonora en sólidos blandos :análisis del proceso de retorno temporal y aplicación al monitoreo de temperatura". Tesis de doctorado, Universidad de la República (Uruguay). Facultad de Ciencias - PEDECIBA, 2008.
4. Brum J. PhD thesis in physics elastography and time reversal of shear waves: 2012.
5. Brum J. Elastographie et retournement temporel des

ondes de cisaillement: application a l'imagerie de solides mous. 2012.

6. Brum J, Gennisson J, Nguyen T, Benech N, Fink M, Tanter M, et al. Application of 1-D Transient Elastography for the Shear Modulus Assessment of Thin-Layered Soft Tissue: Comparison With Supersonic Shear Imaging Technique. 2012;59.
7. Benech N, Negreira CA. Longitudinal and lateral low frequency head wave analysis in soft media. *J Acoust Soc Am*. 2005;117(6):3424-31.
8. Benech N, Catheline S, Brum J, Gallot T, Negreira CA. 1-D elasticity assessment in soft solids from shear wave correlation: The time-reversal approach. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2009;56(11):2400-10.
9. Brum J, Catheline S, Benech N, Negreira C. Quantitative

Shear Elasticity Imaging From a Complex Elastic Wavefield in Soft Solids With Application to Passive Elastography. 2015;62(4):673–85.

10. Gallot T, Catheline S, Roux P, Brum J, Benech N, Negreira C. Passive Elastography: Shear-Wave Tomography From Physiological-Noise Correlation in Soft Tissues. 2011;58(6):1122–6.

11. Catheline S, Benech N, Brum J, Negreira C. Time Reversal of Elastic Waves in Soft Solids. 2008;064301(February):1–4.

12. Brum J, Bernal M, Gennisson JL, Tanter M. In vivo evaluation of the elastic anisotropy of the human Achilles tendon using shear wave dispersion analysis. *Phys Med Biol*. 2014;59(3):505–23.

13. Budelli E, Brum J, Bernal M, Deffieux T, Tanter M, Lema P, et al. A diffraction correction for storage and loss moduli imaging using radiation force based elastography. *Phys Med Biol*. 2017;62(1):91–106.

14. Benech N, Grinspan G, Aguiar S, Negreira C. Surface wave elastography: device and method. *Meas Sci Technol* [Internet]. 2019 Mar 1 [cited 2019 Apr 29]; 30(3):035701.

15. Ávila C, Gutiérrez N, Hernández V, Lezcano E, Orgoroso M, Prósper M, Brum J, Servente L. Elastografía por ultrasonido: Revisión bibliográfica de aspectos técnicos y aplicaciones clínicas a nivel hepático. *Revista Anfamed* (en prensa), año 2018, Montevideo-Uruguay.

16. Avondet, F; Arruti, A; Servente, L; Brum, J; Garau, M. Elastografía en tiempo real (shear wave): comparación de software de distintos equipos ecográficos en voluntarios sanos en Uruguay. *Revista de Imagenología Epoca II/vol XXIII, N°1*.

17. Bamber J, Cosgrove D, Dietrich CF, Fromageau J, Bojunga J, Calliada F, Cantisani V, Correas JM, D'Onofrio M, Drakonaki EE, et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1: Basic principles and technology. *Ultraschall Med*. 2013;34:169–184.

18. Gennisson JL, T. Deffieux, M. Fink, M. Tanter. Élastographie ultrasonore: principes et procédés. *Journal de Radiologie Diagnostique et Interventionnelle*, Volume 94, Issue 5, May 2013, Pages 504–513.

19. Ultrasound Elastography for Biomedical Applications and Medicine. Nenadic I et al. Wiley Online Library, 1-591.

20. Ophir, I. Céspedes, H. Ponnekanti, Y. Yasdi, and X. Li, "Elastography: A Quantitative Method for Imaging the Elasticity of Biological Tissues," *Ultrason. Imaging*, vol. 13, pp. 111-134, 1991.

21. Nightingale K, Palmeri M, Nightingale R, Trahey G. On the feasibility of remote palpation using acoustic radiation force. *The Journal of the Acoustical Society of America* 2001;110:625.

22. Nightingale KR, Soo MS, Nightingale RW, Trahey GE. Acoustic radiation force impulse imaging: in vivo demonstration of clinical feasibility. *Ultrasound Med Biol* 2002;28(2):227–235.

23. Sarvazyan, A. P. Rudenko, O. V. Swanson, S. D. Fowlkes, J. B. Emelianov, S. Y. "Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diag-

nostics," *Ultrasound in Med. & Biol.*, vol. 24, (no. 9), pp. 1419–1435, 1998.

24. Catheline, S, Wu, F. Fink, M "A solution to diffraction biases in sonoelasticity: the acoustic impulse technique," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol 105, (no. 5), pp. 2941-2950, 1999.

25. Sandrin L, Tanter M, Gennisson JL, Catheline S, Fink M. Shear elasticity probe for soft tissues with 1D transient elastography. *IEEE Trans Ultrason Ferroelec Freq Control* 2002;49:436–446.

26. Sandrin L, Fourquet B, Hasquenoph J-M, Yon S, Fournier C, Mal F, Christidis C, Ziol M, Poulet B, Kazemi F, Beaugrand M, Palau R. Transient elastography: a new noninvasive method for assessment of hepatic fibrosis. *Ultrasound Med. Biol* 2003;29:1705–1713.

27. Nightingale, K., McAleavey, S., Trahey, G. Shear-wave generation using acoustic radiation force: in vivo and ex vivo results. *Ultrasound in medicine & biology*, 2003, 29(12), 1715-1723.

28. Bercoff, J., Tanter, M., & Fink, M. (2004). Sonic boom in soft materials: The elastic Cerenkov effect. *Applied Physics Letters*, 84(12), 2202-2204.

29. Bercoff JJ, Tanter M, Fink M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2004;51:396–409.

30. <https://www.gub.uy/ministerio-salud-publica/comunicacion/noticias/decada-190-personas-recibieron-trasplante-higado-altos-niveles-sobrevida>. Datos Ministerio de Salud Pública, Montevideo-Uruguay, año 2019.

31. LaBrecque D, Abbas Z, Anania F, Ferenci P, Ghafoor Khan A, Lee Goh K, et al. Enfermedad del hígado graso no alcohólico y esteatohepatitis no alcohólica. *Guías de la Organización Mundial de Gastroenterología*. Junio de 2012. © World Gastroenterology Organization, 2012.

32. Berzigotti, A, Ferraioli G, Botac S, Giljad O.H, F. Dietrich C. Novel ultrasound-based methods to assess liver disease: The game just begun. *Dig Liver Dis* (2017), 11.019.

33. Ferraioli G, Tinelli C, Dal Bello B, Zicchetti M, Filice G and Filice C; on behalf of the Liver Fibrosis Study Group. Accuracy of Real-Time Shear Wave Elastography for Assessing Liver Fibrosis in Chronic Hepatitis C: A Pilot Study. *Hepatology*, 2012; 56: 2125-33.

34. Dietrich C.F, Bamber J, Berzigotti A, Bota S, Cantisani V, et al. EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Liver Ultrasound Elastography, Update 2017 (Long Version). *Ultraschall in Med* 2017; 38: e16–e47.

35. Carrión J.A, Navasa M, Buti M, Torras X, Xiol X, Vergara M, Planas R, Solá R, Forns X. Hepatic elastography. Position paper of the Catalan Society of Gastroenterology. 011, Elsevier, España- *Gastroenterol Hepatol*. 2011; 34(7):504–510.

36. Talwalkar J.A, Kurtz D.M, Schoenleber S.J, et al. Ultrasound-based transient elastography for the detection of hepatic fibrosis: systematic review and meta-analysis. *Clin Gastroenterol Hepatol* 2007; 5: 1214-20.

37. Friedrich-Rust M, Nierhoff J, Lupsor M, Sporea I, Fierbinteanu-Braticevici C, Strobel D, et al. Performance of Acoustic Radiation Force Impulse imaging for the staging of liver fibrosis: a pooled meta-analysis. *Journal of viral*

- hepatitis. 2012; 19: e212-9.
38. Fraquelli M, Rigamonti C, Casazza G, Conte D, Donato MF, Ronchi G, et al. Reproducibility of transient elastography in the evaluation of liver fibrosis in patients with chronic liver disease. *Gut* 2007; 56:968-973.
 39. Cassinotto C, Boursier J, de Lédinghen V, et al. Liver stiffness in nonalcoholic fatty liver disease: A comparison of supersonic shear imaging, FibroScan, and ARFI with liver biopsy. *Hepatology* 2016; 63: 1817-27.
 40. Cassinotto C, Lapuyade B, Mouries A, Hiriart JB, Vergniol J, Caye D, et al. Non-invasive assessment of liver fibrosis with impulse elastography: comparison of Supersonic Shear Imaging with ARFI and FibroScan(R). *Journal of hepatology*. 2014; 61: 550-7.
 41. Li C, Zhang C, Li J, Huo H, Song D. Diagnostic Accuracy of Real-Time Shear Wave Elastography for Staging of Liver Fibrosis: A Meta-Analysis. e-ISSN 1643-3750, © Med Sci Monit, 2016; 22: 1349-1359, Doi: 10.12659/MSM.895662.
 42. Piscaglia F, Salvatore V, Mulazzani L, Cantisani V, Collecchia A, Di Donato R. Differences in liver stiffness values obtained with new ultrasound elastography machines and Fibroscan: A comparative study. *Digestive and Liver Disease*. S1590-8658(17)30246-3.
 43. Ferraioli G, De Silvestri A, Lissandrin R, Maiocchi L, Tinelli C, Filice C, G. Bar R. Evaluation of Inter-System Variability in Liver Stiffness Measurements. Published online: 2018 Ultrascall in Med© Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart. New York ISSN 0172-4614.
 44. Elkrief L, Rautou PE, Ronot M, Lambert S, Dioguardi Burgio M, Francoz C, et al. Prospective comparison of spleen and liver stiffness by using shear-wave and transient elastography for detection of portal hypertension in cirrhosis. *Radiology*. 2015; 275: 589-98.
 45. Berzigotti A, Seijo S, Arena U, et al. Elastography, spleen size, and platelet count identify portal hypertension in patients with compensated cirrhosis. *Gastroenterology* 2013; 144(1):102-111, e1.
 46. Collecchia A, Montrone L, Scaioli E, et al. Measurement of spleen stiffness to evaluate portal hypertension and the presence of esophageal varices in patients with HCV-related cirrhosis. *Gastroenterology* 2012;143(3):646-654.
 47. Zykus R, Jonaitis L, Petrenkiene V, Pranculis A, Kupcinskis L. Liver and spleen transient elastography predicts portal hypertension in patients with chronic liver disease: a prospective cohort study. *BMC gastroenterology*. 2015; 15: 183.
 48. Takuma Y, Nouse K, Morimoto Y, Tomokuni J, Sahara A, Takabatake H, et al. Portal Hypertension in Patients with Liver Cirrhosis: Diagnostic Accuracy of Spleen Stiffness. *Radiology*. 2015: 150690.
 49. Ma X, Zhan W, Zhang B, Wei B, Wu X, Zhou M, et al. Elastography for the differentiation of benign and malignant liver lesions: a meta-analysis. *Tumour biology*. 2014; 35: 4489-97.
 50. Coco B, Oliveri F, Maina A.M, Ciccorossi P, Sacco R, Colombatto P, et al. Transient elastography: a new surrogate marker of liver fibrosis influenced by major changes of transaminases. *J Viral Hepat* 2007; 14:360-369.
 51. Comisión Honoraria de Lucha Contra el Cáncer. Registro Nacional de Cáncer. Cáncer de mama – Mujeres en Uruguay. Período 2012 -2016. Montevideo; 2020. Disponible en: <https://www.comisioncancer.org.uy/Ocultas/Cancer-de-MAMA-Mujeres--uc77>.
 52. ACR practice parameter for the performance of contrast enhanced Magnetic Resonance Imaging (MRI) of the breast. <http://www.acr.org>.
 53. Breast ultrasound: recommendations for information to women and referring physicians by the European Society of Breast Imaging Insights Imaging. 2018 Aug;9(4):449-461
 54. Ji Hyun Youk et al. Sonographically Guided 14-Gauge Core Needle Biopsy of Breast Masses: A Review of 2,420 Cases with Long-Term Follow-Up. *AJR* 2008; 190:202-207.
 55. Barr et al. WFUMB Guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 2: Breast. *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 41, No.5, pp. 1148-1160, 2015.
 56. Garra BS, Céspedes El, Ophir J, et al. Elastography of breast lesions: initial clinical results. *Radiology* 1997; 202: 79-86.
 57. Krouskop TA, Wheeler TM, Kallel F, Garra BS, Hall T. Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression. *Ultrason Imaging* 1998; 20: 260-274.
 58. American College of Radiology: ACR BI-RADS-Mammography 5th ed. Breast Imaging Reporting and Data System, Breast Imaging Atlas. Reston, VA, American College of Radiology, 2013.
 59. Camps J, Sentis M. Elastosonografía Mamaria. *Revista Chilena de Radiología*. Vol. 14 N°3, 2008; 122-127.
 60. Ji Hyun Youk et al. Shear wave elastography in breast ultrasonography: the state of the art. *Ultrasonography* 36(4), October 2017.
 61. Itoh A, UENO E, Tohno E et al. Breast disease: clinical application of US elastography for diagnosis. *Radiology* 2006;239:341-350.
 62. Berg W, Leung J et al. *Diagnostic Imaging Breast*. Third Edition. Elsevier, 2019.
 63. Berg et al. Shear-wave Elastography Improves the Specificity of Breast US: The BE1 Multinational Study of 939 Masses. *Radiology: Volume 262: Number 2-February* 2012.
 64. Navarro et al. Utilidad de la elastografía como técnica complementaria de la ecografía convencional en lesiones mamarias BI-RADS 3. *Rev Senología Patol Mam* 2011;24(1):3-8
 65. Ji Hyun Youk, Hye Mi Gweon, Eun Ju Son. Invasive Breast Cancer: Relationship between Shear-wave Elastographic Findings and Histologic Prognostic Factors. *Ultrasonography*. 2017 Oct; 36(4): 300-309.
 66. Evans A, Armstrong S, Whelehan P, Thomson K, Rauchhaus P, Purdie C, et al. Can shear-wave elastography predict response to neoadjuvant chemotherapy in women with invasive breast cancer? *Br J Cancer* 2013;109:2798-2802.

POLIORQUIDISMO CON TORSIÓN: REPORTE DE UN CASO Y REVISIÓN DE LA LITERATURA

Dres. Gabriela Konajovich*, Diego Bustamante**.

RESUMEN

El poliorquidismo refiere a la presencia de más de dos testículos y es una anomalía urológica muy poco frecuente con menos de 200 casos descritos en la literatura mundial (1,2,11,15). No se han encontrado casos publicados en nuestro país.

Se presenta el caso de un varón de 15 años que consulta por una masa palpable indolora en hemiescrotal izquierdo, por lo cual se le realiza una ecografía y una resonancia magnética que confirma el diagnóstico. Posteriormente el paciente consulta por dolor y es intervenido quirúrgicamente de urgencia con el diagnóstico de torsión.

Este caso se publica por la baja frecuencia de presentación y su asociación con la torsión y mayor riesgo de malignidad (3,4). De allí reside la importancia que todo imagenólogo debe conocer su existencia, para realizar un preciso diagnóstico y orientar la terapéutica a seguir.

Palabras clave: Poliorquidismo, Resonancia Magnética, Ecografía.

ABSTRACT

Polyorchidism refers to the presence of more than two testicles and is a very unusual urological anomaly with less than 200 cases described in the world literature (1,2,5,15). No published cases have been found in our country.

We report the case of a 15-year-old male with a palpable painless mass in the left hemiscrotum, therefore ultrasound and magnetic resonance were performed, and the diagnosis was confirmed. Afterwards the patient presented acute pain and was operated urgently with the diagnosis of testicular torsion.

We report the case because of the low frequency of the anomaly and its association with torsion and increased risk of malignancy (3,4). This is why it is important for all imaging specialists to know about its existence in order to make an accurate diagnosis and guide the therapy to be followed.

Key words: Polyorchidism, Magnetic Resonance, Ultrasound.

INTRODUCCIÓN

El poliorquidismo es una anomalía congénita definida como la presencia de más de dos testículos a nivel intraescrotal o extraescrotal y con menor frecuencia en la cavidad abdominal. El primer reporte fue realizado en 1670 por Blasius y el primer caso con confirmación histológica fue en 1895 por Lane (6) (8).

Se han informado menos de 200 casos publicados en la literatura mundial (1) (2). La mayoría de los casos son clínicamente asintomáticos. La media de los pacientes a la detección es de 17 años y se presenta como una masa escrotal o inguinal (5).

Este diagnóstico se confirma mediante dos estudios imagenológicos; la ecografía y la resonancia magnética, los cuales permiten también orientar la terapéutica a seguir.

El riesgo de malignidad (6 %) hace que la extracción quirúrgica se considere una opción, no obstante existen reportes de pacientes asintomáticos los cuales indican la

posibilidad de un seguimiento imagenológico (5) (12) (19).

El poliorquidismo puede tener diferentes presentaciones clínicas: como una masa palpable indolora o torsión testicular. La forma más frecuente de presentación es el triorchidismo con predominio del lado izquierdo (65 %).

CASO CLÍNICO

Se presenta el caso de un paciente de 15 años que consulta por la aparición de masa indolora en hemiescrotal izquierdo. El examen físico y la paraclínica (alfa feto proteína, subunidad beta de gonadotropina coriónica, lactato deshidrogenasa) incluido el espermograma no evidenciaban ninguna alteración.

Se solicita una ecografía en la que el hallazgo más destacado fue la presencia en hemiescrotal izquierdo de una masa bien definida, ubicada cefálica y adyacente al testículo, la cual presentaba una ecoestructura de similares características a la del testículo normal, no encontrándose características sospechosas de malignidad. (fig 1)

Sanatorio CAMY.

IAMPR Young.

Uruguay.

*Postgrado

Imagenología

UDELAR.

**Postgrado Urología
UDELAR.

Con el estudio Doppler color se evidenció que cada testículo poseía su pedículo y no existían alteraciones en la vascularización a nivel parenquimatoso (fig. 2). El testículo izquierdo cefálico supranumerario presentaba una rete testis prominente (fig 3).

Si bien se visualizaba un solo conducto deferente y un epidídimo que envolvía totalmente el testículo supernumerario; el testículo izquierdo estaba rodeado parcialmente en el polo superior. Esta situación generaba duda de su relación y se decidió complementar el estudio con una resonancia magnética.

La evaluación complementaria con resonancia magnética

confirmó la presencia de un testículo supernumerario que mostraba las mismas características que los testículos normales; una estructura ovalada homogénea claramente demarcada con una intensidad baja a intermedia en imágenes ponderadas en T1 y una señal alta en imágenes ponderadas en T2. Estaba rodeado por una túnica albugínea que evidenciaba baja intensidad en T1 y baja en T2. (fig 4) El epidídimo se observaba mejor en las imágenes ponderadas en T2 porque tenía una señal más baja que el testículo adyacente. Se vio como este rodeaba totalmente al testículo supernumerario y parcialmente al testículo izquierdo cefálico (fig 5). En cuanto al pedículo vascular, se observó un pequeño vaso que se relacionaba con el testículo seprnnumerario izquierdo (fig 6).



Figura 1
Corte oblicuo muestra los tres testículos, los superficiales pertenecientes al hemi escroto izquierdo y el profundo al derecho. Obsérvese las características ecoestructurales testiculares que confirman el diagnóstico.

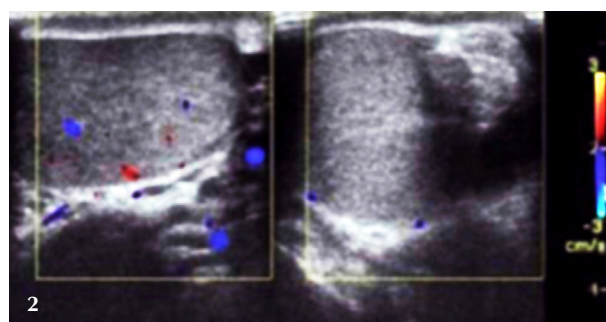


Figura 2
A la derecha de la imagen el testículo normal inferior izquierdo y a izquierda el testículo supernumerario. Como era de esperar el mismo se encuentra aumentado de tamaño y sin vascularización al estudio doppler color provocada por la isquemia de la torsión.



Figura 3
se muestra la rete testis prominente del testículo supernumerario del hemiescrotos izquierdo (flecha blanca).

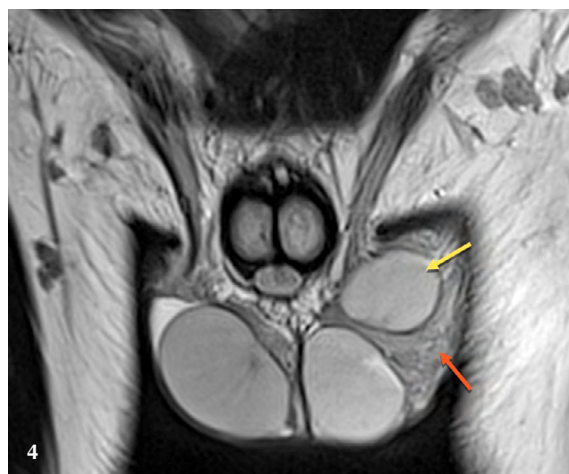


Figura 4
Resonancia con imagen coronal ponderada en T2 evidencia y confirma la poliorquidia.
Se observa claramente la disposición del epidídimo (señal intermedia menor a testículo, flecha roja). Nótese que el testículo supernumerario posee las mismas características en RM que los testículos normales (Flecha amarilla).

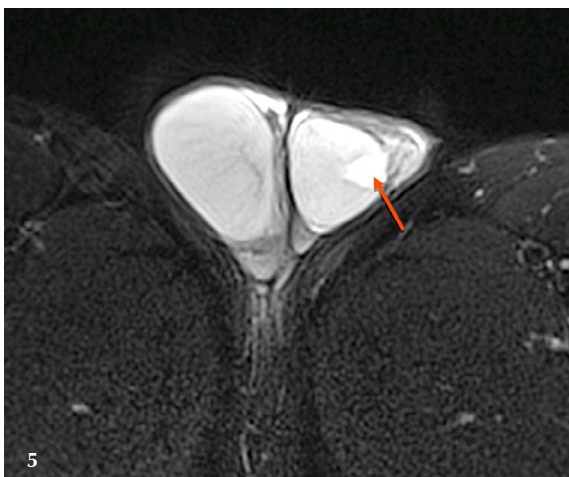


Figura 5
T2 axial con saturación grasa
donde evidencia en testículo supernumerario la rete testis prominente la cual es más brillante que el parénquima del testículo que lo rodea.



Figura 6
T2 Fat sat
donde evidencia a izquierda el pequeño pedículo que presenta el testículo izquierdo supernumerario (a diferencia del testículo en hemiescoto derecho).

Posteriormente el paciente consultó en emergencia por dolor de aparición brusca e intenso en hemiescrotal izquierdo. En el examen físico se palpó un testículo superior tumefacto y doloroso con cordón espermático engrosado. Se solicitó una ecografía de urgencia que evidenció el testículo supernumerario izquierdo aumentado de tamaño, con ecoestructura heterogénea y levemente más hipoeoico con respecto al contralateral; se acompañaba de escaso hidrocele y al estudio Doppler color no evidenciaba vascularización en el parénquima (no se

cuenta con imágenes de dicho estudio). Con diagnóstico de torsión se decide la intervención quirúrgica inmediata. Se realizó una exploración escrotal, previo consentimiento informado del paciente y su familia. Bajo anestesia general se realiza incisión escrotal transversa izquierda, disección por planos hasta túnica albugínea donde se encontró dos estructuras de aspecto y consistencia similar al testículo. El superior medía 2 cm, era de consistencia más dura y de coloración grisácea, presentaba un solo pedículo vascular sobre el cual estaba torsionado (fig. 7-9). El testículo infe-

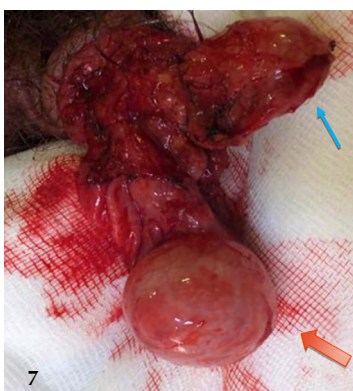


Figura 7
Se observa el testículo supranumerario (flecha azul) con torsion sobre eje vascular y el testículo inferior (flecha anaranjada) de aspecto habitual con vascularización y conductos únicos.

Figura 8
Se observa el testículo izquierdo remanente con vascularización normal y conducto deferente y epidídimo único.

Figura 9
Orquiectomía de teste supranumerario luego de torsión.

rior poseía su pedículo vascular, epidídimo y deferente de características habituales. Se realizó ligadura y sección del testículo superior con correcta hemostasia y se envió la pieza para el correspondiente estudio anatomopatológico. Se realizó un bolsillo subdartos fijando el testículo normal. Se realizó también fijación del teste contralateral. El paciente evolucionó favorablemente y a las 24 horas se otorgó el alta con control en policlínica. El resultado de anatomía patológica informó: necrosis isquémica del parénquima testicular vinculado a torsión sin elementos de malignidad.

DISCUSIÓN

La poliorquidia es una entidad rara que se debe tener presente cuando se nos presenta un paciente con una masa intraescrotal. Generalmente se encuentra asociada con otras afecciones como la hernia inguinal, criptorquidia y torsión testicular (8).

Se desconoce el mecanismo exacto de su producción, se han propuesto varias teorías: plegamiento peritoneal, segmentación de las gónadas primitivas, la división longitudinal o transversal de la cresta genital (3).

Berholz y colegas publicaron un meta-análisis (11) de 187 casos de los cuales 140 fueron confirmados histológicamente, la mayoría eran adultos jóvenes (media de 17 años). En general se presentaba a izquierda como una triorquia, las ubicaciones más frecuentes fueron la intraescrotal (66 %), el canal inguinal (23 %) y el retroperitoneo (9 %) (6).

La forma de presentación clínica más frecuente es como una masa escrotal indolora, no obstante puede sufrir complicaciones, por ejemplo su torsión (13 %) como en el caso de nuestro paciente. También presenta una mayor incidencia de cáncer (6,25 % según Giyanani et al (7)) donde el tejido tumoral displásico y la espermatogénesis alterada se postulan como sus precursores. Por último pueden existir anomalías asociadas como las malformaciones testiculares, hernia inguinal (30 %), hidrocele (9 %) o hipospadias (1 %) (3).

En la ecografía el testículo normal es ligeramente ecogénico con una estructura homogénea. La túnica albugínea habitualmente no se visualiza en ausencia de hidrocele, aunque se ve como una estructura ecogénica en el punto donde se invagina hacia el testículo para formar su mediastino (24).

El epidídimo en ecografía es iso o hipoecogénico con respecto al testículo y presenta igual o menor vascularización con el Doppler. La cabeza es su porción más voluminosa y más fácilmente identificable, se ubica cefálica y lateral al polo superior testicular. El cuerpo y cola normales son de menor tamaño y posición variable. (25).

Frente a una masa escrotal como fue el caso de nuestro paciente, es fundamental la diferenciación entre su origen intra y extratesticular; ya que las primeras son habitualmente malignas, mientras que las extratesticulares son generalmente benignas. En nuestro caso la ecografía

confirmó el origen extratesticular de la masa y permitió realizar el diagnóstico de poliorquidia debido a las características de ecogenicidad y ecoestructura iguales entre la masa y el testículo.

Se excluyeron de este modo otros diagnósticos de masas extra testiculares como las lesiones quísticas, (hidrocele, quistes epididimarios) procesos inflamatorios e infecciosos del epidídimo (no planteables en este caso por la clínica del paciente) o hernias inguinoescrotales. (23) (24). También se excluyeron masas extratesticulares neoplásicas. Dentro de ellas el lipoma la más frecuente existiendo otras menos comunes como los derivados de la túnica vaginal (tumor adenomatoide, mesotelioma o quiste intraepitelial benigno) (26) así como los leiomiomas, angiomiofibromas, pseudotumores fibrosos y la fusión esplenonogonadal; siendo esta entidad muy poco frecuente (26).

Los tumores malignos también pueden surgir en los tejidos blandos extratesticulares e incluyen el liposarcoma, leiomiomasarcoma y hemangiofibroma maligno.

La ecografía también juega un rol fundamental en el diagnóstico del cuadro agudo de bolsa escrotal. Frente a una masa escrotal dolorosa se debe diferenciar: orquiepididimitis, torsión, varicocele, espermatocoele, quistes y tumor benigno o malignos en sufrimiento (2). En estos casos la complementación con el método Doppler es fundamental para la diferenciación entre procesos como la epidídimo orquitis, la torsión de apéndices testiculares y la torsión testicular; los cuales tienen manifestaciones clínicas similares pero su tratamiento es diferente (18). En nuestro caso el estudio confirmó el planteo clínico de torsión del testículo supranumerario.

Dada la alta precisión de la ecografía para el diagnóstico de poliorquidia y torsión testicular y debido a su rápida accesibilidad; habitualmente el ultrasonido es suficiente. La resonancia magnética rara vez es necesaria, reservándose para los casos de resultados no concluyentes en la ecografía.

En las imágenes de resonancia magnética el testículo normal tiene una intensidad de señal intermedia homogénea en imágenes ponderadas en T1 y una intensidad de señal alta (ligeramente menor que la del fluido) en imágenes ponderadas en T2. La túnica albugínea aparece como una banda delgada de baja intensidad de señal que rodea el testículo con ambas secuencias de pulsos. La arquitectura interna del testículo se ve mejor en imágenes ponderadas en T2 donde se pueden ver septos delgados de baja intensidad de señal que se irradian desde el mediastino, el que forma una banda a lo largo del margen posterior del testículo. El epidídimo es isointenso o ligeramente hipointenso en relación con el testículo en imágenes ponderadas en T1 e hipointenso en imágenes ponderadas en T2.

En los casos de anomalía palpable o sospecha de masa, (como en nuestro caso) se debe incluir al menos una secuencia de supresión grasa para ayudar a identificar la grasa macroscópica. Su uso también puede ayudar

a identificar colecciones de líquido o edema de tejidos blandos (3).

En el caso de nuestro paciente la resonancia magnética fue de utilidad para confirmar la relación entre el epidídimo y el testículo supranumerario.

En cuanto al tratamiento; existen varias clasificaciones en la literatura (10) (3), no obstante, nos referiremos a la clasificación de Singer (16) la cual algunos autores creen que es la más sencilla pues se basa en las dos características fundamentales para la toma de decisiones clínico terapéuticas: la funcionalidad y la localización del testículo. En el Tipo I el testículo accesorio tiene potencial reproductivo ya que presenta conexión de salida hacia el epidídimo y conducto deferente. En el tipo II el testículo carece de conducto de salida hacia el epidídimo y conducto defe-

rente. A su vez cada uno se divide en tipo A o B según su ubicación sea intraescrotal o ectópica. (10)

Se considera que los testículos ectópicos y los tipos II sin potencial reproductivo deben extraerse. Los tipos I A deben resecarse si hay cambios displásicos en la biopsia, espermatogénesis ausente, sospecha de malignidad en las imágenes o si el seguimiento periódico imagenológico del testículo es imposible de realizar (10).

En nuestro paciente basándonos en la posibilidad de malignización existente en los testículos supernumerarios se planteó la orquiectomía coordinada. En la evolución el paciente sufre la complicación ya mencionada (torsión) por lo tanto es intervenido de urgencia realizándose la orquiectomía del testículo torsionado.

CONCLUSIÓN

Se ha presentado un caso de poliorquidia, anomalía poco frecuente y hemos revisado el rol la ecografía y la resonancia magnética en su diagnóstico y seguimiento.

*Agradecemos a
Dra. Margarita García Fontes
Lic. Gabriela Cabrera Castroman
Prof. Dr. Luis Dibarhoure*

REFERENCIAS

1. Yalçinkaya S, Sahin C, Sahin AF. Polyorchidism: sonographic and magnetic resonance imaging findings. *Can Urol Assoc J*. 2011 Oct;5(5):E84-6. doi: 10.5489/cuaj.10077.
2. Hwang S, Aronof DR, Leonidas, JC. Polyorchidism with Torsion: case 82. May 1 2005, *Radiology*. <https://doi.org/10.1148/radiol.2351030604>
3. Garza-Montufar ME, Olvera-Posada D. Polyorchidism: a case presentation and review of the literature. *Rev Mex Urol*. 2017;77(2):143-150.
4. Olano Grasa I, Llarena Ibaguren R, García-Olaverri Rodríguez J, et al. Polyorchidism. *Arch Esp Urol*. 2009; 62: 59-62.
5. Berholz R, Wenke K. Polyorchidism: a meta-analysis. *J. Urol* 2009, 182(5): 2422-2427.
6. Bhogal RH, Palit A, Prasad KK Conservative management of polyorchidism in a young man: a case report and review of literature. *Pediatr Surg Int*. 2007; 23: 689-91.
7. Giyanani VL, McCarthy J, Venable DD, Terkeurst J, Fowler M. Ultrasound of polyorchidism: case report and literature review. *J Urol* 1987; 138:863-864.
8. Vela Guzman MJ, Arias Llórente A, Cisneros Jiménez R. Triorchidia y hernia inguinal. Presentación de un niño de 6 años. *Rev. Cubana Cir* 1985; 24:424.
9. Fiona Hughes Cassidy, Kevin M Ishioka, et al. MR Imaging of scrotal tumors and pseudotumors. *Radiographics*, May 2010, 30(3):665-683. <https://doi.org/10.1148/rg.303095049>
10. Singer BR, Donaldson JC, Jackson DS. Polyorchidism: functional classification and management strategy. *Urology*. 1992;39:384-388. doi: 10.1016/0090-4295(92)90220-Q.
11. Beiko D, MacNeily AE†. Torsion of bilobed testis and biopsy-proven ipsilateral supernumerary testis in an adolescent. *Can Urol Assoc J* 2010;4(3):E67-E70 .
12. Duymuş M, Menzilioğlu MS, Çetinçakmak M, Avcu S. A Rare Case of Polyorchidism: Four Testes. *Pol J Radiol*. 2016 Feb 5;81:39-41. doi: 10.12659/PJR.895568.
13. Abduljabbar AH. A case report: Triorchidism; is a rare mistaken cause for extra testicular neoplasm. *Urol Case Rep*. 2015; 3:89-91

14. Hassan A, El-Mogy S, Mostafa T. Triorchidism: informe de un caso y revisión de condiciones similares. *Andrologia*. 2008; 40: 265-9.
15. Bayraktar A, Olcucuoglu E, Sahin I, Bayraktar Y, Tas-temur S, Sirin E. Management of polyorchidism: Surgery or conservative management? *J Hum Reprod Sci*. 2010 Sep;3(3):162-3. doi: 10.4103/0974-1208.74166.
16. Wu G, Yuan JJ, Wu Q, Du T, Zhou RJ, Yang L. [High-frequency color Doppler ultrasonography: valuable for diagnosis of polyorchidism]. *Zhonghua Nan Ke Xue*. 2010 Aug;16(8):716-20. Chinese. PMID: 21090347.
17. Repetto P, Ceccarelli P, Bianchini A, Durante V, Biondini D, et al. Three small testes in left hemiscrotum: a rarer case of polyorchidism. *J Pediatr Surg*. 2010; 45 : e21-3.
18. Aso C, Enríquez G, Fité M, Torán N, Piró C, Piqueras J, Lucaya J. Gray-scale and color Doppler sonography of scrotal disorders in children: an update. *Radiographics*. 2005 Sep-Oct;25(5):1197-214. doi: 10.1148/rg.255045109.
19. Martínez Huertas C, Martín Mellado R, Muñoz AM, et al. Estudio ecográfico de los tumores testiculares. <https://piper.espacio-seram.com/index.php/seram/article/view/1921>
20. Seminoma *RadioGraphics* 2002 22(1): 188 <https://doi.org/10.1148/radiographics.22.1.g02ja29188>.
21. Rodríguez-Patron Rodríguez Rafael, Mayayo Dehesa Teodoro, García González Ricardo, Arias Fúnez Fernando, Lennie Zuccarino Alberto, Sanz Mayayo Enrique. Biopsia transrectal ecodirigida de próstata: aportación de una unidad urológica de diagnóstico ecográfico tras 10 años de experiencia. *Arch. Esp. Urol.* [Internet]. 2006 Mayo [citado 2021 Mayo 12] ; 59(4): 397-406. Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0004-06142006000400009&lng=es.
22. Woodward PJ, Schwab CM, Sesterhenn IA. From the archives of the AFIP: extratesticular scrotal masses: radiologic-pathologic correlation. *Radiographics*. 2003 Jan-Feb;23(1):215-40. doi: 10.1148/rg.231025133.
23. Wolfman DJ, Marko J, Gould, CF, Sesterhenn, I. A., Lattin, G. E. Mesenchymal extratesticular tumors and tumorlike conditions: From the Radiologic Pathology Archives. *RadioGraphics*, 35(7), 1943–1954. doi:10.1148/rg.2015150179.
24. Kim, W., Rosen, M. A., Langer, J. E., Banner, M. P., Siegelman, E. S., & Ramchandani, P. (2007). US–MR Imaging Correlation in Pathologic Conditions of the Scrotum. *RadioGraphics*, 27(5), 1239–1253. doi:10.1148/rg.275065172
25. Garriga V, Serrano A, Marín A, et al. US of the tunica vaginalis testis: anatomic relationships and pathologic conditions. *RadioGraphics*, 29(7), 2017–2032. doi:10.1148/rg.297095040
26. Giorgio Pomara G. Splenogonadal Fusion: A Rare Extratesticular Scrotal Mass. Letter to the Editor *RadioGraphics* Mar 2004. doi.org/10.1148/rg.242035171



LINFOMA ÓSEO PRIMARIO DEL HUESO SACRO

Dres. Andrea Correa¹, Germán Gutiérrez², Francisco Garagorry³, Andrea Cristiani⁴, Eduardo Corchs⁵.

RESUMEN

Se presenta un caso de linfoma óseo primario en una paciente joven, de 19 años, en una localización rara como es el hueso sacro. Se estudió mediante tomografía computada y resonancia magnética, que mostraron una extensa lesión de sustitución ósea, agresiva, con masa de partes blandas. El diagnóstico anatomopatológico fue de linfoma difuso de grandes células B. El PET descartó compromiso a distancia. El linfoma óseo primario tiene un mejor pronóstico que otros tumores primarios, por lo que su detección temprana permite un apropiado tratamiento. Se contrasta el caso con la literatura especializada.

Palabras clave: Linfoma; Linfoma de Células B; Neoplasias Óseas; Imagen por Resonancia Magnética.

ABSTRACT

A case of primary bone lymphoma is presented in a young, 19-year-old patient, in a rare location such as the sacrum. It was studied by computed tomography and magnetic resonance imaging, which showed an extensive aggressive bone replacement lesion with a soft tissue mass. The pathological diagnosis was diffuse large B-cell lymphoma. PET ruled out distant involvement. Primary bone lymphoma has a better prognosis than other primary tumors, so its early detection allows appropriate treatment. The case is contrasted with the specialized literature.

Key words: Lymphoma; Lymphoma, B-Cell; Bone Neoplasms; Magnetic Resonance Imaging.

INTRODUCCIÓN

El linfoma óseo primario (LOP) es una forma rara de presentación tumoral, representando menos del 5% de los tumores óseos primarios y menos del 1% de todos los linfomas no Hodgkin. En efecto, es más frecuente el compromiso óseo secundario por un linfoma primitivo nodal (1). De acuerdo a la última clasificación de la OMS de los tumores de partes blandas y el hueso (2), los LOP no Hodgkin son neoplasias compuestas por células linfoides malignas que producen una o más lesiones dentro del hueso, sin compromiso ganglionar ni otras lesiones extra-nodales. La mayoría de los LOP corresponden a linfomas difusos de grandes células B (LDGCB) y más raramente a los tipos de la zona marginal, folicular, Hodgkin, de alto grado y linfomas T. (3)

El LOP se define como la presencia de linfoma en un solo hueso, con o sin metástasis ganglionar regional, y ausencia de lesiones distales dentro de los seis meses posteriores al diagnóstico. El LOP multifocal constituye un subtipo menos común y de peor pronóstico, en el que hay enfermedad linfomatosa en dos o más huesos, pero sin metástasis distal o ganglionar en los seis meses posteriores al diagnóstico. (4)

Si bien tiene un amplio rango etario de presentación, el pico se da en la sexta y séptima década de vida, siendo raro en menores de 10 años. Hay mayor prevalencia en el sexo masculino, siendo 1,5:1 la relación con el sexo femenino. (5)

EL LOP se da más comúnmente en el esqueleto apendicular, típicamente en las metáfisis de huesos largos como el húmero, la tibia o el fémur. Puede trasladarse al hueso adyacente e invadir los espacios articulares; este hallazgo, de estar presente, ayuda a estrechar el diagnóstico diferencial con otros planteos como ser el cordoma, la infección o las metástasis. (6)

La presentación imagenológica del LOP es variable, pudiendo manifestarse mediante un amplio espectro de hallazgos, que oscilan desde la apariencia casi normal del hueso hasta extensos patrones infiltrativos difusos con destrucción cortical y afectación de partes blandas circundantes. A pesar de esta variabilidad, la presencia de una lesión solitaria, infiltrativa, localizada en la región metadiáfisis, con reacción perióstica discontinua, con componente de partes blandas, en un paciente mayor de 30 años, es altamente sugestiva de linfoma. (7)

En resonancia magnética, se destaca el papel de las secuencias potenciadas en T1 para demostrar cambios de la señal medular, mostrando áreas de baja señal. En las secuencias potenciadas en T2, estas áreas generalmente presentan una alta señal, así como el edema óseo reactivo y las alteraciones peritumorales. Las secuencias T1 tras la administración de gadolinio permiten diferenciar los focos intramedulares de origen neoplásico (captantes), de la frecuente fibrosis medular reactiva (no captante o con captación tardía). (7)

La tomografía por emisión de positrones (PET), además de localizar con gran sensibilidad las lesiones óseas, es

1. Residente de Imagenología
2. Asistente Departamento Clínico de Imagenología
3. Asistente Departamento y Cátedra de Anatomía Patológica
4. Profesora Adjunta Departamento y Cátedra de Anatomía Patológica
5. Profesor Adjunto Departamento Clínico de Imagenología

utilizada en el diagnóstico de extensión inicial del tumor, así como en la valoración de la respuesta al tratamiento (8). Presentamos el caso de una paciente joven con LOP, en una localización rara como es el hueso sacro. Consideramos de interés su comunicación dada la baja frecuencia del LOP, que se presentó en un grupo etario y una localización infrecuentes, destacando el papel de las diferentes herramientas de Anatomía Patológica para su diagnóstico.

CASO CLÍNICO

Se presenta el caso de una paciente de 19 años de edad, sin antecedentes patológicos, que consultó por un síndrome doloroso lumbar interpretado inicialmente de origen mecánico. Al momento del ingreso, luego de cuatro meses de evolución, el dolor presentaba características de organicidad, con componente nocturno que no cedía con analgésicos comunes, episodios de incontinencia esfinteriana y tumoración palpable a nivel sacro de 6 cm

aproximadamente. Se acompañaba de adelgazamiento de 17 kg, astenia y adinamia, sin síntomas B.

El primer estudio imagenológico que se solicitó fue una tomografía computada (TC), realizada sin y con contraste intravenoso, en la que se observó una extensa lesión de sustitución ósea con epicentro en el lado derecho del hueso sacro, de densidad heterogénea, predominantemente lítica, con límites mal definidos y una zona de transición amplia. Asociaba destrucción cortical y una extensa masa de partes blandas con realce, extendida hacia el espacio presacro, que mantenía plano de separación con los órganos pelvianos vecinos; dicha masa tenía una extensión de 68 x 66 x 27 mm en sus diámetros L, T y AP respectivamente (figura 1). En el momento, para completar la valoración, se extendió el estudio al tórax, sin mostrar otros hallazgos patológicos.

Con el hallazgo de una lesión ósea de caracteres agresivos, centrada en el hueso sacro, en una paciente de 19 años, sin elementos infecciosos, se planteó en primer lugar un tumor óseo primario. Dadas las características mencionadas, sobre todo la edad, la localización y el aspecto imagenológico, el primer planteo diagnóstico fue el de un sarcoma de Ewing. Otros tumores primarios, como ser el cordoma y el linfoma óseo, fueron planteos alejados sobre todo por la

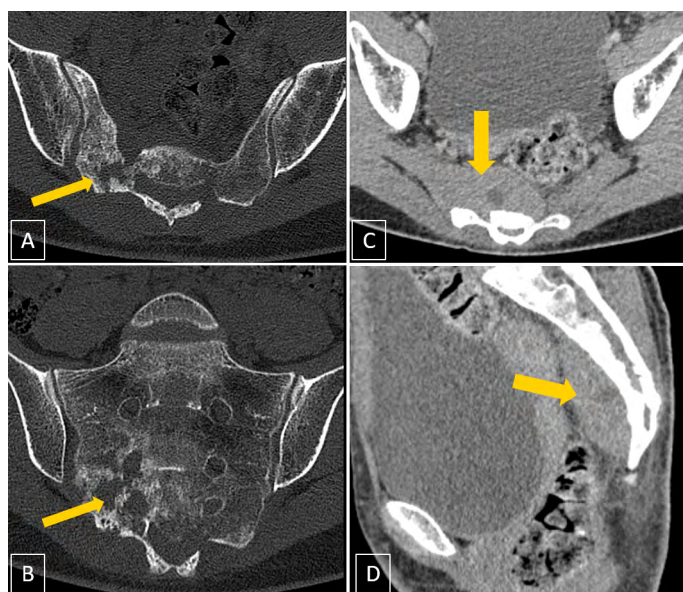


Figura 1
A y B) ventana ósea con cortes axial y coronal, mostrando la lesión ósea lítica en el hemisacro derecho, infiltrante, con disrupción de la cortical (flechas). C y D) ventana de partes blandas con contraste intravenoso, con cortes axial y sagital, donde se muestra el componente de partes blandas que se extiende por el espacio presacro (flechas). Nótese el plano graso de separación con las estructuras adyacentes.

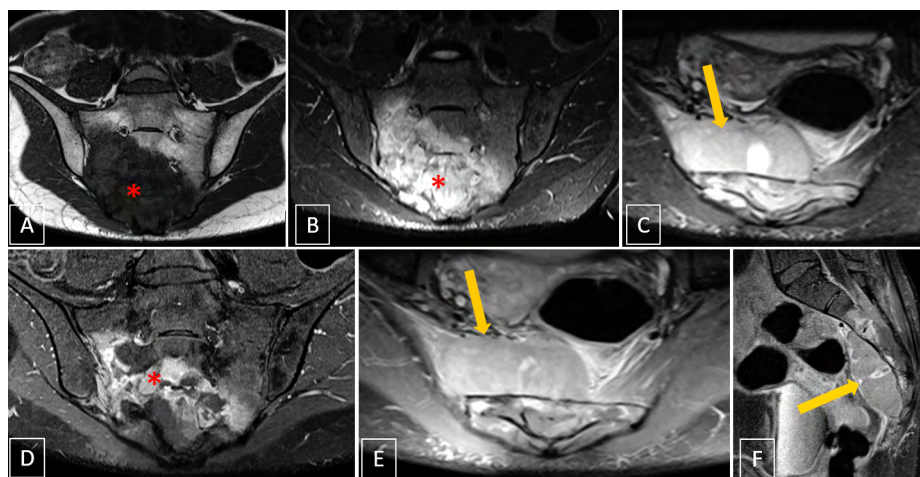


Figura 2
Resonancia magnética. A) corte coronal T1. B y C) STIR coronal y axial. D, E, F) cortes axial, coronal y sagital con secuencias T1 con saturación grasa poscontraste. Se aprecia que la lesión ósea (*) presenta baja señal en T1, alta en STIR y captación heterogénea del contraste. El componente de partes blandas (flecha) tiene alta señal en STIR, con captación irregular y heterogénea del contraste. Nótese el componente de degeneración quístico-necrótica que es hiperintenso en STIR, sin captación del contraste.

edad, si bien la localización sería acorde con un cordoma. Por otro lado, si bien el grupo etario y las características imagenológicas podrían ser concordantes con un granuloma eosinófilo, la localización aleja el planteo por no ser de las más frecuentes.

Con estos planteos, se completó la valoración imagenológica con resonancia magnética (RM) de columna lumbar y sacro (figura 2). La lesión ósea se presenta con baja señal en las secuencias potenciadas en T1 y señal alta en STIR. Asocia edema óseo trabecular y disrupción cortical, con un componente intrarraquídeo que se extiende desde el nivel del cuerpo de S2 hasta el coxis, sin expansión significativa. En las secuencias T1 luego de la administración de gadolinio, la lesión ósea muestra captación intensa y heterogénea, mientras la masa de partes blandas capta de manera irregular, con sectores de degeneración quístico-necrótica.

Se realizó punción guiada por TC, cuya muestra fue enviada para estudio anatomopatológico. En el estudio

histológico se observó una proliferación celular atípica linfoide predominantemente de talla grande, con núcleos de aspecto centroblástico e inmunoblástico, con numerosas mitosis y frecuentes apoptosis. La inmunohistoquímica mostró positividad para CD20, Bcl-6 (90%), Bcl-2 (50%), MUM-1 (<5%) y c-myc (<25%), con negatividad para CD3, CD5, CD23 y Ki-67 del 95% (figura 3). Los estudios de FISH fueron negativos para las translocaciones de c-myc, Bcl-2 y Bcl-6. Dichos hallazgos fueron concluyentes con un LDGCB, NOS (nototherwise specified), perfil centro germinal.

Se inició tratamiento con quimioterapia (plan R-CHOP), con buena tolerancia y respuesta. Para valorar compromiso nodal y extensión extranodal, se realizó un PET-TC luego de la primera sesión de quimioterapia, que muestra alteración de la morfoestructura ósea sacra con escaso metabolismo, con una resolución casi total de la masa de partes blandas, sin lesiones hipermetabólicas en el resto de los territorios (figura 4).

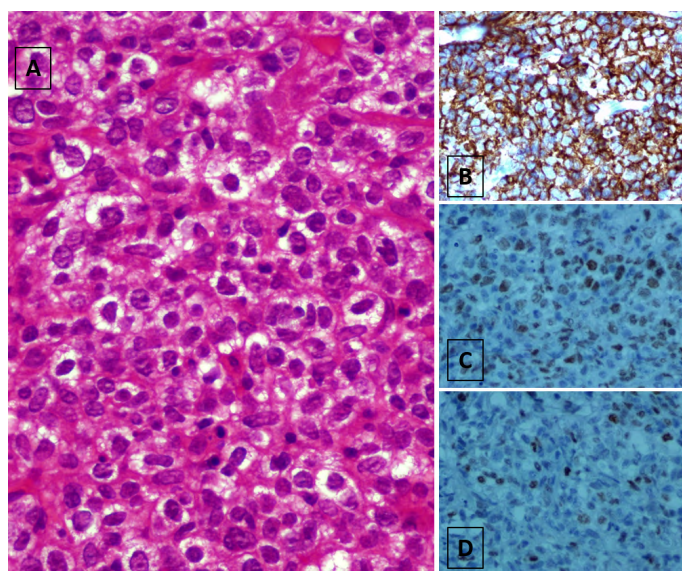


Figura 3

Anatomía patológica.

A) Tinción hematoxilina-eosina, que evidencia la proliferación linfoide, compuesta por células predominantemente de gran talla, con núcleos de aspecto centroblástico e inmunoblástico.
B) CD20 positivo, difuso de membrana.
C) Bcl-6 positivo nuclear en más de 60% de las células.
D) c-myc con marcación de aislados núcleos.

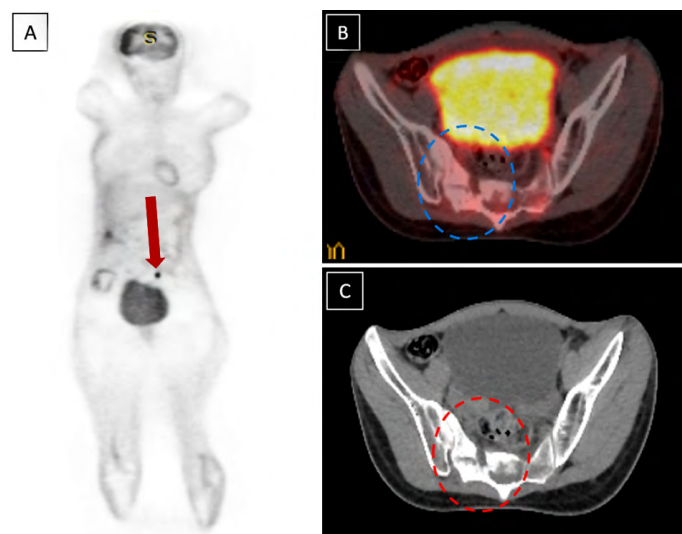


Figura 4

PET-TC realizado luego de la primera sesión de quimioterapia.

A) imagen coronal MIP de cuerpo entero.
B) fusión PET/TC corte axial. Se muestra la lesión con escaso metabolismo (flecha y círculo), sin lesiones hipermetabólicas en el resto del estudio.
C) tomografía corte axial, en el que se aprecia resolución casi total de la masa de partes blandas (círculo).

DISCUSIÓN

El caso reportado de linfoma óseo se presentó en un grupo etario infrecuente, a una edad muy por debajo de la media. A su vez, la localización fue excepcional, ya que el LOP predomina en los huesos largos (9). Estos elementos determinaron que en los estudios imagenológicos se realizaran otros planteos diagnósticos.

Profundizando sobre la localización anatómica, la afectación de huesos del esqueleto axial y de las cinturas, como los coxales, el sacro, la escápula y las costillas, se da más comúnmente en el linfoma secundario. (10)

La presencia de una única lesión ósea, sin evidencia de otros compromisos mediante un estudio exhaustivo con TC, RMN y PET, permitió certificar la naturaleza primaria de nuestro caso. Por sí mismo el linfoma óseo es un tumor infrecuente, siendo la forma primaria aún más infrecuente, ya que predomina la forma secundaria. (1,3)

A nivel clínico, la mayoría de los pacientes se presentan con dolor en la zona afectada y en menor medida como fractura o masa palpable. Comparado con las presentaciones sistémicas, los LDGCB no suelen presentar síntomas sistémicos o síntomas B (4). En nuestra paciente dominó el dolor, agregando en la evolución elementos de síndrome de repercusión general. Tanto la presentación clínica como la localización de la lesión resultan similares con respecto a su principal diferencial que fue el sarcoma de Ewing (7). El diagnóstico por anatomía patológica es indispensable para certificar la naturaleza de la lesión. Los LDGCB, NOS

suelen expresar marcadores de linaje B como CD20, PAX5 y CD79a, mientras que en base a la expresión de CD10, Bcl-6 y MUM-1 pueden ser subdivididos en perfiles centrogerminal (CG) y no-CG según el algoritmo de Hans (11). Esta división es importante, dado que usualmente el segundo grupo tiene una menor respuesta al tratamiento y peor pronóstico (12). La expresión de c-myc puede utilizarse como un subrogante costo-efectivo para la evaluación de la presencia de translocaciones para este gen, en vistas a despistar un linfoma de alto grado y juzgar la necesidad de estudios de biología molecular para translocaciones (13). En nuestra paciente, la expresión de marcadores linfoides certificó su naturaleza y descartó entidades de morfología similar como lo es el sarcoma de Ewing. La expresión intensa y difusa para Bcl-6 y mínima para MUM-1 permitió catalogarlo dentro del subgrupo CG. La expresión de c-myc no sugería que se estuviera frente a un linfoma de alto grado (doble o triple hit). Sin embargo, dada la agresividad de este tumor, se estudiaron las translocaciones para c-myc, Bcl-2 y Bcl-6 resultando negativas, descartando la posibilidad de un linfoma de alto grado y certificando se estaba frente a un LDGCB, NOS.

Tal como en el caso presentado, el tratamiento de elección de estos tumores es la quimioterapia con plan R-CHOP, con un buen pronóstico a corto plazo y respuesta favorable en un 50 al 70% (14), destacando que en los casos de recaída o falta de respuesta las opciones terapéuticas son limitadas. (15)

CONCLUSIÓN

El caso reportado y su forma de presentación infrecuente demuestran que el abordaje diagnóstico de un tumor óseo debe ser multidisciplinario, basándose en pilares clínicos, imagenológicos y de Anatomía Patológica. La presentación imagenológica del linfoma óseo primario es variable, destacando el papel de la resonancia magnética en el estudio de la extensión locorregional del tumor.

BIBLIOGRAFÍA

1. Jain A, Alam K, Maheshwari V, Khan R, Nobin H, Narula V. Primary bone lymphomas-clinical cases and review of literature. *J Bone Oncol* 2013; 2(3):132-136.
2. WHO Classification of Tumours Editorial Board. WHO Classification of Tumours of Soft Tissue and Bone. 5th ed. Lyon: IARC Press, 2020.
3. Novosad O, Kriachok I, Kadnikova T. Primary bone lymphoma. *LikSprava* 2013; 133(2):24-31.
4. Lim CY, Ong KO. Imaging of musculoskeletal lymphoma. *Cancer Imaging* 2013; 13(4):448-57.
5. Huebner-Chan D, Fernandes B, Yang G, Lim MS. An immunophenotypic and molecular study of primary large B-cell lymphoma of bone. *Mod Pathol* 2001; 14:1000-1007.
6. Mulligan ME, McRae GA, Murphey MD. Imaging features of primary lymphoma of bone. *AJR Am J Roentgenol* 1999; 173:1691-1697.
7. Krishnan A, Shirkhoda A, Tehranzadeh J, Armin AR, Irwin, R, Les K. Primary Bone Lymphoma: Radiographic-MR Imaging Correlation. *RadioGraphics* 2003; 23(6):1371-1383.
8. Behzadi, AH, Raza SI, Carrino JA, Kosmas C, Gholamrezaezhad A, Basques K et al. Applications of PET/CT and PET/MR Imaging in Primary Bone Malignancies. *PET Clinics* 2018; 13:623-634.
9. Jain A, Alam K, Maheshwari V, Khan R, Nobin H, Narula V. Primary bone lymphomas-clinical cases and review of literature. *J Bone Oncol* 2013; 2(3):132-136.
10. O'Neill J, Finlay K, Friedman L. Radiological manifestations of skeletal lymphoma. *Curr Probl Diagn Radiol* 2009; 38:228-236.
11. Choi WW, Weisenburger DD, Greiner TC, Piris J, Banham A, Delabie J et al. A new immunostain algorithm classifies diffuse large B-cell lymphoma into molecular subtypes with high accuracy. *Clin Cancer Res* 2009; 15(17):5494-502.
12. Cho MC, Chung Y, Jang S, Park CJ, Chi HS, Huh J et al. Prognostic impact of germinal center B-cell-like and non-germinal center B-cell-like subtypes of bone marrow involvement in patients with diffuse large B-cell lymphoma treated with R-CHOP. *Medicine* 2018; 97(45):1-6.
13. Nwanze J, Siddiqui MT, Stevens KA, Saxe D, Cohen C. MYC immunohistochemistry predicts MYC rearrangements by FISH. *Front Oncol* 2017; 7:1-5.
14. Lyon-sud CH, Lyon HC. Diffuse large B-cell lymphoma: R-CHOP failure. What to do? *Hematology* 2016; 366-378.
15. Mondello P, Mian M, Arrigo C, Pitini V. Primary diffuse large B-cell lymphoma of the bone: Bendamustine and rituximab are able to overcome resistant disease. *Springerplus* 2014; 3(1):1-5.



ESPACIO DE NEURORRADIOLOGÍA

HERNIACIÓN VENTRAL IDIOPÁTICA DE LA MÉDULA ESPINAL. UNA ENTIDAD POCO RECONOCIDA.

Dres. Nicolás Sgarbi*, Osmar Telis**.

RESUMEN

La herniación idiopática de la médula espinal es una causa poco frecuente de mielopatía torácica, cuya forma de presentación en imágenes es muy característica aunque es poco reconocida por el especialista. Su mecanismo es discutido como así también existe poca experiencia en su manejo y tratamiento que habitualmente es quirúrgico.

Es objetivo de este trabajo es revisar la forma de presentación de la herniación ventral idiopática de la médula espinal y sobre todo su traducción en imágenes, analizando un caso clínico estudiado en nuestro centro.

Es fundamental reconocer esta entidad así como sus principales diagnósticos diferenciales en vistas a su diagnóstico y tratamiento precoz.

Palabras clave: mielopatía, herniación idiopática de la médula espinal, resonancia magnética

ABSTRACT

Idiopathic spinal cord herniation is a rare cause of thoracic myelopathy, whose imaging presentation is highly characteristic, although it is poorly recognized by radiologists.

Its origin is discussed as well as there is a little experience in its management and treatment that is usually surgical.

The objective of this article is to review the imaging signs of ventral idiopathic spinal cord herniation analyzing a clinical case of our Institution.

It is essential to recognize this entity as well as its main differential diagnoses in view of its early diagnosis and treatment.

Key words: myelopathy, idiopathic spinal cord herniation, magnetic resonance imaging

INTRODUCCIÓN

La sospecha de compromiso de la médula espinal es una causa frecuente de solicitud de estudios de resonancia magnética (RM) en la práctica habitual.

Su etiología es muy diversa y el diagnóstico es un verdadero desafío en un porcentaje alto de los casos.

La herniación de la médula espinal (HME) es una causa poco reconocida, habitualmente de diagnóstico tardío, aunque con una presentación en imágenes muy característica.

La HME es causa frecuente de mielopatía torácica y se divide en dos grandes grupos según su origen: idiopática, o sin causa demostrable, y secundaria, en relación con trauma previo o cirugía. (1)

Debido a que es una patología poco conocida, su diagnóstico habitualmente se retrasa con las implicancias pronósticas que puede tener la irreversibilidad del compromiso medular. (2)

En los últimos años la HME ha adquirido mayor relevancia,

con un aumento del reporte de casos, por lo que creemos fundamental revisar su forma de presentación y las claves para el diagnóstico.

Es nuestro objetivo revisar los aspectos más importantes de esta entidad y su forma de presentación en RM a partir del análisis de un caso clínico estudiado en nuestra Institución.

CASO CLÍNICO

Se trata de una paciente de sexo femenino de 37 años, sin antecedentes de relevancia que comenzó aproximadamente 14 meses antes de la consulta con disminución de fuerzas de ambos miembros inferiores agregando parestesias en el último mes.

No relataba dolor ni alteraciones esfinterianas o de la esfera sexual.

Al examen físico se constató la paresia bilateral, leve, simétrica, sin alteraciones significativas de la sensibilidad y con reflejos osteotendinosos conservados.

No se detectó nivel sensitivo.

*Médico especialista en Diagnóstico por imágenes
Centro de Resonancia del Puerto
SUMMUM
Montevideo - Uruguay
**Médico especialista en Diagnóstico por imágenes
Centro de Resonancia del Puerto
SUMMUM
Montevideo - Uruguay
Correspondencia:
nsgarbi@gmail.com

En el estudio de RM se observó desplazamiento anterior del cordón medular en el nivel T7 con deformación de la cara posterior del mismo y un foco de aumento de señal en secuencia T2 a nivel intramedular. (Figuras 1 a 3)
El espacio subaracnoideo anterior al cordón medular estaba , con ensanchamiento del posterior.
Asociado, se observaban signos degenerativos discales como son la disminución de altura de los espacios discales vecinos con pequeñas protrusiones, sobre todo en el nivel T7-T8, sin cambios en la intensidad de señal ósea ni otros

elementos. (Figura 4)
Con estos hallazgos se plantea el diagnóstico de herniación ventral de la médula espinal.
Luego del análisis del historial clínico se decide manejo conservador y seguimiento de la paciente.
A los 3 meses de los estudios iniciales dado la peoría de la clínica se decide la cirugía.
La paciente evoluciona favorablemente, con mejoría parcial de los síntomas a los 2 meses del procedimiento quirúrgico.



Figura 1 (a y b)
Imágenes seleccionadas de secuencia FSE T2 en el plano sagital donde se observa el desplazamiento anterior de la médula espinal con la típica deformación o "escalón" en su cara posterior (flecha). La deformación tiene el aspecto clásico de letra "C" abierta hacia atrás. La alteración descrita determina un ensanchamiento del espacio subaracnoideo ubicado por detrás del cordón donde se observa un artificio producido por turbulencia en la circulación del LCR (flecha punteada). El espacio subaracnoideo situado por delante del cordón medular está borrado.



Figura 2 (a y b)
Imágenes seleccionadas de secuencia STIR (correspondientes a las de la figura 1) que permite observar con mejor detalle un discreto aumento de intensidad de señal en el cordón medular a la altura del desplazamiento anterior del mismo (flecha).

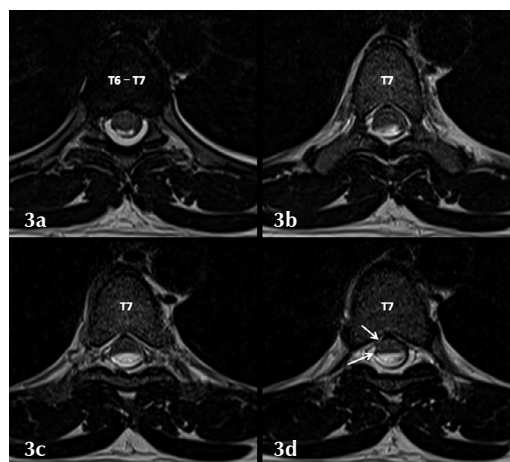
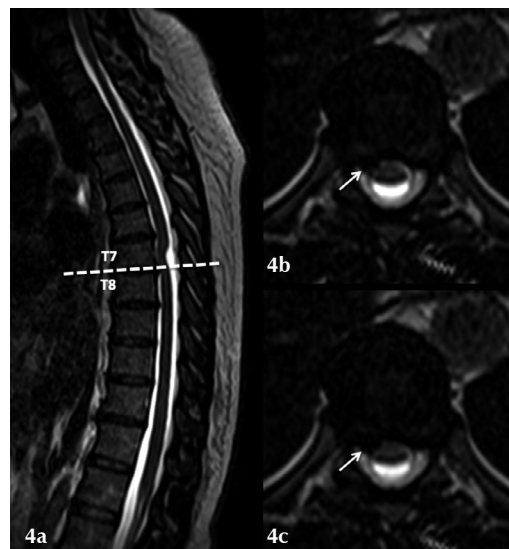


Figura 3 (a - d)
Imágenes seleccionadas de secuencia FSE T2 en el plano axial en el nivel de la herniación, donde se observa el desplazamiento anterior con deformación del cordón medular. Del análisis detallado del saco dural se observa una alteración del mismo en el sector ántero lateral derecho (flechas) que corresponde al defecto hacia el cuál el cordón está retraído.

Figura 4 (a - c)
Secuencia cisternográfica 3D CISS en el plano sagital con reconstrucciones en el plano axial en el nivel indicado T7-T8. Además de los hallazgos ya visualizados en las secuencias convencionales se pone en evidencia la presencia de material discal protruido y que toma contacto con el sector ántero lateral derecho del saco dural (flecha) elemento que ha sido señalado por algunos autores como causa probable del defecto dural en la HIME.



DISCUSIÓN

La herniación idiopática de la médula espinal (HIME) se define como el desplazamiento anterior, ventral, del cordón medular a través de un defecto del saco dural de origen desconocido. (1)

A diferencia de la herniación secundaria, la causa de esta entidad no ha sido claramente establecida, pero la presencia del defecto dural es el elemento necesario para su aparición. (3)

Varios autores plantean la posibilidad de micro-traumatismos reiterados o la presencia de una hernia discal calcificada, expulsa, que por el contacto reiterado con el saco dural llevan a la formación del referido defecto. (3) Este último punto se relaciona con un hallazgo asociado en algunos pacientes, el “nuclear trail sign” en TC: defecto lineal con esclerosis en los bordes que se observa en un platillo vertebral, y que corresponde al trayecto del núcleo pulposo del disco que produce la hernia. (4-6)

A pesar de ello solo un 10% de los casos reportados tienen evidencia de esta alteración. (7)

Otros autores refieren la posibilidad de un defecto congénito del saco dural, pero no encuentran explicaciones sobre lo tardío de la presentación clínica. (4)

Esta entidad se diagnostica habitualmente en pacientes jóvenes, entre los 40 y 50 años en promedio y es más frecuente en mujeres. (8)

El nivel más comúnmente afectado es entre T4 y T7, punto de máxima cifosis dorsal y en el cual la médula espinal ya se encuentra desplazada hacia adelante. (1,9)

En cuanto a la presentación clínica, un poco más de la mitad de los pacientes se presentan con síndrome de Brown-Séquard. (10,11)

Esta forma de presentación está determinada por el compromiso del cordón lateral que queda atrapado en el defecto y por ello el cuadro clínico es ipsilateral al desplazamiento medular. (9,12)

También puede verse paraparesia progresiva, incluso con espasticidad, alteraciones esfinterianas y dolor entre otras. (13)

La evolución de los síntomas es larga, al menos de 1 a 2 años, con curso lentamente progresivo. (14)

El caso analizado coincide con lo reportado tanto en el nivel comprometido como en la evolución de los síntomas y el tiempo del diagnóstico.

La RM es fundamental para el diagnóstico ya que es la técnica de elección en todo paciente con mielopatía.

Es fundamental obtener un estudio de adecuada resolución, sobre todo secuencias potenciadas en T2 en los planos sagital y axial.

Las secuencias de alta resolución, potenciadas en T2 con efecto cisternográfico (CISS/SPACE/FIESTA/CUBE) permiten analizar con detalle el saco dural y eventualmente el defecto típico del mismo.

La forma de presentación en imágenes es característica: desplazamiento anterior, ventral, de la médula espinal en el segmento comprometido, con una deformación o “escalón” (kinking) en su cara dorsal. (1)

La deformación determina un ensanchamiento del espacio sub-aracnoideo situado por detrás del cordón medular. Esta alteración de la morfología del cordón medular ha sido denominada por algunos autores como el signo “del escalpelo o bisturí” por remedar la forma de ese instrumento quirúrgico. (15)

Si bien el signo fue descrito originalmente relacionado con la presencia de septos, membranas o bridas aracnoidales dentro del saco dural, la deformación puede verse también en la HIME por lo que tiene poca especificidad.

El elemento que permite diferenciar entre ambas entidades es que en el caso de la HIME se observa un borramiento u obliteración del espacio sub-aracnoideo anterior al cordón medular, el cual persiste conservado en el caso de las membranas. (16)(Figura 5)

También se señala la forma de la deformación medular, en forma de “C”, como un signo orientador al diagnóstico siendo en forma de “C” en el caso de la HIME. (16)

La alteración medular mencionada es focal, corta, limitada a la altura de uno o dos segmentos vertebrales. (1,3)

En algunos casos puede identificarse el defecto dural, ubicado en el sector ántero lateral del saco, sobre todo si se utilizan secuencias de alta resolución y con efecto cisternográfico.

Figura 5 (a y b)
Paciente de 47 años con dolor dorsal sin déficit neurológico que presenta en el estudio de RM una deformación focal posterior del cordón medular a la altura de T5. Esta deformación es similar a la analizada en el caso presentado, aunque sin borramiento del espacio subaracnoideo anterior al cordón y remedando el denominado signo del “escalpelo”. Este caso corresponde probablemente a la presencia de una brida aracnoidal o septo, principal diagnóstico diferencial de la HIME.



La médula espinal puede estar solamente retraída, desplazada, hacia el defecto, o incluso puede atravesar el mismo y tomar el aspecto de una masa intra-raquídea, extradural. En un porcentaje variable de los casos puede observarse alteración focal de la intensidad de señal medular en T2, con aumento de la misma, o incluso atrofia con adelgazamiento del cordón sobre todo en los cuadros de larga evolución. (1)

El principal diagnóstico diferencial es la presencia de bridas o membranas como ya mencionamos o un quiste aracnoideo situado dorsalmente con respecto al cordón y que desplaza y comprime el mismo. (Figuras 5 y 6)

Puede ser complejo diferenciar estas entidades por RM pero la presencia de un artificio de circulación de LCR por detrás del cordón es orientador a la HIME sobre todo cuando el espacio sub-aracnoideo anterior está conservado. (16)

Si se utilizan secuencias phase contrast (PC) en RM puede verse circulación conservada por detrás del cordón que se corresponde con pasaje libre de contraste en técnicas mielográficas por TC. (2,17)

La mayor parte de los casos reportados de HIME fueron tratados quirúrgicamente, con reparación del defecto

dural y restitución de la médula a su posición normal.

Estos casos son aquellos con progresión de los síntomas o de los hallazgos en imagen, mientras que los que tienen sintomatología escasa o no progresiva son manejados de forma conservadora. (9)

Los pacientes tratados con cirugía muestran una significativa mejoría con retroceso e incluso desaparición de los síntomas, sobre todo cuando el tratamiento es realizado de forma precoz. (8,13,18)

Se ha intentado reconocer elementos que permitan establecer un pronóstico en pacientes con indentación del cordón medular, incluso independientemente de su causa. (19)

Así el grado de deformación de la médula, la presencia de siringomielia asociada y la progresión en los estudios de imagen de seguimiento están asociados con un peor pronóstico y la necesidad de un abordaje más agresivo de los pacientes. (19)

Como en toda mielopatía es fundamental un diagnóstico preciso y precoz en vistas a poder instaurar de forma rápida el tratamiento específico para revertir los síntomas y mejorar el pronóstico del paciente.

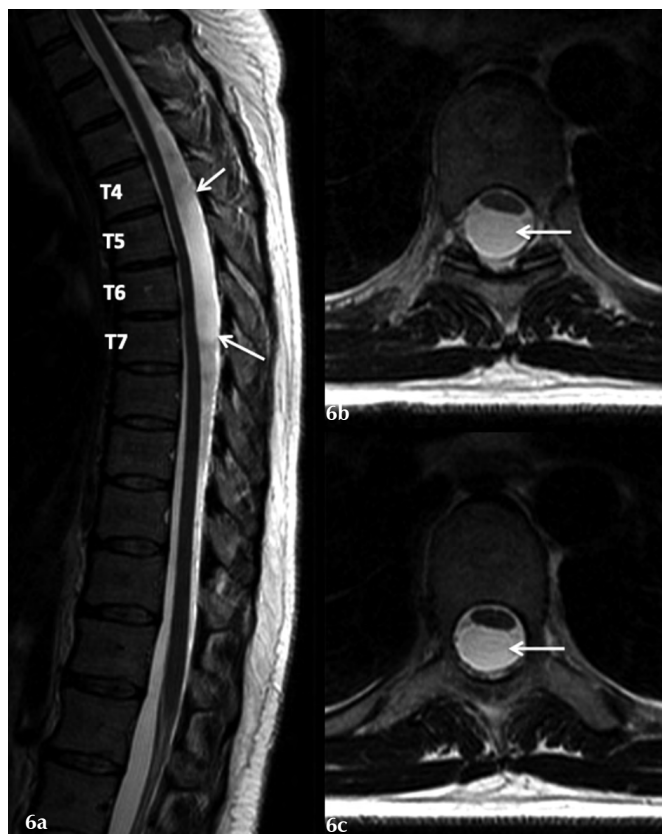


Figura 6 (a,b,c)

Paciente de 42 años con historia reciente de dolor irradiado a miembros inferiores y parestesias de tronco asociadas.

En las imágenes de RM seleccionadas se observa desplazamiento anterior sin deformación del cordón medular entre T4 y T7, en relación con una imagen posterior con intensidad de señal idéntica al LCR, delimitada arriba y abajo de los artíficos por circulación del LCR (flechas).

En las imágenes axiales se observa la misma estructura (flecha) por detrás del cordón medular, con desplazamiento anterior del mismo y el espacio subaracnoideo anterior conservado. Este caso corresponde a un quiste aracnoideo intracranial.

CONCLUSIONES

La HIME es una causa relativamente poco frecuente de mielopatía, con un perfil clínico evolutivo inespecífico, aunque con una forma de presentación en RM muy característica.

La presencia de una deformación focal en la cara posterior del cordón medular torácico, que forma un “escalón” o “indentación”, es el elemento más característico y que pone en la pista del diagnóstico.

Se debe evaluar de forma detallada la anatomía de los espacios peri-medulares para descartar los principales diagnósticos diferenciales, así como se debe analizar el estado del cordón medular buscando focos de aumento de señal en secuencia T2 o siringomielia asociada.

Si bien es discutido, el tratamiento quirúrgico es de elección en los casos con mielopatía franca o progresión de los síntomas, lo que mejora el pronóstico funcional.

BIBLIOGRAFÍA

- Parmar H, Park P, Brahma B, Gandhi D. Imaging of idiopathic spinal cord herniation. *Radiographics* 2008; 28:511-518.
- Carter BJ, Griffith BD, Schultz LR, et al.. Idiopathic spinal cord herniation: an imaging diagnosis with a significant delay. *The Spine Journal* 2015; 15:1943-1948.
- Tekkök IH. Spontaneous spinal cord herniation: case report and review of the literature. *Neurosurgery* 2000; 46(2):485-492.
- Watters MR, Stears JC, Osborn AG, et al.. Transdural spinal cord herniation: imaging and clinical spectra. *AJNR Am J Neuroradiol* 1998; 19:1337-1344.
- Spissu A, Peltz MT, Matta G, Cannas A. Traumatic transdural spinal cord herniation and the nuclear trail sign: case report. *Neurol Sci* 2004; 25(3):151-153.
- Awwad EE, Martin DS, Smith Jr KR. The nuclear trail sign in thoracic herniated disks. *AJNR Am J Neuroradiol* 1992; 13(1):137-43.
- Hausmann ON, Moseley IF. Idiopathic dural herniation of the thoracic spinal cord. *Neuroradiology* 1996; 38:503-510.
- Najjar MW, Baeesa SS, Lingawi SS. Idiopathic spinal cord herniation: a new theory of pathogenesis. *Surg Neurol* 2004; 62:161-70.
- Florian B, Le Fournier L, Philippe M et al.. Transdural spinal cord herniation: tips and tricks. *World Neurosurgery* 2018; Jan:242-246.
- Miyake S, Tamaki N, Nagashima T, et al.. Idiopathic spinal cord herniation: report of two cases and literature review. *J Neurosurg* 1998; 88(2):331-335.
- Verny C, Mercier P, Hayek G, et al. Spontaneous spinal cord herniation: a little-known cause of Brown-Sequard syndrome. Report of two cases and review of the literature. *Neurochirurgie* 1999; 45:225-231.
- Borges LF, Zervas NT, Lehigh JR. Idiopathic spinal cord herniation: a treatable cause of the Brown-Sequard syndrome—case report. *Neurosurgery* 1995; 36(5):1028-32.
- Zairi F, Thines L, Bourgeois P et al.. Spinal cord herniation: a misdiagnosed and treatable cause of thoracic myelopathy. *Acta Neurochir* 2010; 152:1991-1996.
- White BD, Tsegaye M. Idiopathic anterior spinal cord hernia: under-recognized cause of thoracic myelopathy. *Br J Neurosurg* 2004; 18(3):246-249.
- Reardon MA, Raghavan P, Carpenter-Bailey K et al.. Dorsal thoracic arachnoid web and the “scalpel sign”: a distinct clinical-radiologic entity. *AJNR Am J Neuroradiol* 2013; 34:1104-10.
- Schultz Jr R, Steven A, Wessell A et al.. Differentiation of idiopathic spinal cord herniation from dorsal arachnoid webs on MRI and CT myelography. *J Neurosurg Spine* 2017; 26(6):754-759.
- Brugieres P, Malapert D, Adle-Biasette H, et al.. Idiopathic spinal cord herniation: value of MR phase-contrast imaging. *AJNR Am J Neuroradiol* 1999; 20(5):935-939.
- Massicotte EM, Montanera W, Ross Fleming JF, et al.. Idiopathic spinal cord herniation: report of eight cases and review of the literature. *Spine* 2002; 27:E233-E241.
- Zakhari N, Nguyen TB, Omaiche S, Chakraborty S. Posterior spinal cord indentation: imaging findings and clinical outcome. *Clinical Radiology* (In Press) <https://doi.org/10.1016/j.crad.2020.03.018>.

REGLAMENTO DE PUBLICACIONES REVISTA DE IMAGENOLOGÍA

La Revista de Imagenología es el Órgano Oficial de la Sociedad de Radiología e Imagenología del Uruguay, tiene como objetivo difundir la producción científica en el ámbito de la Radiología y Diagnóstico por Imágenes, tanto de autores nacionales como extranjeros.

ELECCIÓN DE LOS MANUSCRITOS

Se aceptarán los trabajos que cumplan con los requisitos de las instrucciones a los autores de esta revista. Estos artículos serán sometidos a una revisión editorial a cargo del comité editorial de la revista y posteriormente a una revisión del contenido, en modalidad de doble ciego, a cargo de 1 o 2 integrantes del comité científico (con árbitros nacionales e internacionales idóneos en las distintas áreas de la Imagenología). La selección del o de los árbitros la hará el comité editorial de acuerdo a la temática del contenido del artículo. Se publicarán los artículos que realicen las modificaciones sugeridas (si las hubiere) por ambos arbitrajes.

TIPOS DE ARTICULO

El Comité Editorial considerará para su publicación los trabajos que estén relacionados con la Imagenología. Los mismos deben ser inéditos. Una vez aceptados para su publicación la revista se reserva el derecho para su reproducción total o parcial. Los autores deberán adecuar los trabajos remitidos a la siguiente clasificación:

- 1. Trabajos científicos (artículos originales):** nuevas informaciones de interés en el diagnóstico por imágenes basadas en la evaluación (estadística) de series propias, descripción de nuevos signos, descubrimiento de nuevos métodos diagnósticos, trabajos de experimentación.
- 2. Puestas al día:** actualización sobre un tema abarcando los últimos conceptos referentes a aspectos clínico-imagenológico, así como la eventual modificación de los algoritmos diagnósticos que la aparición de nuevas técnicas determina. (La iconografía presentada puede ser original y/o provenir de otros autores).
- 3. Artículos de Revisión:** artículo de síntesis de asuntos bien establecidos con análisis crítico de la bibliografía consultada (que deberá ser abundante) y conclusiones. La iconografía presentada deberá ser original, no aceptándose reproducciones fotográficas de otros trabajos. Estos artículos en general son solicitados por el Comité Editorial a los autores idóneos en los temas.
- 4. Ensayo iconográfico:** trabajo cuyo mayor objetivo es

la demostración por imágenes del tópico presentado. Por el carácter didáctico del mismo, se sugiere que las fotografías incluyan flechas que destaquen adecuadamente la imagen a demostrar. Las referencias bibliográficas y los textos serán breves.

5. Reporte de casos: relatos de casos que tengan interés por su poca frecuencia, por tratarse de una presentación atípica, por poseer documentación iconográfica excepcional, etc. Se presentan con su correspondiente iconografía y revisión de la literatura.

6. Artículos diversos: notas técnicas (aplicación en nuestro medio de nuevas técnicas) o artículos de interés, que no encuadren en las formas precedentes. Los artículos de esta sección podrán ser escritos en estilo libre

7. Cartas al editor: críticas o discrepancias con artículos publicados, elaboradas de manera constructiva, objetiva y educativa. Las cartas deberán ser breves (250 a 500 palabras), pudiendo eventualmente incluir ilustraciones (hasta 2).

8. Crítica de libros: deberá ser referida a material bibliográfico recientemente editado o recibido.

NORMAS PARA LA PRESENTACIÓN DE TRABAJOS A LA REVISTA DE IMAGENOLOGÍA

(aplicables a todos los tipos de artículos)

A continuación se presentan algunas indicaciones para evitar errores u omisiones en la entrega de trabajos a la «Revista de Imagenología del Uruguay». Los mismos deberán cumplir con los siguientes requisitos:

- Los trabajos que se presenten para ser publicados en esta revista deben ser inéditos. Una vez aceptados para su publicación, la revista se reserva el derecho para su reproducción total o parcial.

- Autoría: Se consideran autores del artículo los que hayan desempeñado la 1ª o la 2ª y obligatoriamente la 3ª de las siguientes actividades en relación al artículo:

- a) Haber hecho una contribución sustancial a la concepción, diseño o a la obtención e interpretación de los datos
- b) Haber estado involucrado en la confección o en la revisión crítica del manuscrito, con aportes intelectuales significativos.
- c) Ha dado su aprobación a la versión final que será publicada.

Conflicto de intereses: Los autores deben declarar que no existen conflictos de interés del artículo a ser publicado en la revista.

Texto: deberá ser entregado en CD o enviado por correo electrónico. Es aconsejable adjuntar 2 impresiones del mismo. La impresión del texto debe ser a doble espacio, márgenes de 3cm, tamaño de letra no menor que 12.

Enviar el texto sin diagramación previa. Pueden presentarse en cualquier procesador de texto (ej. Word), en formato de archivo «.RTF» preferentemente, o «.DOC», indicándose por escrito la versión empleada.

Figuras: todas las figuras deben estar citadas en el texto en la sección de Resultados. Excepcionalmente se pueden citar en Introducción o en Discusión.

Ilustraciones en CD o correo electrónico imágenes digitales: preferentemente vectoriales, en formato CDR, formato fotográfico (JPG, TIF). Se aconseja no enviar en POWER POINT.

Los gráficos complementarios (cuadros, gráficos, etc.), deberán entregarse también en CD con su correspondiente pie de ilustración.

Tablas: enviarlas como documento de Word, el diseñador gráfico las arma para su publicación. Agradecemos no enviarlas en Power Point.

Las citas o notas de referencia, así como la bibliografía, se identificarán en el texto mediante números entre paréntesis y expresados en conjunto al final del documento.

Notas al pie: La Redacción de la Revista solicita a los autores que las notas al pie de página sean lo más reducidas posible, en cantidad y en longitud. Que estas se incluyan sólo cuando facilitan la comprensión del texto, dan cuenta de las fuentes utilizadas y/o tienen un considerable interés bibliográfico. A veces, se pueden utilizar para incluir un comentario breve.

Ej. En Huambo, durante el mes de mayo, el CICR hizo gestiones para reunirse con los responsables de la UNITA1.

1 UNITA: *Unión Nacional para la Independencia Total de Angola*.

Los párrafos que precisen diagramación especial (título, copete, autores, etc.) deberán marcarse entre llaves

Unidades de Medida: se utilizará el Sistema Internacional de Unidades.

Abreviaturas y Símbolos:

- utilice solamente las abreviaturas corrientes.
- No use abreviaturas en el título ni en el resumen.
- Se aconseja poner todas las abreviaturas usadas en el artículo a continuación del Resumen y Abstract, antes de la Introducción. Esto facilita la lectura.

PAGINA DE TITULO, debe contener:

Título del artículo

Copete

Nombre y apellido de los autores.

Nombre de la Institución a la cual atribuirle el trabajo.

Nombre y dirección del autor responsable de la corres-

pondencia.

Nombre y dirección del autor al que han de dirigirse las peticiones de separata.

Nota al pie indicando autoridad de autor.

Página de título “ciega”

Esta página deberá incluirse a continuación de la página del título, tendrá como único dato el título del trabajo, con el fin de ser utilizada en el proceso de revisión.

APENDICES

Cuando una o más secciones del trabajo necesiten una descripción extensa de algún aspecto: información básica detallada, métodos estadísticos, análisis matemáticos, etc. se recomienda incluir estos datos en apéndices que son publicados a continuación del texto. Se debe hacer referencia al apéndice en la sección correspondiente: introducción, material y métodos o resultados.

AGRADECIMIENTOS

Incluir a los que contribuyeron a la realización del trabajo y que no llenan los requisitos para ser coautor y a aquellas personas o Instituciones que realizaron aportes.

REFERENCIAS – CITAS

Todas las referencias bibliográficas deben estar citadas en el texto, en las secciones Introducción y Discusión. Deben ser numeradas consecutivamente en el orden en que se mencionan por primera vez en el texto (Vancouver), por acuerdo con los editores de revistas científicas que integran el Comité Scielo Uruguay.

En la Revista de Imagenología se aplicará este criterio.

Artículos de revista Ej. Lambiase R, Deyoe L, Cronan J, Dorfman G. Percutaneous drainage of 335 consecutive abscess: results of primary drainage with 1-year follow-up. *Radiology* 1992; 184(1):167-179.

Libros y otras monografías

Ej. Westra D. *Zonography the marrow-angle tomography*. Amsterdam: Excerpta Médica, 1966. 82 p.

Nelson W, dir. *Tratado de pediatría*. 3ª ed. Barcelona: Salvat, 1956. 2 v.

Parte de un libro

Ej. Pedrosa C. Conceptos básicos de la imagen. En: *Diagnóstico por imagen: tratado de radiología clínica*. Madrid: Interamericana; McGraw-Hill, 1990. 1(3):55-76.

Casanova R. El departamento de imagen. En: Pedrosa C. *Diagnóstico por imagen: tratado de radiología clínica*. Madrid: Interamericana; McGraw-Hill, 1990. 1(2):25-54.

PIE DE ILUSTRACION

Las leyendas de las figuras deben digitarse a doble espacio, en hoja parte e identificándolas con el número de la figura correspondiente.

Por mayor información consultar: Herrera M, Agazzi R. El rol de la información en el proceso de investigación científica. *Rev. Imagenología*, 1996, 2ª ep. 1(1):19-22.

NORMAS ESPECÍFICAS PARA LOS DISTINTOS TIPOS

DE ARTÍCULO

ARTÍCULOS ORIGINALES

RESUMEN Y PALABRAS CLAVE, ABSTRACT & KEY WORDS

El resumen no puede superar 200 palabras, (debe venir con traducción al inglés). Palabras clave y key words.

Se recomienda que el resumen se presente estructurado y dividido en 4 párrafos:

Objetivos: indicar la hipótesis que se trata de demostrar o el procedimiento que es evaluado.

Material y métodos: descripción breve del método empleado y del número de casos. Indicar los métodos usados para verificar o controlar los datos.

Resultados: relatar los hallazgos del trabajo incluyendo los indicadores de significación estadística en números y porcentajes.

Conclusión: resumir en 1 o 2 frases las conclusiones hechas en base a los hallazgos.

A continuación del resumen agregue, de 3 a 10 palabras clave.

Utilice de ser posible, los términos de la lista Medical Subject Heading (MeSH) o el Index Medicus.

TEXTO o CUERPO PRINCIPAL DEL ARTÍCULO

Puede contener en total hasta 4000 palabras. Su distribución entre las distintas secciones debe hacerse balanceada, de acuerdo a cada artículo. Hasta 8 figuras y 4 tablas.

Los artículos científicos se dividen generalmente en las siguientes secciones:

Introducción: Indicar con claridad y brevemente el propósito y las bases en que se funda el estudio.

Adjuntar la información básica imprescindible sobre el tema sin hacer una revisión de la literatura.

Material y Métodos: Describa claramente el número y el modo de selección que hizo de los sujetos de la observación, y los procesos utilizados, de forma tal que puedan ser reproducidos por otros investigadores. Es esencial que describa la forma en que los datos fueron evaluados: lectura independiente, doble ciego, lectura por consenso de los autores y la secuencia en el tiempo de los datos obtenidos.

Resultados: Presentar los resultados en una sucesión lógica, incluyendo tablas y figuras. No repita en el texto todos los datos de las leyendas de las ilustraciones, resuma solo los datos obtenidos más importantes. Se deben incluir resultados de todos los ítems evaluados tal como se mencionó en la sección de material y métodos, de ser posible presentarlos en la misma secuencia y con los mismos subtítulos.

Las figuras, con un máximo de 6 (salvo excepciones) y las tablas (Máximo de 4) deben estar citadas en esta sección.

Discusión: Se interpretarán los datos hallados, explicando las similitudes y discrepancias con la literatura consultada. No repita en detalle los resultados. Destaque los aspectos nuevos e importantes del estudio y las conclusiones derivadas de ellos. Discuta las implicancias de los hallazgos

y sus limitaciones, en particular en referencia a métodos modificados o análisis estadísticos. No se deben repetir los conceptos incluidos en la Introducción. No se debe hacer un análisis detallado de la patología, este tipo de análisis está reservado a los artículos de Revisión.

Conclusiones: hasta 100 palabras, conteniendo aquellas que se desprenden de los resultados del artículo.

Referencias bibliográficas: hasta 30

PUESTAS AL DÍA

Puestas al día:

Actualización de un tema abarcando los últimos conceptos referentes a aspectos clínico-imagenológicos, así como la eventual modificación de los algoritmos diagnósticos que la aparición de nuevas técnicas determina. Estos artículos están basados en la experiencia del autor sobre el tema y por tanto las imágenes deben ser originales, salvo excepciones que deben estar plenamente justificadas y aclarado el origen de las mismas en las leyendas de las figuras.

Resumen:

El formato del resumen depende del contenido, puede ser estructurado, en español e inglés, de hasta 200 palabras, con palabras clave. (Utilice de ser posible, los términos de la lista Medical Subject Heading (MeSH) o el Index Medicus.). Debe contener la traducción al inglés.

Texto o contenido principal:

El formato del texto depende del contenido, no debe exceder las 4000 palabras, hasta 8 figuras y 4 tablas. Puede contener hasta 30 referencias bibliográficas.

ARTÍCULOS DE REVISIÓN

Estos artículos son educativos, en general son solicitados por los editores a los especialistas idóneos en los temas seleccionados. Sintetizan temas conocidos, contienen un análisis crítico de la literatura, deben tener conclusiones. Las imágenes utilizadas para la ilustración deben ser del autor. En caso de utilizar esquemas o tablas de otros autores se debe obtener el consentimiento de la publicación de la cual se ha extraído el material.

Resumen:

Este no debe ser estructurado, hasta 200 palabras y palabras clave (Utilice de ser posible, los términos de la lista Medical Subject Heading (MeSH) o el Index Medicus. Debe venir con traducción al inglés.

TEXTO o CUERPO PRINCIPAL DEL ARTÍCULO

Puede contener un total de hasta 6000 palabras.

Se aconseja una breve introducción, no estructurada.

El resto del texto puede dividirse en capítulos que facilitan la lectura del artículo.

Hasta 12 figuras y 4 tablas. Deben estar citadas en el texto. Las leyendas de las figuras, como en todo artículo educativo debe contener la semiología de las imágenes, usando símbolos y números para mejor demostración de los hallazgos.

Las conclusiones deben ser breves, destacando el interés educativo del artículo.

Puede contener hasta 50 referencias bibliográficas.

ENSAYOS ICONOGRÁFICOS

Definición y Generalidades:

El E I es un artículo educativo, extensamente ilustrado, con imágenes de distintas técnicas, pueden incluir tablas y gráficas, el texto y referencias bibliográficas deben ser limitadas. Los tópicos del contenido deben pertenecer a una de las siguientes categorías:

Anatomía en correlación con técnica de diagnóstico, puede ser: una estructura anatómica, región, órgano, anatomía fetal, variantes anatómicas, patologías de esa región, estructura u órgano.

Entidades patológicas: enfermedad específica, espectro de patologías de 1 órgano o región, un cuadro clínico compartido por varias patologías,

Varias patologías con imagenología similar, estado post quirúrgico, etc

Nuevos métodos o técnicas diagnósticas y sus aplicaciones.

Manuscrito:

El texto total no debe exceder las 1000 palabras. Se aconseja dividir en:

RESUMEN: 200 a 250 palabras

INTRODUCCIÓN: debe contener la información imprescindible de los antecedentes sobre el tema y los objetivos del trabajo.

TEXTO PRINCIPAL: no debe exceder las 1000 palabras.

FIGURAS Y LEYENDAS: Las figuras deben ser de excelente calidad, se recomienda usar flechas y anotaciones para enfocar los puntos de interés. Se incluirán entre 8 y 15 figuras. Las leyendas deben ser explicativas, no deben duplicar datos que ya están expuestos en el texto. Deben adaptarse a las normas de leyendas de figuras de la revista.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS: Entre 5 y 15

Por mayor información consultar: A. Wozniak. El ensayo iconográfico: Actualización y nuevas instrucciones a los autores. Rev. Imagenología del Uruguay, 2012, XV, Nº2:34- 36

REPORTE DE CASOS O SERIE DE CASOS

Selección de casos:

Se aceptarán para su publicación los casos que: 1) provean nuevos datos científicos (aunque en pequeña escala), 2) casos infrecuentes o con hallazgos inesperados, 3) expanden o refrescan procesos patológicos, 4) ayudan a comprender los aspectos técnicos, 5) presenten una rica iconografía con excelente calidad en la descripción de la semiología de la imagen.

Los autores deben especificar en la Introducción a que categoría de estas corresponde el caso presentado.

Junto con el caso se debe presentar el consentimiento informado del paciente o su tutor.

Texto:

Hasta 2000 palabras

Resumen:

No estructurado, hasta 70 palabras y palabras clave (Utilice de ser posible, los términos de la lista Medical Subject Heading (MeSH) o el Index Medicus). Debe venir con traducción al inglés.

Texto o cuerpo principal del artículo:

Hasta 2000 palabras.

Introducción:

Debe explicar la razón por la que el caso amerita ser publicado.

Contener la definición de la patología y la información sobre los antecedentes para comprender el tema.

Información sumaria, focalizada del tema existente en la literatura.

Descripción del caso:

Debe ser detallada y completa. Debe contener todos los datos que se enumeran a continuación. No es necesario ni aconsejable usar encabezamientos en la descripción del caso.

- Datos filiatorios: se debe tener cuidado en que no permitan identificar al paciente.

- Antecedentes personales. Antecedentes laborales que puedan tener relación con la enfermedad actual.

- Descripción del cuadro clínico en orden cronológico incluyendo el examen físico.

- Datos de laboratorio: consignar valores positivos o negativos relacionados con la patología. Se debe proporcionar descripción de exámenes de laboratorio de uso poco frecuente.

- Mencionar los planteos diagnósticos clínicos en forma sumaria y los datos de las solicitudes de estudios imagenológicos.

- Descripción detallada de todos los estudios de imagen realizados, especialmente de aquellos cuyas imágenes no estén incluidas en el artículo. Se deben mencionar los hallazgos, la semiología de cada imagen debe estar en las leyendas de las figuras.

- Las figuras se deben citar en la descripción del caso, hasta 3 figuras por caso.

- Fundamentar el diagnóstico imagenológico.

- Hacer constancia de su verificación: cirugía, biopsia, anatomía patológica, exámenes de laboratorio, evolución clínica.

- Mencionar el tratamiento instituido.

- Evolución y estado actual del paciente.

Descripción de serie de casos:

Se puede describir cada caso por separado o usar una tabla que contenga todos los datos de cada uno de los pacientes en forma sumaria.

En serie de casos se aceptan hasta 1 figura por cada caso, que no superen las 10 en total.

Discusión:

- Destacar principalmente el interés del caso presentado.

- Evaluar la validez, exactitud y razón por la cual el caso es único o merecedor de publicación.

- Comparar este caso con los hallados en la búsqueda bibliográfica, explicar y justificar las semejanzas y las diferencias.

- Destacar el valor educativo del caso presentado.

- No debe incluir una revisión de la literatura, Si se considera que la revisión realizada tiene aportes educativos importantes se la puede adjuntar al final del reporte como anexo.

Por mayor información consultar: A. Wozniak. El reporte de casos: Actualización. Rev. Imagenología del Uruguay, 2011, 15(1):49-52.