

DOCTORADO EN INVESTIGACIÓN EN BIOMEDICINA

Aportaciones al Conocimiento Anatómico de la Pardela Cenicienta
(*Calonectris borealis*): Un Análisis a través de Cortes Anatómicos,
Tomografía Computarizada y Resonancia Magnética

Contributions to the Anatomical Comprehension of the Cory's Shearwater
(*Calonectris borealis*): An Analysis through Anatomical gross-sections,
Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging”.

Doctorando:

Alejandro David Morales Espino

Directores:

José Raduán Jaber Mohamad

Las Palmas de Gran Canaria, Noviembre de 2024

A quienes siempre han creído en mí,
mi fortaleza y apoyo en este viaje,
mis aliados incondicionales,
Mamá, Papá y hermanos.
Esto es para ustedes.



Agradecimientos



Si la montaña no va a Mahoma, Mahoma va a la montaña.... **“Francis Bacon”**

La medicina es la ciencia del detalle..... **“Alejandro Artiles”**

GRACIAS a mi padre, José Juan, por ser un ejemplo de fortaleza, trabajo y amor incondicional. Tus consejos y enseñanzas me han guiado en cada paso de este camino. Este logro es también fruto de todo lo que me has enseñado.

GRACIAS a mi madre, Fina Rosa, por tu amor incondicional y tu apoyo inquebrantable. Has estado a mi lado en cada paso, brindándome la fortaleza necesaria en los momentos de incertidumbre. Esta tesis también lleva una parte de tu esfuerzo y sacrificio.

GRACIAS a mis hermanos, Eduardo, Leticia y Gema, por su compañía y apoyo constante. Su presencia ha sido un pilar fundamental para mí. Gracias por estar siempre, por las risas, los consejos y por ser parte esencial de mi vida.

GRACIAS a mis abuelos, tanto a los que aún están conmigo como a los que ya no están. A los que me acompañan, por su amor, sabiduría y constante apoyo; su presencia me ha dado fuerza en cada paso. Y a los que ya partieron, por todo lo que me enseñaron y por seguir presentes en mi corazón. Siempre los llevo conmigo.

GRACIAS a mi Director y Tutores de tesis, José Raduán, Mario Encinoso y Juan Alberto, por su orientación y su paciencia a lo largo de este proceso. Su apoyo ha sido invaluable y ha marcado una diferencia enorme en el resultado de este trabajo. Les agradezco profundamente por su tiempo, su confianza y por compartir su conocimiento conmigo.

GRACIAS al Dr. Alberto Arencibia Espinosa por su generosa colaboración y consejos.

GRACIAS a Zaira, tu compañía, cariño y apoyo incondicional han sido una motivación diaria. Gracias por estar a mi lado, por compartir este camino conmigo y por regalarme tu sonrisa incluso en los días más complicados.

GRACIAS a mis amigos y compañeros de trabajo, Dani, Luis, Alejandro Artiles, Natalia, Miguel Ángel, Jorge, Domingo, Rayco, Andueza, Yamir.... por estar siempre a mi lado, por los momentos de camaradería y por el apoyo que me han brindado tanto dentro como fuera del trabajo. Su amistad ha sido una fuente de ánimo y motivación.

GRACIAS a todos los que han sido parte de este proceso, desde los que me ofrecieron su apoyo en los pequeños detalles hasta los que me impulsaron con grandes gestos. Cada uno de ustedes ha dejado su huella en este logro, y se los agradezco de todo corazón.

Indice



Indice	8
Abreviaciones y Consideraciones Terminológicas.....	12
1.Introducción	15
2. Objetivos	22
3. Revisión Bibliográfica	25
Consideraciones Anatómicas De Las Aves.	26
Generalidades	26
Anatomía	27
Sistema Esquelético	27
Esqueleto Cefálico	29
Esqueleto del tronco (vértebras, costillas y esternón)	30
Esqueleto del miembro torácico	32
Esqueleto del miembro pelviano	33
Miología	34
Cavidad Celómica	35
Aparato digestivo	35
Aparato Respiratorio.....	37
Sistema Urogenital	39
Sistema Cardiovascular	40
Sistema Nervioso.....	42
Órganos de los sentidos	43
Técnicas de diagnóstico por imagen	44
Historia del diagnóstico por imagen.....	44
Naturaleza de los Rayos X.....	45
Formación de los rayos X.....	46
Componentes de un equipo de rayos X.....	47
Adquisición de las imágenes	48
Equipo de Tomografía axial computarizada.....	50
Partes de la máquina de Tomografía Axial Computarizada	51
Clasificación de los equipos	55
Formación de la Imagen	56
Visualización de las imágenes	58
Principios físicos de la Tomografía Axial Computarizada	59
Parámetros de adquisición de la imagen.....	60
Reconstrucción de las imágenes:	64
Medios de contraste.....	66
Artefactos	67
Artefactos producidos por el paciente	68
Artefactos producidos en la física	70

Artefactos provocados por el equipo	73
Calidad de la imagen	74
Estudios anatómicos mediante TC en aves	75
<i>Equipo de Resonancia Magnética.</i>	<i>78</i>
Principios físicos de la resonancia magnética	79
Sistema de Coordenadas: Un Enfoque hacia los Vectores de Magnetización	82
Tipos de Relajación.....	86
Tiempo de repetición y tiempo de Eco	89
Componentes de la máquina de la Resonancia Magnética.	89
Señal en resonancia magnética.....	90
Secuencias en Resonancia magnética	90
Factores de la resonancia Magnética	95
Artefactos de la Resonancia Magnética	103
Uso De La RM En Las Aves	105
4.Material y Métodos	108
Animales	109
Secciones Anatómicas	110
Tomografía Computarizada	111
Resonancia Magnética	112
5.Artículos	115
6.Conclusiones.....	166
7.Resumen	169
8.Summary.....	172
9.Bibliografía	175

Abreviaciones y Consideraciones Terminológicas



CBCT - Tomografía Computarizada de Haz Cónico (Cone Beam Computed Tomography)

DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine

DP - Densidad Protónica

FA - Ángulo de Inclinación (Flip Angle)

FLAIR - Fluid Attenuated Inversion Recovery

FOV - Campo de Visión (Field of View)

GE - Gradiente Eco (Gradient Echo)

LCR - Líquido Cefalorraquídeo

MAT - Matriz

NEX - Número de Adquisiciones o Excitaciones

PR - Pulso de Radiofrecuencia

RF - Radiofrecuencia

RM - Resonancia Magnética

S/R - Relación Señal / Ruido

STIR - Short Time Inversion Recovery

T - Tesla

T1W, T2W - Imágenes ponderadas en T1 y T2

TA - Tiempo de Adquisición

TC - Tomografía Computarizada

TE - Tiempo de Eco (Echo Time)

TR - Tiempo de Repetición (Repetition Time)

TSE - Turbo Spin Echo o Fast Spin Echo

UH - Unidades Hounsfield

UICN - Unión Internacional para la Conservación de la Naturaleza

ULPGC - Universidad de Las Palmas de Gran Canaria

1. Introducción



Las aves son seres vertebrados con adaptaciones únicas que han desempeñado un papel crucial en la evolución y el equilibrio de los ecosistemas. Su importancia evolutiva radica principalmente en su capacidad de vuelo, una característica distintiva que les ha permitido colonizar diversos hábitats y explotar una amplia gama de recursos. Además, la endotermia, o capacidad de mantener la temperatura corporal constante, ha sido otra contribución fundamental a su éxito evolutivo, lo que les ha permitido una evolución, el equilibrio de los ecosistemas y una distribución geográfica extensa (Fig. 1).

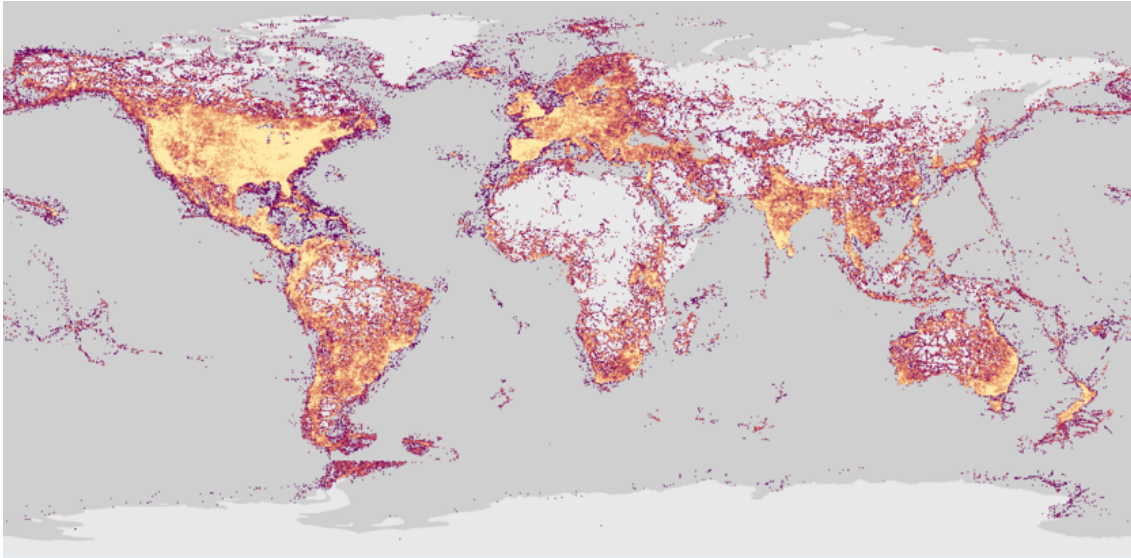


Figura 1. *Distribución Geográfica 1993-2023 de las aves.* Fuente: <https://ebird.org/map>

Del mismo modo, la evolución de los picos de las aves refleja adaptaciones a diferentes fuentes de alimentos, desde presas hasta néctar y frutas. Esta diversificación alimentaria no solo les proporciona ventajas adaptativas, sino que también las convierte en importantes agentes de polinización y dispersión de semillas. La interacción simbiótica entre aves y plantas ha influido en la coevolución de ambas especies, de modo que las plantas han desarrollado características específicas para atraer a ciertos tipos de aves.

Históricamente, las aves han desempeñado funciones esenciales en la vida humana, desde símbolos culturales hasta contribuciones prácticas, como el uso de aves mensajeras en la antigüedad. En el ámbito de la ciencia, las aves han sido objeto de estudio para comprender la evolución y la biodiversidad. Además, las poblaciones de aves actúan como indicadores ambientales, reflejando los cambios en los ecosistemas y alertando sobre posibles amenazas. Por ello, a lo largo de la historia, el ser humano se ha interesado y ha centrado su estudio en ellas, siendo de esta forma como, desde la antigua Grecia, Aristóteles escribió extensamente sobre las aves en su obra *Historia de los animales*, clasificándolas

y describiendo sus hábitos. Sus observaciones y obras supusieron un importante punto de partida para el estudio sistemático de las aves.

Durante la Edad Media, los bestiarios medievales incluían descripciones de aves acompañadas de simbolismo religioso y moral. El conocimiento sobre las aves se mezclaba con mitos y creencias populares.

En el Renacimiento, el interés por la observación directa y la recopilación de datos comenzó a ganar terreno. La invención de la imprenta permitió la difusión más amplia de los conocimientos sobre las aves. Durante este periodo, el naturalista y bibliógrafo Conrad Gessner, con su obra "Historia Animalium", publicada en el siglo XVI, es un ejemplo temprano de un intento sistemático de catalogar y describir la fauna, incluyendo las aves. La ilustración ornitológica comenzó a florecer en el siglo XVIII con artistas y naturalistas como John James Audubon y Mark Catesby, quienes realizaron detalladas representaciones visuales de aves en sus hábitats naturales. Estas obras contribuyeron significativamente al conocimiento ornitológico.

El siglo XIX fue testigo del desarrollo de las sociedades ornitológicas y de las expediciones científicas que recopilaban datos sobre la diversidad de aves en todo el mundo. Además, la teoría de la evolución de Charles Darwin, presentada en "El origen de las especies" en 1859, influyó en el enfoque científico hacia el estudio de las aves. La ornitología moderna se consolidó en el siglo XX con el avance de la tecnología, como el uso de binoculares, cámaras y grabadoras de sonido. El desarrollo de la anillación de aves para el estudio de las migraciones y el uso de técnicas moleculares en la taxonomía contribuyeron a un conocimiento más preciso de la biología de las aves.

Gracias a la tecnología moderna, como las aplicaciones de mapeo satelital y el análisis genético de alto rendimiento, los ornitólogos pueden estudiar con más detalle la ecología y el comportamiento de las aves. La conservación de las aves y de sus hábitats se ha convertido en un enfoque clave en el siglo XXI, dada la creciente conciencia de la pérdida de biodiversidad. Sin embargo, a pesar de su importancia, las aves se enfrentan a desafíos significativos en la actualidad. La pérdida de hábitat, la contaminación y el cambio climático amenazan a muchas especies de aves. La conservación de las aves se ha convertido en una prioridad para preservar la biodiversidad y mantener el equilibrio ecológico. Comprender la importancia evolutiva e histórica de las aves es crucial para fomentar su conservación y su coexistencia armoniosa con su entorno.

De la misma forma, la evolución del diagnóstico por imagen ha experimentado unos avances fascinantes a lo largo del tiempo, impulsada por significativos avances tecnológicos y una comprensión cada vez más profunda de los principios físicos y biológicos que sustentan estas técnicas. Esto ha permitido realizar avances significativos en la detección temprana y precisa de enfermedades, mejorando así la atención médica y la planificación de

tratamientos, además de permitir el conocimiento anatómico y mediante mínima invasión de tejidos/órganos de nuevas especies y su funcionamiento.

En los últimos años, hemos presenciado una revolución en el campo del diagnóstico médico gracias al creciente impacto de la imagen, que se ha convertido en una herramienta fundamental para la exploración clínica. Este fenómeno se ha extendido tanto en el ámbito humano como en el mundo animal, transformando la manera en que comprendemos y evaluamos los organismos.

Su aplicación se ha vuelto indispensable para la valoración, clasificación y diferenciación, tanto a nivel anatomo-fisiológico como patológico, de los tejidos que constituyen el organismo. Desde la evaluación del sistema encefálico hasta la exploración de las cavidades corporales, la imagen digitalizada ha demostrado ser un procedimiento crucial en la práctica médica contemporánea.

Un avance destacado es el desarrollo de la resonancia magnética (RM) a nivel clínico, que ha facilitado significativamente el estudio y diagnóstico de patologías en regiones anatómicas previamente difíciles de analizar. Esta tecnología ha permitido la exploración detallada del sistema nervioso central en su totalidad, incluyendo el encéfalo y la médula espinal, así como el sistema vascular y el sistema musculoesquelético, especialmente las articulaciones. Estas áreas, antes limitadas por el difícil acceso con métodos convencionales de imagen, ahora pueden examinarse con precisión estructural.

Existe una gran diversidad de técnicas de diagnóstico por imagen basadas en la aplicación de diversos principios físicos, como la radiación ionizante en los rayos X y la tomografía computarizada, el uso de ondas de alta frecuencia en la ultrasonografía y las radiofrecuencias por electromagnetismo en la resonancia magnética. Cada tecnología ofrece una ventana única para visualizar la estructura corporal y la diferenciación tisular, tanto en aspectos morfológicos como patológicos. Desde la radiación ionizante de los rayos X y la tomografía computarizada, hasta el uso de ondas de alta frecuencia en la ultrasonografía y las radiofrecuencias por electromagnetismo en la RM, cada tecnología ofrece una ventana única para visualizar la estructura corporal y la diferenciación tisular, tanto en aspectos morfológicos como patológicos.

La pardela, conocida científicamente como *Calonectris borealis* (Pardela Cenicienta) (Fig. 2), es una especie de ave marina que desempeña un papel crucial en los ecosistemas marinos. Este miembro de la familia Procellariidae, también conocido como alcatraz común o pardela cenicienta, se distingue por su envergadura impresionante y sus hábitos migratorios.



Figura 2. *Calonectris diomedea* en Hábitat Natural. Fuente: SEO/BirdLife.

Esta especie se encuentra en diversas regiones del mundo, desde el Atlántico Norte hasta América del Sur y el continente africano, y ocupa hábitats marinos y costeros. Las poblaciones de pardela son conocidas por su comportamiento migratorio, que llegan a viajar distancias significativas para alimentarse y reproducirse.

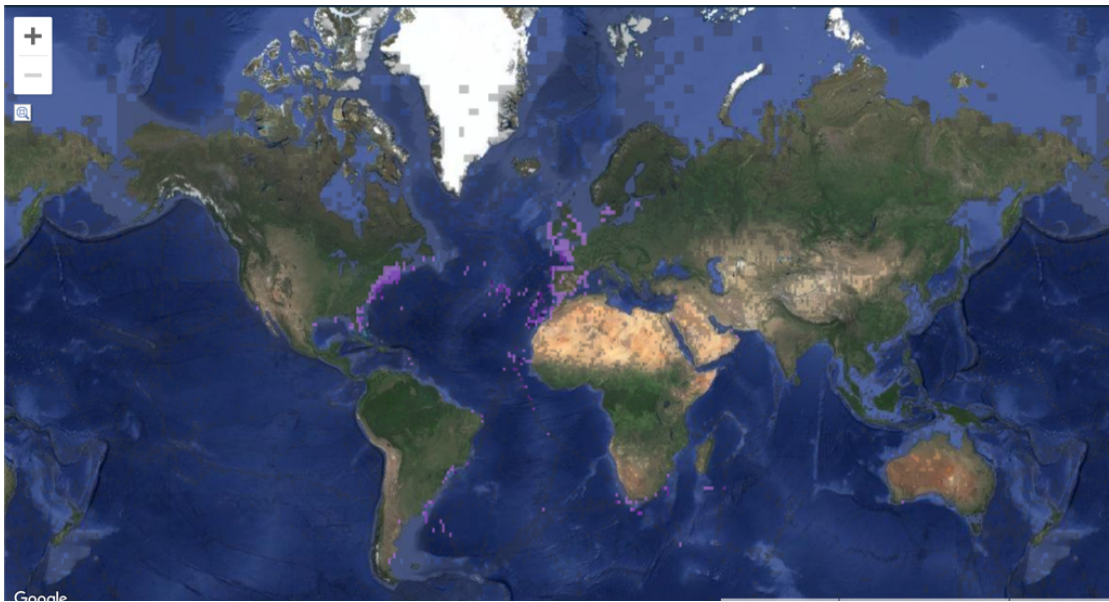


Figura 3. Distribución Geográfica de *Calonectris diomedea borealis* en Hábitat Natural. Fuente: <https://ebird.org/map>

La pardela cenicienta desempeña un papel ecológico esencial en la cadena alimentaria marina y participa en la dinámica de los ecosistemas oceánicos. Su dieta se compone principalmente de pequeños peces y crustáceos y cefalópodos.

Estas aves marinas son bioindicadores valiosos de la salud del medio ambiente marino. Los cambios en sus patrones de migración, reproducción o abundancia pueden indicar alteraciones en los ecosistemas, y sirven como señales de advertencia sobre posibles problemas ambientales, como la escasez de alimentos o la contaminación.

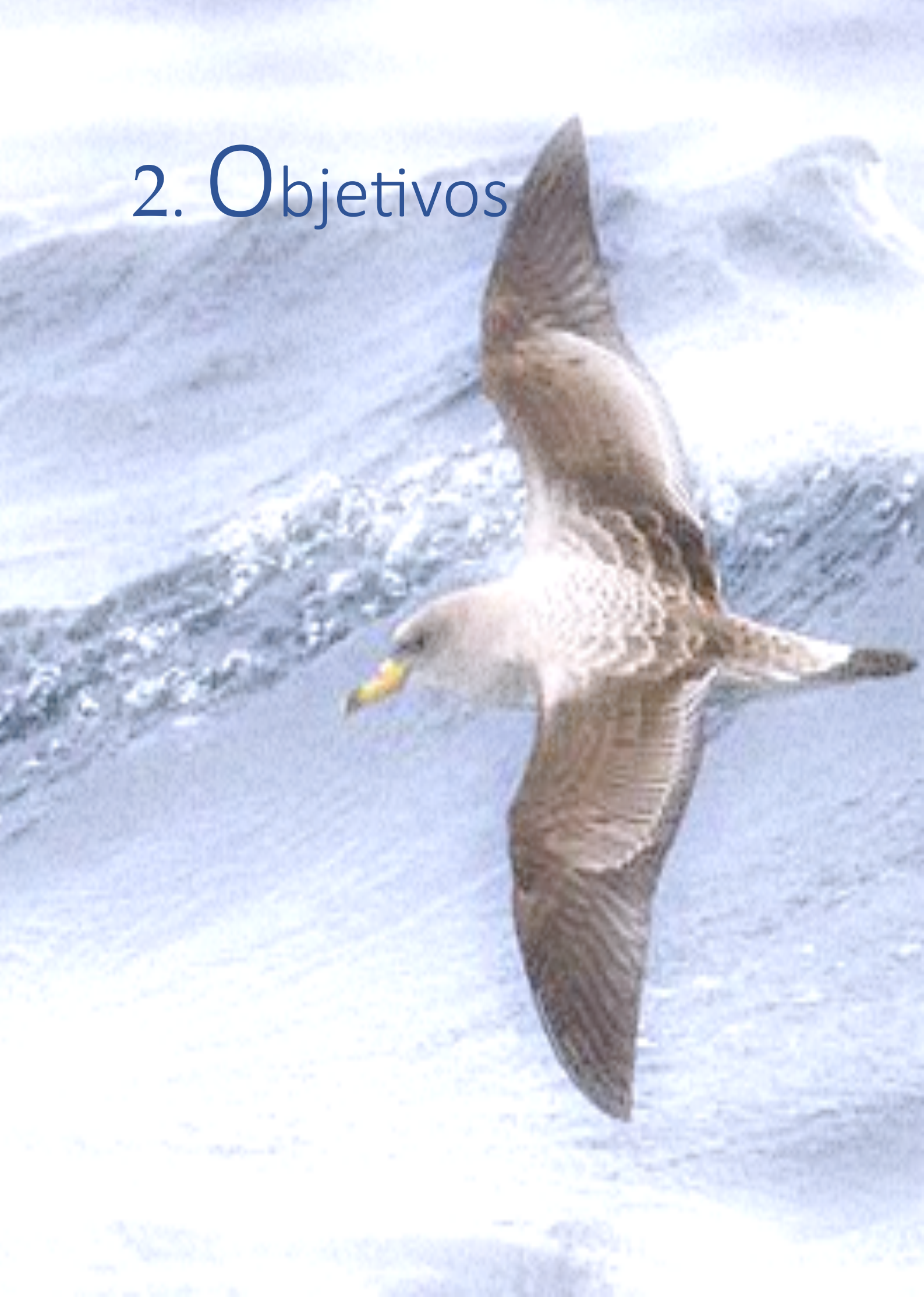
Las poblaciones de pardela anidan y crían en las islas del archipiélago canario como estrategia de protección contra ciertos depredadores terrestres. Sin embargo, esta misma característica las hace vulnerables a amenazas introducidas por los seres humanos, como la introducción de especies invasoras.

La conservación de la pardela es esencial para mantener la biodiversidad marina y preservar el equilibrio de los ecosistemas oceánicos. La protección de sus hábitats de anidación, la gestión sostenible de las pesquerías y la mitigación de las amenazas antropogénicas son elementos cruciales en los esfuerzos de conservación para garantizar la supervivencia y el bienestar continuo de esta emblemática ave marina. Esta ave fue elegida por la Sociedad Española de Ornitología (SEO/BirdLife) como «Ave del año 2013». Se trata de una campaña lanzada por dicha organización en 1988 que sirve para llamar la atención sobre una especie representativa de ecosistemas o grupos de aves amenazados y concentrar todos los esfuerzos en su recuperación.

En el cruce entre la medicina veterinaria y la investigación anatómica, nuestro proyecto se propone como un puente vital entre la práctica clínica y la investigación avanzada. Centrado en la pardela, una especie emblemática de ave marina con un importante punto de migración en el archipiélago canario, nuestro objetivo principal es acercar la anatomía de estas aves a clínicos e investigadores mediante tecnologías de imágenes avanzadas.

El proyecto se desarrollará en estrecha colaboración con el Hospital Veterinario Los Tarahales y con las unidades docentes de Anatomía y Anatomía Patológica Comparadas y de Medicina y Cirugía Animal de la Facultad de Veterinaria de Las Palmas. Esta sinergia entre la práctica clínica y la academia garantizará un enfoque integral y una aplicación práctica de los hallazgos de investigación. Dada la falta de estudios científicos que combinen las técnicas aplicadas en esta investigación, este estudio se propone como una contribución fundamental para avanzar en el conocimiento y la conservación de esta especie en peligro y otras relacionadas.

2. Objetivos



Dado lo expuesto, los objetivos delineados en el marco de esta tesis doctoral son los siguientes:

- **Objetivos generales:**

Detallar la anatomía de la Pardela Cenicienta, *Calonectris diomedea*, mediante la aplicación de tecnologías de vanguardia. Este enfoque incluirá el uso de Tomografía Axial Computarizada, Resonancia Magnética de alto campo (1,5T) e imágenes anatómicas, para obtener una mayor contribución anatómica e integración los resultados del estudio en programas educativos de anatomía veterinaria. Proporcionar a los estudiantes una visión única y detallada de la anatomía de aves marinas, mejorando su comprensión de la diversidad anatómica y fisiológica de la de esta especie.

- **Objetivos específicos:**

Del objetivo general se derivan los siguientes objetivos específicos, los cuales han sido desarrollados en las publicaciones que conforman este trabajo de Tesis Doctoral y que se detallan en esta memoria

1. Estudio de la cavidad celómica de la Pardela Cenicienta empleando cortes anatómicos e imágenes multiplanares de Tomografía Axial Computarizada, Resonancia Magnética.
2. Caracterizar la anatomía de la cabeza y el sistema nervioso central de la Pardela Cenicienta, utilizando cortes anatómicos e imágenes multiplanares de Tomografía Axial Computarizada, Resonancia Magnética.
3. Estudiar la cavidad nasal de la Pardela Cenicienta empleando cortes anatómicos e imágenes multiplanares de Tomografía Axial Computarizada.



3. Revisión Bibliográfica

Consideraciones Anatómicas De Las Aves.

Las aves presentan un conjunto de adaptaciones anatómicas excepcionales que les han permitido evolucionar con éxito y ocupar diversos nichos ecológicos. Estas adaptaciones están principalmente asociadas a su capacidad de vuelo, una característica que ha moldeado su estructura física y su fisiología. Actualmente, se reconocen más de 9700 especies de aves, todas clasificadas en la clase *Aves*. (Dyce et al. n.d.; Ede D.A. 1965; Grasse P.P. 1980; Sandoval J. 2003).

Generalidades

Las aves, a diferencia de los mamíferos, han desarrollado una capacidad notable para mantener su temperatura corporal constante mediante la endotermia. Este proceso implica la producción interna de calor mediante un metabolismo activo. Este mecanismo les permite soportar una variedad de climas, lo que es crucial para especies migratorias como la Pardela Cenicienta (*Calonectris borealis*). En comparación con los mamíferos, las aves mantienen una temperatura corporal ligeramente más alta, alrededor de 40 °C, lo que requiere tasas metabólicas significativamente elevadas, especialmente importantes para el vuelo (Dyce et al. n.d.; Ede D.A. 1965; Sandoval J. 2003).

El plumaje desempeña un papel crucial, no solo en el vuelo, sino también en la regulación térmica. Las plumas esponjosas ubicadas debajo del plumaje externo actúan como un excelente aislante. En ambientes fríos, estas plumas se expanden, atrapan aire y ayudan a conservar el calor corporal mediante la contracción de los músculos pectorales, que generan calor (Dyce et al. n.d.). Además, la masa corporal de las aves juega un papel crucial en su capacidad para regular la temperatura. Las aves pequeñas, con una alta relación entre la superficie y la masa corporal, enfrentan un desafío adicional, ya que la pérdida de calor debido a la convección se incrementa. La necesidad de mantener tasas metabólicas elevadas se acentúa en estas aves, mientras que aquellos individuos que han perdido plumas o los polluelos jóvenes requieren apoyo nutricional adicional para mantener un equilibrio energético saludable. Por ello, las aves acuáticas, como los pingüinos, que habitan en climas fríos, poseen una gran capa subcutánea de grasa para aislarse del frío. Esto se debe a que la grasa actúa como un conductor térmico pobre (Dyce et al. n.d.; Sandoval J. 2003).

De la misma forma, la evaporación es una estrategia eficaz que las aves utilizan para disipar el calor excesivo. El jadeo térmico o el aleteo gular, son mecanismos impresionantes que permiten a las aves regular su temperatura a través de la pérdida de calor por evaporación, y muestran la adaptabilidad y la complejidad de sus sistemas fisiológicos (Dyce et al. n.d.; Sandoval J. 2003).

En el ámbito circulatorio, las aves han desarrollado ingeniosas derivaciones de sangre para gestionar la pérdida de calor. Ejemplos como el plexo venoso collarino intracutáneo en palomas ilustran cómo estas adaptaciones contribuyen a la capacidad única de las aves para ajustar la distribución de la sangre y, por ende, la pérdida de calor en diversas situaciones (Anon n.d.-a; Sandoval J. 2003). Finalmente, la conducta desempeña un papel clave en la termorregulación aviar. Desde la selección de microclimas durante condiciones frías hasta la búsqueda de sombra y la adopción de comportamientos como el acurrucamiento en aves pequeñas, cada acto refleja la habilidad de estas criaturas para ajustarse a su entorno cambiante (Ede D.A. 1965; Sandoval J. 2003).

En conjunto, el metabolismo y los mecanismos de termorregulación de las aves resaltan su adaptación evolutiva, y demuestran la complejidad y la eficiencia de la naturaleza en su búsqueda de la supervivencia en diversos entornos (King G.M. and D. Custance. n.d.).

Anatomía

Sistema Esquelético

El esqueleto de las aves es un ejemplo de adaptación evolutiva extrema. A diferencia de los mamíferos, muchos de los huesos de las aves están neumatizados (Fig. 4), lo que significa que están llenos de aire en lugar de médula ósea, lo que reduce considerablemente su peso sin comprometer su resistencia estructural (Anon n.d.-c; König et al. n.d.; Sandoval J. 2003). Esta característica es esencial para el vuelo, ya que permite a las aves reducir su masa corporal al mínimo. Sin embargo, los huesos distales al húmero y a la pelvis suelen estar exentos de neumatización, lo que indica que estas áreas requieren una mayor densidad y fuerza para soportar la locomoción y la movilidad. Además, las cavidades óseas neumatizadas, comunicadas con el sistema respiratorio, actúan como compartimentos de aire estratégicamente distribuidos, lo que permite alcanzar un equilibrio entre la ligereza, que es esencial para el vuelo, y la resistencia estructural necesaria (Anon n.d.-c; Dyce et al. n.d.; König et al. n.d.; Sandoval J. 2003).

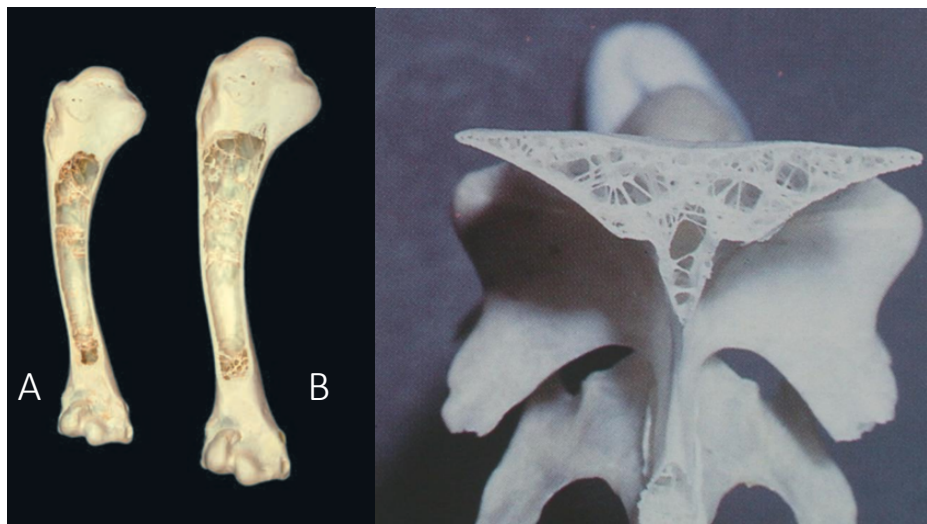


Figura 4. Neumatización de los huesos. Se pueden observar corticales delgadas y una cavidad medular, que presenta un entramado de trabéculas. (A) Húmeros de dos especies de aves, Gallina y Gallo respectivamente. (B) Cuerpo Vertebral. Fuente: Avian Anatomy Textbook and Colour atlas y Minnesota Veterinary Diagnostic Laboratory 2012.

Sin embargo, existen excepciones a esta regla de neumatización, específicamente en los huesos distales al húmero y a la pelvis. Esto sugiere una diferenciación en la estructura ósea, posiblemente relacionada con la necesidad de mantener una mayor resistencia en estas áreas críticas para el soporte y la movilidad (Anon n.d.-c; König et al. n.d.; Sandoval J. 2003). Un ejemplo ilustrativo de la extrema reducción de peso en el esqueleto de las aves se encuentra en el águila calva. A pesar de tener un peso corporal de alrededor de 4 kg, el esqueleto completo de esta ave no supera los 300 gramos. Este fenómeno destaca la eficiencia y la economía evolutiva en la adaptación estructural de las aves para cumplir con los rigores del vuelo (Anon n.d.-d; Sandoval J. 2003).

Un aspecto crucial es la proporción de sustancias inorgánicas en los huesos de las aves, que alcanza hasta un 84 % en comparación con los mamíferos. Esto les confiere una rigidez y dureza excepcionales, aunque a costa de cierta elasticidad, lo que hace que los huesos de las aves sean más propensos a fracturas (Anon n.d.-c; König et al. n.d.; Sandoval J. 2003). Ejemplos como el cráneo de la *Pardela Cenicienta*, que está adaptado a su dieta marina, ilustran cómo estas adaptaciones anatómicas permiten a la especie cumplir funciones críticas en su entorno natural, como la captura de presas y la alimentación.

Los huesos largos de las aves, como el húmero, presentan características estructurales particulares. La corteza de los huesos es muy fina, lo que se debe a la presencia de una red de trabéculas en la cavidad medular que aumenta la resistencia del hueso. Sin embargo, esta estructura, aunque proporciona dureza, también resulta en una mayor fragilidad y menor elasticidad en comparación con los huesos de los mamíferos. Esta particularidad estructural es crucial para

comprender las consecuencias de las fracturas en las aves (König et al. n.d.; O'Malley 2007; Sandoval J. 2003).

Esqueleto Cefálico

El cráneo de las aves ha experimentado modificaciones especializadas para adaptarse a las demandas específicas de su estilo de vida, en particular, su capacidad de vuelo y las necesidades relacionadas con la alimentación. (König et al. n.d.; Sandoval J. 2003).

La representación de un cráneo abovedado es una característica distintiva que contribuye directamente a la capacidad de vuelo de las aves. La forma abovedada y la fusión de los huesos del cráneo no solo proporcionan un espacio óptimo para albergar el cerebro y otros órganos sensoriales cruciales, sino que también minimizan la resistencia del aire durante el vuelo, facilitando así un desplazamiento más eficiente en el medio aéreo (Dyce et al. n.d.; O'Malley 2007; Sandoval J. 2003).

La presencia de órbitas de gran tamaño, separadas por un fino septo interorbitario, es otro rasgo esencial en el cráneo de las aves (Fig. 5). Estas órbitas oculares amplias reflejan la importancia de la agudeza visual en las aves para actividades como la caza, la navegación y la detección de depredadores. El septo interorbitario no solo contribuye a la estabilidad estructural del cráneo, sino que también refuerza la rigidez de la región orbital (König et al. n.d.; McLelland J. 1992; Sandoval J. 2003).

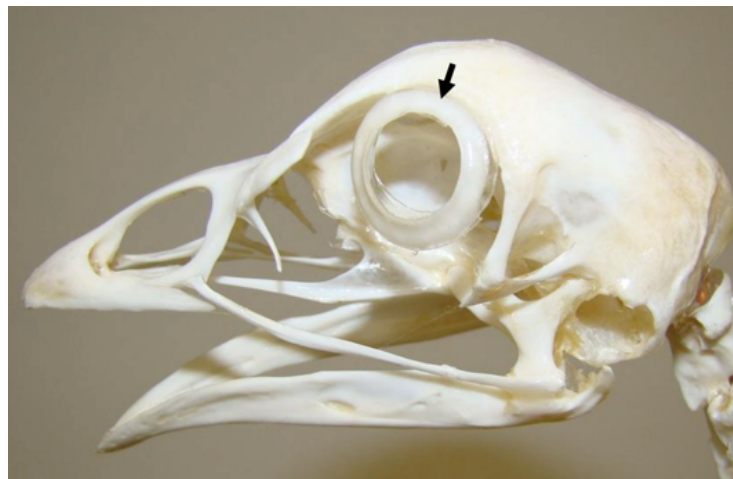


Figura 5. Vista Laterolateral de un cráneo de ave, nótese el gran tamaño de las órbitas en comparación el resto del neurocráneo. Fuente: Minnesota Veterinary Diagnostic Laboratory 2012.

Un tercer rasgo crucial es la modificación de los huesos de la cara para formar el pico, también conocido como rostro piramidal. Esta adaptación no solo está vinculada a la alimentación y la manipulación de objetos, sino que también es esencial para la construcción de nidos en algunas especies. La valva superior del pico está compuesta por los huesos premaxilar, maxilar y nasal, mientras que la valva inferior se forma mediante la fusión precoz de cinco huesecillos para constituir la mandíbula (Anon n.d.-c; Dyce et al. n.d.; König et al. n.d.). Una particularidad fascinante del cráneo de las aves es la transformación de las suturas existentes en sinostosis pocos meses después de la eclosión. Esta fusión de huesos contribuye a la solidez del cráneo y puede estar relacionada con las demandas funcionales específicas de la vida aviar (König et al. n.d.; O'Malley 2007).

La presencia de un solo cóndilo occipital y del hueso cuadrado es notable. Los huesos cuadrados son esenciales para la formación del aparato maxilopalatino, un mecanismo complejo que permite movimientos simultáneos de las valvas superior e inferior del pico. Además, el hueso cuadrado articula el cráneo y el premaxilar mediante pequeños bastones óseos formados por el arco yugal (hueso cigomático) y el pterigopalatino. Este aparato posibilita la apertura amplia del pico, crucial para diversas funciones, como la captura de presas y la alimentación (Anon n.d.-c; O'Malley 2007).

Esqueleto del tronco (vértebras, costillas y esternón)

El esqueleto axial de las aves está formado por cuatro porciones: cervical, torácica, lumbosacra y coccígea. La fórmula vertebral varía entre las especies, siendo las vértebras cervicales muy numerosas en comparación con los mamíferos. Una fórmula vertebral común es C14, T7, LS14, Cd6. Las vértebras cervicales, que varían de 13 a 25 según la especie, tienen apófisis salientes para la implantación de poderosos músculos del cuello, formando una estructura en forma de «S» que protege el encéfalo elásticamente durante los saltos o los vuelos (Ede D.A. 1965; Grifols J. y Molina R. 1994; O'Malley 2007).

El atlas, la primera vértebra cervical, tiene forma de anillo y carece de alas. De igual manera, posee un solo cóndilo, lo que hace que la articulación atlantooccipital sea muy móvil y permita una amplia gama de movimientos de la cabeza y el pico. Las vértebras torácicas son menos numerosas (5 a 7) y algunas se fusionan para formar el notarium, mientras que la vértebra siguiente permanece móvil. Las dos últimas vértebras torácicas se fusionan con las lumbares, sacras y coccígeas para formar el hueso sinsacro, que suele estar compuesto de entre 10 y 23 vertebras. Este proporciona la rigidez necesaria para el vuelo (Dyce et al. n.d.; McLelland J. 1992; Sandoval J. 2003).

Las primera vértebras caudales o coccígeas permiten el movimiento de la cola, mientras las últimas se fusionan para formar el pigóstilo (Fig. 6) un hueso plano, especialmente desarrollado en aves con grandes plumas ornamentales en la cola. Las costillas, en número igual al de las vértebras torácicas, presentan dos partes óseas: la vertebral, articulada a las vértebras, y la esternal, articulada al esternón. Las costillas centrales tienen apófisis uncinadas, formando un tórax rígido que soporta el movimiento del ala durante el vuelo (Sandoval J. 2003; Shively M.J. 1993).

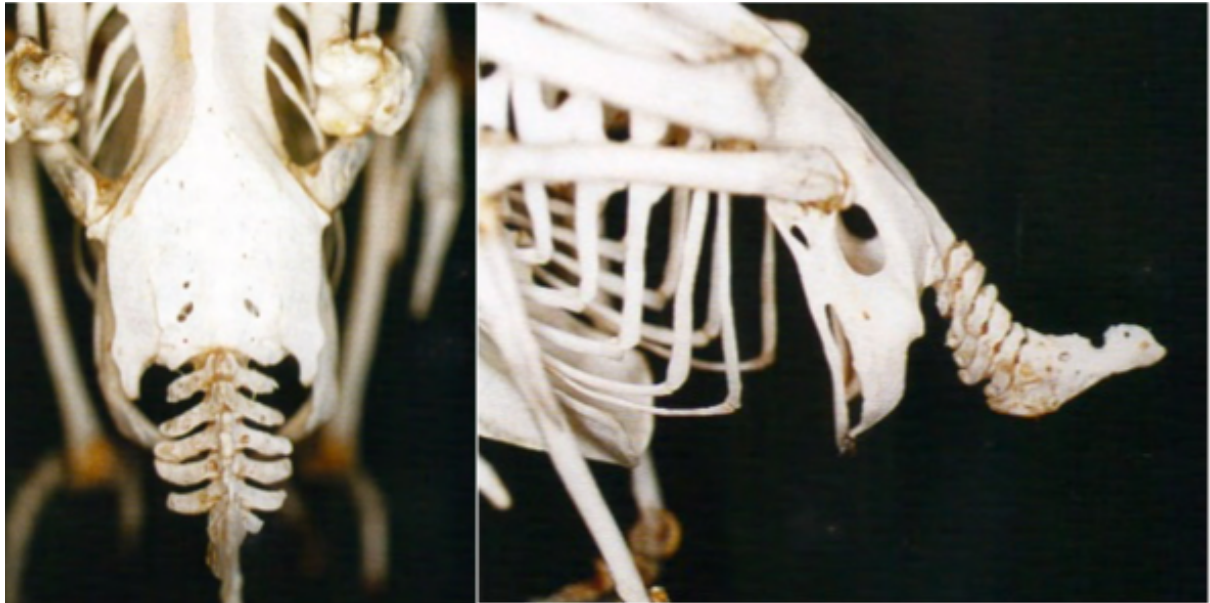


Figura 6. Vista Dorsoventral (A) y Laterolateral (B) de las vértebras coccígeas. Se puede observar el sinsacro, la pelvis, vertebras caudales y el pigóstilo. Fuente: Anatomía Y Fisiología Clínica De Animales Exóticos 2007

El esternón, un gran hueso, varía de forma según la especie. Proporciona protección a la cavidad torácica. En las aves voladoras, destaca una cresta esternal donde se implantan los músculos pectorales, mientras que, en las aves no voladoras, la superficie ventral es plana. La quilla esternal, que se encuentra debajo de la piel, facilita la obtención de muestras de médula ósea, pero expone a deformaciones y lesiones. Esta aporta la mayor superficie de inserción de los músculos para el vuelo. El extremo caudal del esternón es cartilaginoso en las aves jóvenes y se osifica con la edad, lo que indica la flexibilidad como indicador de la edad del ave (O'Malley 2007; Sandoval J. 2003).

Esqueleto del miembro torácico

La evolución de los miembros torácicos en las aves ha dado lugar a las alas para el vuelo. En primer lugar, se ha desarrollado un esqueleto zonal completo compuesto por tres huesos esenciales: el coracoides, la clavícula y la escápula. Este esqueleto zonal, imprescindible para el vuelo, se ha adaptado para cumplir funciones específicas durante el vuelo. Asimismo, se ha producido una notoria reducción en el número de huesos del esqueleto apendicular y el húmero, uno de los huesos principales del brazo, ha experimentado neumatización (Ede D.A. 1965; Grifols J. y Molina R. 1994; O'Malley 2007; Sandoval J. 2003).

El coracoides, de gran desarrollo, se encarga de conectar el esternón con el miembro torácico y desempeña un papel crucial al mantener el ala alejada del esternón durante el vuelo (Fig. 7). Colabora con las costillas para prevenir el colapso del tórax durante el batido del ala. Además, las clavículas se fusionan ventralmente para formar la fúrcula o horquilla, que se une mediante una membrana al esternón y al coracoides. La fúrcula actúa como un elástico conectando las articulaciones del hombro y actuando como un muelle durante el aleteo para mantener una distancia adecuada entre dichas articulaciones. La escápula, estrecha y curva, se adapta lateral y horizontalmente al tórax, uniéndose a este mediante músculos y ligamentos. Entre los tres huesos del esqueleto zonal se forma un canal óseo, conocido como canal trióseo, por donde pasa el tendón del músculo pectoral profundo (Sandoval J. 2003).

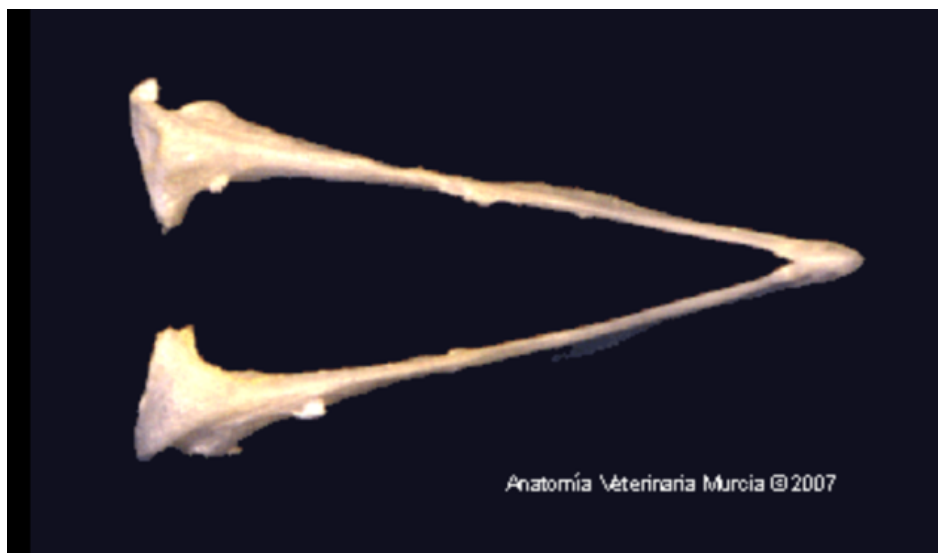


Figura 7. Vista Dorsoventral del coracoides. Fuente: Anatomía Veterinaria Murcia 2017

El húmero, a pesar de su similitud con el de los mamíferos, presenta neumatización, con un agujero neumático en el extremo proximal y destacados tubérculos dorsal y ventral para la inserción muscular (König et al. n.d.; O'Malley 2007).

El cúbito y el radio son ambos huesos largos. El primero experimenta un mayor desarrollo y ambos huesos están curvados para protegerse de las fuerzas de doblamiento en el plano del ala. A diferencia de los mamíferos, estos huesos no giran (Anon n.d.-c; O'Malley 2007; Sandoval J. 2003).

En relación con los huesos del carpo, se observa una marcada reducción en comparación con los mamíferos. En la fila proximal, persisten los huesos carporradial y carpocubital, mientras que los de la fila distal se fusionan con el metacarpo, formando el carpometacarpo. De este último surgen tres dedos: el mayor, con dos falanges; el menor, con una falange; y el alular, también con dos falanges (Dyce et al. n.d.; O'Malley 2007).

Esqueleto del miembro pelviano

Los miembros pélvicos de las aves cumplen un papel en la locomoción, ya sea en entornos terrestres o acuáticos. El esqueleto de estos miembros consta de tres huesos fundamentales, al igual que en los mamíferos: el ilion, el isquion y el pubis, que se fusionan para formar la estructura conocida como coxal. A diferencia de algunos mamíferos, los dos coxales generalmente no se fusionan ventralmente, lo que implica la ausencia de una sínfisis pélvica, pero sí se fusionan con el hueso sinsacro, especialmente con el hueso ilion. En proporción, el isquion es más grande que el de los mamíferos y constituye gran parte de la pared lateral de la pelvis. Por su parte, el pubis es un hueso largo y delgado, extendido caudalmente y palpable bajo la piel (O'Malley 2007).

El fémur de las aves guarda similitudes con el de los mamíferos y su extremo distal se inclina craneolateralmente para permitir que el pie quede debajo del centro de gravedad del ave. Además, las aves cuentan con la articulación de la rodilla, que presenta dos meniscos, ligamentos colaterales craneales y caudales, y una rótula, elemento esencial para su sistema locomotor. El peroné se reduce a un hueso fino y afilado, mientras que la tibia incorpora distalmente la fila proximal de huesos tarsianos, formando así el tibiotarso. Este es el hueso más largo del miembro pelviano. El esqueleto del pie en las aves está compuesto por los huesos metatarsianos II, III y IV, que se fusionan con la fila distal de huesos tarsianos para formar el tarsometatarso. El extremo distal de este último culmina en una triple tróclea, desde la cual emergen las falanges de los dedos II, III y IV. Cabe destacar la presencia de un pequeño metatarsiano I, unido al tarsometatarso por ligamentos. En consecuencia, las aves presentan cuatro dedos en el pie (I a IV), cada uno provisto de dos, tres, cuatro y cinco falanges, respectivamente. La

falange más distal forma la base ósea de la uña o garra (Dyce et al. n.d.; König et al. n.d.; O'Malley 2007; Sandoval J. 2003).

Miología

La musculatura de las aves presenta características distintivas en comparación con la de los mamíferos. Destaca por tener una mayor densidad de miocitos y una menor cantidad de tejido conectivo (Fig. 8). Hay menos grasa intramuscular y el color del músculo varía según la región corporal y la especie. (König et al. n.d.; O'Malley 2007).

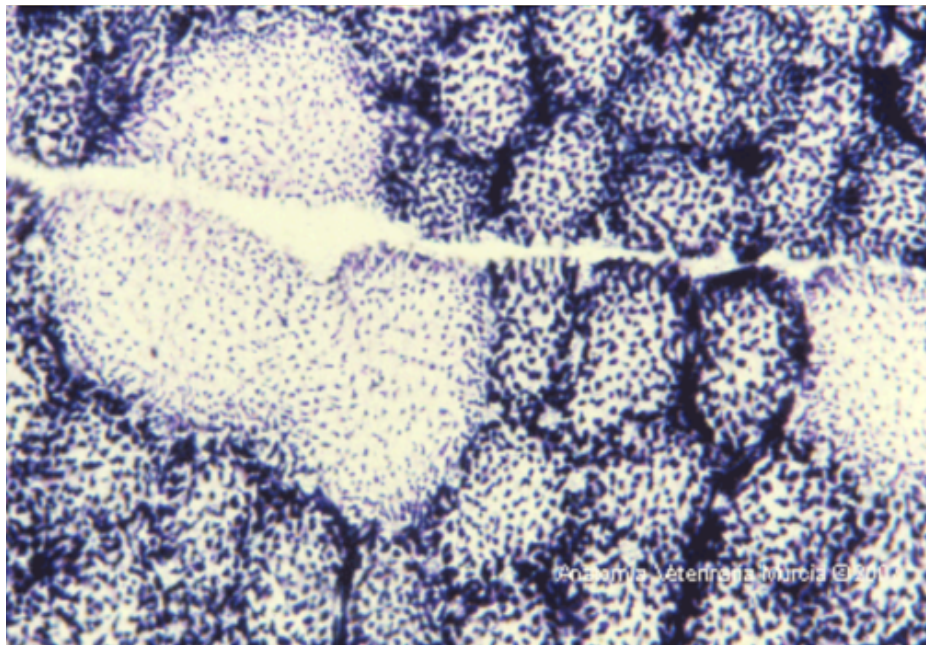


Figura 8. Corte transversal de las fibras musculares. Se puede observar que las mitocondrias se tiñen en azul, mientras el tejido conectivo no se tiñe. Técnica usada NADH-TR Fuente: Anatomía Veterinaria Murcia 2017

La musculatura de las aves está dominada por los músculos pectorales, que son los responsables del movimiento de las alas durante el vuelo. Se describen el músculo pectoral superficial y el músculo pectoral profundo, conocidos también como músculos pectorales torácicos y supracoracoideos, respectivamente. El primero se origina en la quilla esternal, clavícula y membrana esternocoracoclavicular, y se inserta en el húmero (Anon n.d.-c; König et al. n.d.; O'Malley 2007; Sandoval J. 2003).

Dentro de los músculos propios del ala, destaca el músculo extensor carporradial, cuyo tendón puede ser seccionado en una de las alas para limitar la extensión del ala y, por ende, impedir el vuelo. Además, se hace hincapié en el propatagio, un pliegue triangular de piel en la parte craneal del ala, que a veces se utiliza para

evitar el vuelo mediante una sección triangular (Anon n.d.-c; Dyce et al. n.d.; Sandoval J. 2003).

En el miembro pelviano, los músculos cumplen funciones fundamentales para mantener el cuerpo erecto y equilibrado, además de participar en la locomoción. Se hace referencia al "aparato recíproco", un mecanismo que causa la flexión de las articulaciones interfalangianas de los dedos del pie cuando se flexiona la articulación del tarso, un aspecto importante a tener en cuenta al manipular aves grandes (Anon n.d.-c; Dyce et al. n.d.; Sandoval J. 2003).

Finalmente, se apunta que los músculos del tronco tienen una menor importancia, mientras que los del cuello están altamente desarrollados debido a la movilidad de esta región del raquis. Los músculos abdominales e intercostales de estas aves son reducidos a delgadas láminas (O'Malley 2007; Sandoval J. 2003).

Cavidad Celómica

La cavidad celómica de las aves alberga la mayoría de los órganos internos y está dividida en varios compartimentos, lo que facilita el funcionamiento de sistemas vitales como el respiratorio y el digestivo. La organización interna de esta cavidad está optimizada para reducir el peso y mejorar la eficiencia respiratoria, que es fundamental para vuelos prolongados (Dyce et al. n.d.).

Aparato digestivo

El sistema digestivo de las aves ha evolucionado para manejar una amplia gama de dietas. Se inicia en el pico, una estructura cuya base ósea está formada por los huesos nasal, maxilar y premaxilar, además del esqueleto mandibular. Estos huesos están recubiertos por una capa córnea epidérmica dura llamada ranfoteca (O'Malley 2007).

La cavidad oral y faríngea se describen como una única cavidad orofaríngea, caracterizada por un largo paladar duro y la presencia de papilas cornificadas dispuestas en hileras. A diferencia de los mamíferos, las aves carecen de paladar blando y nasofaringe, y las coanas y trompas auditivas se abren a la cavidad bucofaríngea a través de orificios en el paladar. La lengua se adapta a la forma del pico y puede presentar papilas filiformes que, junto con las laminillas córneas del pico, actúan como barrera para el filtrado del alimento (Anon n.d.-c; König et al. n.d.; O'Malley 2007; Sandoval J. 2003).

El esófago, que procede de la faringe, se desvía hacia la derecha en su recorrido por el cuello y presenta a veces un buche que sirve de reservorio para los alimentos. El estómago recibe el alimento procedente del esófago y está

compuesto por dos partes: el proventrículo y la molleja. (Anon n.d.-c; Ede D.A. 1965; König et al. n.d.; O'Malley 2007; Sandoval J. 2003)

El proventrículo, también llamado estómago glandular, segrega mucosidad, enzimas (como la pepsina) y ácido clorhídrico. La molleja, o estómago muscular, aloja granos de arena y piedras que facilitan el triturado del alimento, supliendo así la falta de dientes en las aves (Fig. 9). En algunas especies, como las rapaces, la molleja retiene los desechos alimenticios que se regurgitan en forma de «egagrópilas», proporcionando información sobre sus preferencias alimentarias. (Anon n.d.-c; King G.M. and D. Custance. n.d.; König et al. n.d.; O'Malley 2007; Sandoval J. 2003)



Figura 9. Estómago glandular y estómago muscular. Se observa la diferencia en el epitelio que recubre ambas partes del estómago. Fuente: aviNew

El intestino se encuentra en el saco peritoneal ventral y consta de duodeno, yeyuno, íleon, dos sacos ciegos y recto. La longitud y el desarrollo del intestino varían según la dieta de las aves, siendo más largo en las granívoras y herbívoras. La cloaca, que es el compartimento terminal del tubo digestivo, se divide en coproceo, uroceo y proctoceo, con la bolsa de Fabricio ubicada dorsalmente. Las aves poseen una gran capacidad digestiva que les permite aprovechar la mayor parte del alimento ingerido y generar excrementos de pequeño tamaño (König et al. n.d.; O'Malley 2007; Sandoval J. 2003).

El hígado, envuelto en sacos peritoneales, presenta dos lóbulos principales, el derecho y el izquierdo. Del lóbulo hepático izquierdo se origina el conducto hepatopancreático, que se encarga de llevar la bilis directamente al duodeno. En contraste, del lóbulo hepático derecho se desprenden dos cortos conductos hepatocísticos que llevan la bilis a la vesícula biliar. La vesícula biliar, que actúa como un reservorio temporal, desempeña un papel crucial en este proceso al

almacenar la bilis hasta que sea requerida para la digestión (Anon n.d.-c; König et al. n.d.; MacLelland 1992; O'Malley 2007; Sandoval J. 2003)

El páncreas tiene tres lóbulos (dorsal, ventral y esplénico) y sus conductos desembocan en el duodeno (Anon n.d.-c; König et al. n.d.).

La morfología del bazo es variable y se ubica entre la molleja, el proventrículo y la vesícula biliar, pero no cumple la función de ser un reservorio sanguíneo. (Anon n.d.-c; König et al. n.d.; Sandoval J. 2003).

Aparato Respiratorio

El sistema respiratorio de las aves es uno de los más eficientes del reino animal. Su compleja estructura de sacos aéreos permite un flujo continuo de aire a través de los pulmones, lo que maximiza el intercambio de gases y soporta las elevadas demandas energéticas del vuelo. Comienza en los orificios nasales, ubicados en la ranfoteca dorsal del pico, que pueden encontrarse en la parte córnea o en la cera, un tejido cutáneo de transición rico en terminaciones nerviosas (Anon n.d.-c; König et al. n.d.; Madkour 2022; Maina 2022; O'Malley 2007).

Las cavidades nasales se encuentran divididas por un delgado septo nasal cartilaginoso, que puede presentar una incompletitud en la región rostral, un fenómeno conocido como nariz permeable en las palmípedas. Se observan tres conchas nasales, clasificadas como rostral, media y caudal, cuyo desarrollo varía según la especie. No se describe en detalle el laberinto etmoidal debido al escaso desarrollo del sentido del olfato en las aves. De las cavidades paranasales, destaca la presencia del seno infraorbitario, análogo al seno maxilar de los mamíferos. Este seno se ubica ventral y caudal al ojo y está comunicado con la concha nasal caudal y con la cavidad nasal (Anon n.d.-c; Casteleyn et al. 2018; König et al. n.d.; Madkour 2019, 2022; Maina 2022; O'Malley 2007; Sandoval J. 2003).

En el caso de las psitácidas, se observa una conexión entre los senos infraorbitarios izquierdo y derecho, acompañada de divertículos que neumatizan extensas áreas del cráneo (Faillace, Vieira, and Santana 2021; König et al. n.d.; O'Malley 2007).

Desde las coanas, que se abren directamente en el paladar duro, el aire se dirige a la tráquea a través de la laringe. En las aves, la laringe está compuesta únicamente por los cartílagos aritenoides y el cricoideo, sin la presencia de la epiglotis. La glotis se posiciona sobre una pequeña elevación conocida como prominencia laríngea. La ausencia de pliegues vocales y la rudimentaria musculatura laríngea en las aves se debe a que la laringe, a diferencia de la de los mamíferos, no participa en la emisión de sonidos o fonación (Anon n.d.-c; Dyce et al. n.d.; Maina 2022; O'Malley 2007).

El sistema respiratorio se conecta a la tráquea a través de la laringe. La tráquea, compuesta por anillos cartilaginosos que pueden osificarse, se bifurca para formar la siringe o laringe caudal, el órgano fonador de las aves (Fig. 10). La calidad del canto está directamente relacionada con la musculatura de la siringe y varía en complejidad según la especie. (Anon n.d.-c; König et al. n.d.; Maina 2022; Sandoval J. 2003).

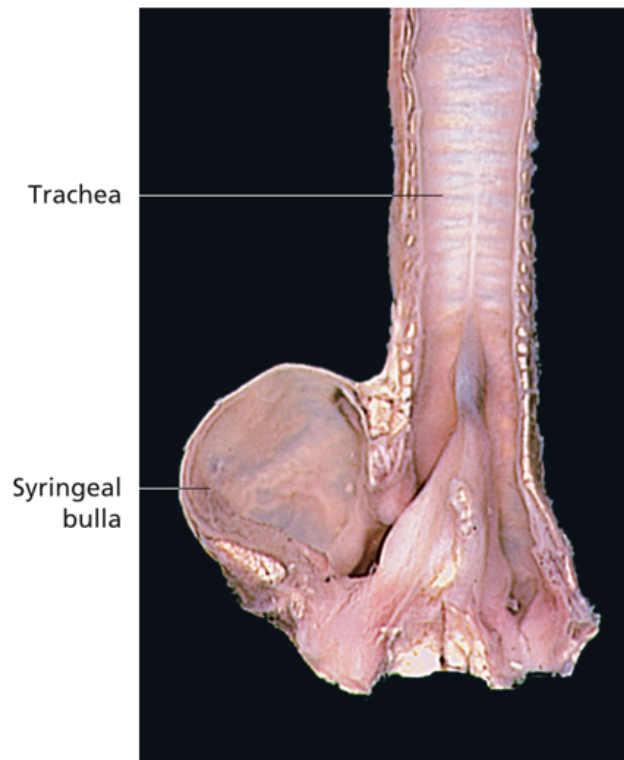


Figura 10. Sección dorsal de la tráquea/ siringe. Fuente: avian Anatomy: Textbook and Colour Atlas.

Los bronquios principales penetran en los pulmones, que son morfológicamente rudimentarios, pero altamente funcionales. Estos bronquios se dilatan en el vestíbulo y continúan como mesobronquios, que son conductos membranosos, hasta los sacos aéreos abdominales. Un bronquio intermedio relaciona este sistema con el saco aéreo torácico caudal.

con el saco aéreo torácico caudal. Además, los sacos aéreos actúan como sistemas de ventilación que reducen el peso corporal y permiten un flujo continuo de aire sobre la superficie pulmonar, lo que maximiza la eficiencia en el intercambio de gases.

La ventilación pulmonar en las aves es más eficiente y completa que en los mamíferos, ya que no tienen diafragma y dependen de los músculos de la pared torácica para los movimientos respiratorios. (Dyce et al. n.d.; König et al. n.d.; Maina 2022; O'Malley 2007).

Sistema Urogenital

Los riñones de las aves se encuentran en la cara ventral de los huesos sinsacro e ilion. Cada riñón, dividido en tres lóbulos, carece de un límite preciso entre la corteza y la médula, lo que da como resultado la presencia de numerosos cálices renales por lóbulo (fig. 11). También se observa el sistema porta renal, que se origina cuando las dos venas ilíacas externas y el tronco venoso de las últimas porciones del intestino convergen en capilares que penetran en los riñones. De estos capilares nacen dos vasos eferentes, uno por cada riñón, que desembocan en la vena cava caudal. Este sistema porta renal es crucial para comprender que las inyecciones en el muslo pueden llevar los medicamentos directamente al riñón a través de este sistema, eliminándolos antes de alcanzar la circulación general (Anon n.d.-c; Sandoval J. 2003).

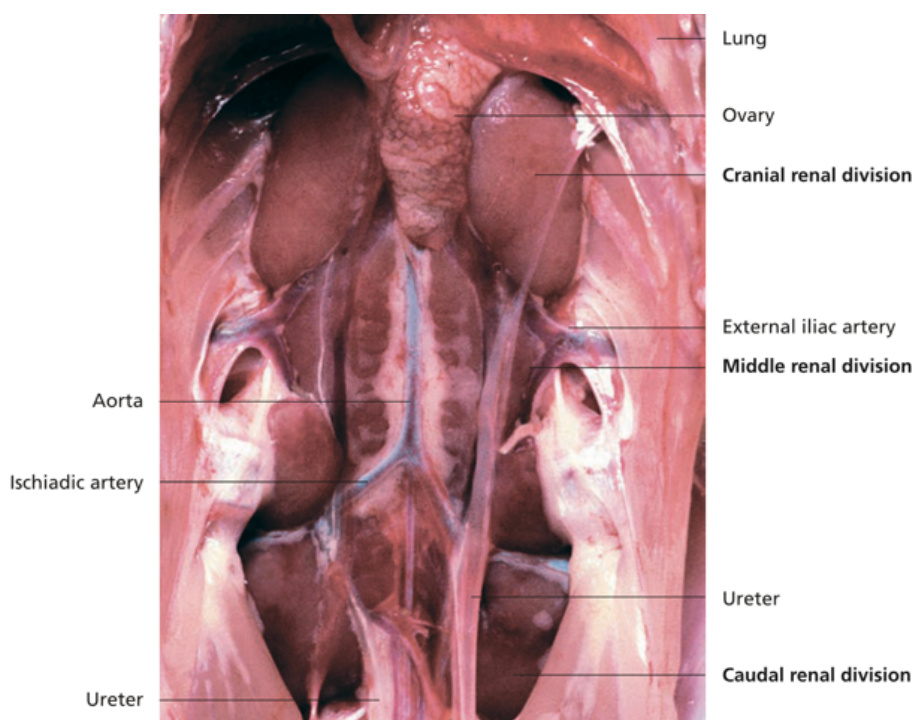


Figura 11. Sistema genitourinario de una hembra. Fuente: avian Anatomy: Textbook and Colour Atlas.

El transporte de la orina se realiza a través de los uréteres, que discurren junto al borde medial de los riñones y se dirigen caudalmente hasta desembocar en la cloaca, conocida como uroceo, ya que las aves no desarrollan una vejiga urinaria. La orina producida es semisólida, ya que en el uroceo se produce una significativa absorción de agua, por lo que resulta rica en cristales de ácido úrico, un factor relevante en la predisposición a padecer procesos de gota (Anon n.d.-c; Ede D.A. 1965; König et al. n.d.).

En cuanto a los órganos genitales masculinos, los testículos son intraabdominales y se sitúan cerca del polo craneal de los riñones, siendo el izquierdo ligeramente más grande que el derecho. Los conductos deferentes desembocan en el uroceo y la temperatura óptima para la producción de espermatozoides se alcanza gracias a la refrigeración producida por el contacto con los sacos aéreos abdominales durante la inspiración forzada. No existen glándulas genitales accesorias y el órgano copulador suele ser rudimentario y presentar una papila peneana, aunque en algunas especies, como las palmípedas, puede alcanzar hasta 8 cm de longitud (Anon n.d.-c; König et al. n.d.; O'Malley 2007).

En el caso de los órganos genitales femeninos, se caracterizan por el desarrollo exclusivo del ovario y el oviducto izquierdos, aunque en algunas rapaces, el ovario y el oviducto derechos son los funcionales. Durante la actividad sexual, el ovario presenta un aspecto similar al de un racimo debido a los numerosos folículos superficiales. El oviducto dirige el óvulo hacia la cloaca y secreta sustancias protectoras. Sus porciones incluyen el infundíbulo, el magnum, el istmo, la ampolla, el útero y la vagina. La albúmina se forma principalmente en el magnum y el istmo, mientras que la ampolla contribuye a la formación de las membranas de la cáscara, que se finalizan en el útero. La vagina, el último segmento del oviducto, secreta la cutícula y el pigmento específico del huevo y desemboca en el uroceo, a la izquierda de donde lo hacen los uréteres (Anon n.d.-c; Dyce et al. n.d.; Sandoval J. 2003).

Sistema Cardiovascular

El corazón de las aves ocupa una posición central, ligeramente desviado hacia la derecha, y se encuentra envuelto por un pericardio delgado pero resistente, que está conectado a la cara dorsal del esternón, a los sacos aéreos circundantes y al hígado (Fig. 12). A diferencia de los mamíferos, los pulmones se sitúan en la parte dorsal del corazón, sin rodearlo, mientras que los lóbulos hepáticos cubren la base del corazón en la parte dorsal y lateral (Anon n.d.-c; König et al. n.d.; MacLelland 1992; O'Malley 2007; Sandoval J. 2003)

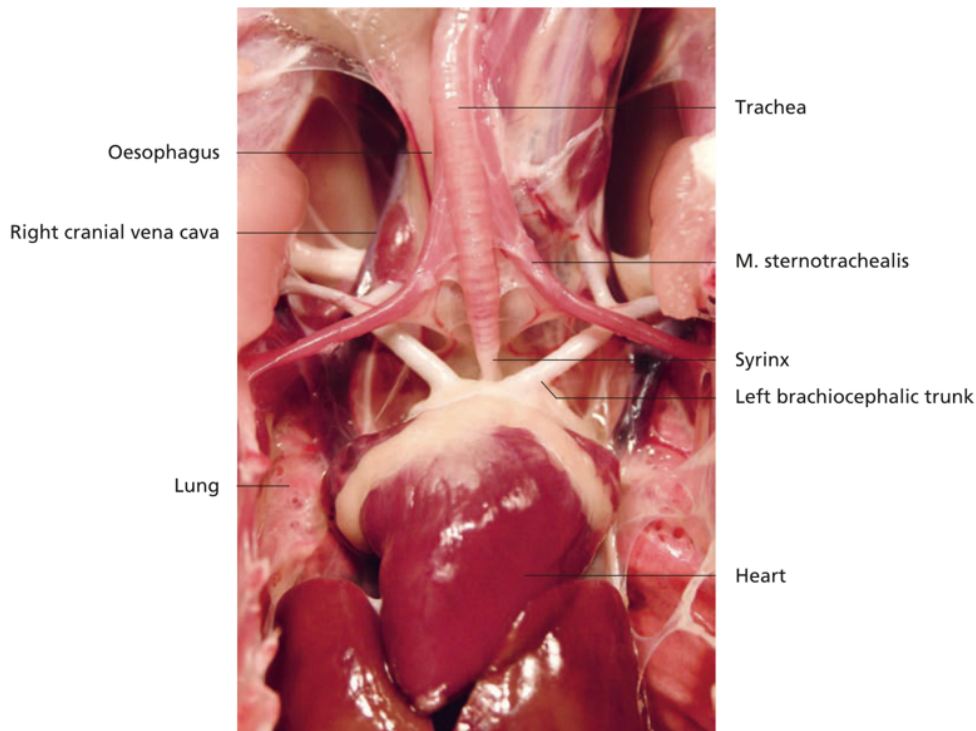


Figura 12. Sección dorsal del sistema cardiorrespiratoria. Se puede observar como a diferencia de otros mamíferos no cuentan con diafragma. Fuente: avian Anatomy: Textbook and Colour Atlas.

El corazón aviar consta de cuatro cámaras que dividen el órgano en lados izquierdo y derecho, asegurando que la sangre oxigenada y desoxigenada nunca se mezclen. Aunque presenta similitudes con el corazón de los mamíferos, en las aves la aorta ascendente se desvía hacia la derecha (Anon n.d.-c; König et al. n.d.; O'Malley 2007; Sandoval J. 2003)

La válvula auriculoventricular derecha tiene una estructura peculiar, ya que carece de cuerdas tendinosas y está formada por una lámina muscular gruesa de tejido miocárdico. Aunque las demás válvulas son similares a las de los mamíferos, la válvula auriculoventricular izquierda es tricúspide. A diferencia de los reptiles, donde el tejido miocárdico de la aurícula se continúa con el del ventrículo, en las aves existe un sistema de conducción especializado de fibras de Purkinje que transmiten el impulso desde la aurícula al ventrículo. Al igual que en los mamíferos, el nodo sinoatrial, ubicado en la aurícula derecha, es el punto de inicio de este impulso (Anon n.d.-c; König et al. n.d.; Sandoval J. 2003).

En la región del atrio derecho del corazón aviar se encuentran las venas cavas craneales y la vena cava caudal. Por otro lado, en el lado izquierdo del atrio se insertan las venas pulmonares. La disposición y conexión de estas venas puede variar en diferentes tipos de aves y presentar diferencias notables en su independencia o en su función previa, dependiendo del tipo de ave en

consideración (Anon n.d.-c; König et al. n.d.; Sandoval J. 2003). Este aspecto anatómico es crucial para comprender la circulación sanguínea en las aves, ya que las venas cavas craneales y caudal transportan sangre desoxigenada desde el cuerpo hacia el atrio derecho, mientras que las venas pulmonares llevan sangre oxigenada desde los pulmones hasta el atrio izquierdo. La segregación de las venas pulmonares y las venas cavas en sus respectivos lados contribuye a mantener la separación entre la sangre oxigenada y desoxigenada, asegurando así un sistema circulatorio eficiente y especializado en las aves (Anon n.d.-c; König et al. n.d.; Sandoval J. 2003)

Sistema Nervioso

El sistema nervioso central (SNC) de las aves presenta una estructura única y adaptada a las necesidades específicas de estas criaturas voladoras. Al igual que en otros vertebrados, está compuesto por el encéfalo y la médula espinal. El encéfalo es la parte más notable, por su complejidad y adaptaciones particulares (Iwaniuk and Hurd 2005; Jarvis n.d.). A diferencia de su contraparte en los mamíferos, el encéfalo aviar presenta características singulares. Su tamaño es relativamente reducido, lo cual se relaciona con las demandas del vuelo y la necesidad de mantener un peso adecuado para el desplazamiento aéreo. Esta reducción de tamaño se aprecia especialmente en comparación con el cerebro de mamíferos de tamaño similar (O'Malley 2007).

Un rasgo distintivo del encéfalo aviar es la influencia directa del gran volumen de los ojos y el espacio que estos ocupan en la morfología cerebral. En respuesta a esto, se observa un desarrollo extraordinario de los lóbulos y el quiasma ópticos, que son regiones especializadas para el procesamiento visual (König et al. n.d.). Este fenómeno resalta la importancia de la visión aguda en las aves para actividades como la caza, la navegación y la detección de presas y depredadores. Por el contrario, los bulbos olfatorios de las aves son de menor tamaño en comparación con los de los mamíferos, lo que indica una menor dependencia del sentido del olfato en estas criaturas (O'Malley 2007; Sandoval J. 2003).

El cerebro de las aves se divide en hemisferios separados por la fisura mediana y el cerebelo se encuentra en una zona distinta gracias a la presencia de la fisura transversa (Fig. 13). Esta última está compuesta por un cuerpo central y pequeños lóbulos laterales o folículos, que desempeñan un papel crucial en la coordinación motora y el equilibrio durante el vuelo (König et al. n.d.; Sandoval J. 2003).

La médula espinal se extiende a lo largo de la columna vertebral y es responsable de transmitir señales nerviosas entre el encéfalo y el resto del cuerpo (O'Malley 2007; Sandoval J. 2003).

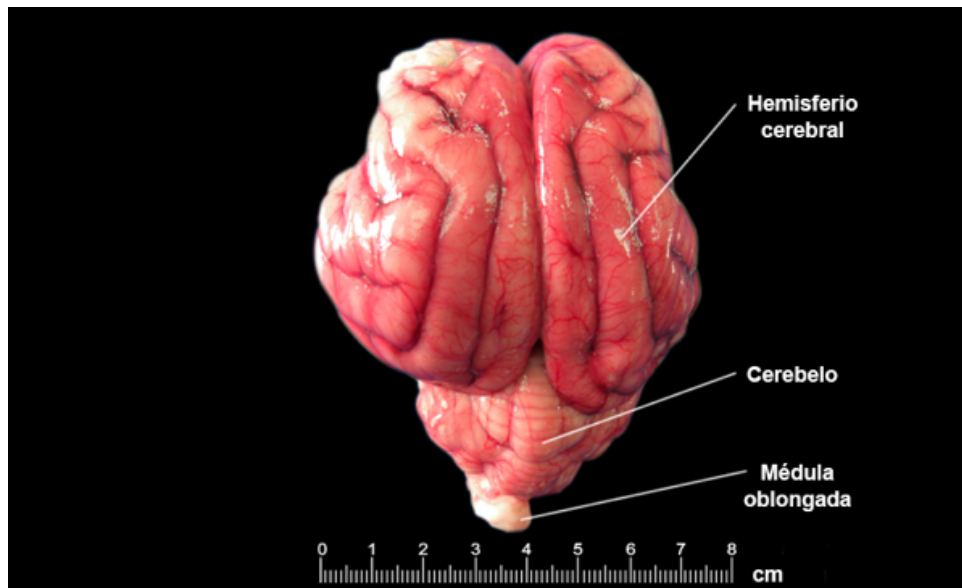


Figura 13. Plano dorsal del encéfalo. Se puede observar la fisura mediana del cerebelo como la fisura transversa. *Fuente: UNED 2017*

Órganos de los sentidos

Las aves, a pesar de presentar un escaso desarrollo de los órganos relacionados con el olfato y el gusto, destacan por su aguda percepción táctil, auditiva y visual. Los corpúsculos nerviosos terminales táctiles y propioceptores son los responsables de las sensaciones táctiles en el pico y la cavidad bucal, y junto con la vista, juegan un papel crucial en la elección de los alimentos. Estos corpúsculos, situados en los bordes y la punta del pico, transmiten percepciones sobre el tamaño, la forma, la dureza y las características superficiales de los alimentos (Knudsen 2011; Martin 2007; O'Malley 2007).

En cuanto al órgano vestibulococlear, responsable del equilibrio y la audición, las aves presentan modificaciones notables. Aunque no se define claramente el oído externo, el oído medio se distingue por la presencia de una columela, un hueso alargado que reemplaza los huesecillos de los mamíferos. El oído interno es similar al de los mamíferos, con una cóclea más pequeña, pero altamente sensible a la resonancia, especialmente en rapaces nocturnas (König et al. n.d.; Sandoval J. 2003).

El sentido visual en las aves es extraordinario. Con globos oculares grandes y ubicados lateralmente, su campo visual abarca entre 280 y 360 grados, lo que les permite ver casi todo su entorno. La retina, rica en conos y bastones, presenta una fovea central compuesta principalmente por conos, lo que proporciona una agudeza visual sorprendente. El pecten, una membrana vascular pigmentada en la cámara posterior del ojo desempeña diversas funciones como la regulación de la temperatura y el sentido de la presión. (Anon n.d.-c; Maina 2022; Sandoval J. 2003)

Además, las aves cuentan con órganos accesorios notables, como la membrana nictitante, un tercer párpado móvil que barre la córnea para protegerla y lubricarla. Este mecanismo, respaldado por la secreción de una glándula adyacente, contribuye a mantener la salud ocular (Anon n.d.-c; Sandoval J. 2003)

Técnicas de diagnóstico por imagen

En este capítulo, se presenta una recopilación de los avances en el conocimiento de la anatomía y las patologías comunes en aves, utilizando diversas técnicas de diagnóstico por imagen. Se abordan desde las pruebas más convencionales Radiografía (Rx) hasta las más avanzadas Tomografía Axial Computarizada (TC) y Resonancia Magnética (RM).

Historia del diagnóstico por imagen

En el año 1895, Wilfred Conrad Roentgen, descubrió accidentalmente los rayos X mientras realizaba un ensayo en su estudio sobre el efecto de los rayos catódicos en tubos de vacío. Observó que una pantalla recubierta con una sustancia fluorescente en la habitación se iluminaba cuando el tubo estaba encendido, a pesar de que estaba oculta a la vista directa del tubo (Glasser 1993; Thrall D.E. 2009). Este fenómeno, posteriormente llamado rayos X, tenía la capacidad de atravesar objetos sólidos y crear sombras de objetos densos en una pantalla. Así reconoció el potencial médico de los rayos X y realizó la primera radiografía de la mano de su esposa (Carlton and Adler 2013; Thrall D.E. 2009). El impacto inmediato en la medicina fue significativo, ya que los rayos X permitían ver el interior del cuerpo sin necesidad de recurrir a la cirugía. Por su destacada contribución, Roentgen recibió el Premio Nobel de Física en 1901, inaugurando una era de avances médicos sin precedentes.

En 1896, solo un año después del descubrimiento de los rayos X, ya se estaban utilizando en aplicaciones médicas. La primera radiografía médica registrada fue tomada por el cirujano ortopédico alemán Friedrich Trendelenburg, quien utilizó los rayos X para localizar una bala en la pierna de un paciente (Glasser 1993; Thrall D.E. 2009). De esta forma, la radiografía se popularizó rápidamente en la práctica médica principalmente para visualizar fracturas y objetos extraños en el cuerpo. Debido a su implantación y cada vez mayor utilidad, creció la necesidad de fabricar equipos y comprender la radiación que emitían, lo que llevó a realizar mejoras en la calidad de las imágenes y a reducir la exposición a la radiación de los pacientes y los profesionales sanitarios ((Glasser 1993).

Su legado perdura, y se consolida como una de las técnicas de diagnóstico por imagen más cruciales y ampliamente empleadas en la medicina humana y veterinaria (Scatliff and Morris 2014). Holmes y Divers, 2019a).

Naturaleza de los Rayos X

La radiación electromagnética, exhibe un comportamiento dual, donde su interacción con la materia se describe a veces como una onda y a veces como partículas denominadas fotones. Los rayos X constituyen una forma de radiación electromagnética que comparte naturaleza con las ondas de radio, la luz visible y los rayos gamma (Fig. 14). A diferencia de estas, los rayos X carecen de masa, resultan invisibles y son eléctricamente neutros (Glasser 1993)(Huda and Sensakovic n.d.; Mahesh 2013a).

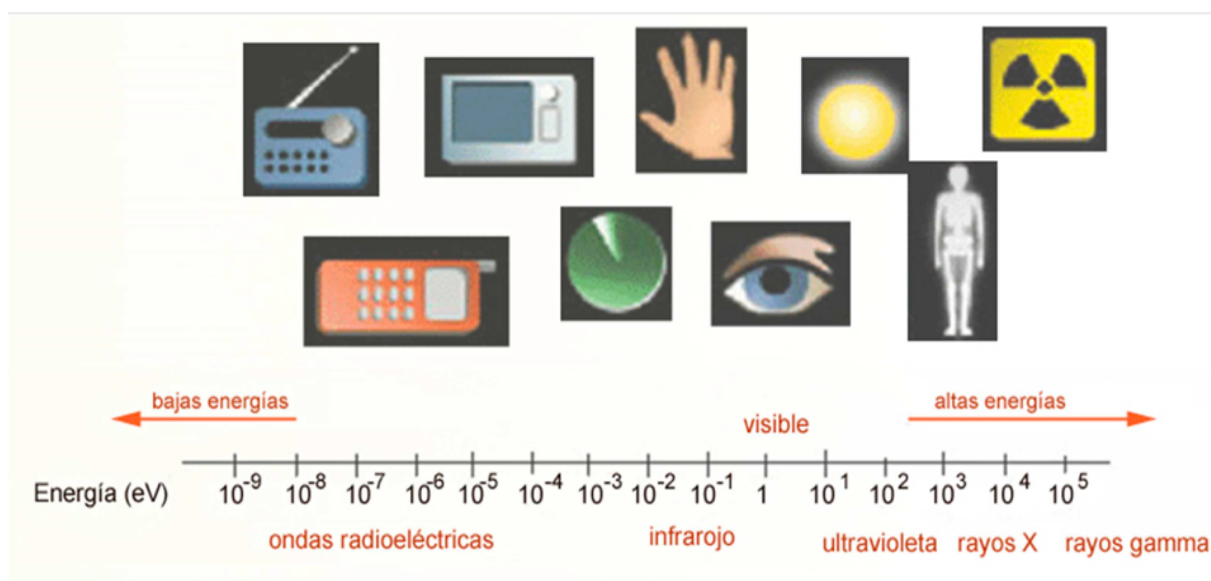


Figura 14. Representación del espectro electromagnético. Fuente: ACEPRO

A pesar de compartir algunas características comunes con otras radiaciones electromagnéticas, los rayos X presentan propiedades notablemente distintas debido a su mayor energía. Entre estas propiedades destacan su capacidad para atravesar objetos e ionizar átomos en el medio. Sin embargo, carecen de propiedades ópticas como la capacidad de ser enfocados, reflejados o desviados por lentes, prismas o espejos (Huda and Sensakovic n.d.; Mahesh 2013a).

Desde la perspectiva del radiodiagnóstico, las propiedades más relevantes de los rayos X incluyen (Huda and Sensakovic n.d.; Thrall D.E. 2009):

- Poder de penetración de la materia:

La capacidad de penetración está influida por la energía de la radiación, la atenuación que experimenta al atravesar una estructura específica y las características del medio atravesado.

- Efecto luminiscente:

Al interactuar con ciertas sustancias, los rayos X pueden inducir la emisión de luz.

- Efecto fotográfico:

Los rayos X tienen la capacidad de actuar sobre emulsiones fotográficas, posibilitando la obtención de imágenes radiográficas y la realización de medidas dosimétricas.

- Efecto ionizante:

Al ser radiaciones ionizantes, los rayos X tienen la capacidad de ionizar la materia con la que interactúan, arrancando un electrón de un átomo neutro.

- Efecto biológico:

Dado que son radiaciones ionizantes, los rayos X pueden causar lesiones irreversibles en los tejidos biológicos al interactuar con ellos.

Formación de los rayos X

Los generadores desempeñan un papel fundamental en los equipos de rayos X al proporcionar la corriente eléctrica necesaria para la generación de rayos X. En el ámbito de los servicios de radiología, donde se dispone de una corriente trifásica de entre 208 y 230 V, el generador se encarga de modificar esta energía para adaptarla a las demandas específicas del tubo de rayos X (Huda and Sensakovic n.d.; Mahesh 2013a).

La alimentación del tubo de rayos X se divide en tres componentes esenciales:

- Transformador de Alta Tensión:

El generador, al recibir una corriente alterna de 220 V de la red eléctrica, utiliza el transformador de baja tensión para transformar esta tensión a niveles necesarios para encender el filamento del cátodo. Durante este proceso, se generan electrones que, posteriormente, serán acelerados hacia el ánodo durante la exposición (Huda and Sensakovic n.d.; Mahesh 2013a; Thrall D.E. 2009).

- Elemento Rectificador:

Para asegurar la eficiencia en la producción de rayos X, el tubo requiere una corriente continua, elevada y estable. Utilizar una batería sería poco práctico, ya que se necesitaría un número elevado para generar el potencial requerido. El generador, mediante transformadores y circuitos electrónicos, transforma la corriente de la red eléctrica en una señal adecuada. Para mantener una dirección positiva en el ánodo, se utilizan rectificadores de corriente que permiten el flujo de electrones solo en el sentido cátodo-ánodo y transforman la corriente en continua, elevada y estable (Huda and Sensakovic n.d.; Mahesh 2013a; Thrall D.E. 2009).

- Transformador de Baja Tensión:

Este componente, dentro del generador, ajusta la tensión de la red eléctrica para adecuarse al filamento del cátodo, incandescente durante la exposición. Esto es crucial para generar los electrones necesarios para la producción de rayos X.

La generación de rayos X implica la aplicación de una diferencia de potencial significativa entre los extremos del tubo de rayos X. Esta diferencia de potencial, que puede variar entre 25 kV y 150 kV según la función diagnóstica del equipo, es proporcionada por el generador mediante el transformador de alta tensión. En este proceso, se lleva a cabo el efecto contrario al producido en el transformador de baja tensión, transformando la corriente alterna de la red eléctrica en un potencial adecuado para la generación precisa de rayos X (Huda and Sensakovic n.d.; Mahesh 2013a; Thrall D.E. 2009).

Componentes de un equipo de rayos X

Los equipos de rayos X son una pieza fundamental en el ámbito de la radiología y están compuestos de tres elementos esenciales: el generador, el tubo de rayos X y el sistema de obtención de la imagen. Cada uno de estos componentes desempeña un papel crucial en el proceso de generación y captura de imágenes radiográficas, contribuyendo al diagnóstico médico y a diversas aplicaciones en el campo de la salud (Huda and Sensakovic n.d.).

El generador (Fig 15) es el núcleo de energía eléctrica que alimenta los diversos componentes del equipo de rayos X. Su diseño y especificaciones varían en función del tipo de equipo y de la aplicación médica a la que esté destinado. Las características clave incluyen la potencia, la intensidad y la tensión máxima, que se adaptan para garantizar un rendimiento óptimo en el proceso de generación de rayos X (Huda and Sensakovic n.d.; Thrall D.E. 2009).

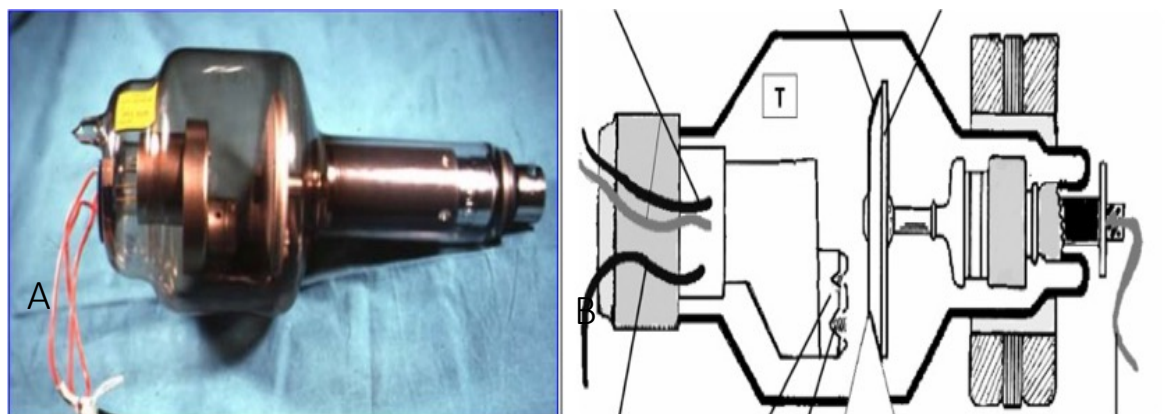


Figura 15. Tubo de ánodo giratorio A - B. *Fuente: Universidad de Murcia.*

El tubo de rayos X es el dispositivo encargado de generar los rayos X que se utilizan para obtener imágenes radiográficas. Aunque existe un diseño básico común para diferentes tipos de equipos, las características específicas del tubo dependen en gran medida del tipo de aplicación. El diseño del tubo juega un papel crucial a la hora de determinar las características necesarias del generador que lo alimenta, lo que establece la base para la calidad y naturaleza de los rayos X producidos (Mahesh 2013a; Thrall D.E. 2009).

Este componente es responsable de generar la imagen radiográfica. Puede adoptar formas analógicas, como la película radiográfica o el intensificador de imagen analógico, o digitales, como el intensificador de imagen digital, la Radiología Computarizada (CR) y la Radiología Digital Directa (DR). En algunos casos, el sistema de obtención de imágenes se integra directamente en el equipo de rayos X, como en arcos quirúrgicos, equipos de hemodinamia, equipos de telemando y algunos sistemas de radiología convencional. Alternativamente, puede ser un componente independiente que requiere un sistema de fijación adicional (Huda and Sensakovic n.d.; Mahesh 2013a; Thrall D.E. 2009).

Esta compleja interacción entre el generador, el tubo de rayos X y el sistema de obtención de imágenes permite adaptar los equipos a una variedad de aplicaciones médicas, desde la radiología convencional hasta las tecnologías digitales más avanzadas.

Adquisición de las imágenes

La diferencia de potencial entre el cátodo y el ánodo se regula mediante el kilovoltaje de pico (kVp) en el panel de control del equipo de rayos X. Incrementar el kVp implica aumentar la diferencia de voltaje entre el cátodo y el

ánodo, lo que acelera a los electrones a mayores velocidades, otorgándoles mayor energía cinética al impactar con el objetivo. Los electrones con mayor energía generan, por ende, rayos X más energéticos. En contraste, la intensidad de corriente generada en el tubo de rayos X se mide en miliamperios (mA). El producto de la intensidad de corriente generada por el tiempo durante el cual se produce se conoce como carga eléctrica. La carga eléctrica generada en un tubo de rayos X cuantifica la cantidad de radiación producida, y la unidad comúnmente utilizada es el miliamperio-segundo (mAs). Esta unidad es análoga a dejar una bombilla de 60 vatios (W) encendida el doble de tiempo que una bombilla de 120W; en ambos casos, el número total de fotones de luz emitidos sería aproximadamente el mismo, aunque la intensidad en la bombilla de 120W sería el doble.

Una desventaja de utilizar un cátodo en forma de filamento es que no se pueden emplear valores más altos de intensidad de corriente que el mA, ya que de lo contrario el filamento se sobrecalentaría hasta fundirse.

El Efecto Fotoeléctrico, desde una perspectiva diagnóstica, resalta el contraste entre los diversos tejidos con diferentes números atómicos presentes en el cuerpo humano. Las estructuras con alta capacidad de absorción, debido a la ausencia de fotones detectados, aparecerán en la imagen como las áreas más oscuras de la gama de grises. El contraste en la imagen surge porque algunos tejidos absorben más fotones que otros, incrementando el contraste cuando las diferencias de absorción entre los tejidos adyacentes son significativas. Sin embargo, una desventaja del Efecto Fotoeléctrico es que toda la energía se absorbe en el paciente, aumentando la dosis absorbida y, por ende, el riesgo de efectos biológicos. Los materiales con baja capacidad de absorción permiten que más fotones sean transmitidos, correspondiendo a zonas más claras en la imagen.

El Efecto Compton genera radiación dispersa, que carece de información diagnóstica y solo contribuye a la borrosidad y pérdida de contraste en materiales de densidad similar. Además, desde la perspectiva de la protección radiológica para el trabajador, la radiación dispersa es la principal responsable de la dosis recibida, especialmente cuando se debe permanecer junto al paciente durante una exploración (como en la radiología intervencionista). Una adecuada colimación del haz y la compresión del medio irradiado reducen la intensidad de la radiación dispersa, mejorando tanto la calidad de la imagen como la protección radiológica del profesional.

La selección adecuada de la energía del haz de rayos X (tensión del equipo de rayos X), según la técnica radiográfica y las características del paciente, determinará la producción de un mayor número de interacciones de un tipo u otro, facilitando así la obtención de la información necesaria sobre la estructura interna del cuerpo humano para una imagen diagnóstica. La tensión necesaria para obtener una imagen diagnóstica de diversas partes del cuerpo humano varía

entre 20 kV y 140 kV. En el interior del cuerpo, el haz interactúa con materiales de diferente composición, produciendo absorciones y dispersiones que dependen del material atravesado y de la energía del fotón.

Equipo de Tomografía axial computarizada

La Tomografía Computarizada es una técnica avanzada de diagnóstico médico que revolucionó la manera en que se visualiza la estructura interna de objetos, especialmente en el ámbito de la medicina (Thrall D.E. 2009; Webb, Brant, and Major n.d.). Esta innovadora técnica de diagnóstico por imagen fue desarrollada a finales de la década de los setenta por los destacados científicos Godfrey Hounsfield y Allan McLeod Cormack, quienes fueron galardonados con el Premio Nobel en 1979 por sus contribuciones pioneras (Tan and Poole 2020). Aunque inicialmente se aplicó en el ámbito humano, el uso veterinario de la TC emergió aproximadamente diez años después de su introducción, focalizándose en la detección de patologías intracraneales y neurológicas en los animales (LeCouteur et al. 1981; Ohlerth and Scharf 2007). Esta técnica se basa en la capacidad tecnológica de reconstruir imágenes tridimensionales a partir de múltiples proyecciones de un objeto, proporcionando una visión detallada y precisa de las estructuras internas (Anon n.d.-b; Ohlerth and Scharf 2007; Thrall D.E. 2009; Webb et al. n.d.).

Inicialmente, los estudios tomográficos en animales se concentraban predominantemente en las patologías del sistema nervioso central (Yitbarek and Dagnaw 2022). No obstante, en la actualidad, estas aplicaciones se han diversificado de manera significativa, abarcando el análisis de múltiples regiones anatómicas y contemplando una amplia gama de especies animales. Esta expansión ilustra la creciente utilidad y versatilidad de la tomografía en el ámbito de la medicina veterinaria, facilitando una evaluación más completa y detallada de la anatomía y las patologías en diversos contextos clínicos. En consecuencia, un número cada vez mayor de centros veterinarios incorpora equipos de diagnóstico por imagen avanzados, como (TC), mejorando considerablemente los diagnósticos y ampliando el conocimiento anatómico al permitir un acceso más preciso a las estructuras internas (Greco et al. 2022).

El proceso de obtención de imágenes diagnósticas en TC es totalmente digital y se logra mediante la transformación de la energía de los fotones emergentes del paciente en impulsos eléctricos, gracias a modernos sistemas de detección. Los componentes principales de un equipo de TC desempeñan roles específicos para garantizar la calidad de las imágenes y la seguridad del paciente (Anon n.d.-b; Huda and Sensakovic n.d.; Mahesh 2013a; Thrall D.E. 2009; Webb et al. n.d.).

A lo largo de las últimas décadas, la tecnología de la TC ha experimentado avances notables, especialmente en el diseño de detectores, lo que ha permitido no solo incrementar la velocidad de obtención de estudios, sino también obtener imágenes de alta resolución. La presencia de equipos de TC en centros veterinarios ha experimentado un crecimiento significativo, evolucionando desde unidades de un solo corte hasta la actualidad, donde muchos centros cuentan con equipos multicorte (Keane et al. 2017; Prokop 2003; Schwarz and Saunders 2013; Yitbarek and Dagnaw 2022).

La TC se destaca en comparación con otras modalidades de diagnóstico por imagen debido a su capacidad para ofrecer una representación excepcionalmente clara de la anatomía del paciente (Prokop 2003). Esto se debe a la ausencia de superposición de estructuras anatómicas, la minimización de interferencias por gas o tamaño del paciente, y la posibilidad de examinar al paciente en su totalidad (Schwarz and Saunders 2013). A pesar de su no invasividad, en algunos casos, la toma de muestras sigue siendo necesaria para un diagnóstico citológico o histopatológico preciso (Schwarz and Saunders 2013; Yitbarek and Dagnaw 2022)

Los estudios de TC son rápidos y pueden llevarse a cabo bajo sedación, proporcionando una abundancia de información anatómica. Además, la facilidad de transferencia de imágenes avanzadas permite que los estudios estén disponibles para revisión por especialistas, incluso si no están presentes físicamente en el centro (Prokop 2003; Schwarz and Saunders 2013).

En la práctica veterinaria, la TC se ha convertido en una herramienta diagnóstica invaluable. No solo ayuda a los profesionales a realizar diagnósticos más completos, sino que también facilita la planificación de intervenciones y tratamientos más precisos. El uso de reconstrucciones en tres dimensiones no solo mejora la comunicación con los propietarios de los animales, sino que también proporciona una comprensión más profunda de las condiciones médicas (Prokop 2003).

Partes de la máquina de Tomografía Axial Computarizada

Los principios físicos de la tomografía computarizada, se puede observar que comparte fundamentos con la radiología, aunque difiere en la presentación de secciones anatómicas transversales. (Calzado, Geleijns, and De Revisión 2010a; Schwarz and Saunders 2013)

El tubo de rayos X rota alrededor del paciente, emitiendo radiación que atraviesa la región anatómica. Estos rayos X son captados por detectores, que transforman la información en una señal eléctrica transmitida al ordenador. Este último se encarga de reconstruir los datos en una imagen bidimensional que representa

una sección transversal de la anatomía del paciente (Ohlerth and Scharf 2007; Schwarz and Saunders 2013).

Un equipo de TC consta de varios componentes esenciales, incluyendo el gantry (con el tubo de rayos X y los detectores), la mesa o camilla para posicionar al paciente, y la consola que permite la introducción de información del paciente y ajuste de parámetros (Fig. 16). La consola está conectada al ordenador del equipo de TC, donde se procesan y reconstruyen las imágenes (Calzado et al. 2010a; Yitbarek and Dagnaw 2022).



Figura 16. Gantry, la mesa o camilla para posicionar al paciente, componentes de Tomografía axial computarizada. *Fuente: Hospital Veterinario Los Tarahales.*

1. Generador: Potencia y Eficiencia Energética

El generador en un equipo de TC es esencial, ya que suministra la energía necesaria para la emisión de rayos X. Generalmente, estos generadores tienen una potencia superior a los 50 kW, permitiendo la obtención de imágenes de alta resolución y calidad. La eficiencia energética del generador es crucial para optimizar la calidad de las imágenes y reducir el tiempo de exposición del paciente a la radiación (Calzado et al. 2010a).

2. Carcasa (Gantry): Estructura Central

La carcasa, también conocida como gantry, constituye la estructura central del equipo de TC. En su interior se alojan el sistema de detección, el tubo de rayos X, conexiones eléctricas y otros elementos esenciales. La forma hueca del gantry, con un diámetro de aproximadamente 70 cm, permite que el paciente pase a través de ella durante el proceso de escaneo (Calzado et al. 2010a).

3. Tubo de Rayos X

El tubo de rayos X es un tubo que en principio está al vacío que produce rayos X, y está diseñado para evitar la radiación excesiva y las descargas eléctricas (Calzado et al. 2010a). Emiten radiación con un rango de energía entre 80 kV y 150 kV. La alta energía es crucial para lograr una reconstrucción de imagen precisa. Los tubos modernos suelen proyectar un haz de abanico con un ánodo giratorio y un punto focal muy pequeño, asegurando la máxima precisión. La refrigeración se realiza mediante circuitos cerrados forzados, utilizando agua fría y aceite sin impurezas (Calzado et al. 2010a).

4. Sistemas de Reducción de Dosis

La seguridad del paciente es una prioridad en la TC. Los sistemas de reducción de dosis incorporan técnicas como la modulación dinámica de la dosis y la selección automática de corriente, asegurando que se utilice la cantidad mínima necesaria de radiación para obtener imágenes diagnósticas de calidad.

5. Colimadores y Detectores

Los colimadores a la salida del haz limitan la anchura y forma del haz de salida, optimizando la precisión del escaneo. Los detectores, generalmente de tipo semiconductor, son fundamentales para la captura eficiente de radiación. Los modelos modernos pueden tener hasta 128 coronas de detectores, permitiendo una rápida adquisición de imágenes y reduciendo el tiempo de exposición Fig. 17).

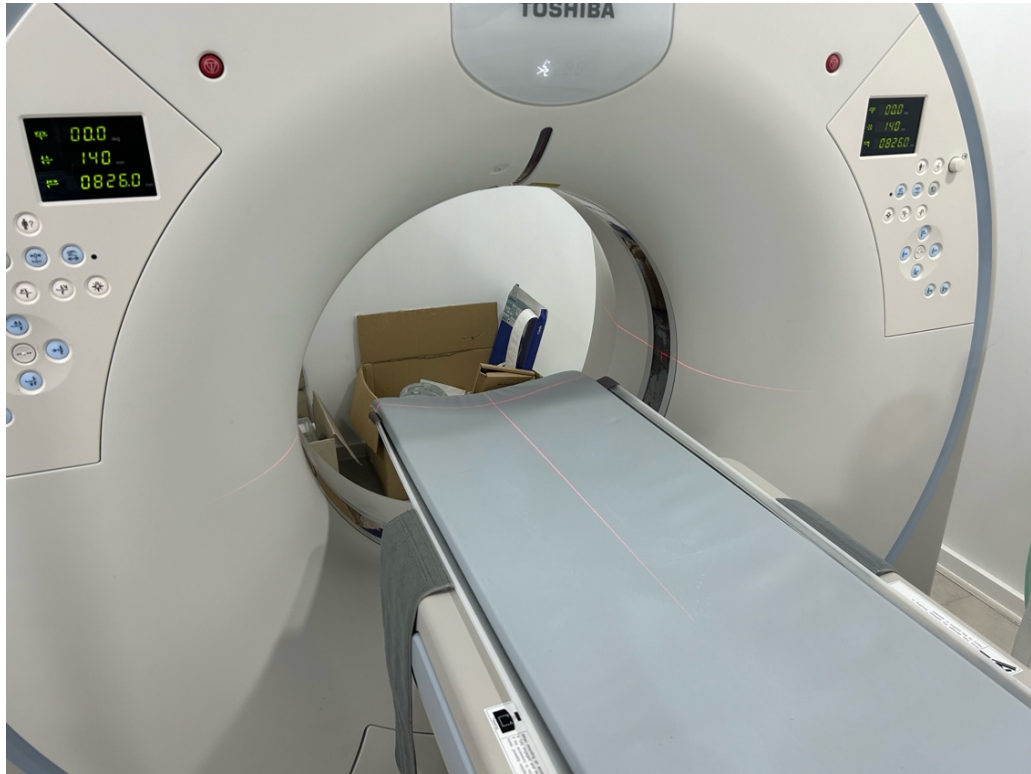


Figura 17. Haz de luz para colimar la posición y la zona de estudio del paciente. *Fuente: Hospital Veterinario Los Tarahales.*

6. Sistema de Adquisición y Procesamiento de Imágenes

El sistema de adquisición de imágenes es responsable de capturar la información recopilada por los detectores y convertirla en imágenes digitales tridimensionales. Posteriormente, el sistema de procesamiento, presentación de imágenes y archivo, que sigue el estándar DICOM, garantiza la accesibilidad y el almacenamiento eficiente de los datos.

7. Consola del Operador y Mesa de Exploración

La consola del operador y la estación de trabajo permiten la interacción y control del proceso por parte del técnico. La mesa con sistema de elevación sostiene al paciente y facilita su desplazamiento a través del gantry durante la exploración, garantizando comodidad y precisión (Fig. 18).



Figura 18. Consola del Operador de Tomografía axial computarizada.
Fuente: Hospital Veterinario Los Tarahales.

Clasificación de los equipos

Los equipos de TC desempeñan un papel crucial en el ámbito médico, permitiendo la obtención de imágenes detalladas y precisas de la anatomía interna de los pacientes. Estos equipos pueden clasificarse de diversas maneras, considerando tanto la disposición y el movimiento de sus componentes durante la adquisición de imágenes como el número de cortes que son capaces de generar (Calzado et al. 2010a).

Una de las clasificaciones se basa en la generación de los equipos, y en este sentido, se distinguen cuatro generaciones (Mahesh 2013b). Los equipos de primera generación se caracterizan por un movimiento de traslación del tubo de rayos X y el detector a lo largo del paciente, seguido de un movimiento de rotación para obtener diversas proyecciones. Este proceso se repite 180 veces, resultando en un tiempo de escaneo de aproximadamente 25-30 minutos (Mahesh 2013b). Los de segunda generación mantienen este tipo de movimiento, pero incorporan más detectores para adquirir múltiples proyecciones simultáneamente, (Calzado et al. 2010a). La tercera generación introduce una rotación simultánea y constante tanto del tubo de rayos X como de los detectores, logrando escanear al paciente completo en un tiempo reducido (0.5 segundos), aunque inicialmente presentaban artefactos en anillo (Calzado et al. 2010a; Mahesh 2013b). Los de cuarta generación surgen para superar estos artefactos mediante un mayor número de detectores (más de 2000) que permanecen

estacionarios mientras el tubo de rayos X rota (Calzado et al. 2010a; Mahesh 2013b).

Otra clasificación se realiza según el número de cortes que el equipo puede generar (Calzado et al. 2010a; Seeram 2009). La TC de un solo corte dispone de una fila de detectores, controlando el grosor de corte mediante la colimación (Mahesh 2013b). Por otro lado, la TC multicorte incorpora múltiples filas de detectores (2-320) alineadas en el eje z del gantry, permitiendo obtener varios cortes simultáneamente (Calzado et al. 2010a; Mahesh 2013b; Seeram 2009). La cantidad de detectores determina la cantidad de cortes que el equipo puede adquirir al mismo tiempo, mejorando así la resolución espacial de las imágenes (Calzado et al. 2010a; Mahesh 2013b).

En la actualidad, la mayoría de los equipos de TC utilizados en medicina veterinaria son multicorte, con capacidades que varían entre 16 y 64 cortes. A diferencia de los equipos de un solo corte, los equipos multicorte permiten ajustar el grosor de corte después de la adquisición de imágenes, ofreciendo una flexibilidad adicional (Calzado et al. 2010a; Mahesh 2013b).

Además, es importante destacar la TC de haz cónico (CBCT), donde la colimación del haz de rayos X presenta una morfología de cono (Mahesh 2013b; Seeram 2009). Aunque inicialmente utilizada en medicina humana, especialmente en odontología, mamografía, angiografía e intervencionismo, en los últimos años se ha implementado en la práctica veterinaria, ampliando así las capacidades diagnósticas en el campo veterinario (Mahesh 2013b).

Formación de la Imagen

La formación de la imagen en la TC es un proceso que implica la interacción de radiación, detectores y una compleja tecnología informática (Calzado et al. 2010a). Este procedimiento es esencial para la generación de imágenes detalladas y precisas de la anatomía interna de los pacientes.

Cuando la radiación emitida por el tubo de rayos X impacta en los detectores, se mide en función de su atenuación, es decir, cómo la radiación disminuye al atravesar diferentes tejidos (Calzado et al. 2010a). Estos detectores transforman la radiación en una señal eléctrica que será procesada posteriormente. Cada imagen de TC representa una sección del cuerpo del paciente, compuesta por una matriz de pequeñas secciones cúbicas llamadas vóxeles o elementos de volumen. Esta matriz se presenta en un monitor plano como una cuadrícula de píxeles o elementos de imagen. Cada vóxel está asociado con una corriente electrónica que se encuentra espacialmente en el cuerpo y es procesada por una computadora. (Calzado et al. 2010a). La variación de intensidad de estas señales electrónicas se traduce en un cambio de brillo en el monitor, donde un vóxel con mayor

atenuación de rayos X aparecerá más brillante, mientras que tejidos con menor atenuación, como el aire, se mostrarán oscuros.

Un concepto clave en la interpretación de las imágenes de TC es el uso de las Unidades Hounsfield (UH), nombradas en honor a Godfrey Hounsfield, uno de los pioneros en el desarrollo de la TC (Calzado et al. 2010a; Carlton and Adler 2013; Mahesh 2013b; Seeram 2009)). La tecnología de la TC utiliza la distribución espacial del coeficiente de atenuación lineal para cada píxel, y el tono de gris de cada píxel se representa en relación con la atenuación del agua (Mahesh 2013b; Seeram 2009). En la escala de UH, el agua tiene un valor de 0 y sirve como materia de referencia (Calzado et al. 2010a; Carlton and Adler 2013; Mahesh 2013b; Seeram 2009)). Cualquier tejido con una densidad inferior a la del agua tendrá valores negativos, reflejando su menor atenuación, mientras que tejidos más densos tendrán valores positivos (Calzado et al. 2010a; Mahesh 2013b; Seeram 2009) .

Es importante destacar que, a excepción del agua y el aire, las categorías específicas de tejidos están asociadas con valores aproximados o rangos en la escala de UH (Calzado et al. 2010a; Mahesh 2013b). Estos valores se obtienen durante un estudio de TC después de identificar la región anatómica de interés (Fig. 19).

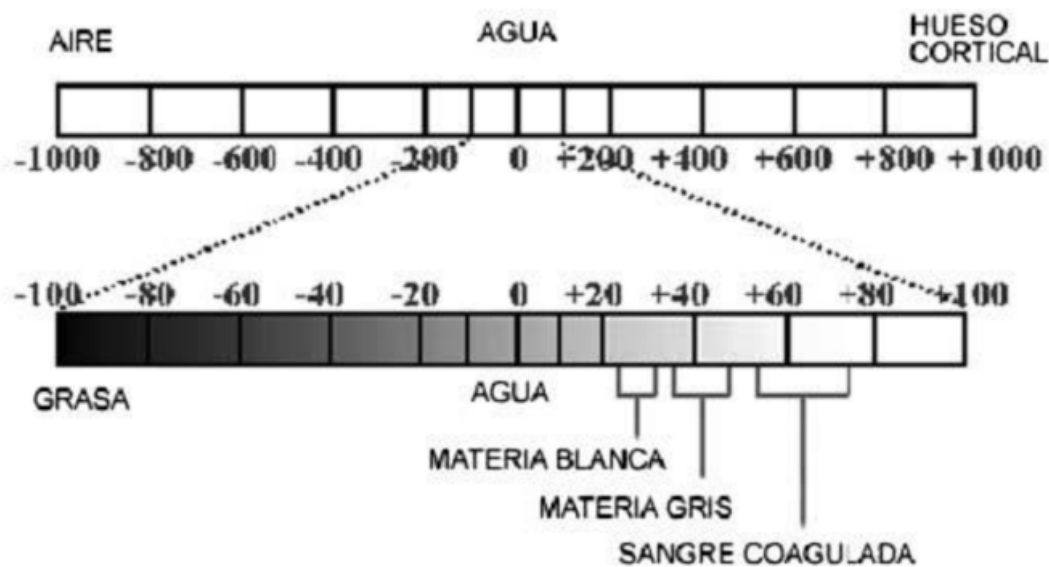


Figura 19. Unidades Hounsfiel en función de la composición de la materia.
Fuente: Universidad de Chile. Facultad de Odontología.

La formación de imágenes en la tomografía computarizada, mediante la utilización de UH, permite a los profesionales de la salud obtener información detallada sobre la densidad y composición de los tejidos del cuerpo,

contribuyendo así a diagnósticos más precisos y tratamientos efectivos (Calzado et al. 2010a; Mahesh 2013b). Este proceso avanzado representa un hito en la tecnología médica y continúa desempeñando un papel crucial en la atención y el cuidado de los pacientes.

Visualización de las imágenes

La visualización de las imágenes en TC es un proceso fundamental para interpretar con precisión la información detallada capturada durante el escaneo. A través de la radiología, se pueden identificar cinco radiopacidades distintas, pero la TC lleva la representación a un nivel superior al desplegar hasta 4096 tonos de grises (Carlton and Adler 2013; Mahesh 2013b). Aunque esta amplia gama de tonalidades puede ser mostrada en un monitor de ordenador, es importante destacar que el ojo humano tiene limitaciones y solo puede percibir y diferenciar entre 30 y 90 tonos de grises.

Para optimizar la visualización y adaptarla a las capacidades del ojo humano, el usuario de la TC tiene la capacidad de ajustar dos parámetros esenciales relacionados con la presentación de los tonos de grises en la imagen. Estos parámetros son el ancho de ventana (WW o window width) y el nivel de ventana (WL o window level) (Hathcock and Stickle 1993).

El ancho de ventana, que representa la variación entre el tono de gris más bajo y el más alto en la imagen, juega un papel crucial. Un ancho de ventana demasiado amplio puede resultar en la presentación de más tonos de grises de los que el ojo humano puede diferenciar, generando una imagen visualmente confusa. Por otro lado, un ancho de ventana demasiado estrecho puede llevar a una reducción excesiva de los tonos de grises, limitando la imagen a un contraste extremadamente alto, prácticamente en blanco y negro (Hathcock and Stickle 1993; Mahesh 2013b).

El segundo parámetro, el nivel de ventana, se establece generalmente en el rango medio del tejido u órgano de interés. Por ejemplo, si se están evaluando los pulmones, el nivel de ventana podría fijarse en aproximadamente -500 Unidades Hounsfield (UH). Este ajuste es fundamental para resaltar las características específicas del tejido de interés y mejorar la interpretación de la imagen (Calzado et al. 2010a; Hathcock and Stickle 1993; Mahesh 2013b).

La adaptabilidad de estos parámetros cobra especial relevancia al considerar la variabilidad en las regiones anatómicas a estudiar. En la cavidad torácica, por ejemplo, es esencial evaluar estructuras como el mediastino (tejido blando), el hueso y el parénquima pulmonar, cada una de las cuales demanda valores específicos de ancho y nivel de ventana para una visualización óptima (Calzado et al. 2010a; Mahesh 2013b). Dada la disparidad de densidades en esta región anatómica, es recomendable aumentar el ancho de ventana para garantizar una

representación precisa (Mahesh 2013b). En contraste, al explorar la cavidad abdominal, donde la mayoría de los órganos exhiben una densidad similar (tejido blando), se prefiere un ancho de ventana más estrecho. Este enfoque facilita la diferenciación y apreciación de detalles en estructuras de densidad semejante.

Aunque los parámetros de ancho y nivel de ventana suelen venir preconfigurados en las consolas de los equipos de tomografía computarizada y en los visores, la capacidad de ajustarlos según preferencias individuales ofrece una flexibilidad adicional, permitiendo una adaptación a la visualización a las necesidades específicas del usuario, optimizando la interpretación de las imágenes radiológicas (Calzado et al. 2010a; Mahesh 2013b).

Principios físicos de la Tomografía Axial Computarizada

La tomografía axial computarizada es una técnica avanzada de diagnóstico por imágenes que utiliza radiación ionizante para obtener imágenes detalladas y tridimensionales del interior del cuerpo (Calzado, Geleijns, and De Revisión 2010b). Se fundamenta en la medición de la transmisión de los rayos X que atraviesan un objeto bajo estudio en un extenso número de proyecciones. Este proceso de obtención de proyecciones implica la interacción dinámica del tubo de rayos X y un sofisticado sistema de detección compuesto por aproximadamente mil elementos, formando parte integral del detector. Estos detectores están dispuestos en filas contiguas y alineados a lo largo del eje de rotación, permitiendo una captura precisa y detallada de la información radiográfica en diversas direcciones (Calzado et al. 2010b).

Para la formación de Imágenes, la TAC utiliza haces de rayos X generados por un tubo de rayos X. Estos rayos X son esenciales para la formación de imágenes ya que penetran a través del objeto de estudio. Al atravesar dicho objeto, los haces de rayos X interactúan con los tejidos de manera única, dependiendo de su densidad y composición. Esta interacción es clave para la captura de información que luego se transforma en imágenes detalladas de las estructuras anatómicas internas (Anon n.d.-b; Hsieh n.d.; Webb et al. n.d.).

La detección de Rayos X ocurre en el lado opuesto del objeto de estudio, una serie de detectores recogen los rayos X que han atravesado los tejidos. Estos detectores están dispuestos de manera estratégica para capturar información en tiempo real sobre la cantidad de rayos X que alcanzan cada uno de ellos. La variación en la intensidad de los rayos X que llegan a los detectores proporciona datos cruciales sobre la atenuación de los tejidos y su composición (Mahesh 2013c; Webb et al. n.d.).

Durante el examen, el tubo de rayos X y los detectores giran de manera sincronizada alrededor del paciente. Este movimiento de rotación permite la

captura de datos en múltiples ángulos, generando así una serie de proyecciones de rayos X desde diversas direcciones alrededor del cuerpo. Este enfoque multidireccional mejora significativamente la calidad y la información obtenida en cada exploración (Webb et al. n.d.)

Los datos recopilados durante la rotación se utilizan para reconstruir imágenes transversales detalladas del cuerpo mediante el uso de algoritmos computacionales avanzados. El algoritmo de retroproyección filtrada es el método más comúnmente empleado para este propósito. Este proceso es crucial para transformar los datos crudos en imágenes tridimensionales coherentes y detalladas (Kak and Slaney 2001).

La atenuación de los rayos X varía según la densidad del tejido. En las imágenes resultantes, los tejidos densos, como los huesos, absorben más rayos X, apareciendo más blancos, mientras que los tejidos menos densos aparecen más oscuros. La administración de agentes de contraste, en determinados casos, se utiliza para mejorar la visualización de estructuras vasculares y resaltar áreas específicas de interés clínico (Bushong 2016).

La calidad de la imagen en la TAC está directamente vinculada a la dosis de radiación utilizada. Existe un delicado equilibrio entre obtener imágenes de alta resolución y minimizar la exposición del paciente a la radiación ionizante. Los avances tecnológicos buscan continuamente optimizar este equilibrio, garantizando una imagen de calidad diagnóstica mientras se mantiene la seguridad del paciente (Calzado et al. 2010b; Siewerdsen and Jaffray 2001).

Parámetros de adquisición de la imagen

Para la realización de un estudio TC antes de iniciar un estudio, es crucial llevar a cabo una introducción precisa de los datos del paciente y seleccionar las regiones anatómicas de interés mediante los protocolos preconfigurados en el sistema (Brown et al. n.d.; Mahesh 2013b). Además, es necesario obtener el topograma, scout o localizador, una etapa fundamental en el proceso. Este último se obtiene al desplazar al paciente, posicionado en la mesa, a través del gantry, donde el tubo de rayos X se encuentra activo, pero en una posición fija (0-90°) (Brown et al. n.d.). De esta forma permite la obtención de imágenes altamente similares a las radiografías ventrodorsal/ dorsoventral y lateral, respectivamente. El topograma resulta esencial para verificar la correcta posición del paciente en la mesa del equipo de TC, garantizando así la precisión del estudio (Bertolini 2017; Mahesh 2013b; Schwarz and Saunders 2013).

En la línea de cualquier técnica de diagnóstico por imagen, la realización de estudios de TC con la capacidad de proporcionar imágenes de alta calidad se torna imperativa para aprovechar al máximo las prestaciones del equipo. A

través de la consola del operador, es posible ajustar una serie de parámetros con el objetivo de alcanzar este propósito. Estos parámetros no solo inciden en la calidad del estudio, sino que también tienen un impacto directo en la dosis de radiación recibida por el paciente (Mahesh 2013b)

El conocimiento profundo de la anatomía tomográfica básica y la comprensión del efecto que generan los ajustes en estos parámetros técnicos resultan esenciales. Esta comprensión no solo contribuye a la optimización de los estudios de TC, sino que también mejora la seguridad en la interpretación de los resultados (<https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.4811156>). La capacidad de ajustar y comprender estos parámetros técnicos no solo potencia la calidad diagnóstica de las imágenes obtenidas, sino que también contribuye a la protección del paciente al minimizar la exposición a la radiación, reforzando así los estándares de seguridad en la práctica de la tomografía computarizada (Bertolini 2017; Mahesh 2013b).

El kilovoltaje (kV) desempeña un papel crucial en la obtención de imágenes de TC, donde se emplean comúnmente valores elevados que se sitúan en el rango de 80-140 kV. El valor de 120 kV es particularmente prevalente y resulta óptimo para la mayoría de los estudios de TC en pequeños animales. Sin embargo, en pacientes de mayor envergadura, se recomienda utilizar valores superiores a 120 kV para asegurar una penetración adecuada de los rayos X (Calzado et al. 2010a; Mahesh 2013b).

La selección del kilovoltaje no solo influye en la penetración de los rayos X, sino que también impacta en la calidad general de la imagen. Para optimizar la calidad, es esencial ajustar los valores de miliamperaje (mA) en relación con el kV seleccionado. En situaciones donde se requiere un kV elevado, como 140, generalmente se prefieren valores bajos de mA, por lo que se aconseja maximizar el mA a expensas del kV (Calzado et al. 2010a; Mahesh 2013b). Un kilovoltaje bajo puede afectar negativamente la calidad de la imagen de manera análoga a un mA bajo, resultando en imágenes con granulado y ruido. Además, la inadecuada penetración de los rayos X debido a un kV insuficiente puede generar artefactos en la imagen (Calzado et al. 2010a; Mahesh 2013b).

La corriente del tubo, medida en miliamperios (mA), y el producto mA por segundo (mAs) son factores cruciales en la generación de imágenes en TC. El mA determina la cantidad de electrones que impactan en el ánodo y, por ende, la cantidad de fotones de rayos X generados. El mAs, por su parte, está determinado por la corriente del tubo multiplicada por el tiempo de exposición en segundos (Mahesh 2013b)

Los valores de la corriente del tubo se encuentran típicamente en el rango de 50-400 mA. La relación directa entre el número de fotones que llegan al detector y el ruido de la imagen hace que los mA bajos incrementen el ruido y el granulado, reduciendo la calidad del estudio. En contraste, un mA elevado mejora la calidad

de la imagen, pero también aumenta la dosis de radiación recibida por el paciente y puede provocar el calentamiento del tubo de rayos X, fenómeno que también puede ocurrir con valores altos de kV (Flohr and Ohnesorge 2007).

El tiempo de rotación del tubo de rayos X, constituye un parámetro de suma importancia en la adquisición de imágenes por TC, siendo habitual ajustarlo para minimizar su duración. Esta consideración cobra especial relevancia en estudios de TC de tórax y abdomen, donde el movimiento respiratorio puede influir significativamente (Bertolini 2017). En tales casos, el tiempo de rotación del tubo de rayos X generalmente oscila entre 0.5 y 1 segundo. Dependiendo del equipo de TC utilizado, este parámetro puede ajustarse de manera independiente o de forma automática en conjunto con la corriente del tubo (mA) (Bertolini 2017; Calzado et al. 2010a).

El grosor de corte, este emerge como uno de los parámetros más cruciales para obtener imágenes de alta calidad en TC. La delgadez del corte en el eje z determina la profundidad del vóxel y, por ende, la región anatómica capturada en una imagen de TC. Cortes delgados ofrecen una representación detallada, especialmente cuando se combinan con ajustes adecuados de mA. En contraste, cortes gruesos capturan más información anatómica por sección, aunque sacrifican detalle, resultando en imágenes difusas, pero sin ruido perceptible (Mahesh 2013b)

La elección del grosor de corte se adapta a la naturaleza del estudio, y se recomienda incrementar la corriente del tubo (mAs) en estudios que requieren cortes delgados, como en casos de pulmón, cráneo o articulaciones, para contrarrestar el aumento de ruido asociado con la menor cantidad de fotones recibidos. La calidad de las reconstrucciones multiplanares y en 3D se ve potenciada en estudios donde se obtienen cortes finos (Calzado et al. 2010a; Kak and Slaney 2001; Mahesh 2013b). A pesar de los beneficios asociados con cortes finos, se deben considerar algunos inconvenientes. La obtención de imágenes libres de artefactos de movimiento se torna más desafiante, el tiempo de estudio se prolonga y, como consecuencia, se incrementa la dosis de radiación recibida por el paciente. Este equilibrio entre la calidad de la imagen y los posibles inconvenientes debe ser cuidadosamente evaluado en la planificación de estudios de TC (Calzado et al. 2010a; Hathcock and Stickle 1993; Kak and Slaney 2001)

El intervalo de corte representa el espacio entre imágenes cuando se utiliza el escaneo en modo axial o se reconstruyen las imágenes en modo helicoidal (intervalo de reconstrucción). Normalmente, se establece con el mismo valor que el grosor de corte (Calzado et al. 2010a). Es esencial que el intervalo de corte no sea inferior al grosor de este, ya que esto podría resultar en la superposición de cortes, afectando la precisión de la información anatómica obtenida (Calzado et al. 2010a; Hathcock and Stickle 1993; Kak and Slaney 2001; Mahesh 2013b).

El Scan Field of View (SFOV), se refiere a la región central del gantry disponible para la adquisición de la imagen. Por lo general, no puede ajustarse por parte del operador y se establece con el valor máximo posible. Si alguna región anatómica del paciente queda fuera del SFOV, se atenuará el haz de rayos X, generando un anillo blanco en la periferia de la imagen. Este parámetro debe ser cuidadosamente considerado durante la posición del paciente, ya que no puede modificarse después del estudio de TC (Calzado et al. 2010a; Kak and Slaney 2001).

El Display Field of View (DFOV), representa el área del SFOV desde la cual se reconstruye la imagen. Este ajuste no debe exceder el SFOV y se recomienda mantenerlo lo más pequeño posible, ya que impacta significativamente en la calidad de la imagen (Kak and Slaney 2001). La elección del tamaño del DFOV determina el tamaño del píxel, influyendo en la definición de la imagen (<https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.4811156>). Se aconseja ajustar el DFOV de manera estrecha a la región anatómica de interés para garantizar la máxima calidad de imagen. A diferencia del SFOV, en muchos equipos de TC, se puede reconstruir el DFOV retrospectivamente (Calzado et al. 2010a).

Dichas imágenes el operario puede modificar el modo de adquisición como, por ejemplo:

En modo axial o secuencial, la mesa no se mueve durante la rotación del tubo de rayos X y los detectores. La adquisición de la siguiente imagen implica el desplazamiento de la mesa mientras el tubo de rayos X permanece inactivo. Este modo es más adecuado para equipos con menos cortes, donde se apreciará una mayor calidad de imagen. Sin embargo, en equipos con 16 o más cortes, el modo secuencial no proporciona beneficios significativos (Calzado et al. 2010a). Por otro lado, en el modo helicoidal o espiral, la mesa se mueve simultáneamente con la rotación del tubo de rayos X y los detectores, siguiendo un trayecto en espiral. (Mahesh 2013b) Aunque adquiere información volumétrica de manera eficiente, no obtiene datos de forma completa, siendo necesario completarlos posteriormente mediante procesos matemáticos. Este modo de adquisición aumenta la velocidad del estudio, reduciendo su duración y es la modalidad más utilizada actualmente, ya que minimiza los artefactos por movimiento, ofreciendo imágenes de alta calidad (Mahesh 2013b). En este tipo de estudios, uno de los parámetros cruciales que influye significativamente en la calidad de la imagen es el pitch, que representa la relación entre la distancia recorrida por la mesa durante una rotación completa del tubo de rayos X y el grosor de corte (Calzado et al. 2010a; Mahesh 2013b).

El pitch es un factor clave que repercute en la resolución y la nitidez de las imágenes obtenidas. Se ha establecido que, en aparatos de un solo corte, se recomiendan generalmente valores de pitch entre 1 y 1.4. Por otro lado, en

aparatos multicorte, se prefieren valores inferiores a 1 (Kaza et al. 2012). Valores de pitch superiores a 1 pueden conducir a la obtención de imágenes borrosas, afectando negativamente la calidad diagnóstica de las imágenes resultantes (Kaza et al. 2012; Saini 2004). La elección del pitch no solo influye en la calidad de la imagen, sino que también tiene implicaciones directas en el tiempo del estudio y la dosis de radiación recibida por el paciente (Smith-Bindman et al. 2009). Valores de pitch bajos aumentan la duración del estudio, ya que la mesa se desplaza a una velocidad más lenta durante la rotación, prolongando la exposición del paciente a los rayos X, que esto, a su vez, resulta en una mayor dosis de radiación recibida por parte del paciente (Calzado et al. 2010a; Kaza et al. 2012). Por otro lado, valores de pitch más altos aceleran el proceso de adquisición de imágenes, reduciendo el tiempo del estudio. Sin embargo, esta rapidez puede traducirse en una mayor dosis de radiación por unidad de tiempo, lo que debe ser cuidadosamente sopesado en función de la situación clínica y las necesidades específicas del paciente (Smith-Bindman et al. 2009).

Reconstrucción de las imágenes:

En el ámbito de la TC, los algoritmos de reconstrucción desempeñan un papel fundamental al transformar la información en bruto (raw data) proveniente de los detectores en una matriz de imagen visualizable en la pantalla. Este proceso se lleva a cabo mediante una operación matemática conocida como "transformada" o "transformación de Fourier" (Calzado et al. 2010a).

Estos algoritmos de reconstrucción espacial se clasifican según su frecuencia espacial en alta, media y baja frecuencia, cada uno con características y aplicaciones específicas:

- Algoritmos de Media o Baja Frecuencia Espacial:

Tienen como objetivo mejorar la resolución de contraste al reducir el ruido en la imagen. Son particularmente útiles en regiones anatómicas con poco contraste inherente, como el abdomen, el encéfalo o el mediastino, al emplear un ancho de ventana estrecho, permiten una diferenciación efectiva entre tonos de grises ligeramente diferentes (Calzado et al. 2010a; Defrise, Kinahan, and Michel 2005). Además, son preferidos en estudios poscontraste para mantener una óptima calidad de imagen (Mahesh 2013b; Schwarz and Saunders 2013).

- Algoritmos de Alta Frecuencia Espacial:

Diseñados para mejorar la nitidez de la imagen, estos algoritmos aumentan el ruido en el proceso (Calzado et al. 2010a). Son ideales para regiones anatómicas con mucho contraste inherente, como los pulmones, los huesos, la cavidad nasal y auditiva (Mahesh 2013b). La utilización de un ancho de ventana amplio facilita la ampliación del rango de tonos de grises, aunque a expensas de una mayor presencia de ruido en la imagen. La elección del algoritmo de reconstrucción se

realiza a través de la consola del operador durante la configuración del estudio (Mahesh 2013b; Schwarz and Saunders 2013). Es crucial destacar que no es necesario realizar escaneos adicionales para adquirir imágenes con diferentes algoritmos; esto se puede lograr de manera retrospectiva siempre que la información en bruto esté disponible en el equipo (Defrise et al. 2005).

En estudios de TC de tórax, se recomienda el uso de algoritmos tanto de alta (para hueso y pulmones) como de media frecuencia (para tejido blando, mediastino y ganglios linfáticos en series pre y poscontraste) (Calzado et al. 2010a). Es importante tener en cuenta que, al utilizar un algoritmo de media frecuencia para revisar los pulmones, se puede observar el parénquima pulmonar con cierta borrosidad en comparación con un algoritmo de alta frecuencia, lo que puede dificultar la definición precisa de lesiones. Además, en la tomografía computarizada, las proyecciones de máxima intensidad (MIP) y mínima intensidad (MiniP) emergen como herramientas esenciales, desplegando su capacidad única para mejorar la visualización de estructuras anatómicas específicas y proporcionar detalles cruciales en la interpretación de los estudios (Calzado et al. 2010a; Mahesh 2013b).

- Proyecciones de Máxima Intensidad (MIP):

En este tipo de proyecciones, los cortes finos se agrupan o solapan en cortes más gruesos, creando una imagen que resalta las estructuras de máxima intensidad radiodensa (Mahesh 2013b; Seeram 2009). Su aplicación se destaca especialmente en la localización y diferenciación de nódulos pulmonares del resto de la vasculatura pulmonar. En situaciones donde los nódulos pulmonares son diminutos y apenas visibles en un único corte, las proyecciones MIP se convierten en una herramienta invaluable. Al combinar y prolongar la visualización del nódulo a través de varias imágenes, facilitan la detección y análisis detallado (Schwarz and Saunders 2013).

- Proyecciones de Mínima Intensidad (MiniP):

Similar a las proyecciones MIP, las MiniP también combinan cortes, pero con un enfoque único: eliminan todas las estructuras radio densas (Calzado et al. 2010a; Mahesh 2013b; Schwarz and Saunders 2013). Estas proyecciones son particularmente útiles para evaluar las vías aéreas y detectar alteraciones sutiles en la atenuación del parénquima pulmonar (Calzado et al. 2010a). Incluso pequeños incrementos en la atenuación pulmonar, que podrían pasar desapercibidos en la interpretación estándar del estudio, se vuelven evidentes al utilizar las proyecciones MiniP, esto se traduce en una mayor sensibilidad para identificar anomalías y una mejor comprensión de la anatomía pulmonar (Calzado et al. 2010a).

Ambas proyecciones, MIP y MiniP, se integran a la consola del operador durante la configuración del estudio de TC (Calzado et al. 2010a; Mahesh 2013b). La capacidad de combinar y resaltar características específicas ya sea realzando las áreas más densas o eliminando las estructuras radiodensas, ofrece a los profesionales de la salud una herramienta adicional para una interpretación más precisa y detallada de los estudios pulmonares.

Medios de contraste

La administración endovenosa de medios de contraste constituye un componente esencial en la rutina de los estudios de TC (Bertolini 2017; Mahesh 2013b). Este proceso, fundamental para la obtención de imágenes diagnósticas de alta calidad, implica la introducción de contraste yodado a través de un catéter colocado en una vena periférica, preferiblemente en la extremidad anterior (Mahesh 2013b; Schwarz and Saunders 2013). El propósito principal de esta técnica es mejorar la capacidad de observar detalles anatómicos, realzar el parénquima de distintos órganos (tejido blando) y visualizar de manera precisa los vasos sanguíneos, permitiendo así realizar angiografías detalladas (Calzado et al. 2010a).

Los medios de contraste utilizados en estos procedimientos se clasifican en contrastes yodados iónicos y no iónicos, siendo preferibles los últimos debido a su menor incidencia de efectos secundarios (Mahesh 2013b) (Fig. 20). La elección de estos medios de contraste no iónicos resulta particularmente relevante en la identificación de lesiones en los tejidos blandos, como inflamación o neoplasias, gracias a su mayor acumulación en estas áreas (Kak and Slaney 2001; Mahesh 2013b; Schwarz and Saunders 2013).



Figura 20. Medio de contraste iodano no iónicos. *Fuente: Centro de información de medicamentos (CIMA).*

La dosis recomendada de medios de contraste es de 600-800 mg de yodo por kilogramo de peso del paciente (Calzado et al. 2010a; Kak and Slaney 2001; Mahesh 2013b).

La administración de esta dosis puede realizarse de forma manual o mediante el uso de un inyector mecánico. La técnica manual implica la administración controlada a través de un equipo médico capacitado, mientras que el inyector mecánico proporciona una administración más precisa y constante del contraste, contribuyendo a una distribución homogénea en la corriente sanguínea del paciente.

Artefactos

Los artefactos son una ocurrencia común en los estudios de TC y, a diferencia de los artefactos presentes en la ecografía, no proporcionan información útil y pueden degradar significativamente la calidad de la imagen (Anon n.d.-b; Mahesh 2013b). Los artefactos, se definen como la aparición de una estructura en una imagen que no corresponde a ninguna estructura real dentro del paciente (Hsieh n.d.). En el ámbito veterinario, estos artefactos suelen ser más evidentes debido a la variación anatómica entre los pacientes y a las especificaciones de algunos equipos avanzados de TC.

Es crucial reconocer que cualquier discrepancia entre los valores reconstruidos en la imagen y el verdadero coeficiente de atenuación de una estructura constituye un artefacto, y es fundamental comprender las diversas formas de prevenirlos o corregirlos (Anon n.d.-b; Hsieh n.d.). La mayoría de los artefactos se deben a las interacciones entre el paciente y el equipo de TC, y están regidos por los principios de la física (Hsieh n.d.; Schwarz and Saunders 2013)

Los artefactos pueden clasificarse según su apariencia, que incluye procesos rayas, anillos y sombras, así como según su causa (Hsieh n.d.; Mahesh 2013b). Entre las causas comunes se encuentran los artefactos provocados por el paciente y el aparato, por lo tanto, están basados en principios físicos (Hsieh n.d.) Los artefactos provocados por el paciente pueden surgir debido a movimientos involuntarios durante el escaneo, presencia de objetos metálicos o implantes, o cambios fisiológicos naturales, como la respiración. Por otro lado, los artefactos basados en la física pueden surgir de fenómenos como la dispersión de los rayos X o la atenuación irregular del haz de rayos X a medida que atraviesa diferentes tejidos (Hsieh n.d.). Los artefactos generados por el equipo pueden ser el resultado de mal funcionamiento del detector, problemas en la calibración del sistema, o errores en el procesamiento de la imagen (Hsieh n.d.).

Artefactos producidos por el paciente

- El movimiento

El movimiento del paciente durante la adquisición de imágenes en TC puede generar artefactos que afectan la calidad y precisión diagnóstica de los estudios (Hsieh n.d.) Estos artefactos, principalmente causados por el movimiento respiratorio, gastrointestinal y cardíaco, representan un desafío significativo en la obtención de imágenes claras y nítidas (Hsieh n.d.; Mahesh 2013b).

El movimiento respiratorio, una de las principales fuentes de artefactos, puede producir imágenes borrosas o distorsionadas, para mitigar este efecto, se pueden implementar varias estrategias, por ejemplo, hiperventilar al paciente antes del estudio puede reducir el movimiento respiratorio y, en estudios de TC de tórax o abdomen, se puede optar por escanear de caudal a craneal o viceversa, alejándose rápidamente del diafragma, una estructura clave implicada en este tipo de artefacto (Gwiazdowski, Leon, and Jurado 2021). Además, ajustar la velocidad de adquisición de imágenes, como aumentar el pitch o el grosor de corte, puede disminuir el artefacto respiratorio, aunque esto puede comprometer la resolución de la imagen y aumentar el artefacto de volumen parcial. Del mismo modo los movimientos gastrointestinales son más difíciles de controlar, pero medidas como aumentar la velocidad de adquisición de imágenes o repetir el estudio para la región anatómica de interés pueden ayudar a minimizar estos artefactos.

Por último, los artefactos relacionados con el latido cardíaco requieren técnicas específicas de adquisición de imágenes para su prevención. Esto puede incluir el uso de técnicas de sincronización cardíaca, como el gating cardíaco, que permite adquirir imágenes en momentos específicos del ciclo cardíaco para reducir el impacto del movimiento cardíaco en la calidad de la imagen (Gwiazdowski et al. 2021).

- Implantes metálicos

Las estructuras con una densidad que excede el rango normal del equipo pueden provocar artefactos de atenuación incompleta, dando lugar a la aparición de rayas o bandas blancas y negras en las imágenes. Este fenómeno es especialmente común en presencia de medios de contraste, objetos metálicos como microchips de identificación, implantes quirúrgicos o perdigones (Fig. 21) (Gwiazdowski et al. 2021; Sartori et al. 2015).



Figura 21. Artefacto microchip. *Fuente: Imagen cedida por Ivcevidencia Los Tarahales.*

La razón detrás de estos artefactos radica en la capacidad limitada del detector para recibir y procesar señales de alta densidad, es decir, cuando un objeto con

una densidad superior se encuentra dentro del campo de visión del sistema, el detector puede no recibir una señal adecuada o incluso no recibirla en absoluto, lo que conduce a la generación de rayas blancas o negras en la imagen reconstruida (Gwiazdowski et al. 2021).

Para abordar este artefacto, es crucial evitar que los objetos de alta densidad estén dentro del campo de visión efectivo. Esto se puede lograr modificando el posicionamiento del paciente o ajustando el ángulo del gantry para escanear alrededor del objeto de alta densidad. En los equipos de TC más modernos, existen algoritmos de corrección que pueden ayudar a minimizar este tipo de artefacto en situaciones en las que no se pueda evitar la presencia del objeto (Gwiazdowski et al. 2021).

Artefactos producidos en la física

- Photon Starvation

El artefacto de rayas horizontales en TC es un fenómeno que puede manifestarse en regiones anatómicas con objetos de alta densidad, como los huesos del temporal o las articulaciones de la cadera. Estas áreas del cuerpo, debido a su composición densa, pueden generar artefactos visuales en forma de rayas horizontales en las imágenes de TC (Gwiazdowski et al. 2021).

La causa principal de este artefacto radica en la insuficiente penetración de los rayos X a través de las estructuras densas, lo que resulta en una menor cantidad de fotones que alcanzan el detector, de esta forma da como resultado, se produce una imagen con áreas de atenuación incompleta, que se manifiesta como rayas horizontales en la imagen reconstruida. Para abordar este artefacto, se pueden implementar varias estrategias, como, por ejemplo, es aumentar el producto miliamperio-segundo (mAs) durante la adquisición de imágenes, lo que permite aumentar la cantidad de fotones que atraviesan las estructuras densas y reducir así el efecto del artefacto. Además, modificar el posicionamiento del paciente puede ayudar a minimizar la presencia de estas rayas horizontales en las imágenes finales (Gwiazdowski et al. 2021).

Aunque existen algoritmos diseñados para la corrección de este tipo de artefactos en la anatomía humana, su aplicación en medicina veterinaria puede ser limitada, esto se debe a las diferencias anatómicas entre humanos y animales, lo que dificulta la corrección completa del artefacto en estudios de TC veterinaria (Gwiazdowski et al. 2021; Sartori et al. 2015).

- Endurecimiento del haz o beam hardening

El endurecimiento del haz, también conocido como beam hardening en inglés, es un fenómeno común en imágenes radiográficas que ocurre debido a la atenuación selectiva de los rayos X en regiones anatómicas de alta densidad, como la cadera (Mahesh 2013b). En este proceso, los fotones de rayos X de menor energía son absorbidos en mayor medida que los de mayor energía al atravesar un medio material denso, lo que resulta en una modificación de la distribución espectral del haz de rayos X. Este fenómeno puede provocar artefactos visuales, como rayas y áreas radiotransparentes, en las imágenes de TC. Una opción es ajustar los parámetros de exposición, como aumentar los valores de mA (miliamperios) y kV (kilovoltios), además de reposicionar adecuadamente al paciente, para compensar la atenuación selectiva y restaurar la distribución espectral del haz de rayos X (Gwiazdowski et al. 2021).

- Volumen parcial o partial volumen artifact

Este artefacto es conocido como artefacto de superposición dentro del corte, se manifiesta como un fenómeno de superposición de estructuras dentro de un mismo plano de imagen. La gravedad de este artefacto está directamente relacionada con el grosor del corte adquirido: cuanto mayor sea el grosor del corte, mayor será la cantidad de anatomía contenida en el mismo y, por lo tanto, mayor será la superposición de estructuras. Esto puede dificultar la diferenciación de las estructuras individuales y llevar a la visualización de márgenes borrosos en las imágenes (Gwiazdowski et al. 2021). La superposición dentro del corte puede ocurrir con mayor frecuencia en los márgenes de órganos con contornos curvos, donde la diferenciación de estructuras individuales puede ser más desafiante. Este artefacto es especialmente difícil de evitar debido a la naturaleza tridimensional de las estructuras anatómicas y a las limitaciones técnicas de los sistemas de adquisición de imágenes médicas. Una estrategia efectiva para mitigar el artefacto de superposición dentro del corte es utilizar un menor grosor de corte durante la adquisición de imágenes, así al reducir el grosor del corte, se reduce la cantidad de anatomía contenida en cada plano de imagen, lo que puede mejorar la diferenciación de estructuras individuales y reducir la superposición. Sin embargo, es importante tener en cuenta que la reducción del grosor del corte puede aumentar la dosis de radiación o el tiempo de adquisición de la imagen, por lo que debe equilibrarse con consideraciones clínicas y de seguridad del paciente (Gwiazdowski et al. 2021).

- Aliasing

El término "aliasing" se refiere a los artefactos de la imagen que se producen cuando la frecuencia de muestreo es insuficiente para representar adecuadamente una señal continua, puede manifestarse como rayas radiales que se originan a partir de objetos con márgenes definidos o afilados en la imagen. Estas rayas son el resultado de una representación incorrecta de las frecuencias altas presentes en la imagen, lo que lleva a una reconstrucción errónea de la

información espacial. Se produce cuando la tasa de muestreo es demasiado baja para capturar adecuadamente las características espaciales de la imagen, esto puede ocurrir debido a una variedad de razones, como una velocidad de escaneo inadecuada o una configuración de parámetros de imagen subóptima. Los objetos con márgenes definidos o afilados son especialmente susceptibles al aliasing, ya que contienen componentes de alta frecuencia que pueden no ser correctamente representados con una tasa de muestreo insuficiente(Sartori et al. 2015) .

Para disminuir el aliasing, consta con aumentar el ancho del haz durante el proceso de adquisición de imágenes, al aumentar el ancho del haz, se pueden filtrar o eliminar los componentes de alta frecuencia que causan el aliasing, lo que reduce la aparición de artefactos en la imagen. Otras estrategias incluyen optimizar la velocidad de escaneo y ajustar los parámetros de imagen para garantizar una adecuada representación de las características espaciales de la imagen(Gwiazdowski et al. 2021) .

- Artefacto en escalera

Este fenómeno ocurre cuando el intervalo entre cortes durante la adquisición de imágenes es demasiado grande, lo que resulta en una falta de superposición adecuada entre los cortes adyacentes, dando como resultado, las estructuras anatómicas pueden aparecer con bordes irregulares y discontinuos en las imágenes (Gwiazdowski et al. 2021; Sartori et al. 2015)

Puede ser causado por una variedad de factores técnicos durante la adquisición de imágenes. Estos incluyen un intervalo entre cortes inadecuadamente alto, una velocidad de escaneo subóptima o una configuración incorrecta de los parámetros de imagen. Además, el uso de técnicas de reconstrucción inapropiadas también puede contribuir a la aparición de este artefacto en las imágenes (Sartori et al. 2015).

Para controlar dicho artefacto se basa en disminuir el intervalo entre cortes durante la adquisición de imágenes. Esto se puede lograr utilizando el modo secuencial de adquisición, donde se adquieren imágenes de manera secuencial con un pequeño intervalo entre cortes. Alternativamente, en el modo helicoidal, se puede reducir el intervalo de reconstrucción durante el proceso de reconstrucción de imágenes. Estas estrategias permiten una superposición adecuada entre los cortes adyacentes, reduciendo así la aparición del artefacto de escalonamiento (Gwiazdowski et al. 2021).

- Artefacto Überschiwinger

El realce de bordes es un fenómeno inherente a los algoritmos de reconstrucción de alta frecuencia en el ámbito del diagnóstico por imagen en pequeños animales. Este proceso puede generar la apariencia de un halo oscuro alrededor de estructuras de alta densidad, como las costillas o los márgenes internos del canal vertebral. Es fundamental tener en cuenta que este efecto no debe confundirse con patologías reales, como un neumotórax o la presencia de grasa epidural, ya que se trata de un artefacto generado por el propio proceso de imagenología

Uno de los principales rasgos distintivos del realce de bordes es su simetría y localización característica alrededor de estructuras anatómicas específicas. Este fenómeno puede observarse con mayor frecuencia en regiones donde existe una marcada transición entre tejidos de diferentes densidades, lo que intensifica el efecto de realce. Para atenuar este artefacto y mejorar la calidad de las imágenes, es posible recurrir a la implementación de algoritmos de baja o media frecuencia durante el proceso de reconstrucción (Tan and Boothroyd 1997)

Artefactos provocados por el equipo

- Artefacto en anillo o ring artifact

Este artefacto se manifiesta en equipos de tercera generación de tomografía computarizada cuando uno de los elementos a lo largo de la fila de detectores está dañado o presenta algún tipo de defecto, lo que impide que recoja la señal de manera regular durante el proceso de escaneo. En esencia, este fallo en el detector interrumpe la captura uniforme de datos, lo que se traduce en la generación de un patrón circular o de anillos en la imagen resultante (Sartori et al. 2015)

El funcionamiento de estos equipos implica que el detector se mueva alrededor del paciente para capturar la información necesaria para reconstruir las imágenes tomográficas, por lo tanto, cuando un detector está afectado, el artefacto generado seguirá la trayectoria del movimiento del detector, resultando en anillos concéntricos en la imagen final. La ubicación del detector dañado dentro de la fila de detectores también influye en las características del artefacto: cuanto más central esté el detector afectado, más pequeños serán los anillos observados en la imagen (Gwiazdowski et al. 2021; Sartori et al. 2015)

Para abordar este problema, inicialmente se puede intentar corregir el artefacto mediante la calibración del equipo, preferiblemente sin la presencia del paciente. Esta calibración busca ajustar y optimizar los parámetros del sistema para garantizar una captura de datos más precisa y uniforme, sin embargo, si el artefacto persiste incluso después de la calibración, es probable que se requiera la intervención de un técnico especializado para realizar reparaciones en el detector defectuoso (Gwiazdowski et al. 2021).

Calidad de la imagen

La calidad de una imagen en el ámbito del diagnóstico médico es un factor determinante que influye directamente en la precisión y fiabilidad del diagnóstico realizado. Esta calidad diagnóstica está estrechamente relacionada con dos aspectos fundamentales: la resolución espacial y la resolución de contraste, así como con la presencia de ruido en la imagen (Boone and Seltzer 2012; Calzado et al. 2010a).

La resolución de contraste se refiere a la capacidad del sistema de imagen para diferenciar entre diferentes tonos de gris que representan variaciones en la densidad de los tejidos. Esta capacidad es esencial para identificar y distinguir estructuras anatómicas con diferentes características radiológicas (Calzado et al. 2010a). El contraste de una imagen puede verse afectado por varios factores, incluido el contraste inherente de la pantalla de visualización y el contraste subjetivo, que se define como la diferencia en la atenuación de una lesión y la de los tejidos circundantes. Para ajustar el contraste de la pantalla, se pueden utilizar técnicas como el ajuste del ancho y nivel de ventana, que permiten resaltar o suavizar las diferencias de densidad entre las estructuras visualizadas (Calzado et al. 2010a).

Por otro lado, la resolución espacial se refiere a la capacidad del sistema de imagen para distinguir estructuras cercanas de pequeño tamaño. Este aspecto es crucial para visualizar detalles anatómicos finos y pequeñas lesiones que pueden ser indicativas de patologías específicas. La resolución espacial está influenciada por varios factores técnicos, como el grosor de corte de las imágenes, el tamaño de la matriz de imagen y el algoritmo de reconstrucción utilizado (Boone and Seltzer 2012; Calzado et al. 2010a). En general, los cortes más finos, los algoritmos de reconstrucción específicos para hueso y las reconstrucciones con un campo de visión (DFOV) pequeño tienden a mejorar la resolución espacial, permitiendo una visualización más nítida de las estructuras anatómicas (Calzado et al. 2010a).

Además de la resolución espacial y de contraste, el ruido presente en la imagen también puede afectar significativamente la calidad diagnóstica. El ruido puede ser causado por diversas fuentes, como la radiación dispersa, la interferencia electromagnética o la baja calidad del detector. La reducción del ruido es crucial para mejorar la visualización de las estructuras anatómicas y para evitar la degradación de la calidad de la imagen (Calzado et al. 2010a).

Estudios anatómicos mediante TC en aves

En el estudio de la anatomía aviar mediante TC, las investigaciones suelen centrarse en regiones anatómicas específicas como la cabeza, el corazón, el sistema locomotor o el sistema respiratorio. En particular, los estudios sobre la cabeza y las cavidades cefálicas han sido prolijos. Antinoff et al. (1996) fueron pioneros al analizar la relación entre la TC y la anatomía del seno en psitácidas. Posteriormente, varias publicaciones aisladas en aves han abordado las lesiones en aves (Adams et al. 1995; Kohler, Crenshaw, and Arsenault 1995; Landis 1995; Landis et al. 1992).

Con el desarrollo de nuevas tecnologías de imagen, como la TC, el estudio de la anatomía aviar ha experimentado un notable avance, ya que permite explorar estructuras internas de manera no invasiva y con un nivel de detalle sin precedentes. Esto llevó a un aumento significativo en el número de estudios centrados en diferentes sistemas anatómicos de aves, especialmente en áreas complejas como el sistema respiratorio, vascular y nervioso. Así, se publicaron los siguientes manuscritos en cuanto a mediciones de tráquea en (*Psittacus erithacus*) (Pepperberg et al. 1998), estudio de la cavidad nasal (Faillace et al. 2021) o exámenes de la anatomía vascular cefálica de los flamencos (*Phoenicopterus ruber*) con el uso combinado de inyecciones vasculares y TC (Holliday et al. 2006) y estudio de la cabeza de (Hadden et al. 2022), (*Sphenisciformes: Spheniscidae*).

En 2012 (Seki, Mackey, and Meyers 2012) emplearon micro-TC para estudiar el pico del tucán (*Ramphastos toco*). Dos años después, (Quayle et al. 2014) describieron tridimensionalmente la musculatura mandibular del cucaburra australiano (*Dacelo novaeguineae*). (Jirak, Janacek, and Kear 2015) complementaron el análisis de imágenes de resonancia magnética (RM) y TC para estudiar el cerebro de faisanes anillados (*Phasianus colchicus*) y su relación con el sexo. En 2016, (Veladiano et al. 2016) crearon un atlas anatómico de la cabeza de guacamayos azules y dorados (*Ara ararauna*), loros grises africanos (*Psittacus erithacus*) y periquitos monjes (*Myiopsitta monachus*) mediante TC. Posteriormente en 2019, (Jones et al. 2019) realizaron la primera disección digital tridimensional de la cabeza de una paloma común (*Columba livia*) utilizando contraste de yoduro de potasio en TC. En 2020, (Hadden et al. 2020) estudiaron la anatomía orbitaria de los pingüinos hada (*Eudyptula minor*) con micro-TC, mientras que trabajos recientes como los de (Faillace et al. 2021) y (Hadden et al. 2022), continuaron explorando la anatomía craneal de loros amazónicos de frente azul (*Amazona aestiva*) y pingüinos, respectivamente. Además, (Hwang et al. 2021) investigó las características morfobiométricas del ojo del buitre negro (*Aegypius monachus*) mediante TC.

El aparato respiratorio de las aves también se ha estudiado con TC en varias especies (Krautwald-Junghanns, Schumacher, and Tellhelm 1993). Este grupo combinó la radiografía y la TC para evaluar el tracto respiratorio de las psitácidas. En 1998, este mismo grupo publicó dos investigaciones clave: una sobre la morfometría del tracto respiratorio inferior de loros amazónicos y grises

mediante TC, y otra que analizó este tracto en psitácidos y amazonas (Krautwald-Junghanns et al. 1998). Ese mismo año, (Pepperberg et al. 1998) contribuyeron al estudio anatómico del loro gris (*Psittacus erithacus*) usando RM, disección y TC para medir su tráquea. Más recientemente, (da Silva et al. 2020) emplearon radiografía y TC para analizar el corazón y las vías respiratorias de los tucanes toco (*Ramphastos toco*), y (Lawson et al. 2021) investigaron la anatomía del árbol bronquial del loro gris africano con micro-TC.

Los estudios de la vasculatura aviar han abordado, entre otros temas, el rendimiento cardíaco y el sistema circulatorio (Romvári et al. 2004), por su parte combinaron TC y RM dinámica para estudiar el rendimiento cardíaco en pavos (Petnehazy et al. 2012) y su relación con el volumen del músculo esquelético. En 2011, (Yu et al. 2018) calcularon el diámetro de las arterias intratorácicas en loros amazónicos mediante angiografía por TC. En 2020, (dos Santos et al. 2020) investigaron la relación entre el tamaño cardíaco y el celoma en loros amazónicos de frente azul (*Amazona aestiva*) usando radiografía y TC.

En cuanto al sistema musculoesquelético, (Fajardo, Hernandez, and O'connor 2007) utilizaron micro-TC para estudiar la neumatización del hueso vertebral en anátidas. Otros trabajos, como el de (Green and Gignac 2021), investigaron la anatomía tridimensional de las extremidades anteriores del gavilán (*Accipiter nisus*) mediante micro-TC, y (Green and Gignac 2021) describieron la ontogenia del casco del casuario del sur (*Casuarus casuaris*) usando la misma técnica.

Finalmente, algunos estudios ofrecen una visión más general de la anatomía aviar. Por ejemplo, Orosz et al. (1992) proporcionaron una referencia completa de la anatomía tomográfica del águila real (*Aquila chrysaetos*) utilizando TC y cortes anatómicos. En 2011, el libro *Veterinary Computed Tomography* incluyó un capítulo de Gumpenberger sobre la anatomía aviar, y en 2014, (Lautenschlager, Bright, and Rayfield 2014) realizaron una disección digital del ratonero común (*Buteo buteo*) mediante TC con contraste. Más recientemente, (Abraham et al. 2023) utilizaron TC y RM para analizar la cavidad celómica de patos Pekín (*Anas platyrhynchos domesticus*).

En el ámbito de las patologías de aves, el uso de la TC ha demostrado ser especialmente útil, particularmente en enfermedades que afectan a la cabeza y al sistema respiratorio. A continuación, se destacan algunos de los estudios más relevantes sobre este tema, que también abarcan otras localizaciones anatómicas. En primer lugar, es importante mencionar las investigaciones relacionadas con las patologías de la cabeza y las cavidades craneales. En 1995, Rosenthal et al. documentaron 10 casos de enfermedades intracraneales de diferentes tipos en aves mediante TC. Posteriormente, en 1998, (Krautwald-Junghanns et al. 1998) publicaron un estudio comparativo que evaluaba la eficacia diagnóstica de la radiografía convencional y la TC en la exploración de cabezas de psitácidos y aves rapaces. Este trabajo concluyó que, si bien la radiografía es eficaz para detectar cambios en las estructuras óseas y casos avanzados de rinitis o sinusitis, la tomografía computarizada resulta superior para identificar las etapas tempranas de enfermedades respiratorias y alteraciones en tejidos blandos. En 2000, (Bartels et al. 2001) analizaron, mediante TC, patologías craneales y

cerebrales en patos de collar (*Anas platyrhynchos*), detectando depósitos grasos anormales en el tentorium cerebelli y malformaciones craneales que no fueron evidenciadas por radiografía.

Otros estudios, como el de (Gumpenberger and Kolm 2006) , utilizaron TC en combinación con ecografía para examinar tanto las características normales como las alteraciones patológicas en los ojos de varias aves, incluyendo palomas y rapaces nocturnas. Este trabajo reveló patologías como la subluxación y luxación del cristalino, hemorragias intravítreas y desprendimientos de retina. Sin embargo, la TC no fue capaz de visualizar detalles finos dentro del vítreo, como el pecten oculi o hemorragias menores. Más recientemente, investigaciones como la de (Baden et al. 2019), describieron el uso de la TC para diagnosticar rinosinusitis en un tucán de Swainson (*Ramphastos ambiguus swainsonii*), mientras que, en 2020, (Stanclova, Gumpenberger, and Scope 2020) identificaron una obstrucción de las vías respiratorias superiores causada por un neumocela sinusal en una guacamaya azul y dorada (*Ara ararauna*).

En cuanto a las patologías del aparato respiratorio en aves, un estudio notable es el de Krautwald-Junghanns et al. (1993), en el que evaluaron a 288 psitácidas con síntomas respiratorios utilizando radiografía, TC y otras técnicas de imagen. Newell et al. (1997) también destacaron la importancia de la TC en el diagnóstico de enfermedades respiratorias aviares. En 2014, Gumpenberger et al. abordaron la utilidad de la TC en trastornos del tracto respiratorio superior de aves, mientras que, en 2016, Schwarz et al. estudiaron grullas trompeteras juveniles (*Grus americana*) afectadas por aspergilosis respiratoria, comparando sus hallazgos con los ejemplares sanos. Entre los hallazgos patológicos se incluyeron oclusiones bronquiales y engrosamientos en las paredes bronquiales, que fueron mejor visualizados con la TC que con otras técnicas.

El uso de la TC para el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares en aves ha sido menos documentado, aunque Beaufrère et al. (2010) realizaron una revisión sobre las enfermedades vasculares en estas especies y las técnicas de imagen utilizadas para diagnosticarlas, incluyendo la tomografía computarizada. En cuanto al sistema musculoesquelético, Whitehead et al. (2015) utilizaron la TC para diagnosticar artritis crónica en el hombro de un pelícano blanco americano (*Pelecanus erythrorhynchos*).

También se han descrito aplicaciones de la TC en el diagnóstico de patologías neoplásicas, como el trabajo de Graham et al. (2003), que combinó TC y resonancia magnética (RM) para diagnosticar un liposarcoma periorbital en un loro gris africano (*Psittacus erithacus*), o el estudio de (Marshall et al. 2004), que utilizó la TC para identificar un adenocarcinoma mucinoso en el saco aéreo humeral de una cacatúa de cresta salmón (*Cacatua moluccensis*). Otros trabajos incluyen el análisis de cistadenocarcinomas y tumores en aves rapaces, como el estudio de (Wernick et al. 2014) sobre un águila real (*Aquila chrysaetos*).

Finalmente, es relevante mencionar otros estudios generales sobre el uso de la TC en aves, como los de (Jenkins et al.1991) y, (Gumpenberger and Henninger 2001) quienes resaltan la importancia de esta técnica diagnóstica en diversas especies, proporcionando imágenes clave para la comprensión de diversas enfermedades.

Equipo de Resonancia Magnética.

En 1946, Felix Bloch de la Universidad de Stanford y Edward Purcell de la Universidad de Harvard realizaron un descubrimiento fundamental en el campo de la física nuclear, observaron que ciertos núcleos atómicos absorben y emiten energía en el espectro electromagnético cuando son sometidos a un campo magnético. Este fenómeno, conocido como resonancia magnética nuclear, fue tan revolucionario que les valió el Premio Nobel de Física en 1952.

A lo largo de la década de 1960, Richard Ernst y Weston Anderson, investigadores de la ETH Zurich y Varian Associates, respectivamente, realizaron avances significativos en la técnica de RM al introducir pulsos de radiofrecuencia de corta duración en lugar de los barridos de frecuencia más lentos utilizados hasta ese momento. Esta innovación no solo aumentó la eficiencia de la técnica, sino que también planteó nuevos desafíos matemáticos y computacionales. En 1970, Ernst fue aún más allá al desarrollar un método que utilizaba trenes de pulsos de radiofrecuencia para obtener espectros en dos dimensiones. Esto permitió una caracterización más detallada de las estructuras moleculares y sentó las bases para la resonancia magnética de imágenes (MR). Por sus contribuciones pioneras, Ernst fue galardonado con el Premio Nobel de Química en 1991 (Waksman Minsky et al. 2019). Mientras tanto, en 1971, Raymond V. Damadian, un investigador de la Universidad de Nueva York, propuso una aplicación médica innovadora de la RM: la diferenciación entre tejidos normales y tumores malignos a través de mediciones de resonancia de eco de espín. Sus estudios iniciales en animales fueron prometedores, y en 1974, Damadian confirmó sus hallazgos en tejidos humanos. Este trabajo fue crucial para el desarrollo de los primeros equipos de resonancia magnética utilizados en la práctica clínica, revolucionando así el diagnóstico médico.

Finalmente, en 1973, Paul Lauterbur, un investigador de la Universidad de Stony Brook, reconoció el potencial de la resonancia magnética para crear imágenes bidimensionales del interior del cuerpo humano (Canals L 2008). Lauterbur introdujo la idea de utilizar gradientes de campo magnético para codificar la posición espacial en las señales de RM, lo que permitió la reconstrucción de imágenes detalladas de estructuras internas. Esta innovación fue fundamental para la evolución de la MR moderna, y le valió a Lauterbur el Premio Nobel de Fisiología y Medicina en 2003 (Geva 2006). Estos avances acumulativos marcaron el origen y desarrollo de una de las herramientas más importantes en la medicina moderna.

La Resonancia Magnética constituye una técnica avanzada y no invasiva en el ámbito de la diagnóstica por imagen, permitiendo un estudio detallado de las estructuras tisulares desde diversas perspectivas y en cualquier orientación en el espacio. A diferencia de otras modalidades de diagnóstico por imagen, como la TC, la RM destaca por su capacidad para generar imágenes tomográficas multicorte y variables en los tres planos espaciales. (Brown et al. n.d.; Edelman and Warach 1993; Oleaga Zufiría and Lafuente Martínez 2007). Además de, su alta

resolución de contraste, la RM permite caracterizar los tejidos blandos de manera más sensible que la TC. Esta capacidad es particularmente valiosa en la evaluación de estructuras como el cerebro, la médula espinal, los músculos y los órganos internos, donde las diferencias sutiles en la densidad de los tejidos pueden ser críticas para un diagnóstico preciso (McArthur, Wilkinson, and Meyer 2004).

Uno de los aspectos fundamentales que diferencia a la RM es su versatilidad en términos de variables de corte, grosor y distancia entre ellos. Esta flexibilidad brinda a los profesionales de la salud la posibilidad de adaptar la técnica según las necesidades específicas de cada caso clínico, permitiendo una personalización sin precedentes en la obtención de imágenes diagnósticas (Brown et al. n.d.; Edelman and Warach 1993; Oleaga Zufiría and Lafuente Martínez 2007).

El principio físico subyacente en la RM se basa en el fenómeno del electromagnetismo. La fuente energética empleada es la electromagnética, que se administra a través de pulsos de radiofrecuencia. Este fenómeno se encuentra estrechamente vinculado con la propiedad intrínseca de los núcleos atómicos denominada "espín". La interacción entre los campos magnéticos y los espines nucleares permite la generación de señales detectables, que luego se traducen en imágenes de alta resolución de las estructuras internas del cuerpo. (Brown et al. n.d.; Edelman and Warach 1993; Gavin and Bagley 2009; Oleaga Zufiría and Lafuente Martínez 2007)

Principios físicos de la resonancia magnética

El principio fundamental de la resonancia magnética se basa en la propiedad de ciertos núcleos atómicos de comportarse como pequeños imanes cuando se colocan en un campo magnético externo (Van Geuns et al. 1999; McGowan 2008). La estructura básica de un átomo está compuesta por un núcleo central rodeado por una nube de electrones en movimiento. El núcleo atómico, situado en el centro del átomo, contiene la mayor parte de su masa y está compuesto principalmente por protones y neutrones. Los protones son partículas subatómicas con una carga eléctrica positiva, mientras que los neutrones carecen de carga eléctrica y tienen una masa ligeramente mayor que los protones. Los electrones, por otro lado, orbitan alrededor del núcleo en una región del átomo conocida como la corteza (Van Geuns et al. 1999; Liang and Lauterbur 2000). Estos electrones tienen una carga eléctrica negativa y son mucho más ligeros que los protones y neutrones en el núcleo. Los protones no permanecen estáticos en el núcleo atómico, sino que están continuamente en movimiento, realizando un fenómeno conocido como spin, por lo que la corriente eléctrica generada por el movimiento de la carga eléctrica en el protón produce un campo magnético a su alrededor (Van Geuns et al. 1999; McGowan 2008) (Fig. 22).

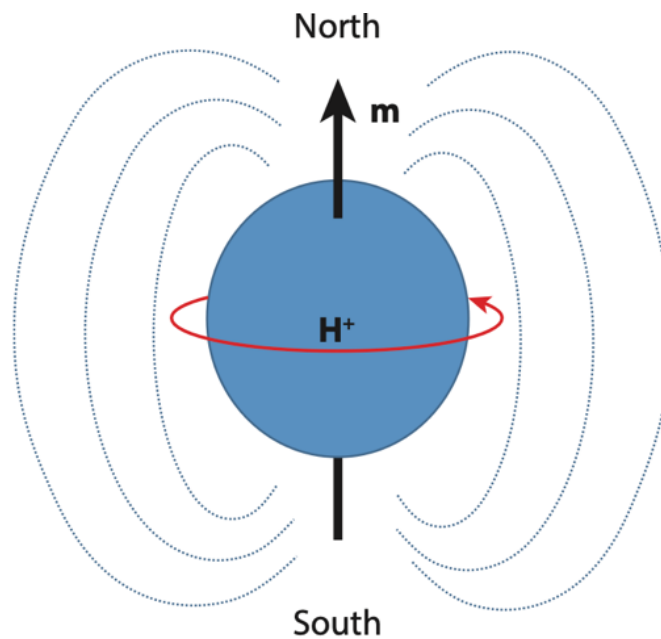


Figura 22. Representación esquemática de un núcleo de H^+ . Movimiento spin.
Fuente: General Principles of Magnetic Resonance Imaging

Los protones cuando se ven afectados por un campo magnético externo tienden a alinearse en un campo magnético externo. Cuando un protón está expuesto a un campo magnético externo, tiene la capacidad de alinearse en dos orientaciones diferentes: paralela o antiparalela al campo magnético externo. En otras palabras, el protón puede orientarse de manera que su polo norte apunte en la misma dirección que el campo magnético externo (orientación paralela), o puede orientarse de manera que su polo norte apunte en la dirección opuesta al campo magnético externo (orientación antiparalela). Esta capacidad de alineación dual está influenciada por la naturaleza cuántica del spin del protón. La orientación paralela y antiparalela del protón con respecto al campo magnético externo corresponde a dos estados de energía diferentes. La orientación paralela es un estado de menor energía, mientras que la orientación antiparalela es un estado de mayor energía. Para que un protón cambie de una orientación a otra, es necesario que absorba o emita una cantidad específica de energía, correspondiente a la diferencia de energía entre los dos estados (Fig. 23).

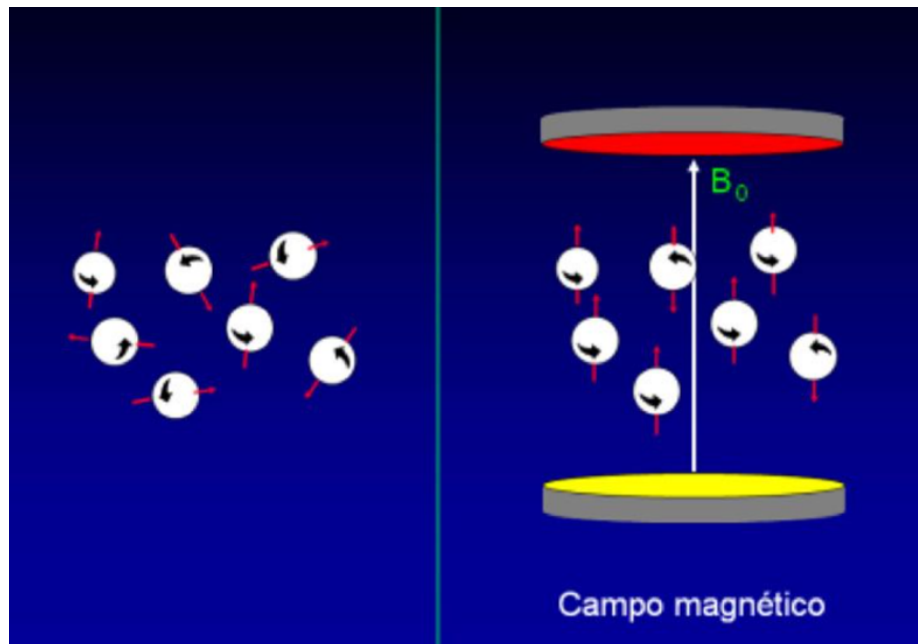


Figura 23. Representación esquemática del movimiento un núcleo de H^+ , en estado libre y bajo un campo magnético. *Fuente: Sociedad Española de Imagen Cardíaca.*

Además, los protones presentes en el núcleo de los átomos que se alinean en paralelo o antiparalelo al campo magnético aplicado, no permanecen estáticos en esta orientación, sino que procesan o giran alrededor del eje del campo magnético a una frecuencia característica, que es proporcional al campo magnético aplicado y a las propiedades del núcleo atómico. Lo que se conoce como la precesión, esta se refiere al movimiento de giro o rotación que experimentan los protones (u otras partículas cargadas), bajo un campo magnético. La precesión de los protones se describe mediante la ecuación de Larmor (Fig. 24), que relaciona la frecuencia de precesión con la intensidad del campo magnético y las propiedades de la partícula cargada (Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007; Prasad et al. 2021).

$$W \text{ [Hz / MHz]} = \gamma B_0 \text{ [T]}$$

Figura 23. Ecuación de Larmor. *Rivera, Diego Miguel, Puentes, Sofía, y Caballero, Fuente: Ligia. "Resonancia magnética cerebral: secuencias básicas e interpretación.*

Esta ecuación establece que la frecuencia de precesión de estas partículas es directamente proporcional a la intensidad del campo magnético aplicado. En otras palabras, cuanto mayor sea la intensidad del campo magnético, mayor será la frecuencia de precesión de las partículas, de esta forma es crucial para determinar la frecuencia de las señales detectadas y, por lo tanto, para la

obtención de información sobre la estructura y composición de las muestras bajo estudio.

Sistema de Coordenadas: Un Enfoque hacia los Vectores de Magnetización

La comprensión de los vectores de magnetización es fundamental para entender el comportamiento magnético de materiales, estos vectores representan la dirección y la intensidad de la magnetización de un material en respuesta a un campo magnético externo.

Cuando se examinan las fuerzas magnéticas a nivel subatómico, se observa que dos fuerzas magnéticas que operan en direcciones opuestas tienen la capacidad de cancelarse mutuamente (Fig. 25). Es importante destacar que, aunque cada protón tiene un eje magnético ligeramente desviado debido a la precesión, es decir, su rotación alrededor del campo magnético externo, estas desviaciones se anulan entre sí. Esta cancelación se produce porque cualquier desviación hacia la derecha se compensa con una desviación opuesta hacia la izquierda en otro protón cercano. Sin embargo, cuando un material se expone a un campo magnético externo, los protones dentro del material tienden a alinearse con este campo. Aquellos protones cuyos momentos magnéticos están orientados hacia arriba contribuyen positivamente a la magnetización global del material. La suma de estos vectores magnéticos individuales da como resultado un vector neto que apunta en la dirección del campo magnético externo, por lo que da como resultado a la magnetización longitudinal (Fig. 26).

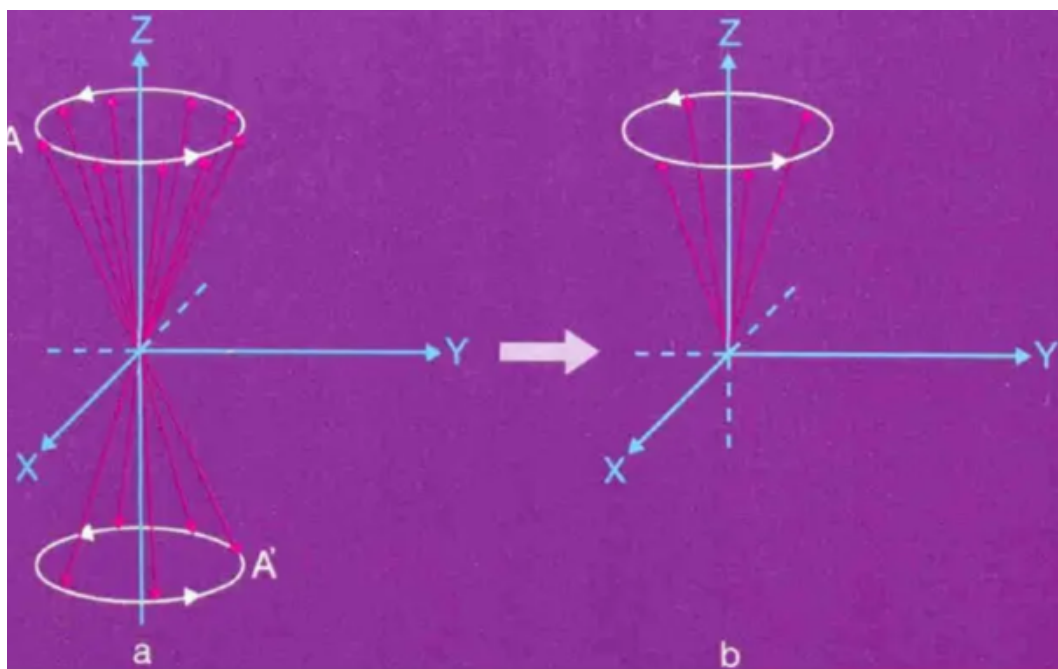


Figura 25. Principio de magnetización longitudinal. Tras la anulación de los protones paralelos y antiparalelos, nos restan 5 protones paralelos mirando en la dirección del campo magnético. *Fuente: Schering 1992*

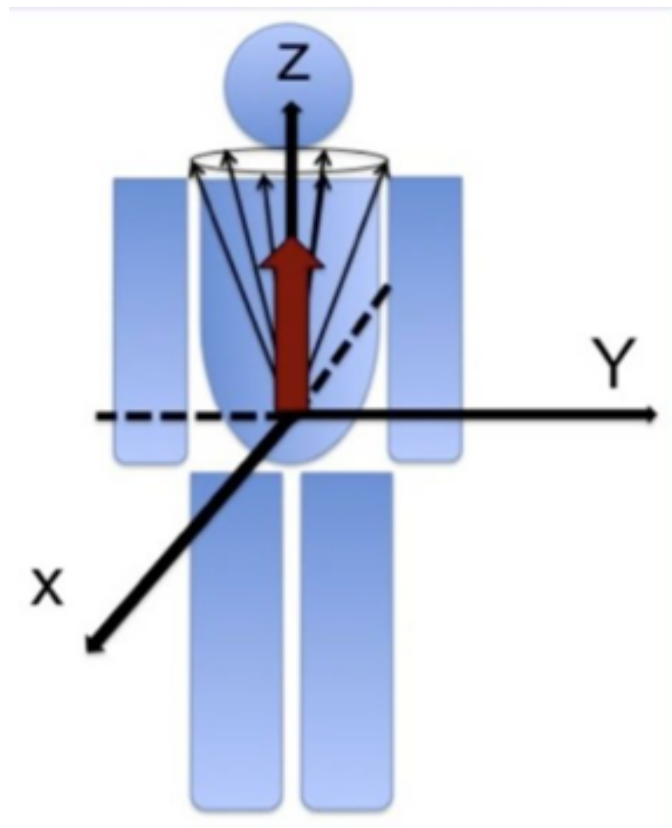


Figura 26. Representación esquemática de la magnetización longitudinal. *Fuente: Sociedad Española de Imagen Cardíaca.*

De esta forma cuando un objeto es colocado sobre un campo magnético, hace que los protones presentes en un material pueden estar orientados de manera antiparalela o paralela en relación con un campo magnético externo. Cuando estos protones están dispuestos en direcciones opuestas, sus fuerzas magnéticas pueden cancelarse mutuamente, sin embargo, debido a que hay más protones alineados en paralelo en un estado de menor energía (orientados hacia arriba), quedan algunos protones cuyas fuerzas magnéticas no se han cancelado.

Estos protones que permanecen orientados hacia arriba contribuyen con sus fuerzas magnéticas individuales en la dirección del campo magnético externo. En otras palabras, la suma de estas fuerzas magnéticas de los protones orientados hacia arriba resulta en una magnetización longitudinal, que apunta en la misma dirección que el campo magnético externo. Cuando un paciente es colocado dentro de un imán de RM, los átomos presentes en su cuerpo, particularmente

los protones de hidrógeno adquieren su propia orientación magnética. Esto significa que el paciente desarrolla su propio campo magnético, que se alinea longitudinalmente con el campo magnético externo generado por el imán de la máquina de RM.

Desafortunadamente, medir la fuerza del campo magnético generado dentro de un paciente durante una resonancia magnética es un desafío considerable. Esto se debe a que este campo magnético interno está alineado en paralelo con la misma dirección que el campo magnético externo producido por la máquina de resonancia magnética. Dada esta disposición paralela y la debilidad relativa del campo magnético interno, resulta difícil o incluso imposible medir su fuerza de manera directa. Sin embargo, la detección y el análisis de este campo son fundamentales para comprender cómo interactúan los tejidos biológicos con el campo magnético externo durante un escaneo de resonancia magnética.

Para superar esta dificultad, se requiere una estrategia que permita detectar este campo magnético interno de manera efectiva. La solución a este problema radica en variar la dirección del campo magnético interno para que pueda ser detectado. Este proceso implica convertir el campo magnético interno de una orientación longitudinal (paralela al campo magnético externo) a una orientación transversal (perpendicular al campo magnético externo). Esta transformación se conoce como magnetización transversal (Fig. 27). Al cambiar la orientación del campo magnético interno de longitudinal a transversal, se vuelve detectable mediante técnicas de resonancia magnética específicas. Esto permite obtener información valiosa sobre las propiedades de los tejidos y la estructura molecular, que de otro modo sería difícil de obtener, además cuando se aplica un pulso de radiofrecuencia (RF) en resonancia con los protones, la magnetización longitudinal se ve afectada. Durante la aplicación de este pulso de RF, la energía suministrada causa una rotación de los momentos magnéticos de los protones desde su orientación inicial paralela al campo magnético principal hacia una orientación perpendicular a este campo, sin embargo cualquier pulso de radiofrecuencia (RF) no tiene el poder de perturbar la alineación de los protones dentro de una muestra sometida a resonancia magnética, sino que se requiere un pulso de RF especial, diseñado específicamente para intercambiar energía con los protones y así provocar la perturbación necesaria en su alineación, para poder conseguirlo es necesario que el pulso de RF, presente la misma frecuencia que los protones, de ahí usar la ecuación de Larmor, la cual nos permite saber a qué frecuencia de precesión se encuentran los protones. Cuando el pulso de RF coincide exactamente en frecuencia con la precesión de los protones en un campo magnético, se produce un fenómeno conocido como resonancia. En este estado de resonancia, los protones pueden captar energía del pulso de RF. Es como si la frecuencia del pulso de RF "sintonizara" perfectamente con la frecuencia de precesión de los protones, lo que les permite absorber energía de la onda de radio

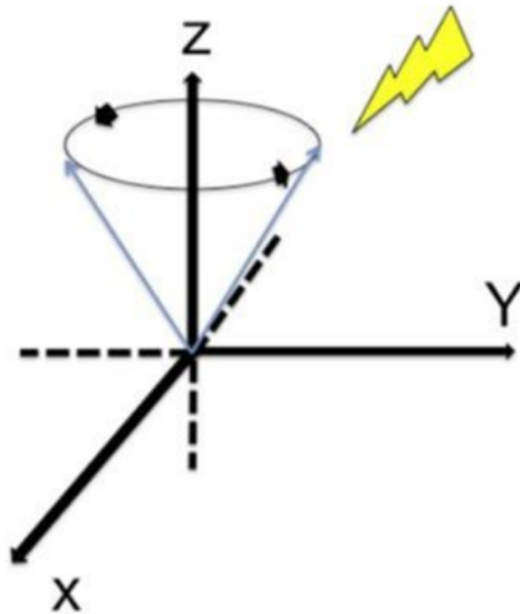


Figura 27. Representación esquemática de la magnetización Transversal, tras la aplicación del pulso de radiofrecuencia, desaparece la magnetización longitudinal y solamente hay una magnetización transversal. *Sociedad Española de Imagen Cardíaca.*

Debido al pulso de RF, los protones en la muestra ya no se comportan de manera aleatoria, como lo harían normalmente en ausencia de este estímulo. En cambio, se coordinan de manera sincrónica, moviéndose al compás de la frecuencia del pulso de RF. Este fenómeno se conoce como estar "en fase". El pulso de RF hace que disminuya la magnetización longitudinal y se establezca una nueva magnetización transversal. Ahora, todos los protones en la muestra se orientan en la misma dirección y al mismo tiempo, lo que resulta en la suma de sus vectores magnéticos en esta dirección común. Este alineamiento colectivo genera un vector magnético orientado hacia el lado al que apuntan los protones mientras procesan. Esta dirección común de alineación se refiere como la dirección transversal (Fig. 28).

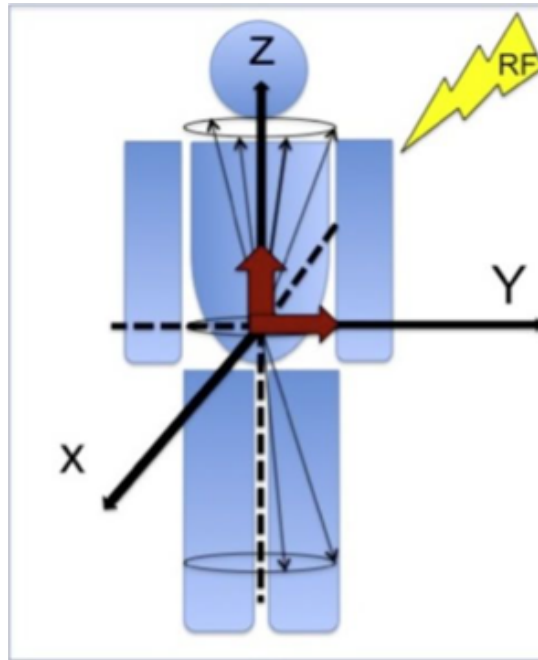


Figura 28. En primer lugar, la onda de radio desvía algunos protones a niveles de energía más altos, orientándolos hacia abajo en términos de energía. Este cambio provoca una disminución de la magnetización a lo largo del eje z, que es conocida como magnetización longitudinal. Esta magnetización longitudinal es esencial para la generación de la señal de resonancia magnética y juega un papel crucial en la formación de imágenes.

En segundo lugar, la onda de radio también hace que los protones procesen de manera sincronizada, en fase, lo que establece una nueva magnetización en el plano xy. Esta magnetización transversal se mueve junto con los protones precesando, y es responsable de la señal detectable en las imágenes de resonancia magnética. *Sociedad Española de Imagen Cardíaca.*

Tipos de Relajación

Si los protones rotaran siempre sincrónicamente y en fase, sin que nada alterara este patrón, se obtendría una señal continua, estable y constante. Sin embargo, al interrumpir el pulso de radiofrecuencia (RF), todo el sistema que había sido perturbado por este pulso vuelve a su estado original de quietud, de reposo, es decir, al equilibrio. La magnetización transversal recién establecida, que fue el resultado de la interacción con el pulso de RF, comienza a desvanecerse rápidamente. Este proceso se conoce como relajación transversal. La relajación transversal hace que la magnetización transversal disminuya con el tiempo, volviendo eventualmente a cero. Simultáneamente, la magnetización longitudinal, que también se vio afectada por el pulso de RF, vuelve gradualmente a su tamaño original. Este proceso se conoce como relajación longitudinal.

Después de la excitación, los protones eventualmente liberan esta energía al medio circundante, que se compone principalmente de los átomos de la muestra, en lo que se conoce como Relajación T_1 (Spin - lattice) (Fig. 29). Es este proceso de liberación de energía al medio circundante el que da lugar a que vuelvan a alinearse con el campo magnético principal. Durante este proceso, los protones pierden magnetización transversal, ya que más de ellos vuelven a orientarse en la dirección del campo magnético, en lugar de estar en contra de él. Esta realineación con el campo magnético principal resulta en una restauración gradual de la magnetización longitudinal, alcanzando finalmente su valor máximo.

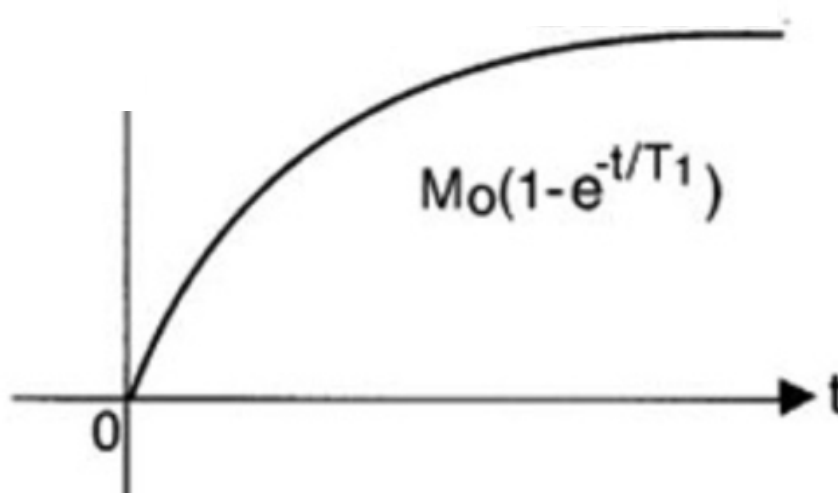


Figura 29. La Magnetización longitudinal en función del tiempo, tras irrumpir el pulso de RF, se obtiene la curva T_1 . CMM y la Universidad de Boston.

Por otro lado, la relajación T_2 , o relajación spin-spin, implica la pérdida de coherencia entre los momentos magnéticos de los protones. Esta pérdida de coherencia se manifiesta cuando los protones, que inicialmente están en fase entre sí, comienzan a desfasarse debido a diferencias en sus direcciones de giro. La velocidad a la que se pierde esta coherencia entre los protones precesantes se debe a dos procesos distintos. En primer lugar, las interferencias entre los diferentes protones al girar generan pequeños campos magnéticos que afectan a los demás, lo que contribuye a la pérdida de fase. En segundo lugar, existe un fenómeno adicional conocido como relajación T_2^* , que ocurre como resultado de alteraciones externas, como la presencia de materiales paramagnéticos o ferromagnéticos (por ejemplo, hierro), o debido a imperfecciones en el sistema de

RM. Este último proceso conduce a una pérdida de fase mucho más rápida que el primero, lo que afecta significativamente la señal detectada en RM(Fig.30).

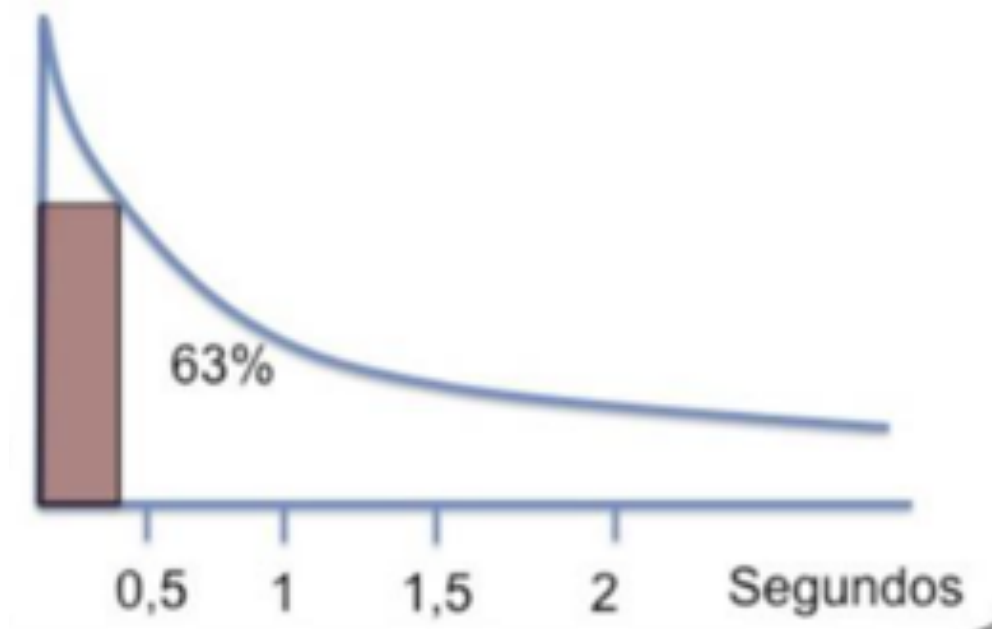


Figura 30. Magnetización transversal en función del tiempo, después de interrumpir el pulso de RF, se obtiene una curva decreciente, que se llama curva T2. *Sociedad Española de Imagen Cardíaca.*

Los fenómenos de relajación en resonancia magnética, para determinar con precisión el momento exacto en el que la magnetización transversal alcanza su total disipación y la magnetización longitudinal se restablece por completo es considerablemente compleja. Esta dificultad radica en la naturaleza dinámica y variable de los sistemas magnéticos bajo estudio, siendo que:

- Relajación T1: Este parámetro se define como el tiempo requerido para que la magnetización longitudinal alcance el 63% de su valor máximo una vez que el sistema ha sido perturbado. En otras palabras, durante la relajación T1, la magnetización longitudinal experimenta una recuperación gradual hacia su estado de equilibrio luego de ser desviada por un campo magnético externo.
- Relajación T2: Por otro lado, la relajación T2 se refiere al intervalo de tiempo durante el cual la magnetización transversal se reduce en un 37% desde su valor máximo después de la perturbación del sistema. Esta definición se centra en la rápida disipación de la magnetización transversal, que ocurre debido a diversos factores como el decaimiento de las componentes coherentes del campo magnético en sistemas heterogéneos.

Por lo que, La técnica de resonancia magnética se basa en la absorción de energía en forma de radiofrecuencia (RF) por átomos cuyos núcleos tienen un número impar de nucleones, como el hidrógeno. En un campo magnético externo, los núcleos de hidrógeno se alinean y producen un momento magnético neto. Al aplicar un pulso de RF, estos núcleos se inclinan, y al cesar el pulso, vuelven a alinearse en un proceso llamado relajación, emitiendo una señal de RF que es detectada por bobinas. Esta señal, principalmente generada por hidrógeno debido a su abundancia en agua y lípidos, es utilizada para crear imágenes. Otros átomos como carbono, fósforo, sodio y flúor también pueden generar señales detectables, aunque más débiles. Los núcleos con momentos magnéticos y angulares intrínsecos distintos de cero son los que pueden generar señales en la RM (Prasad et al., 2021).

Tiempo de repetición y tiempo de Eco

Las secuencias en resonancia magnética (RM) se diseñan mediante la manipulación de diferentes ángulos de flip. Generalmente, se utilizan ángulos de flip de 90° o 180° , aunque también es posible emplear otros ángulos.

Para lograr una señal detectable en la RM, es necesario excitar los protones repetidamente, ya que la energía emitida tras un solo pulso no es suficiente. La duración entre el ángulo de flip y la recepción de la señal se denomina tiempo de eco (TE). Por otro lado, el intervalo entre pulsos sucesivos de 90° se conoce como tiempo de repetición (TR). Estos conceptos se explicarán con más detalle al abordar las diferentes secuencias utilizadas en RM. Una "secuencia" se refiere a la serie de ciclos de pulsos utilizados en resonancia magnética. El tiempo de repetición (TR) es el intervalo que transcurre entre dos pulsos de excitación principal en una secuencia. Por su parte, el tiempo de eco (TE) es el periodo que va desde el pulso de excitación principal hasta la obtención de la respuesta en forma de eco (definidos más adelante). La variación en estos tiempos determina las diferentes ponderaciones de la imagen, como T1W, T2W y DP (densidad protónica), que se explicarán en detalle más adelante (Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007; Hernández, 2016).

Componentes de la máquina de la Resonancia Magnética.

La máquina de resonancia magnética (RM) se compone de un imán que genera las señales y un receptor que las detecta. Las máquinas de RM cerradas proporcionan una resolución superior en comparación con las máquinas de RM abiertas. Para animales de gran tamaño, el imán tiene una forma de rosquilla, alojando tanto el imán como el receptor. En el caso de animales más pequeños o partes específicas de un animal, se utilizan receptores más pequeños, llamados

bobinas, que mejoran la resolución de la imagen al aumentar la relación señal-ruido (S/R) y reducir la presencia de artefactos (Greco et al. 2022; Wyneken 2005). Los equipos de RM se dividen en tres categorías según su potencia: bajo campo (0,2–0,4 T), medio campo (0,5–1 T), y alto campo (> 1 T). A mayor potencia del equipo, mayor es la resolución de la imagen (Hayashi et al., 2004). Sin embargo, la principal desventaja de los equipos de bajo campo es su menor relación S/R (Signal-to-Noise Ratio) en comparación con los de alto campo, lo que resulta en una resolución espacial y temporal inferior y en tiempos de adquisición más prolongados (Greco et al. 2022).

Señal en resonancia magnética

Al igual que en otras modalidades de imagen, la RM tiene su propia nomenclatura para describir las diferentes señales observables. Estas señales se clasifican en tres categorías y siempre se comparan con un tejido estándar de referencia (Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007).

- **Hiperintensa:** cuando la señal es brillante en comparación con el tejido de referencia.
- **Hipointensa:** cuando la señal es oscura.
- **Isointensa:** cuando la señal es similar a la del tejido de referencia.

Secuencias en Resonancia magnética

Para generar las imágenes de RM, es fundamental dominar los conceptos de relajación T1 y T2, que son propiedades intrínsecas de los tejidos biológicos. Estas propiedades determinan cómo los tejidos responden a los pulsos de PR aplicados durante la obtención de imágenes por RM. Al comprender las características de relajación de cada tejido, podemos manipular estos pulsos para destacar diferentes estructuras en las imágenes resultantes (Hendrick 1994; Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007).

Uno de los grupos de secuencias más utilizados en RM es el conocido como spin echo (SE). Las secuencias SE, fue desarrollada por Hahn en 1950 y son fundamentales porque proporcionan imágenes con un alto grado de contraste entre los tejidos, gracias a su capacidad para reducir el efecto de interferencias externas, como las inhomogeneidades del campo magnético, que pueden distorsionar las imágenes, siendo así, proporcionan un contraste fácilmente identificable entre los tejidos (Hendrick 1994; Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007; Pooley 2005). El ciclo de pulsos inicia con un pulso de excitación de 90°, el cual inclina el vector de magnetización hacia el plano transversal (aunque, en ocasiones, este ángulo puede variar). Posteriormente, se aplican uno o dos pulsos de 180° con el fin de refasar los protones y así recuperar la señal, obteniendo uno o dos ecos, según sea el caso. Simultáneamente al pulso de excitación de 90°, se emplea un gradiente de campo para lograr la excitación selectiva de un plano específico del tejido. Más adelante, en un momento

seleccionado por el operador, se aplica un pulso de 180° , invirtiendo todos los vectores de magnetización. A partir de este punto, los núcleos comienzan a reagruparse debido a sus diferencias en las velocidades de precesión, generando lo que se conoce como un eco de espín (Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007; Pooley 2005).

La versatilidad de la secuencia SE radica en su capacidad para generar imágenes potenciadas en T1, T2 o en DP, simplemente ajustando los parámetros de TR y el TE dentro del ciclo de pulsos. Estos cambios en los parámetros permiten obtener diferentes contrastes en las imágenes, haciendo de esta secuencia una herramienta flexible y ampliamente utilizada en estudios de resonancia magnética para la evaluación de diversos tipos de tejidos y patologías.

El TR regula la ponderación de la imagen en función de la relajación T1, mientras que el TE controla la ponderación de la imagen relacionada con la relajación T2 de los tejidos. Estos dos parámetros son fundamentales para ajustar el contraste de las imágenes obtenidas en resonancia magnética, permitiendo resaltar diferentes características de los tejidos según sus tiempos de relajación y facilitando la detección de patologías específicas.

Además de las secuencias SE estándar, existen variantes que modifican este esquema básico para lograr efectos específicos, como la supresión selectiva de señales de ciertos tipos de tejidos. Un ejemplo de esto son las secuencias de inversión-recuperación (IR). En principio, son una modificación de las secuencias SE o TSE. Sin embargo, a diferencia de estas, el ciclo de pulsos en la secuencia IR comienza con un pulso de inversión de 180° . El objetivo de este pulso inicial es invertir la magnetización de todos los tejidos en sentido antiparalelo, lo que significa que hay más núcleos con el momento magnético orientado en dirección opuesta al campo magnético externo que en el mismo sentido.

Este pulso permite una fuerte ponderación en T1, ya que la magnetización longitudinal se recupera desde un valor invertido, lo que proporciona mayor separación entre las curvas de relajación T1 de los tejidos y, por ende, un mayor contraste en T1 en comparación con las secuencias SE o TSE. Además, como la magnetización debe recuperarse desde un valor negativo, hay un punto en el que los vectores de magnetización de los tejidos son nulos (es decir, cuando el número de núcleos paralelos y antiparalelos es el mismo). Este momento de nulidad puede ser aprovechado para anular la señal de ciertos tejidos, permitiendo la supresión selectiva de señales no deseadas y mejorando así la claridad de las imágenes obtenidas (Greco et al. 2023; Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007; Pooley 2005). Estas secuencias son especialmente útiles cuando se desea suprimir la señal de tejidos como la grasa o el líquido cerebroespinal, que de otro modo podrían ocultar estructuras importantes en la imagen.

Dentro de las secuencias de inversión-recuperación, destacan dos tipos principales: FLAIR (fluid attenuated inversion recovery) y STIR (short tau

inversion recovery). El FLAIR suprime la señal del líquido, lo que es útil en la detección de lesiones cercanas a áreas de alto contenido acuoso, como las que se encuentran en el cerebro. Por otro lado, el STIR suprime la señal de la grasa, lo que permite visualizar mejor tejidos y lesiones que de otro modo podrían no ser evidentes en imágenes convencionales.

El proceso de estas secuencias comienza con un PR de 180°, seguido de la secuencia estándar de SE. El tiempo transcurrido entre la aplicación del PR de 180° y el PR de 90° se denomina tiempo de inversión (TI). La elección del TI es crucial, ya que determina qué tipo de tejido se suprimirá en la imagen final. En el caso de FLAIR, el TI se elige para anular la señal del líquido, mientras que en el STIR se ajusta para suprimir la señal de la grasa.

La secuencia TSE o Fast Spin Echo (FSE) representó un avance excepcional en el desarrollo de secuencias rápidas de resonancia magnética (RM) y en sus aplicaciones clínicas. Esta secuencia rápida fue desarrollada por Henning y su equipo en la Universidad de Friburgo, con la primera publicación sobre sus aplicaciones clínicas apareciendo en 1986. La TSE se basa en la secuencia SE (Spin Echo) multieco convencional, pero a diferencia de esta, permite la adquisición de múltiples ecos (más de dos) tras cada pulso de excitación de 90°, seguido de varios pulsos de refase de 180°. Después de cada pulso de 180°, se genera un eco. Lo que distingue a la secuencia TSE es que cada eco tiene una codificación de fase distinta y todos contribuyen a formar la misma imagen. Esto contrasta con la secuencia SE convencional de doble eco, donde cada eco rellena diferentes líneas del espacio K. En la TSE, normalmente se producen entre 4 y 32 ecos, pero en algunos casos es posible formar una imagen completa con un solo pulso de excitación, en lo que se denomina modalidad "single-shot". Esta capacidad para adquirir múltiples ecos en un tiempo más corto ha mejorado significativamente la velocidad de adquisición de imágenes, permitiendo estudios clínicos más rápidos y eficientes (Hendrick 1994; Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007; Pooley 2005).

El contraste de las imágenes obtenidas mediante la secuencia TSE presenta algunas diferencias en comparación con la secuencia SE convencional. Entre ellas, destaca la baja intensidad de señal en ciertos tejidos como el hígado, el músculo y la sustancia gris. Esto se debe a las características específicas de la secuencia TSE y a la forma en que los ecos se codifican y se acumulan. Además, la grasa muestra una alta intensidad de señal, similar a la observada en las imágenes SE ponderadas en T1. Estos cambios en la intensidad de señal y el contraste pueden influir en la interpretación clínica de las imágenes, y se deben tener en cuenta al seleccionar la secuencia más adecuada para cada estudio (Hendrick 1994; Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007; Snaps et al. 1998).

Secuencias *Spin Echo* potenciadas en T1.

La imagen ponderada en T1 (T1W) se genera utilizando tiempos de repetición (TR) y tiempos de eco (TE) cortos. Estos parámetros están diseñados para maximizar la sensibilidad a las diferencias en los tiempos de relajación T1 entre los tejidos. El tiempo de repetición (TR) es el intervalo entre la aplicación de dos pulsos de radiofrecuencia consecutivos, mientras que el tiempo de eco (TE) es el tiempo entre la aplicación del pulso de radiofrecuencia y la recolección de la señal. El valor de TR es crítico en la obtención de imágenes ponderadas en T1, ya que determina el tiempo que tiene la magnetización longitudinal para recuperarse antes de la siguiente excitación. En este contexto, el tiempo de relajación T1 de un tejido específico es el tiempo necesario para que la magnetización longitudinal recupere aproximadamente el 63% de su valor original después de haber sido perturbada por un pulso de radiofrecuencia.

Dado que el T1 varía según el entorno bioquímico de los núcleos de hidrógeno, los diferentes tejidos muestran diferentes grados de recuperación de la magnetización longitudinal durante el TR seleccionado. Los tejidos con un T1 corto, como la grasa, recuperan rápidamente su magnetización longitudinal y, por lo tanto, aparecerán brillantes (hiperintensos) en la imagen T1W. Por el contrario, los tejidos con un T1 más largo, como los fluidos, no recuperan su magnetización tan rápidamente, resultando en una menor señal y apareciendo más oscuros (hipointensos) en la imagen. El tejido blando, como los músculos o ciertos órganos, posee tiempos de relajación intermedios, lo que implica que su intensidad en la imagen variará dependiendo de sus características específicas y de su interacción con los parámetros de la secuencia de IRM. Esta variabilidad en la intensidad es crucial para diferenciar entre diversos tipos de tejidos blandos y para detectar posibles anomalías. (Hendrick 1994; Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007)

La combinación de un TR corto y un TE corto es esencial para suprimir los efectos de la relajación T2 y, al mismo tiempo, resaltar las diferencias en los tiempos de relajación T1. Esto permite obtener imágenes que son particularmente útiles para visualizar estructuras anatómicas con alto contenido de grasa y para detectar la captación de contraste en estudios con agentes paramagnéticos como el gadolinio, siendo uno de los principales usos de esta secuencia es la comparación de imágenes antes y después de la administración de agentes de contraste paramagnéticos, como el gadolinio. El gadolinio es una sustancia que acorta el tiempo de relajación T1 de los tejidos que lo captan, lo que resulta en un aumento de la intensidad de la señal en imágenes ponderadas en T1 (TW). Esto se traduce en que las áreas que captan el contraste aparecerán como hiperintensas, facilitando la identificación de lesiones o áreas con alteraciones en la permeabilidad de los vasos sanguíneos. Este conocimiento es fundamental para la interpretación precisa de las imágenes por resonancia magnética, ya que nos permite distinguir entre variaciones normales y patológicas en la captación de contraste, lo que es crucial para un diagnóstico adecuado (Hendrick 1994; Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007).

Secuencias *Spin Echo* potenciadas en T2.

La imagen ponderada en T2 (T2W) se obtiene cuando tanto el tiempo de repetición (TR) como el tiempo de eco (TE) son largos. Al extender estos tiempos, se enfatizan las diferencias en los tiempos de relajación T2 entre los diferentes tejidos, lo que permite una mejor visualización de estructuras que retienen

magnetización transversal por más tiempo, como los fluidos, que aparecerán hiperintensos en la imagen. Por ejemplo, al utilizar un TE prolongado, se permite que los tejidos con tiempos de relajación T2 cortos, como la grasa, pierdan su magnetización transversal. Como resultado, estos tejidos aparecerán hipointensos en la imagen, es decir, con menor intensidad de señal. Por otro lado, los tejidos con tiempos de relajación T2 largos, como los fluidos, mantendrán su magnetización transversal durante un período más extenso, lo que hace que aparezcan hiperintensos, o más brillantes, en la imagen. Sin embargo, al alargar excesivamente el TE, la señal puede decaer hasta un punto en el que sea difícil distinguirla del ruido de fondo, lo que puede comprometer la calidad de la imagen y la precisión del diagnóstico. Es un equilibrio delicado, donde se busca maximizar el contraste sin perder la claridad necesaria para interpretar correctamente la imagen. Es importante entender que la relajación longitudinal (T1) y la recuperación transversal (T2) ocurren simultáneamente durante la adquisición de la imagen. Esto significa que no existen imágenes puramente ponderadas en T1 o T2; todas las imágenes de resonancia magnética contienen componentes de ambos tipos de relajación. Al configurar los parámetros de exploración, como el TR y el TE, se decide cuál tipo de relajación se enfatizará más en la imagen, otorgando así un predominio de características T1 o T2, dependiendo de lo que se desee observar (Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007). La potenciación en T1 o T2 es fundamental para adaptar la imagen a las necesidades específicas del estudio, y permite resaltar diferentes aspectos de la anatomía o patología en cuestión. Además, existen muchas técnicas especializadas que se basan en estas dos formas principales de ponderación, como las secuencias de inversión-recuperación (IR) para eliminar señales no deseadas o las técnicas de eco de espín rápido (FSE/TSE) que optimizan el tiempo de exploración y mejoran la calidad de la imagen. Estas técnicas avanzadas permiten obtener información detallada y específica que es crucial para un diagnóstico preciso y efectivo (Hendrick 1994; Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007).

Secuencias de supresión del líquido (FLAIR)

La secuencia FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery), es una secuencia de inversión-recuperación (IR) son una variante derivada de la secuencia de eco de espín (SE). Esta señal es caracterizada por la inclusión de un pre-pulso de 180° que se aplica antes del pulso de excitación de 90°. Este pre-pulso tiene como objetivo invertir la magnetización de los protones en el tejido, estableciendo una condición inicial diferente antes de la excitación principal, por lo que esta secuencia, aplica un tiempo de inversión (TI) prolongado. Este TI extendido permite la supresión de la señal procedente del fluido libre, es decir, de fluidos que presentan baja celularidad y un bajo contenido proteico, como el líquido cefalorraquídeo (LCR). Sin embargo, esta técnica presenta limitaciones; una de las principales es que no logra suprimir la señal de otros tipos de fluidos que poseen alta celularidad, como ocurre con la sangre. La secuencia FLAIR se utiliza con frecuencia en conjunto con secuencias ponderadas en T2 (T2W), ya que proporciona una visualización más precisa y destacada de lesiones que son hiperintensas en T2 (Hajnal et al. 1992; Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007).

Secuencias de supresión de la Grasa (STIR)

Dentro de las mismas secuencias de inversión- recuperación, se encuentra la secuencia STIR (Short Time Inversion Recovery). En este caso, se aplica un tiempo de inversión (TI) corto, diseñado específicamente para suprimir la señal de la grasa. Esto se logra ajustando el TI de manera que la curva de relajación T1 de la grasa pase por cero justo en el momento de aplicar el pulso de excitación. Como resultado, la grasa aparece oscura en la imagen, permitiendo que otros tejidos, como los fluidos, se destaquen. El uso principal de la secuencia STIR se centra en la evaluación de la columna vertebral. Es especialmente valiosa en este contexto porque permite distinguir de manera efectiva entre las lesiones hiperintensas en imágenes ponderadas en T2 (T2W) y la grasa presente en la médula ósea de las vértebras (Greco et al. 2023; Krinsky, Rofsky, and Weinreb 1996; Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007).

Secuencias gradiente echo (GE)

Este tipo de secuencias presentan diferencias significativas en comparación con las secuencias de SE y las secuencias IR. Una de las principales diferencias radica en los ángulos de los pulsos de RF que se utilizan. Mientras que las secuencias SE e IR emplean pulsos de 90° y 180°, las secuencias de gradiente eco (GE) utilizan ángulos de excitación menores, lo que modifica la forma en que los protones son manipulados y, por ende, la generación de la señal (Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007; Pooley 2005; Snaps et al. 1998).

Otra diferencia clave es el TR, que en las secuencias GE es significativamente menor. Esto permite que el tiempo de adquisición total sea más corto, lo que resulta en un escaneo más rápido, una ventaja importante en situaciones donde se requiere reducir el tiempo de la exploración o cuando se busca aumentar la resolución temporal. Sin embargo, una de las desventajas de las secuencias GE es que, al no aplicarse el pulso de refocalización de 180°, no se eliminan las interferencias externas, como las causadas por inhomogeneidades del campo magnético o la presencia de tejidos que generan artefactos. Esto significa que las secuencias GE son más susceptibles a estos artefactos, lo que puede complicar la interpretación de las imágenes en ciertas situaciones. Una de las secuencias GE más utilizadas es la secuencia ponderada en T2* (T2 star). La secuencia T2* se utiliza principalmente para la detección de infartos hemorrágicos y depósitos de hemosiderina, así como para la identificación de otros subproductos de la sangre (Elster 1993; Hendrick 1994; Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007).

Factores de la resonancia Magnética

Factores Extrínsecos

Los factores extrínsecos en la resonancia magnética son parámetros que dependen del equipo utilizado y de las decisiones tomadas por el técnico de radiodiagnóstico. Estos factores pueden ser ajustados antes de iniciar una exploración y juegan un papel crucial en la calidad final de las imágenes obtenidas. A continuación, se detallan algunos de los factores extrínsecos más

importantes y su impacto en las imágenes de resonancia magnética, basados en lo descrito por (Oleaga Zufiría and Lafuente Martínez 2007)

1. Tiempo de Repetición (TR):

El TR es el intervalo de tiempo entre la aplicación de dos secuencias consecutivas de pulsos de radiofrecuencia (RF), medido en milisegundos (ms). La elección del TR influye directamente en varias características de la imagen (Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007):

- **TR Largo:** Un TR largo permite obtener más cortes por exploración y aumenta la intensidad de la señal, lo que es útil para secuencias ponderadas en T2. Sin embargo, alarga el tiempo total de exploración y disminuye el contraste en las imágenes ponderadas en T1 (T1W), lo que puede hacer menos evidente la diferenciación entre los tejidos con diferentes tiempos de relajación T1.
- **TR Corto:** Un TR corto, por otro lado, genera un mayor contraste en T1W, lo que ayuda a diferenciar mejor los tejidos en función de sus propiedades T1. Sin embargo, un TR corto también acorta el tiempo de exploración, lo que resulta en menos cortes y una menor intensidad de señal, lo que podría afectar la claridad de las imágenes.

2. Tiempo de Eco (TE):

El TE es el intervalo de tiempo entre la aplicación del pulso de RF y la captura del eco de la señal, también medido en milisegundos (ms). Este parámetro afecta el contraste en las imágenes de la siguiente manera (Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007):

- **TE Largo:** Un TE largo favorece un mayor contraste en las imágenes ponderadas en T2 (T2W), destacando las diferencias entre tejidos con diferentes tiempos de relajación T2. No obstante, un TE largo reduce la intensidad de la señal, lo que puede llevar a imágenes más oscuras y con menos claridad en algunos detalles.
- **TE Corto:** En contraste, un TE corto incrementa la intensidad de la señal, produciendo imágenes más brillantes y detalladas. Sin embargo, esta elección reduce el contraste en T2W, lo que puede dificultar la visualización de ciertas patologías que dependen de una diferenciación clara en T2.

3. Número de Adquisiciones o Excitaciones (NEX):

El NEX indica cuántas veces se mide la señal para la reconstrucción de la imagen. Este factor tiene un impacto significativo en la relación señal/ruido (S/R) y en la calidad de la imagen (Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007):

- **NEX Alto:** Aumentar el NEX mejora la relación S/R, lo que significa que la señal principal se destaca mejor sobre el ruido de fondo, resultando en

imágenes de mayor calidad y claridad. Sin embargo, este aumento en la calidad de imagen viene a costa de un incremento en el tiempo total de la exploración.

- **NEX Bajo:** Reducir el NEX acelera la adquisición de imágenes, lo que es beneficioso en situaciones donde el tiempo es un factor crítico. Sin embargo, esto disminuye la relación S/R, lo que podría resultar en imágenes más ruidosas y de menor calidad.

4. Matriz (MAT):

La matriz (MAT) se refiere al número de líneas de datos adquiridas en el espacio K, que luego se transforman en píxeles para formar la imagen final. La MAT es un parámetro crucial para determinar la resolución espacial de la imagen (Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007):

- **Matriz Alta:** Incrementar la resolución de la MAT permite capturar detalles más finos en la imagen, mejorando la resolución espacial y permitiendo una evaluación más precisa de las estructuras anatómicas. Sin embargo, esto también aumenta el tiempo de adquisición de la imagen y puede reducir la intensidad de la señal, lo que podría requerir ajustes adicionales en otros parámetros para compensar esta pérdida.
- **Matriz Baja:** Una matriz con menor resolución reduce el tiempo de adquisición y aumenta la intensidad de la señal, pero a expensas de la resolución espacial, lo que puede resultar en imágenes menos detalladas y, en algunos casos, insuficientes para un diagnóstico preciso.

5. Campo de Visión (FOV)

El campo de visión (FOV) representa el tamaño del área que se va a estudiar durante una exploración por resonancia magnética y se refleja en la imagen reconstruida (Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007). Modificar el FOV tiene implicaciones directas en la calidad de la imagen y en la información anatómica capturada:

- **Aumento del FOV:** Al ampliar el FOV, se incrementa el área cubierta por la imagen, lo que permite visualizar una mayor porción del cuerpo o región bajo estudio. Un FOV más amplio también tiende a aumentar la señal capturada, lo que puede mejorar la claridad de la imagen. Sin embargo, un FOV más grande puede reducir la resolución espacial, lo que significa que los detalles finos pueden ser menos discernibles. Además, el riesgo de artefactos por envolvimiento (cuando partes del cuerpo fuera del campo de visión se proyectan incorrectamente en la imagen) disminuye con un FOV más amplio.
- **Reducción del FOV:** Por otro lado, reducir el FOV mejora la resolución espacial, permitiendo una mayor precisión en la visualización de detalles anatómicos pequeños. Esto es particularmente útil en estudios que requieren una alta resolución para evaluar estructuras finas. No obstante, un FOV reducido también disminuye la señal capturada, lo que puede

llevar a imágenes más ruidosas o menos claras. Además, el riesgo de artefactos por envolvimiento aumenta, lo que puede afectar la calidad de la imagen.

6. Número de Cortes

El número de cortes hace referencia a la cantidad de imágenes que se programan para cubrir la región anatómica en estudio (Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007). Este factor es crucial para la obtención de una representación tridimensional precisa de la zona investigada:

- **Mayor número de cortes:** Realizar un mayor número de cortes permite obtener una representación tridimensional más detallada de la estructura anatómica. Esto resulta en una visión más completa y precisa de la región bajo estudio, lo cual es esencial para diagnósticos complejos o cuando se requiere una evaluación detallada de la anatomía.
- **Menor número de cortes:** Un menor número de cortes puede acelerar el tiempo de examen, pero puede sacrificar la capacidad de visualizar correctamente la región anatómica en todas sus dimensiones. Esto podría ser adecuado para estudios rápidos o de áreas menos complejas, pero puede no ser suficiente para estudios que requieren un análisis detallado.

7. Distancia entre los Cortes

La distancia entre los cortes es la separación entre una imagen y otra en una secuencia de RM (Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007):

- **Distancia reducida entre cortes:** Disminuir la distancia entre los cortes mejora la continuidad de la imagen en las secuencias, lo que puede ser útil para detectar pequeñas anomalías que podrían perderse con una mayor separación. Sin embargo, esta reducción también disminuye la relación señal/ruido (S/R) y la resolución de contraste, lo que podría afectar la calidad global de la imagen.
- **Distancia aumentada entre cortes:** Aumentar la distancia entre cortes puede mejorar la resolución de contraste y la relación S/R, pero podría resultar en la pérdida de pequeños detalles anatómicos entre los cortes, lo que es menos ideal para estudios detallados.

8. Grosor de Corte

El grosor de corte se refiere al espesor de cada imagen adquirida durante la exploración, medido en milímetros (Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007):

- **Grosor de corte mayor:** Aumentar el grosor de corte resulta en una mayor señal en la imagen, ya que se promedia la información de un volumen más grande de tejido. Esto puede ser beneficioso para estudios donde se prioriza la señal sobre la resolución, como en imágenes de estructuras grandes. Sin embargo, un grosor de corte mayor reduce la resolución espacial y aumenta el efecto de volumen parcial, donde diferentes tejidos

dentro de un mismo corte se promedian, reduciendo la claridad de la imagen.

- **Grosor de corte menor:** Reducir el grosor de corte mejora la resolución espacial, permitiendo una visualización más detallada de estructuras finas. No obstante, esto también disminuye la señal capturada, lo que puede resultar en imágenes más ruidosas, especialmente si el número de adquisiciones no es suficiente para compensar esta pérdida de señal.

9. Flip Angle (FA)

El Flip Angle es el ángulo utilizado para orientar el vector de magnetización longitudinal durante la adquisición de la imagen(Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007):

- **Ángulo elevado:** Un FA más alto incrementa la componente transversal de la magnetización, lo que generalmente resulta en una señal más fuerte y una imagen más brillante. Sin embargo, ángulos muy grandes pueden prolongar la duración del estudio debido al tiempo adicional requerido para que la magnetización se recupere.
- **Ángulo bajo:** Un FA menor reduce la componente transversal, lo que puede resultar en una señal más débil, pero permite una recuperación más rápida de la magnetización longitudinal, acortando el tiempo de examen.

10. Tipo de Bobina

La elección del tipo de bobina utilizada en la resonancia magnética afecta directamente la resolución espacial, el contraste de la imagen y la susceptibilidad a la aparición de artefactos(Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007):

- **Bobinas de alta resolución:** Estas bobinas están diseñadas para capturar imágenes con un alto nivel de detalle y resolución espacial. Son ideales para estudios que requieren precisión en la visualización de estructuras pequeñas.
- **Bobinas de cuerpo:** Son más adecuadas para estudios que abarcan grandes áreas anatómicas, pero pueden no ofrecer la misma resolución que las bobinas diseñadas para áreas más pequeñas. La elección de la bobina debe ajustarse al tipo de estudio para optimizar los resultados.

11. Tiempo de Adquisición (TA)

El tiempo de adquisición (TA) es el período que se necesita para obtener una imagen o una secuencia completa de imágenes. Este tiempo está determinado por el TR, el número de codificaciones de fase (N), y el NEX, y se calcula utilizando la fórmula(Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007):

$$TA=TR \times N \times NEX$$

- **Tiempo de adquisición largo:** Un TA prolongado permite capturar más información y mejorar la relación S/R, resultando en imágenes de mayor calidad. Sin embargo, puede ser menos tolerable para los pacientes, especialmente en estudios largos.
- **Tiempo de adquisición corto:** Acorta el tiempo total de la exploración, lo cual es beneficioso en términos de comodidad del paciente y eficiencia del estudio. No obstante, un TA más corto puede comprometer la calidad de la imagen si no se optimizan adecuadamente los otros parámetros.

El propósito al planificar un estudio de RM es obtener imágenes de alta calidad, con una señal y contraste adecuados, buena resolución espacial y dentro de un tiempo de adquisición razonable para garantizar tanto el bienestar del paciente como la efectividad del proceso anestésico si es necesario. Para ello, es esencial tener un conocimiento detallado de los factores que influyen en la calidad de la imagen. En particular, los cuatro factores más importantes son:

1. La relación señal/ruido.
2. La relación contraste/ruido.
3. La resolución espacial.
4. El tiempo de adquisición de la imagen.

1. Señal/ruido (S/R)

La **relación señal/ruido (S/R)** mide la proporción entre la intensidad de la señal captada por la antena receptora y la magnitud del ruido que también es recogido por el mismo sistema. La señal proviene del voltaje inducido en la antena debido al movimiento de precesión del vector de magnetización en el plano transversal, mientras que el ruido tiene su origen en las imperfecciones del equipo de RM, el proceso de adquisición de imágenes y factores externos como el movimiento del paciente. Mejorar la calidad de la imagen implica aumentar la señal y reducir el ruido, sin embargo, no siempre es fácil. Algunos parámetros que incrementan la relación S/R también pueden comprometer otros aspectos de la calidad, como la resolución espacial y el tiempo de adquisición, lo que crea un equilibrio delicado entre estos factores (Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007).

Los parámetros que afectan la **relación señal/ruido (S/R)** en una imagen de resonancia magnética son los siguientes:

- **Densidad de protones** del área de estudio: Cuanto mayor sea la densidad de protones en el tejido, mayor será la señal recibida.
- **Volumen del vóxel:** Vóxeles más grandes captan más señal, pero a costa de la resolución espacial.

- **Tiempo de repetición (TR), tiempo de eco (TE) y el ángulo de inclinación** del vector de magnetización: Estos factores influyen en cómo se genera y se recoge la señal en el estudio.
- **Número de adquisiciones o excitaciones:** Aumentar el número de adquisiciones mejora la S/R, ya que promedia el ruido, pero incrementa el tiempo de adquisición.
- **Anchura de la banda de recepción:** Una banda más estrecha reduce el ruido, pero puede afectar la cantidad de señal recibida.
- **Tipo de bobina:** El uso de bobinas especializadas o de mayor calidad puede mejorar la captación de señal, mejorando la S/R.

2. Contraste/ruido (C/R)

Es la diferencia de señal entre dos áreas adyacentes se conoce como **contraste**. Este contraste se manifiesta en una escala de grises en las imágenes, permitiendo que el ojo humano distinga entre diferentes tejidos.

Los parámetros que influyen en la **relación contraste/ruido (C/R)** son los siguientes:

- **TR (Tiempo de Repetición), TE (Tiempo de Eco), TI (Tiempo de Inversión), el ángulo de inclinación** del vector de magnetización y el **factor de aceleración** en las secuencias rápidas.
- **Flujo sanguíneo** o de fluidos.
- **Tiempos de relajación T1 y T2 y la densidad de protones** de los tejidos.

Al manipular adecuadamente estos parámetros de secuencia y comprender las propiedades intrínsecas de los tejidos—como los tiempos de relajación y la densidad protónica—es posible diseñar la secuencia o método de adquisición de datos más adecuado. Esto permite lograr un contraste óptimo entre un proceso patológico en estudio y el tejido sano adyacente, facilitando así su detección y análisis (Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007).

3. Resolución espacial

La **resolución espacial** es la capacidad de una imagen para representar estructuras anatómicas de tamaño pequeño, y está determinada por el tamaño del vóxel. Los parámetros que influyen en la resolución espacial son:

- **Grosor de corte.**
- **Campo de visión (FOV).**
- **Matriz de la imagen.**

Para mejorar la resolución espacial, es necesario disminuir el volumen del vóxel. Esto se puede lograr reduciendo el grosor de corte, disminuyendo el FOV y/o aumentando la matriz de la imagen o el número de píxeles. Sin embargo, mejorar la resolución tiene como consecuencia una disminución en la relación señal/ruido (S/R), ya que, como se mencionó anteriormente, estos parámetros deben ajustarse en dirección opuesta para incrementar la S/R (Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007).

4. Tiempo de adquisición (TA)

Otro factor que influye en la calidad de la imagen es el **tiempo de adquisición (TA)**. El movimiento del paciente puede deteriorar la imagen; por lo tanto, cuanto menor sea el tiempo de adquisición, menores serán las probabilidades de que la imagen se vea afectada por movimientos involuntarios.

Los parámetros que afectan al **tiempo de adquisición** son:

- **Tiempo de repetición (TR).**
- **Número de codificaciones de fase.**
- **Número de adquisiciones o excitaciones.**
- **Tiempo de lectura del eco.**

Considerando estos parámetros y su influencia en el TA, es posible reducir el tiempo de adquisición de las siguientes maneras:

1. **Reducir el TR:** Al disminuir el tiempo de repetición, se reduce el tiempo total de adquisición. Sin embargo, esto puede llevar a una recuperación incompleta del vector de magnetización en el plano longitudinal, lo que resulta en una disminución de la relación señal/ ruido (S/R).
2. **Utilizar un FOV reducido en la dirección de fase (FOV rectangular):** Esto disminuye el número de codificaciones de fase necesarias, reduciendo así el tiempo de adquisición.
3. **Reducir el número de adquisiciones o excitaciones:** Al disminuir el número de veces que se repite la adquisición, se reduce directamente el tiempo total necesario.
4. **Obtener un eco fraccionado:** Esta técnica permite acortar el tiempo de lectura del eco, contribuyendo a una reducción del tiempo de adquisición.

Es importante tener en cuenta que muchos de los parámetros de imagen influyen de manera opuesta en los factores que determinan la calidad de la imagen. Por ejemplo, disminuir el TR, el número de codificaciones de fase y el número de adquisiciones reduce el tiempo de adquisición, pero también puede disminuir la S/R. Asimismo, reducir el FOV y el grosor de corte o aumentar la matriz mejora la resolución espacial, pero puede afectar negativamente la S/R (Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007).

Factores Extrínsecos

Los factores intrínsecos son propiedades inherentes al tejido que se está examinando y no pueden ser alterados por el equipo de resonancia magnética

(RM) ni por las decisiones del personal técnico. Estos factores son fundamentales para la formación de la imagen, ya que influyen directamente en cómo los diferentes tejidos responden a los campos magnéticos y a los pulsos de radiofrecuencia. En todas las imágenes obtenidas mediante RM, están presentes de manera intrínseca tanto las características de T1 como de T2. La elección precisa de los parámetros de adquisición permite destacar de manera selectiva las propiedades de T1W, T2W, o conseguir una ponderación mixta, como la densidad de protones (DP), dependiendo de los objetivos diagnósticos (Oleaga Zufiría and Lafuente Martínez 2007).

Artefactos de la Resonancia Magnética

Los artefactos en resonancia magnética (RM), al igual que en otras técnicas de imagen, son imperfecciones no deseadas que pueden aparecer en las imágenes obtenidas, distorsionando la representación visual del objeto de estudio. Estos artefactos pueden originarse a partir de diversas fuentes, ya sea relacionadas con el paciente, el equipo o el entorno, y tienen el potencial de disminuir significativamente la calidad de las imágenes, lo que a su vez puede complicar su interpretación clínica y llevar a diagnósticos erróneos (Bellon et al. 1986; Lafuente Martínez and Oleaga Zufiría 2007) Bernard 1989).

Los artefactos en RM pueden clasificarse según su origen en varias categorías, cada una con sus propias causas y características. Identificar correctamente el tipo de artefacto es crucial para determinar el mejor método de mitigación o corrección.

1. **Artefactos Relacionados con el Paciente:** Estos son artefactos que se deben a factores inherentes al paciente o a su interacción con el entorno de la máquina de RM.
2. **Artefactos Relacionados con la obtención de las imágenes:** Estos artefactos son causados por limitaciones o defectos en el equipo de RM, así como por configuraciones incorrectas de los parámetros de la imagen.

. - Artefactos Relacionados con el Paciente:

Artefacto por movimiento.

El artefacto por movimiento es uno de los problemas más comunes y persistentes en la obtención de imágenes por resonancia magnética (RM). Se produce cuando el paciente se mueve durante el proceso de adquisición de imágenes, incluso si el movimiento es mínimo. Debido a que una secuencia de RM puede tardar varios minutos en completarse, cualquier desplazamiento del paciente, ya sea por respiración, latidos cardíacos, deglución o movimientos involuntarios, puede provocar una distorsión significativa en la calidad de la imagen. Para abordar y minimizar el impacto del artefacto por movimiento, hay varias estrategias que buscan mejorar la calidad de las imágenes obtenidas y evitar interpretaciones incorrectas, siendo de esta forma, una adecuada preparación del paciente (anestesia general/sedación), reducción del tiempo de adquisición utilizando secuencias más rápidas, sincronización de los movimientos respiratorios y el ritmo cardíaco (Gwiazdowski et al. 2021; Sartori et al. 2015).

Artefactos de flujo de sangre y líquido cefalorraquídeo:

Otro de los artefactos más comunes en la obtención de imágenes por RM. Este tipo de artefacto se debe al movimiento constante de la sangre dentro de los vasos, lo que interfiere con el proceso de adquisición de la imagen. Entre los diferentes tipos de artefactos de flujo, el fenómeno de tiempo de vuelo (time of flight phenomenon) es el más reconocido. Este fenómeno ocurre cuando la sangre, al estar en movimiento continuo, recibe de manera desigual los pulsos de radiofrecuencia (PR) de la secuencia de RM. Esto provoca una alteración en la señal registrada y una pérdida de nitidez en las imágenes, afectando principalmente la visualización de los vasos sanguíneos. Por otro lado, el fenómeno de corte de entrada (entry slice phenomenon) representa el caso opuesto. A medida que la sangre fresca fluye hacia un plano de corte, esta presenta una señal significativamente diferente en comparación con la sangre que ha sido estimulada previamente en cortes anteriores. Esto se debe a que, al ingresar al primer corte, la sangre aún no ha sido estimulada por los pulsos de la secuencia, lo que se traduce en una señal menos intensa. Conforme la sangre avanza y pasa por sucesivos cortes, se somete repetidamente a los pulsos de 90° y 180° , aumentando su intensidad de señal. En consecuencia, la sangre en cortes posteriores aparecerá más hiperintensa en comparación con la sangre en el primer corte, lo que puede dar lugar a una variabilidad en la intensidad de señal a lo largo de los vasos sanguíneos.

El flujo del líquido cefalorraquídeo (LCR) también puede generar artefactos en las imágenes por RM, de manera similar a los observados con el flujo sanguíneo. Estos artefactos suelen presentarse como áreas de disminución de señal o incluso pérdida parcial de la supresión en ciertas secuencias, especialmente en secuencias ponderadas en T2 y FLAIR

Artefactos de pulsatilidad

El artefacto de pulsatilidad es un tipo de distorsión que ocurre con frecuencia en imágenes de resonancia magnética (RM) debido a las pulsaciones de vasos sanguíneos de cierto tamaño, como arterias y venas, durante la adquisición de la imagen. Este fenómeno se traduce en la aparición de imágenes fantasma o "ghosting", que son imágenes duplicadas que no corresponden a estructuras anatómicas reales. Estas imágenes fantasmas se alinean en la dirección de la codificación de fase, lo que puede llevar a confusión en la interpretación de la imagen, pero suelen ser fáciles de identificar y diferenciar de lesiones verdaderas debido a sus características específicas.

Artefacto de solapamiento o aliasing

Este artefacto se manifiesta cuando estructuras anatómicas que se encuentran fuera del campo de visión (FOV, por sus siglas en inglés) se proyectan o duplican al otro lado de la imagen, generando una superposición que puede dificultar la correcta interpretación clínica. Se soluciona aumentando el FOV, ajustando la posición de las estructuras a examinar, o saturando el área fuera del FOV que

puede ser susceptible de solapamiento o incluso con algoritmos de reconstrucción (Gwiazdowski et al. 2021).

Artefacto por cambio químico.

Este artefacto ocurre cuando hay una proximidad significativa entre estructuras que contienen grasa y agua, como en los tejidos adiposos y musculares. Este artefacto se debe a la diferencia en las frecuencias de resonancia de los protones de agua y grasa, lo que provoca que las señales correspondientes no se registren de manera precisa. Esto se traduce en una pérdida de señal y la aparición de un artefacto en forma de una línea oscura en un lado de la interfase (donde está presente la grasa) y una línea brillante en el otro lado (donde se encuentra el tejido blando).

Artefacto por promedio parcial:

El artefacto por promedio parcial es un fenómeno que se presenta en la resonancia magnética RM y se caracteriza por la mezcla de señales provenientes de tejidos adyacentes que poseen intensidades de señal significativamente diferentes. Este efecto se manifiesta especialmente en áreas donde coexisten líquidos o tejidos con diferentes características de intensidad, como en el caso del líquido cefalorraquídeo (LCR) y el parénquima cerebral o medular.

Artefacto de cremallera

Es un fenómeno visual que se presenta en las imágenes de resonancia magnética RM y se manifiesta como líneas y puntos alternantes en blanco y negro. Este artefacto es particularmente notorio en las áreas de la imagen donde hay una interacción entre las señales magnéticas y las ondas electromagnéticas externas, lo que genera distorsiones que pueden comprometer la calidad de la imagen obtenida (Gwiazdowski et al. 2021).

Uso De La RM En Las Aves

Uno de los primeros estudios sobre el sistema nervioso es el de (Romagnano et al. 1996) ,que analiza el cerebro y la cavidad celómica de la paloma doméstica (*Columba livia*). Otro trabajo destacado es el de (Verhoye et al. 1998), quienes investigaron el cerebro de pequeñas aves como el canario (*Serinus canaria*) utilizando un imán de 1.5T, capturaron imágenes potenciadas en T1, T2 y con contraste, logrando visualizar estructuras nerviosas como los hemisferios cerebrales, el cerebelo, el quiasma óptico, el tronco encefálico, y más, así como órganos celómicos como el hígado, los riñones y los ovarios. Un trabajo posterior relevante es el de (De Groof et al. 2016), que estudia la morfología cerebral interna y externa de cuatro especies de kiwi (*Apteryx spp.*), además de estimar del volumen cerebral usando modelos 3D. En 2015, (Jirak et al. 2015) combinaron RM y TC para realizar un análisis cuantitativo del cerebro en faisanes de cuello anillado (*Phasianus colchicus*). Al año siguiente, (De Groof et al. 2016)

desarrollaron un atlas digital tridimensional del cerebro del estornino (*Sturnus vulgaris*), mientras que otros atlas cerebrales aviares ya habían sido elaborados previamente, como los trabajos de (Poirier et al. 2008), (Vellema et al. 2011) y (Güntürkün et al. 2013). En 2018, (Stańczyk et al. 2018) utilizaron un equipo de 3.0T para estudiar el sistema nervioso central, el ojo y el oído interno de varias aves rapaces, incluyendo especies como el ratonero común (*Buteo buteo*) y el milano real (*Milvus milvus*). También destaca el trabajo de (Morgan, Donnell, and Daniel 1994), que exploró el globo ocular del búho chico (*Otus asio*) usando RM.

En cuanto al aparato respiratorio, (Pepperberg et al. 1998) realizaron mediciones de la tráquea del loro gris (*Psittacus erithacus*) combinando TC, RM y disección. Similarmente, (Düring et al. 2013) evaluaron la siringe del diamante zebra (*Taeniopygia guttata*) mediante un modelo 3D basado en imágenes de TC y RM, y lograron identificar el cartílago, el hueso y los músculos. Un estudio reciente es el de (Abraham et al. 2023) que utilizó TC y RM para investigar la cavidad celómica de patos Pekín (*Anas platyrhynchos*), área que también fue analizada por (Ekim et al. 2013) en pollos (*Gallus domesticus*) usando un equipo de RM de 3T.

En el ámbito del desarrollo embrionario, varios autores han investigado mediante RM. (Falen et al. 1991) quisieron estudiar la yema de huevo aviar, (Bone, Johnson, and Thompson 1986) utilizaron embriones de pollo, y (Li et al. 2007), (Ruffins et al. 2007), y (Hogers 2011) trabajaron con embriones de codorniz (*Coturnix japonica*). Recientemente, (Streckenbach et al. 2023) analizaron el desarrollo in ovo de la extremidad superior del pollo con un equipo de 7T.

En cuanto a patologías, la RM ha sido fundamental para diagnosticar alteraciones neurológicas en aves. (Fleming et al. 2003) utilizaron esta técnica para diagnosticar hidrocefalia en un loro gris africano (*Psittacus erithacus*). En 2007, (Stauber et al. 2007) evaluaron a tres águilas calvas (*Haliaeetus leucocephalus*) con problemas neurológicos y determinaron que la RM es más adecuada que la radiografía para diagnosticar traumatismos medulares. En 2011, (Beaufrère et al. 2011) estudiaron un caso de accidente cerebrovascular isquémico en un loro gris africano de 14 años, logrando el diagnóstico mediante RM. (Delk et al. 2014) diagnosticaron una enfermedad vestibular periférica en un ganso chino (*Anser cygnoides*), y (Grosset et al. 2014) identificaron una enfermedad vestibular central en una guacamaya azul y dorada (*Ara ararauna*) vinculada a un aneurisma cerebral. En 2016 (de Francisco et al. 2016) correlacionaron imágenes de RM cerebral con lesiones histológicas en águilas calvas envenenadas con plomo, y detectaron daño vascular en el encéfalo.

Otros estudios de RM han evaluado condiciones como la sinusitis crónica en psitácidas, como lo demuestra el trabajo de (PYE et al. 2000), que investigaron el seno infraorbitario en diez especies de estas aves. (Bartels et al. 2001) examinaron la cabeza de patos con cresta (*Anas platyrhynchos*) para detectar alteraciones intracraneales, como el encefalocele. También es relevante el estudio de (Graham et al. 2003) que utilizó la RM y la TC post mortem para determinar la extensión de un liposarcoma periorbitario en un loro gris africano. Otros trabajos incluyen el seguimiento de la terapia con corticoesteroides en la distrofia muscular aviar (Misra and Entrikin 1988) y estudios sobre la acumulación de hierro en el hígado de palomas (Matheson et al. 2007) y cálaos (Sandmeier et al. 2012).

4. Material y Métodos



Animales

Todos los animales utilizados en esta investigación fueron tratados de acuerdo con los protocolos aprobados previamente por la institución responsable, garantizando así el cumplimiento de las normativas éticas correspondientes. Es importante destacar que no se sacrificó ni capturó ningún animal con fines científicos, únicamente para fines de investigación.

Trabajamos con 20 cadáveres de Pardelas Cenicienta Juveniles (*Calonectris borealis*) (Fig. 31), proporcionados amablemente por la Consejería de Área de Medio Ambiente, Clima, Energía y Conocimiento del Cabildo Insular de Gran Canaria. Estas aves presentaron una masa promedio de 0,520 kg (con un rango de 0,480 a 0,820 kg) y una longitud media de 42 cm (variando entre 45 y 56 cm) desde el pico hasta la base de la cola. Además, se tomaron mediciones del cráneo, desde el vértice del pico hasta el occipital, con una media de 12,48 cm. De manera similar, se calculó la longitud de la cavidad nasal, desde la base del pico hasta el área rostral de la órbita, con un promedio de 7,5 cm.



Figura 31. Pardela Cenicienta Fuente BIOTA.

Secciones Anatómicas

Las secciones anatómicas se realizaron en los individuos de pardela cenicienta (Fig. 32). Tras completar los exámenes de TC y RM, los cadáveres se colocaron en decúbito ventral sobre un soporte de aislamiento de plástico y se almacenaron en un congelador a -80°C hasta que estuvieron completamente congelados. Posteriormente, los especímenes congelados fueron seccionados con una sierra fija vertical de banda eléctrica Scheppach (Fig. 33), con el objetivo de obtener secciones anatómicas macroscópicas secuenciales. Se obtuvieron cortes transversales/dorsales/sagitales contiguos de 1 cm, comenzando en la cavidad nasal, el encéfalo y la cavidad celómica. Los cortes se limpiaron con agua, se numeraron y se fotografiaron en sus superficies craneal y caudal (Figura 34). A continuación, se seleccionaron las secciones anatómicas que mejor coincidían con las imágenes de TC y RM para identificar las estructuras de la pardela. Para apoyar este proceso, se utilizaron textos anatómicos y referencias relevantes que describen esta especie.



Figura 32. Procesado de los cortes en la sala de disección de la Facultad de Veterinaria de la ULPGC.



Figura 33. Sección de las secciones anatómicas de la cabeza de la Pardela en la sala de disección de la Facultad de Veterinaria de la ULPGC.

Tomografía Computarizada

Se obtuvieron imágenes transversales de TC de todos los individuos que participaron en el trabajo para la evaluación mediante TC, nuestros especímenes aviares se descongelaron a temperatura ambiente durante 12 horas. Se realizaron TC transversales con un escáner de TC helicoidal de 16 cortes (Toshiba Astelion, Canon Medical System®, Tokio, Japón). Las aves se colocaron simétricamente en decúbito dorsal en la camilla con una entrada craneocaudal. Siguiendo un protocolo estándar, utilizamos los siguientes parámetros: 120 kVp, 80 mA, matriz de adquisición de 512×512 , campos de visión de 1809×858 , un pitch de 0,94 y una rotación del gantry de 1,5. Las imágenes adquiridas tenían un grosor de corte de 1,5 mm. Las imágenes adquiridas tenían un grosor de corte de 0,6 mm. Para mejorar la identificación de diversas estructuras anatómicas en las exploraciones de TC, empleamos diferentes configuraciones de ventana de TC ajustando los anchos de ventana (WW) y los niveles de ventana (WL): una configuración de ventana ósea (WW = 1500; WL = 300) y una configuración de ventana pulmonar (WW = 1400; WL = -500). No se observaron diferencias significativas en la densidad o la anatomía de la TC en la cavidad celómica de los sujetos incluidos en este estudio. Además, utilizamos los datos originales para generar imágenes

reconstruidas con renderizado de volumen utilizando un formato Dicom 3D estándar (OsiriX MD, Ginebra, Suiza).

Resonancia Magnética

Se obtuvieron imágenes de RM de Fardela cenicienta en el Hospital Veterinario Los Tarahales (Las Palmas, Islas Canarias, España) (Fig. 35 y 36). Los datos de imagen se adquirieron utilizando un sistema de imagen Canon Vantage Elan 1.5 T, utilizando las siguientes secuencias: Secuencias ponderadas en T1 (T1W) en el plano transversal (TR: 634 ms, TE: 10, FOV: 1809 × 829, grosor de corte: 2 mm, tamaño de matriz: 192 × 160), secuencias ponderadas en T2 (T2W) en el plano transversal (TR: 4769 ms, TE: 120, FOV: 1809 × 829, grosor del corte: 2 mm, tamaño de la matriz: 192 × 224), secuencias T2W en el plano dorsal (TR: 5271 ms, TE: 120, FOV: 1809 × 829, grosor del corte: 2.. 5 mm, tamaño de matriz: 240 × 192) y secuencias T2W en el plano sagital (TR: 4450 ms, TE: 120, FOV: 1809 × 829, grosor de corte: 2,9 mm, tamaño de matriz: 224 × 224). Además, se obtuvieron secuencias potenciadas de eco de espín en los planos dorsal, transversal y sagital. Las imágenes de RM resultantes presentaban un grosor de corte de 2-3 mm. Posteriormente, en el proceso de selección de las imágenes se utilizó un visor Dicom 3D estándar (OsiriX MD, Ginebra, Suiza).



Figura 35. Estudio de RM de la Pardela en el Hospital Veterinario IVC Evidencia Los Tarahales.

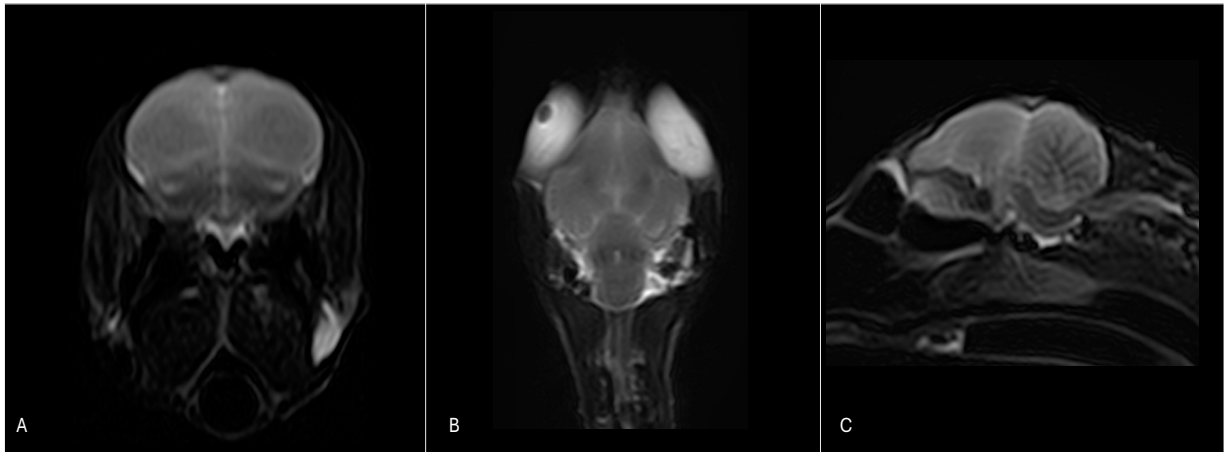
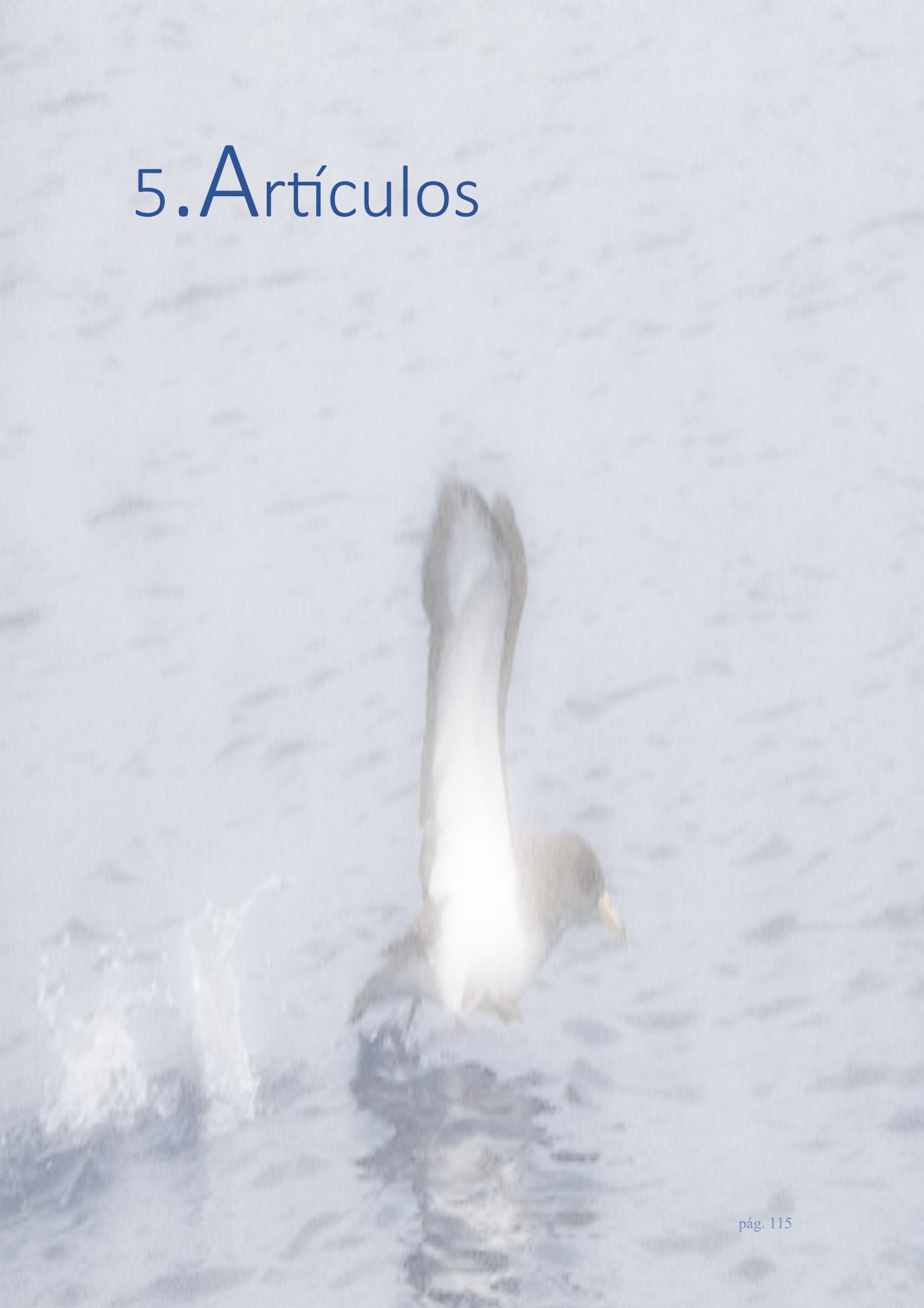


Figura 36. Estudio de RM de encéfalo en planos: (A) Transversal, (B) Dorsal, (C) Sagital de la Pardela, con imagen en secuencia T2W.

5. Artículos



Article

A Cadaveric Study Using Anatomical Cross-Section and Computed Tomography for the Coelomic Cavity in Juvenile Cory's Shearwater (*Aves, Procellariidae, Calonectris borealis*)

Alejandro Morales Espino ¹, Soraya Déniz ², Marcos Fumero-Hernández ², Mario Encinosa ^{2,*}, Pascual Calabuig ³, Magnolia Conde-Felipe ⁴ and José Raduan Jaber ^{5,*}

¹ IVC Evidencia Los Tarahales, 35013 Las Palmas, Spain; alejandro.morales108@alu.ulpgc.es

² Hospital Veterinario, Facultad de Veterinaria, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, Trasmontaña, Arucas, 35413 Las Palmas, Spain; soraya.deniz@ulpgc.es (S.D.); marcos.fumero101@alu.ulpgc.es (M.F.-H.)

³ Tafira Wildlife Rehabilitation Center (Cabildo de Gran Canaria), 35017 Las Palmas, Spain; pascual.calabuig@telefonica.net

⁴ Department of Pathology and Food Technology, Faculty of Veterinary Medicine, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, 35413 Las Palmas, Spain; magnolia.conde@ulpgc.es

⁵ Department of Morphology, Faculty of Veterinary Medicine, University of Las Palmas de Gran Canaria, Trasmontaña, Arucas, 35413 Las Palmas, Spain

* Correspondence: mencinosa@gmail.com (M.E.); joseraduan.jaber@ulpgc.es (J.R.J.)

Simple Summary: Cory's Shearwater (*Calonectris borealis*) is a fascinating subject to explore the life and complexities of marine birds. Hence, we believe that knowledge of its coelomic cavity could provide essential information for biologists, veterinarians, and researchers. In this paper, we describe its coelomic cavity using anatomical cross-sections combined with computed tomography images to better understand the complex organization that encloses the different components of this cavity.



Citation: Morales Espino, A.; Déniz, S.; Fumero-Hernández, M.; Encinosa, M.; Calabuig, P.; Conde-Felipe, M.; Jaber, J.R. A Cadaveric Study Using Anatomical Cross-Section and Computed Tomography for the Coelomic Cavity in Juvenile Cory's Shearwater (*Aves, Procellariidae, Calonectris borealis*). *Animals* **2024**, *14*, 858. <https://doi.org/10.3390/ani14060858>

Academic Editors: Matilde Lombardero Fernández and María del Mar Yllera Fernández

Received: 13 February 2024

Revised: 4 March 2024

Accepted: 6 March 2024

Published: 11 March 2024

Abstract: Birds play a crucial role in ecosystems, engaging in key functions such as pollination, pest control, and seed dispersal. The anatomical understanding of these species is essential to addressing emerging challenges, including climate change and habitat loss, which directly impact their survival. Detailed knowledge of avian anatomy is fundamental for research across various disciplines, ranging from ornithology to veterinary medicine. Therefore, this study aims to disseminate the understanding of avian anatomy and the application of computed tomography (CT) for visualizing the coelomic cavity in Cory's Shearwater (*Calonectris borealis*). Recent advances in comprehending the anatomical structures of this region in avian species are highlighted, with a specific focus on Cory's Shearwater as a study model. Various anatomical cross-sections and transverse CT images were described and analyzed in detail, offering a comprehensive insight into the coelomic cavity from different perspectives. The correlation between anatomical cross-sections and CT images is emphasized as crucial for a profound understanding of avian anatomy. This research contributes to the broader knowledge of avian anatomy, with potential implications for conservation efforts and veterinary practices.

Keywords: computed tomography; coelomic cavity; anatomical section; seabirds; Cory's Shearwater



Copyright: © 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Cory's Shearwater (*Calonectris borealis*), also known as the common shearwater, stands as a fascinating subject of study in the avian field, providing a unique window to explore the life and complexities of marine birds [1,2]. With a wingspan that can reach remarkable dimensions, its wings play a crucial role in its long migratory flights [1,3]. Its plumage, characterized by white and black tones, provides suitable camouflage in its marine environment. The aerodynamic shape of its body and its sharp beak are testaments to evolutionary adaptations that enable it to survive in the rigors of the oceanic environment and distinctive migratory habits. Cory's Shearwater becomes an essential component of marine

ecosystems, occupying vast areas ranging from the North Atlantic to the Indian and Pacific Oceans [1–4]. As a prominent member of the Procellariidae family, this species not only captures attention for its majestic presence but also for its vital role in the marine food chain [2,3]. Its specialized diet, focused on small fish, crustaceans, and cephalopods, positions it as a key component in the dynamics and balance of the oceans [1,2]. However, despite its ecological importance, Cory's Shearwater faces significant challenges, from environmental threats to the consequences of human activity in its habitats [2,4]. As a consequence, this bird has most recently been assessed for the IUCN Red List of Threatened Species as having the least concern [5].

The anatomical investigation of birds holds fundamental importance in the scientific field, mainly for biologists, veterinarians, and researchers, providing a detailed and better understanding of the structure and function of the biological systems of these species [6–8]. In addition, the anatomical study is essential for elucidating the underlying mechanisms of avian physiology, and for comprehending the evolutionary adaptations that have allowed birds to inhabit a diversity of ecological niches [6–8].

Conventional radiology stands out as the predominant auxiliary diagnostic technique in avian medicine, primarily owing to its widespread availability in veterinary centers, cost-effectiveness, and non-invasive nature; nonetheless, contemporary imaging modalities, such as magnetic resonance (MR) and computed tomography (CT), offer advancements in avian diagnostic capabilities [9–11]. These modern techniques enable the acquisition of high-resolution three-dimensional images with minimal distortion and even allow for simulations of dynamic processes within different organs, vascular structures, and nerves, all achieved through a minimally invasive approach. A plethora of investigations exist concerning the application of diagnostic imaging to exotic species [12–25]. However, to our knowledge, a dearth of studies address the anatomical characteristics of the avian coelom utilizing Cory's Shearwater as a model organism. Therefore, this study aimed to assess the coelomic cavity of Cory's Shearwater through anatomical cross-sections and CT image examination, establishing it as a potential anatomical model for pathological investigations involving other phylogenetically related avian species.

2. Materials and Methods

2.1. Animals

To perform this investigation, 8 juvenile Cory's (*Calonectris borealis*) cadavers were employed. The birds exhibited an average mass of 0.520 kg (ranging from 0.480 to 0.820 kg) and an average length, measured from the beak tip to the base of the tail, of 42 cm (ranging from 45 to 56 cm). The study group was provided by the Tafira Wildlife Rehabilitation Center (Consejería de Área de Medio Ambiente, Clima, Energía y Conocimiento of the Cabildo de Gran Canaria, Spain) after a stranding event on the island coastline as a consequence of disorientation produced by light pollution. Six of our birds were quickly frozen for four days until the CT procedure, whereas the other two birds underwent dissection immediately after death to expose the coelomic cavity and visualize organ locations. This process facilitated the precise identification and correlation with the CT images.

2.2. CT Study

For the CT evaluation, we thawed our birds at room temperature for 12 h. We obtained transversal CT sequential images using a 16-slice helical CT scanner (Toshiba Astelion, Canon Medical System®, Tokyo, Japan). We positioned the birds symmetrically in dorsal recumbency on the stretcher with craniocaudal entry. We followed a standard protocol using the following parameters: 120 kVp, 80 mA, 512×512 acquisition matrix, 1809×858 field of view, a pitch of 0.94, and a gantry rotation of 1.5. The acquired images had a slice thickness of 0.6 mm. To elevate the identification of the different anatomical structures on CT, we used a variety of CT window settings by adjusting the window widths (WWs) and window levels (WLs): a bone window setting (WW = 1500; WL = 300), a soft tissue window setting (WW = 248; WL = 123), and a lung window setting (WW = 1400;

WL = −500). We did not perceive substantial differences in CT density or anatomy in the coelomic cavity of the animals used in this study. Moreover, we used the original data to create volume-rendered reconstructed images using a standard dicom 3D format (OsiriX MD, Geneva, Switzerland).

2.3. Anatomical Sections

After the CT study, the carcasses underwent freezing at −80 °C for 72 h. Thereafter, we sectioned three birds, generating parallel sections one centimeter thick, using an electric band saw. The obtained sections were carefully irrigated with water to remove artifacts (feathers), which were removed using Adson forceps and identified before being photographed on both sides.

2.4. Anatomic Evaluation

In pursuit of cross-sectional identification and labeling, concomitant with the associated CT images, we employed specific sources comprising textbooks and reports from scientific journals dedicated to bird anatomy [26–29]. Additionally, to achieve meticulous anatomical interpretation of coelomic structures, various anatomical preparations supplied by the Department of Morphology were utilized. These preparations were instrumental in augmenting our comprehension and precision of the organization of the coelomic cavity.

3. Results

A comprehensive array of illustrations delineating the anatomical intricacies of the Cory's Shearwater coelomic cavity is depicted through a series of figures (Figures 1–11). Figure 1 integrates diverse dissections, offering a comprehensive view of the principal formations included in the coelomic cavity. Figure 2 presents a multiplanar sagittal reconstruction (MPR) image, where the lines and their numerals (I–IX) denote an approximate level corresponding to subsequent anatomical and CT transverse planes. Figures 3–11 exhibit a set of four images for each case: (A) an anatomical cross-section, (B) a bone CT window, (C) a soft tissue CT window, and (D) a pulmonary CT window. These figures are sequentially arranged in a rostrocaudal progression, commencing from the lungs in Figure 3 and concluding at the cloaca levels in Figure 11. Figure 12 comprises four images: (A) an anatomical dissection and (B–D) dorsal MPR volume rendering images showcased at varying levels. This series of figures collectively provides a detailed and nuanced representation of the anatomical features within the coelomic cavity of Cory's Shearwater.



Figure 1. A gross dissection image illustrating the coelomic cavity of Cory's Shearwater (A), along with detailed views of its cardiovascular (B) and digestive (C) structures. Anatomical labels include 1: sternotracheal muscle. 2: esophagus. 3: longissimus colli muscle. 4: trachea. 5: syrinx. 6: pectoral muscle (thoracobrachialis muscle). 7: right cervical air sac. 8: left cervical air sac. 9: right jugular vein. 10: left jugular vein. 11: left subclavian artery. 12: left brachiocephalic trunk. 13: right brachiocephalic trunk. 14: heart. 15: right atrium. 16: left atrium. 17: right ventricle. 18: left ventricle. 19: pericardium. 20: left lung. 21: right lung. 22: right thyroid. 23: left thyroid. 24: right cranial cava. 25: left cranial cava. 26: left hepatic lobe. 27: right hepatic lobe. 28: hepatopericardial ligament. 29: ribs. 30: ingesta. 31: spleen. 32: descending duodenum. 33: ascending duodenum. 34: pancreas. 35: duodenal-jejunal flexure. 36: caecum. 37: ventriculus. 38: jejunoileum. 39: right kidney. 40: right ureter. 41: left ureter. 42: intestinal peritoneal cavity.

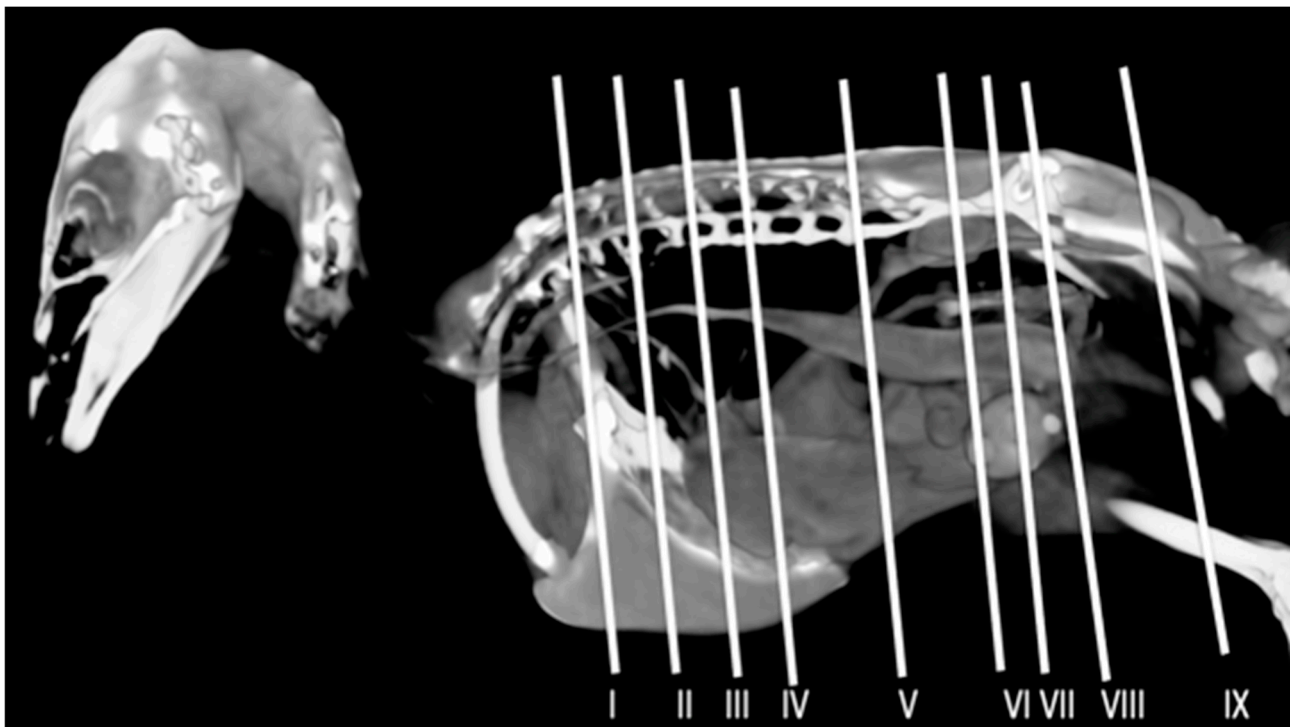


Figure 2. Sagittal MPR volume rendering image of a Cory's Shearwater specimen. The lines and corresponding numbers (I–IX) indicate the approximate positions of the subsequent transversal cross-sections and CT images.

3.1. Anatomical Dissections and Cross-Sections

In this study, we provide anatomical dissections (Figures 1A–C and 12A) and transversal cross-sections (shown in Figures 3A, 4A, 5A, 6A, 7A, 8A, 9A, 10A and 11A) of the coelomic cavity of the Cory's Shearwater. These figures play a crucial role in aiding the recognition of organs belonging to the respiratory, circulatory, digestive, and urinary systems inside this cavity. This distinct anatomical feature in Cory's Shearwater, observed through our meticulous examination, reflects the anatomical arrangement regarding the precise spatial disposition of vital organs within the coelomic cavity. Subsequently, we identified the heart that shows an oval conformation with a pointed apex located centrally inside this cavity and anterior to the liver (Figures 1A–C and 12A). Furthermore, we observed the different components of the heart, encompassing the atria and the ventricles. Notably, the anatomical images played a pivotal role in visualizing remarkable vascular formations, including the brachiocephalic trunks, the left subclavian vein, the left and right jugular veins, and the left and right cranial cava veins (depicted in Figures 1A,B, 3A, 4A and 12A, respectively). Moreover, both lungs were distinguishable, positioned in a craniodorsal location beneath the thoracic vertebrae and to the side of the ribs (Figures 1A,B and 12A). The anatomical study also facilitated the identification of the trachea (Figures 1A,B and 12A), coursing in a median position into the coelomic cavity before bifurcating into the right and left main bronchi. This bifurcation was clearly distinguished in the transverse anatomical sections (illustrated in Figures 3A and 4A). In specific dissected images, we successfully identified the *syrinx* (Figures 1B, 4A, and 12A). Dorsal to the *trachea*, we identify additional structures, including the *esophagus*, the longissimus colli muscle, and the sternotracheal muscle (Figures 1A,B, 3A, 4A, 5A, 6A and 12A, respectively). These images along the cross-section facilitated the observation of the different air sacs, including the cervical, thoracic, and abdominal air sacs (depicted in Figures 1A,B, 4A, 5A, 6A and 7A). These dissected images were helpful in distinguishing the thyroid gland (Figure 1B). It has an ovoid shape and is located at the base of the neck, just above the sternum bone. This gland consists of two lobes situated on either side of the trachea, connected by an isthmus.

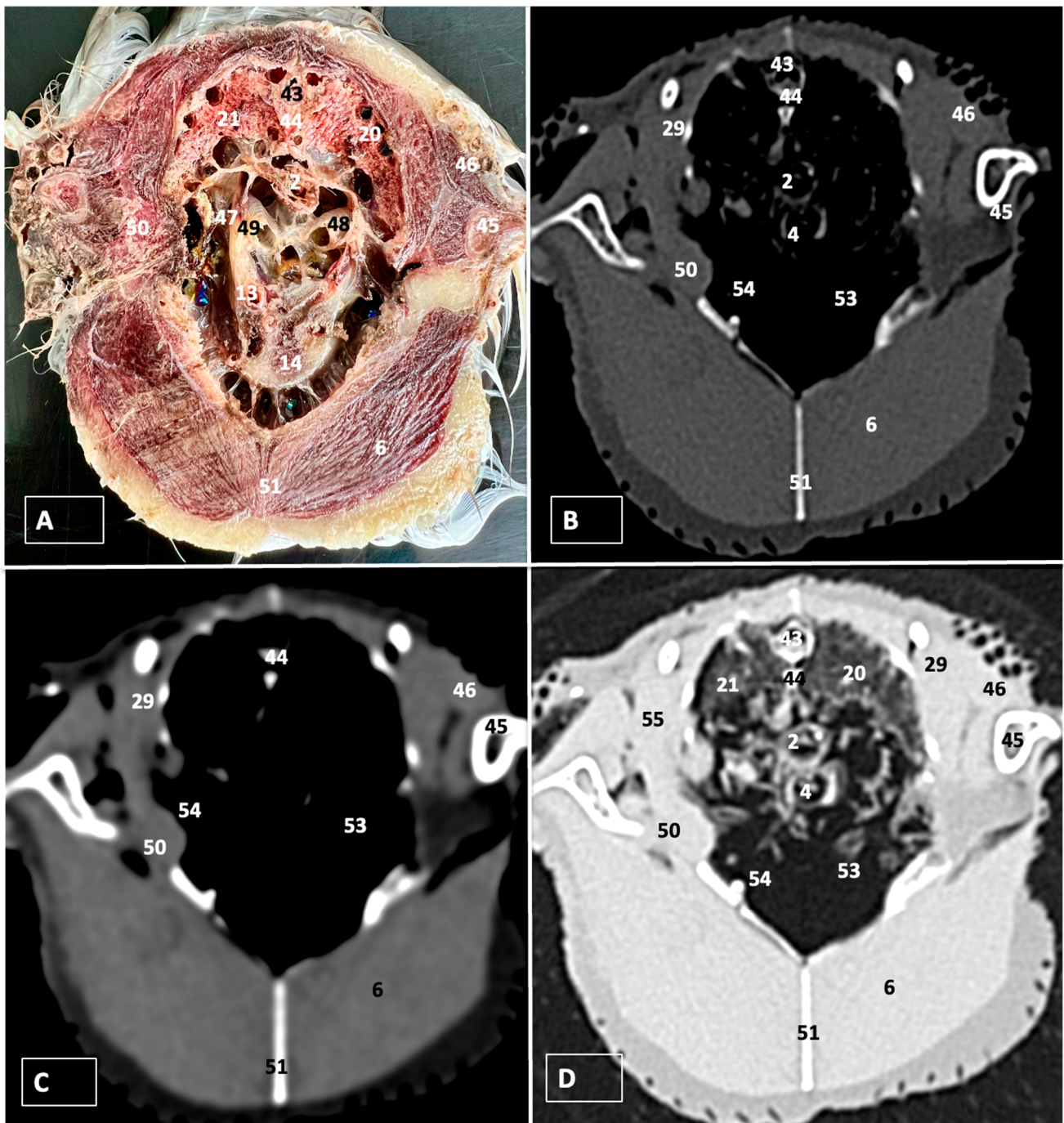


Figure 3. Transverse cross-section (A), bone (B), soft tissue (C), and pulmonary (D) CT images of the coelomic cavity of the Cory's Shearwater at the level of the lungs corresponding to line I in Figure 2. 43: spinal cord. 44: vertebra (vertebral body). 21: right lung. 20: left lung. 2: esophagus. 4: trachea. 45: humerus. 46: scapulohumeralis muscle. 47: common carotid artery. 48: left primary bronchus. 49: right primary bronchus. 13: right brachiocephalic trunk. 14: heart. 46: scapulohumeral caudal muscle. 6: pectoral muscle (thoracobrachialis muscle). 51: sternum. 29: ribs. 53: cranial thoracic air sac (left). 54: cranial thoracic air sac (right). 55: intercostal muscle. 50: scapulohumeral caudal muscle.

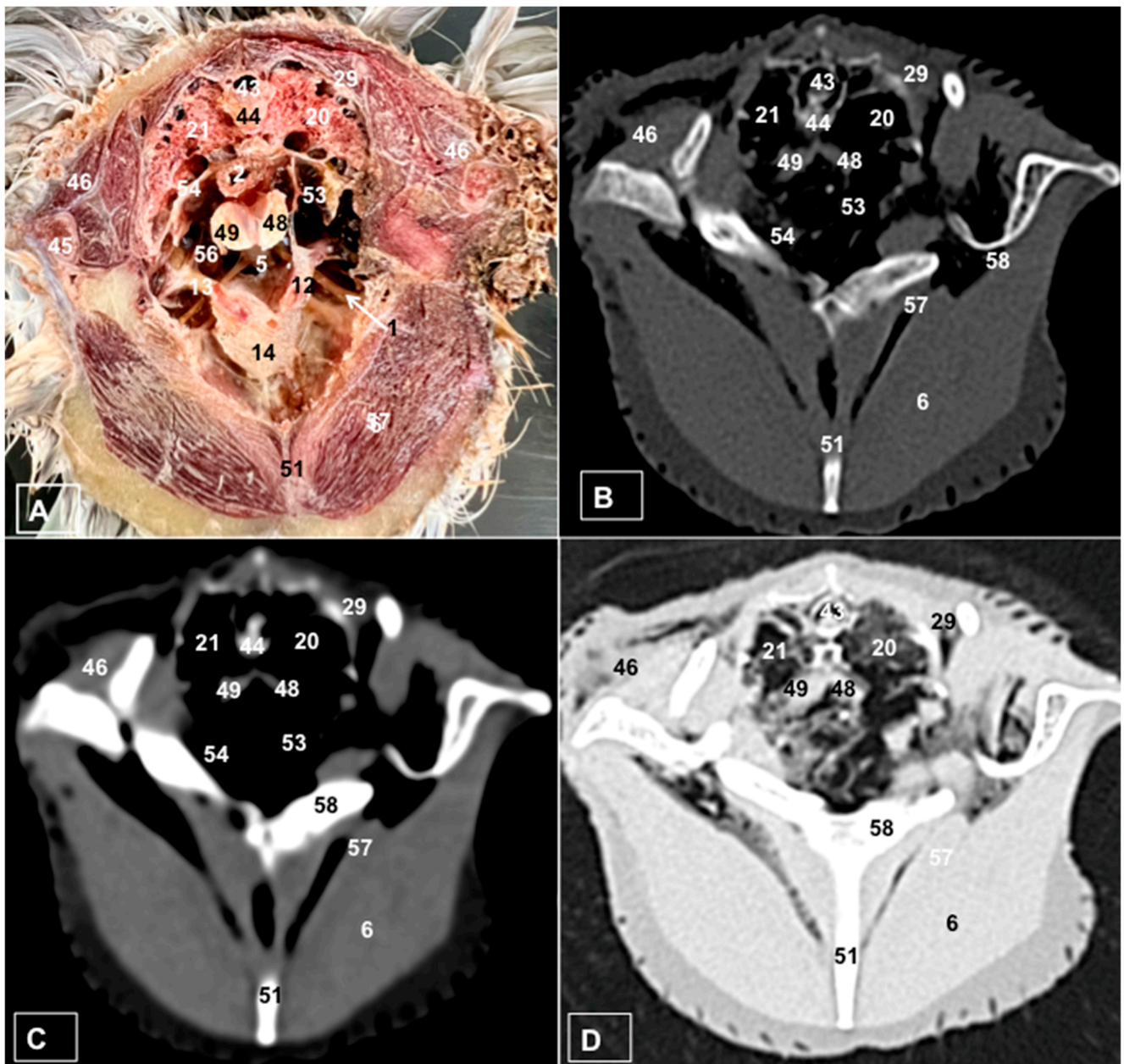


Figure 4. Transverse cross-section (A), bone (B), soft tissue (C), and pulmonary (D) CT images of the coelomic cavity of the Cory's Shearwater at the level of the main bronchi corresponding to line II in Figure 2. 43: spinal cord. 44: vertebra (vertebral body). 29: rib. 21: right lung. 20: left lung. 46: scapulohumeralis muscle. 45: humerus. 2: esophagus. 54: cranial thoracic air sac (right). 53: cranial thoracic air sac (left). 5: syrinx. 14: heart. 13: right brachiocephalic trunk. 12: left brachiocephalic trunk. 56: right subclavian artery. 1: sternotracheal muscle. 48: left primary bronchus. 49: right primary bronchus. 6: pectoral muscle (thoracobrachialis muscle). 57: supracoracoid muscle. 51: sternum. 58: coracoid bone.

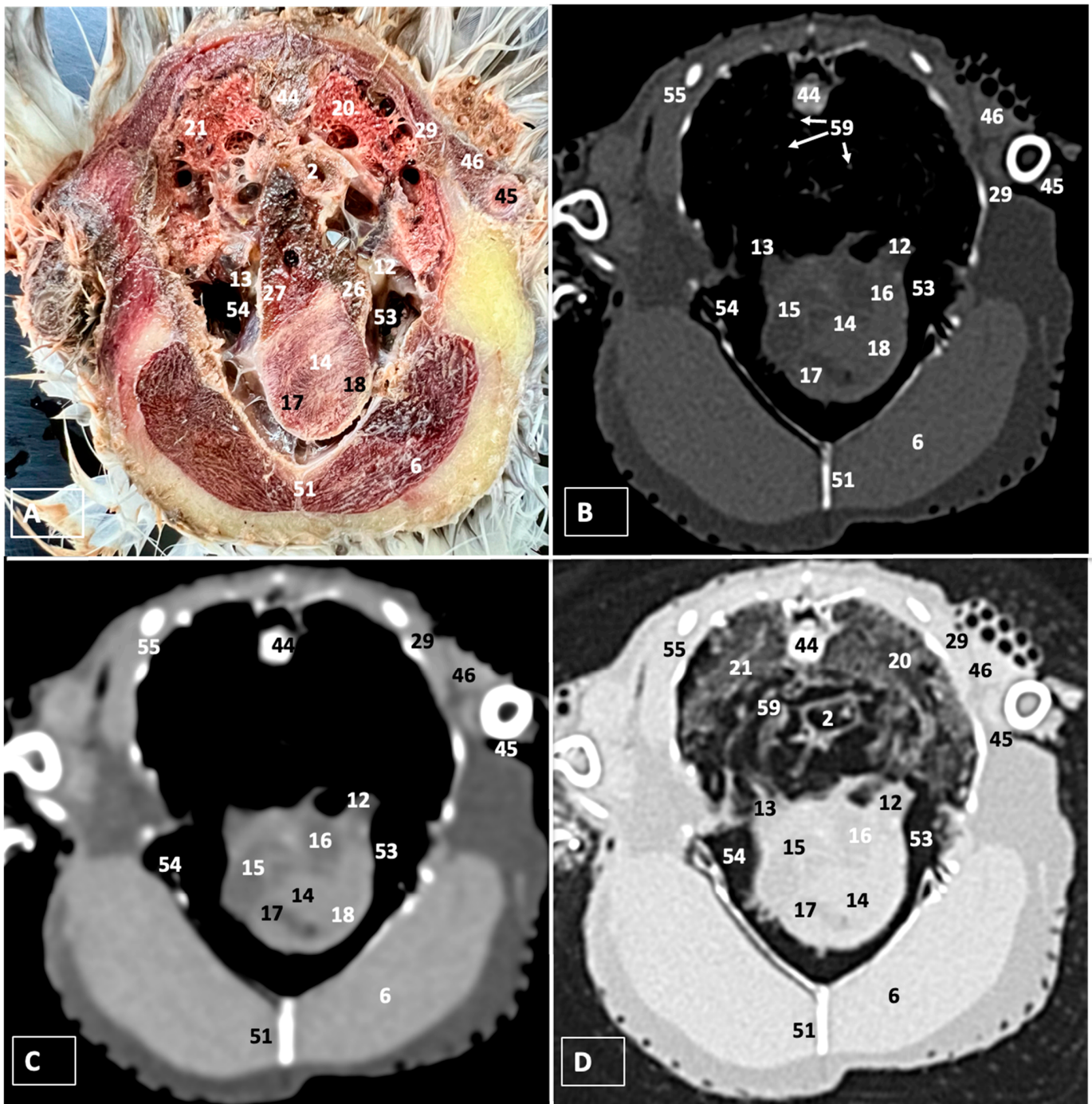


Figure 5. Transverse cross-section (A), bone (B), soft tissue (C), and pulmonary (D) CT images of the coelomic cavity of the Cory's Shearwater at the level of the heart, corresponding to line III in Figure 2. 44: vertebra (vertebral body). 21: right lung. 20: left lung. 2: esophagus. 29: ribs. 46: scapulohumeralis muscle. 45: humerus. 54: cranial thoracic air sac (right). 53: cranial thoracic air sac (left). 26: left hepatic lobe. 27: right hepatic lobe. 14: heart. 17: right ventricle. 18: left ventricle. 15: right atrium. 16: left atrium. 13: right brachiocephalic trunk. 12: left brachiocephalic trunk. 59: pulmonary vessels. 51: sternum. 6: pectoral muscle (thoracobrachialis muscle). 55: intercostal muscle.

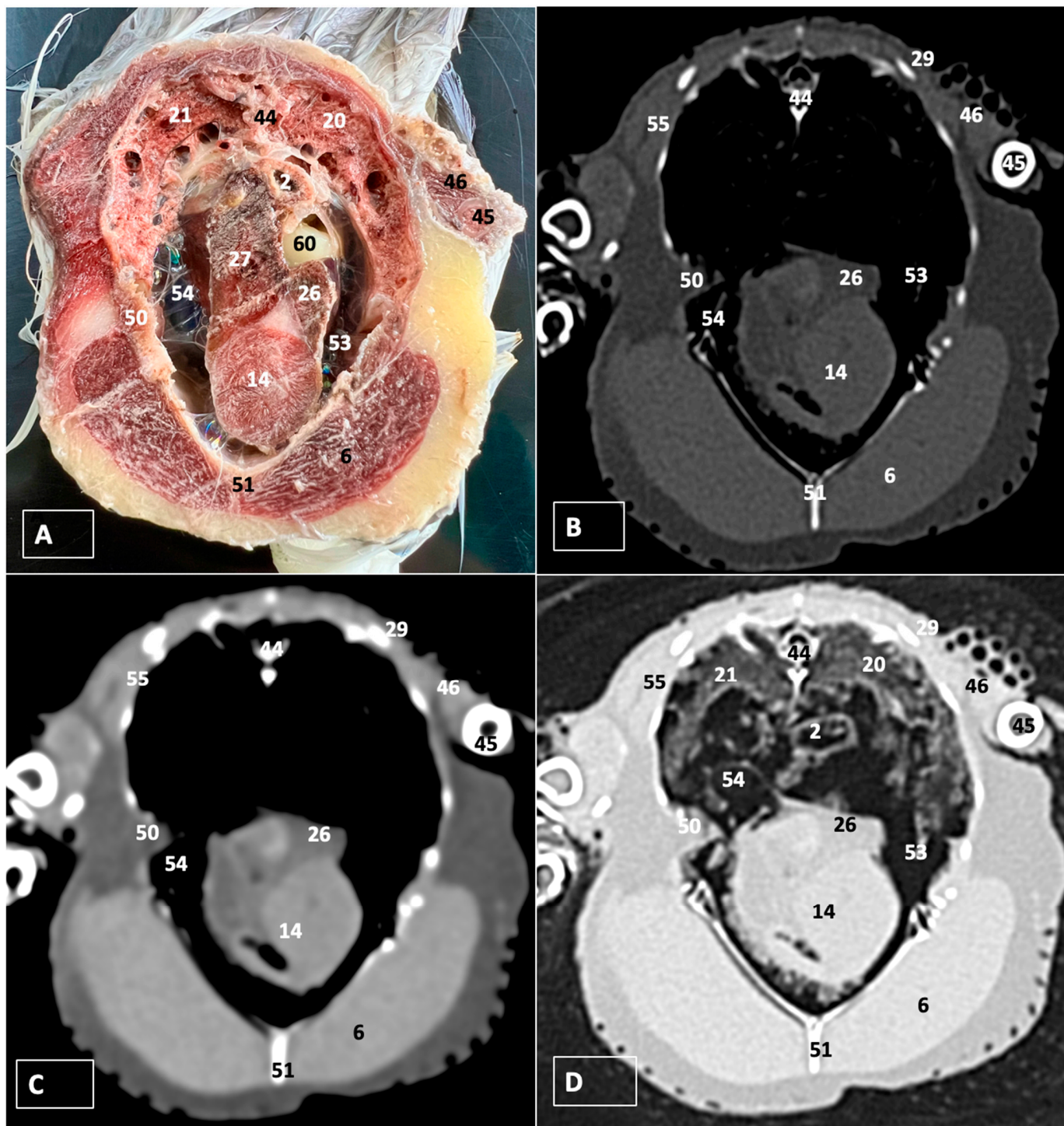


Figure 6. Transverse cross-section (A), bone (B), soft tissue (C), and pulmonary (D) CT images of the coelomic cavity of the Cory's Shearwater at the level of the hepatic lobes corresponding to line IV in Figure 2. 44: vertebra (vertebral body). 2: esophagus. 46: scapulohumeralis muscle. 45: humerus. 21: right lung. 20: left lung. 50: scapulohumeral caudal muscle. 27: right hepatic lobe. 26: left hepatic lobe. 60: proventriculus. 53: cranial thoracic air sac (left). 54: cranial thoracic air sac (right). 14: heart. 51: sternum. 6: pectoral muscle (thoracobrachialis muscle). 55: intercostal muscle.

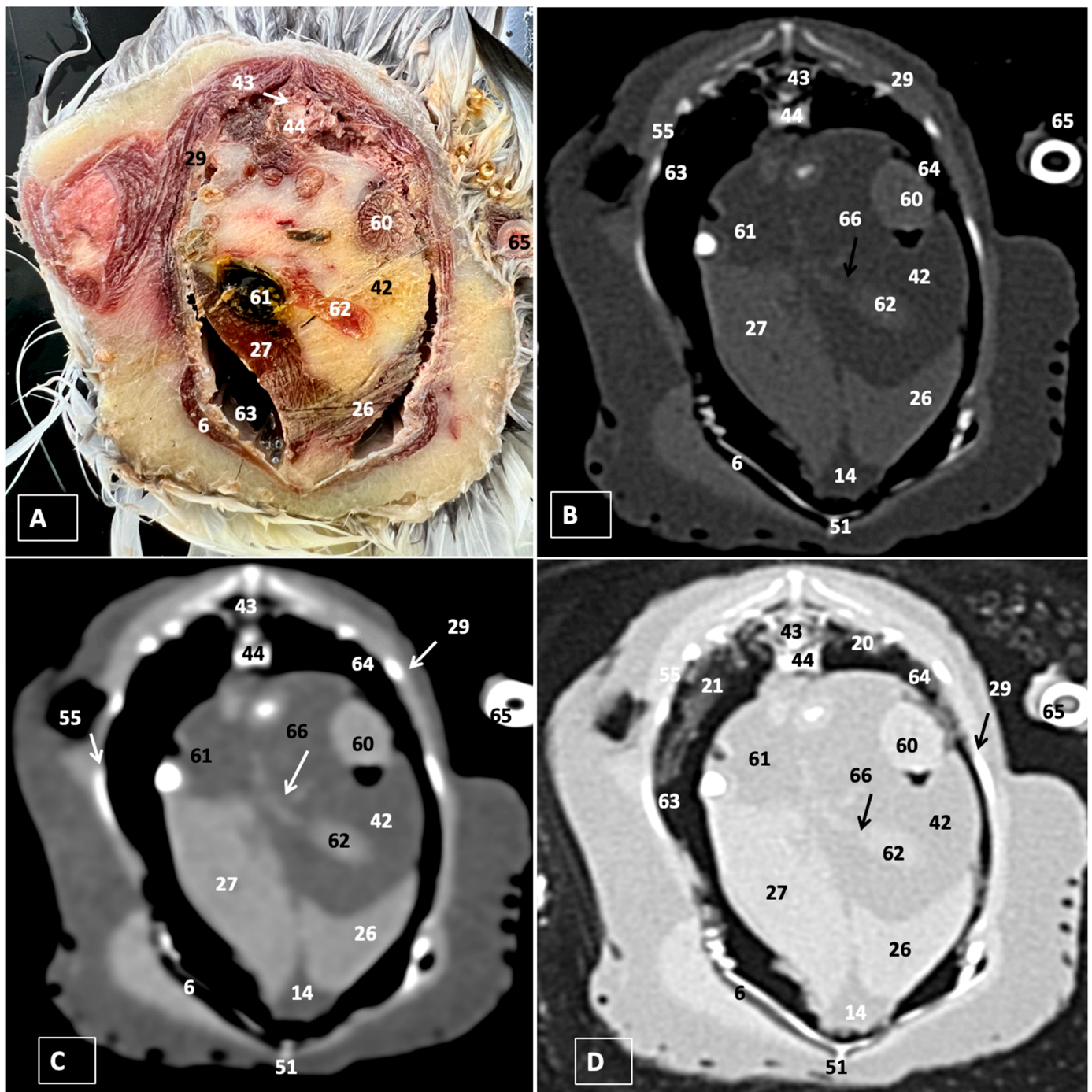


Figure 7. Transverse section (A), bone (B), soft tissue (C), and pulmonary (D) CT images of the coelomic cavity of the Cory's Shearwater at the level of the caudal thoracic air sac corresponding to line V in Figure 2. 44: spinal cord. 43: vertebra (vertebral body). 29: ribs. 65: femur. 21: right lung. 20: left lung. 27: right hepatic lobe. 66: common hepatoenteric duct. 26: left hepatic lobe. 14: heart. 61: gallbladder. 42: intestinal peritoneal cavity (full of fat). 63: caudal thoracic air sac (right). 64: caudal thoracic air sac (left). 60: proventriculus. 62: duodenum. 51: sternum. 6: pectoral muscle (abdominal portion). 55: intercostal muscle.

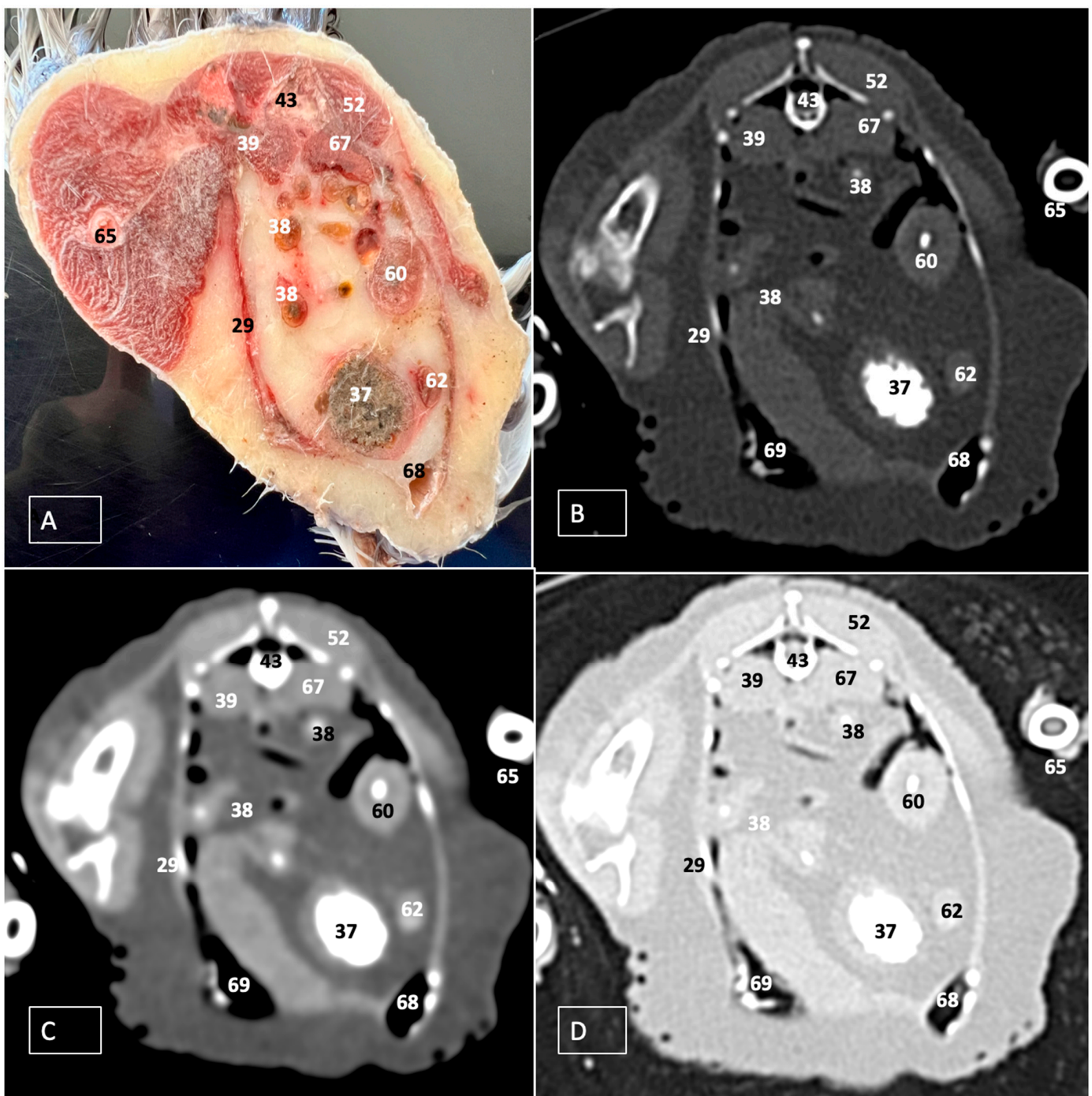


Figure 8. Transverse cross-section (A), bone (B), soft tissue (C), and pulmonary (D) CT images of the coelomic cavity of the Cory's Shearwater at the level of the kidneys, equivalent to line VI in Figure 2. 43: spinal cord. 39: right kidney. 67: left kidney. 38: jejunoileum. 60: proventriculus. 37: ventriculus. 62: duodenum. 69: right abdominal air sac. 68: left abdominal air sac. 29: ribs. 65: femur. 52: musculus levator caudae.

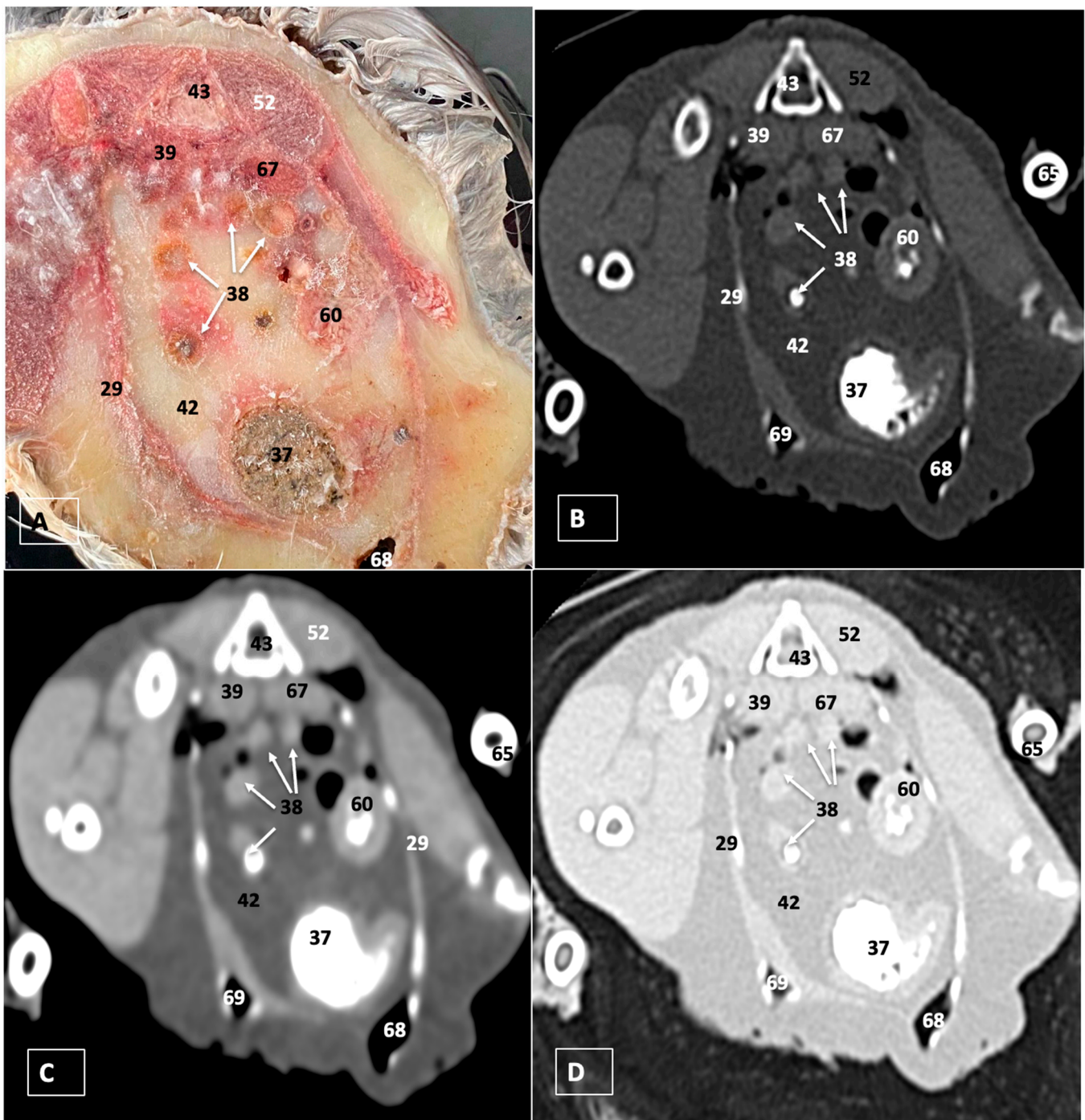


Figure 9. Transverse cross-section (A), bone (B), soft tissue (C), and pulmonary (D) CT images of the coelomic cavity of the Cory's Shearwater at the level of the ventriculus, equivalent to line VII in Figure 2. 43: spinal cord. 39: right kidney. 67: left kidney. 38: jejunoileum. 60: proventriculus. 37: ventriculus. 42: intestinal peritoneal cavity. 69: right abdominal air sac. 68: left abdominal air sac. 29: ribs. 65: femur. 52: musculus levator caudae.

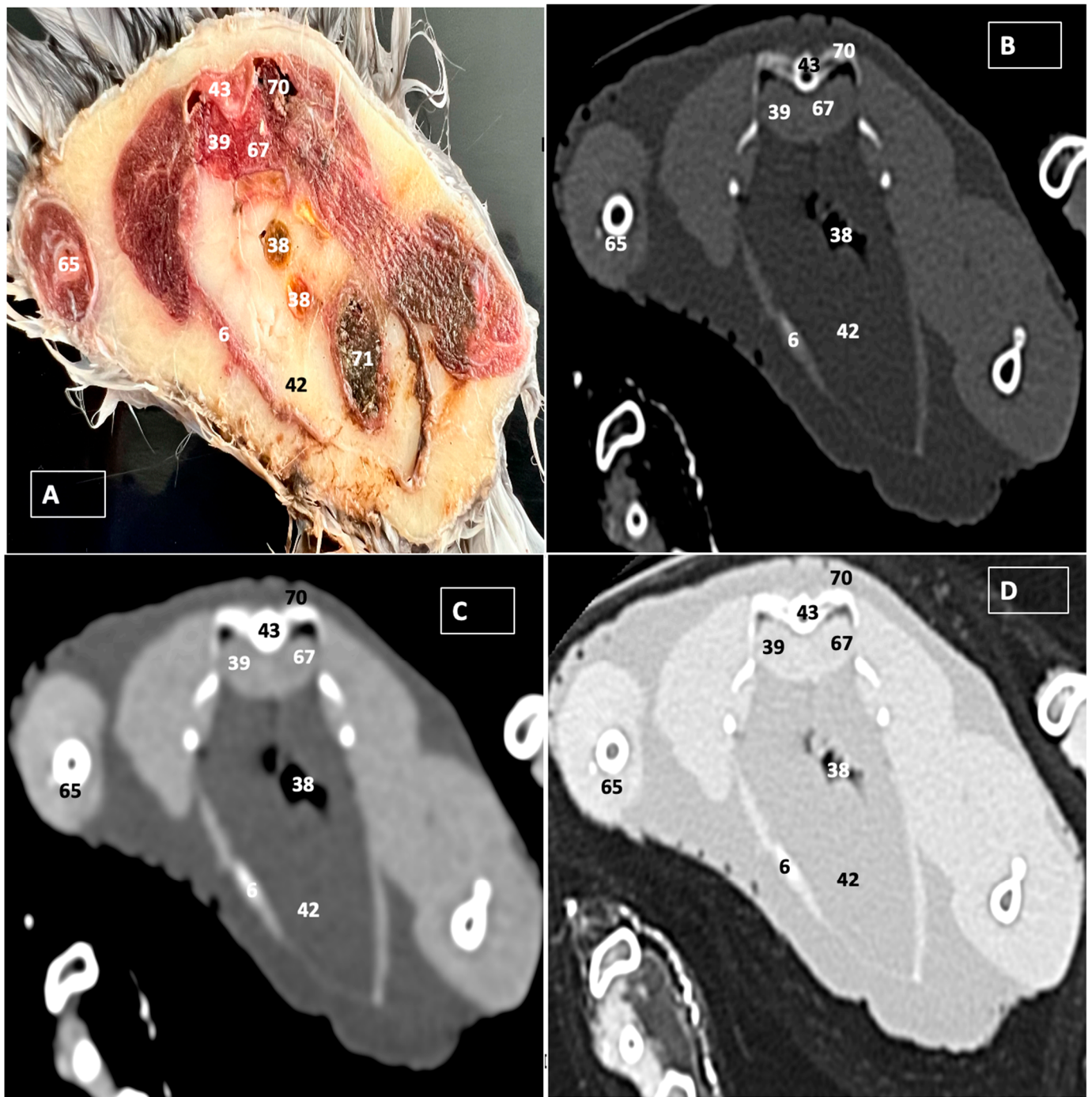


Figure 10. Transverse cross-section (A), bone (B), soft tissue (C), and pulmonary (D) CT images of the coelomic cavity of the Cory's Shearwater at the level of the caecum, equivalent to line VIII in Figure 1. 43: spinal cord. 70: synsacrum. 39: right kidney. 67: left kidney. 42: intestinal peritoneal cavity. 38: jejunoileum. 71: caecum. 65: femur. 6: pectoral muscle (abdominal portion).

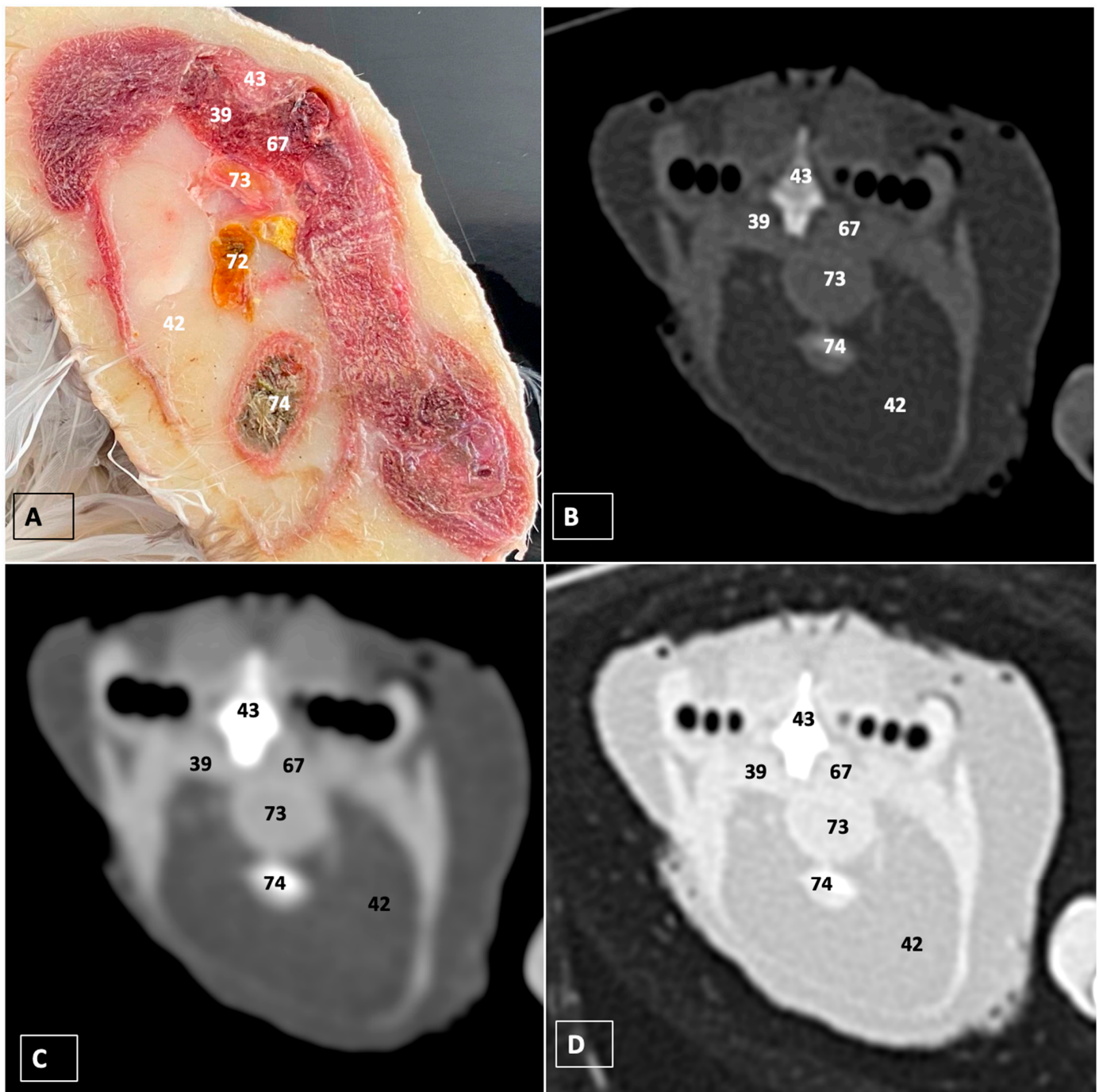


Figure 11. Transverse cross-section (A), bone (B), soft tissue (C), and pulmonary (D) CT images of the coelomic cavity of the Cory's Shearwater at the level of the oviduct and cloaca, equivalent to line IX in Figure 2. 43: spinal cord. 39: right kidney. 67: left kidney. 72: ileum. 42: intestinal peritoneal cavity (full of fat). 73: oviduct. 74: cloaca.

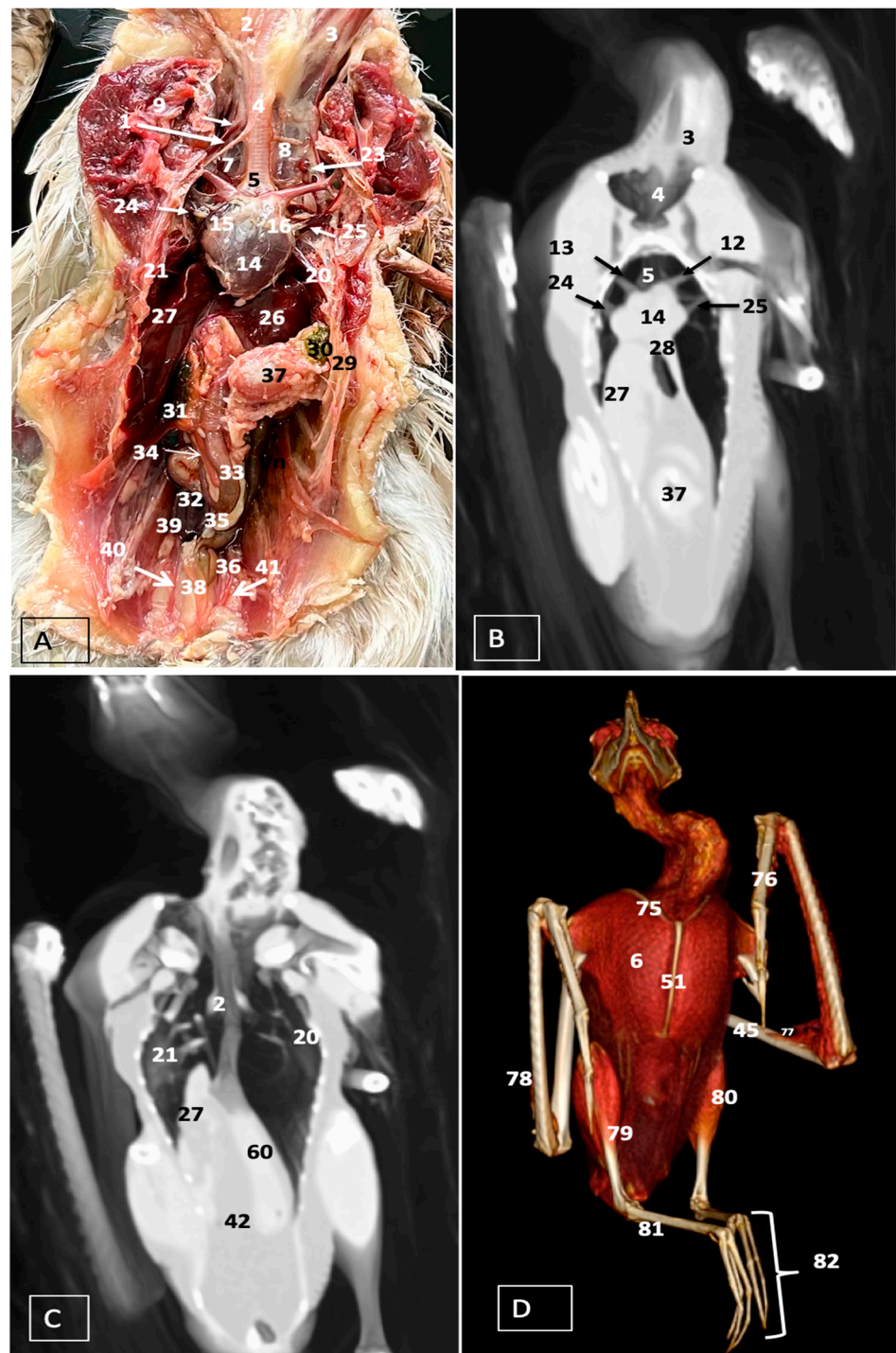


Figure 12. Anatomical dissection illustrating the coelomic cavity of Cory's Shearwater (A) and dorsal MPR volume rendering images in the pulmonary CT window of the coelomic cavity at level of the heart (B), the hepatic lobes (C), and a 3D CT reconstruction image (D). 1: sternotracheal muscle. 21: right lung. 20: left lung. 2: esophagus. 3: longissimus colli muscle. 4: trachea. 5: syrinx. 6: pectoral muscle (thoracobrachialis muscle). 7: right cervical air sac. 8: left cervical air sac. 9: jugular vein. 23: right thyroid. 24: right cranial cava. 25: left cranial cava. 12: left brachiocephalic trunk. 13: right brachiocephalic trunk. 14: heart. 15: right atrium. 16: left atrium. 26: left hepatic lobe. 27: right hepatic lobe. 60: proventriculus. 28: hepatopericardial ligament. 29: ribs: 30: ingesta: 31: spleen. 32: descending duodenum. 33: ascending duodenum. 34: pancreas. 35: duodenal-jejunal flexure. 36: caecum. 37: ventriculus. 38: jejunoileum. 39: right kidney. 40: right ureter. 41: left ureter.

42: intestinal peritoneal cavity. 75: clavicle. 76: metacarpal bone. 77: ventral collateral ligament + cranial cubital ligament. 45: humerus. 51: sternum. 78: ulna. 79: tibiotarsus. 80: fibularis longus muscle. 81: tarsometatarsus. 82: phalanges.

Moreover, these anatomical dissections and sections also enabled the examination of the Cory's Shearwater liver, comprising the right and left hepatic lobes (Figures 1A,C and 12A). The organ was conspicuously large, and its cranioventral segments of both hepatic lobes enveloped the heart (as illustrated in Figures 1A–C, 5A, 6A and 12A). Both lobes displayed comparable sizes, surpassing those of other organs within the coelomic cavity. The visceral surface of the organ is in close contact with the lungs. On the right, its visceral surface is in contact with a tubular structure that corresponds with the *duodenum* (Figure 7A). On the left visceral surface, it is associated with the glandular stomach (*proventriculus*) and with the muscular segment of the stomach referred to as the *ventriculus* (Figures 1C, 7A, 8A, 9A and 12A). Additionally, the medial border of the hepatic lobes exhibited the hepatopericardial ligament, establishing a connection between the liver and the heart apex (Figure 1A).

Additional elements of the digestive system, including the small and large bowel, were visible in these anatomical images. The dissected image located caudal to the liver provided a clearer depiction of the small intestine (*duodenum*) (Figures 1C, 7A, 8A, 9A, 10A, 11A and 12A). Within this region, the duodenum exhibited a distinct U-shaped configuration known as *ansa duodeni*, consisting of a descending segment, the *pars descendens*, and an ascending portion, the *pars ascendens* (Figures 1C and 12A). In the area proximal to the stomach and situated between the duodenal loops and these two segments, we noted the pancreas within the *mesoduodenum*, exhibiting a pale-pink coloration (Figures 1C and 12A). Further toward the caudal region, we were able to identify the terminal intestine (*caecum*) (Figures 1C and 12A). The *caecum* appears well developed and is an elongated pouch connected to the junction of the small and large intestines. In addition, it exhibited a unique coloration, adding to its anatomical distinctiveness.

Moreover, the dissected images facilitated the identification of the spleen, showing a flattened rectangular shape and brown to cherry red color (Figures 1C and 12A). It was medial to the proventriculus and ventriculus, close to the visceral surface of the liver. Furthermore, the employment of cross-sectional views proved indispensable in identifying both kidneys, which are positioned laterally to the spine and embedded dorsally within excavations of the synsacrum (Figures 1C, 8A, 9A, 10A, 11A and 12A). A noteworthy aspect revealed by these sections is the close association of the ventral surfaces of the kidneys with the paired abdominal air sacs, providing insight into the intricate anatomical relationships. Additionally, the ureters, a vital conduit for transporting urine from the kidneys to the cloaca for excretion, were distinctly observed to originate from the ventral surface of the kidneys (Figures 1C and 12A). In the posterior region of the coelomic cavity, we observed an excretory junction serving both the digestive and urogenital systems, referred to as the cloaca. This anatomical structure serves as a common passage for the digestive, urinary, and reproductive systems (illustrated in Figures 10A and 11A).

Furthermore, we observed various osseous structures pertaining to this cavity, encompassing the vertebrae, ribs, sternum, thoracic, and pelvic limbs, along with the pubis. These bony structures were intricately associated with different muscles, including distinct segments of the pectoral muscle (sternobrachialis, thoracic, and abdominal portions), as well as the supracoracoid, the scapulohumeralis, the scapulohumeral caudal, and the longissimus dorsi muscles (Figures 1A,B, 3A, 4A, 5A, 6A and 7A).

3.2. Computed Tomography Images

For CT examination, we selected those images that meticulously aligned with their anatomical sections (Figures 3B,D, 4B,D, 5B,D, 6B,D, 7B,D, 8B,D, 9B,D, 10B,D, 11B,D and 12B,C). Compared to the corresponding cross-section, these TC images offered enhanced morphological and tomographic insights into coelomic structures. Notably, CT images obtained with the pulmonary window setting (Figures 3B, 4B, 5B, 6B, 7B, 8B, 9B, 10B,

11B and 12B,C) showed remarkable visualization of different bones, related muscles, and soft tissues. These results were similar to those obtained with the soft tissue and bone window settings. As a result, we differentiated between several skeletal formations, which included the ulna, thoracic vertebrae, ribs, sternum, humerus, femur, metacarpal bones, and phalanges. In addition, we examined a variety of muscles and ligaments connected to these skeletal elements, such as the scapulohumeralis, scapulohumeral caudal, longissimus colli, longissimus dorsi, pectoral, intercostal muscles, ventral collateral and cranial cubital ligaments, and fibularis longus muscles (Figures 3D, 4D, 5D, 6D, 7D, 9D and 12D). More precisely, this window facilitated the identification of the trachea and its bifurcation in the left and right major bronchi, the syrinx, the pulmonary vessels, and the honeycomb-like pattern of the lung parenchyma (Figures 3D, 4D, 5D and 6D). This window also proved to be quite helpful in distinguishing the right and left primary bronchi entering into the ventromedial aspect of the lungs (Figure 4D). Other intrathoracic formations, including the heart and large vessels, such as the brachiocephalic trunks, were also identified (Figure 5D). Additionally, the walls of some air sacs, such as those of the cranial thoracic air sacs, could be distinguished (Figures 3D, 5D, 6D and 7D). Regarding the digestive components, this particular CT window skillfully outlined the *esophagus*, the hepatic lobes, the glandular and muscular stomach components, various intestinal segments, and the cloaca (Figures 3D, 5D, 6D, 7D, 8D and 9D). Additionally, the dorsal MPR volume rendering images distinguished the hepatopericardial ligament. This structure connects the liver to the pericardium, the membrane surrounding the heart (Figure 12B).

CT images acquired using the bone window and soft tissue settings (Figures 4B,C, 5B,C, 6B,C, 7B,C, 8B,C, 9B,C, 10B,C and 11B,C) demonstrated a remarkable distinction between bones and soft tissues. Interestingly, the different heart chambers and main arteries could be distinguished with these windows (as seen in Figure 5B,C). Moreover, various digestive structures, such as the right and left hepatic lobes, different intestinal segments, as well as the glandular and muscular portions of the cory's shearwater stomach, and the cloaca were also displayed (depicted in Figures 6B,C, 7B,C, 8B,C, 9B,C, 11B,C and 12B,C). These windows were helpful in the visualization of the thoracic and abdominal air sacs, which were joined by connective tissue with adjacent organs or muscles (as shown in Figures 3B,C, 4B,C, 5B,C, 6B,C and 7B,C).

4. Discussion

In contrast to mammal species, birds do not present a structure separating the thoracic and abdominal cavities. As a result, these animals have a single cavity that contains all the viscera identified in mammals. To the best of the authors' knowledge, no reports have become available concerning the anatomy of Cory's Shearwater's coelomic cavity using advanced imaging diagnostic techniques. Nonetheless, these techniques have been applied to other bird species routinely seen by specialists in the field, such as the domestic pigeon (*Columba livia domestica*), toco toucans (*Ramphastos toco*), and gray parrot (*Psittacus erithacus*), demonstrating that they are essential for enabling normal anatomy and abnormalities in the internal organs of birds [20,23,24]. Traditionally, clinicians have used imaging modalities such as radiography [30] and ultrasonography (usually mode B) [16,27], which have been essential in obtaining images of the bony and the architecture of the internal organs that compose this region. Modern imaging modalities, such as CT and MRI, have become essential techniques in veterinary medicine because they provide early identification of focal and diffuse changes. In addition, they allow views of the body from several tomographic planes without repositioning the animal, thereby displaying images with excellent anatomic resolution in the absence of tissue superimposition, high contrast between different structures, and exceptional tissue differentiation that allows the evaluation of spatial relationships between organs that are not easily detected using radiography or ultrasonography. Despite all these advantages, there are also notable drawbacks, including the excessive cost of this equipment, the relatively high cost of the procedure, the need to sedate and possibly restrain the bird, and the longer examination time in the case of MRI. In consequence, their

use is valuable only in those cases where it is specifically indicated or for remarkable birds such as breeding and falconry birds [8,20]. Due to these shortcomings, traditional diagnostic imaging techniques are still the most routinely used because they are fast, low-cost, and widely available in daily avian practice.

This investigation combined dissections and anatomical cross-sections, which showed essential information to help identify coelomic CT images using pulmonary, soft tissue, and bone window settings. Therefore, the utilization of dissections and anatomical cross-sections was immensely valuable in the depiction of the morphologic features of the Cory's Shearwater coelomic cavity. Thus, the dissected images played a pivotal role in distinguishing the spleen and some components of the endocrine system, such as the thyroid gland located in the angle between the subclavian and common carotid arteries. The identification of this gland helped in visualizing other main vessels, such as the jugular veins adjacent to both glands and converging at the venous angle to form the right and left cranial cava veins, as well as the subclavian arteries. However, due to the wide interval between slices employed in this study, some structures were not clearly discernible in the transverse and dorsal CT images using different windows. Comparable investigations conducted in other exotic species, such as rabbits, guinea pigs, iguanas, loggerhead turtles, and sea birds, have consistently demonstrated that this combination is essential to anatomical studies based on regions or divisions and in visualizing the relations between various organs [11,15,17,20,23,31,32].

In this research, the CT images obtained using pulmonary, soft tissue, and bone window settings were pivotal in displaying the main structures constituting the coelomic cavity. Thus, the use of the pulmonary window provided notable advantages in the visualization of the respiratory components and the related vascular structures. Therefore, the course of the trachea together with the esophagus on the right side of the neck, the distinction of the syrinx at the tracheal bifurcation and the course of the two brachiocephalic trunks, which continue as the subclavian arteries, were displayed using this window setting. Additionally, this window was essential in distinguishing the left and right cranial cava veins. Similar results have been described in other CT studies conducted on neonatal foals [30], reptiles [8,16], and a variety of avian species [11,20], including toco toucans and Atlantic puffins. Despite the fact that we did not administer contrast media, the combination of the different windows contributed to the visualization of the heart chambers and their associated vascular structures. We assumed that it could be due to the larger size of the animal, which provided better resolution in contrast to other studies performed on smaller birds [11,20], where cardiac chambers were not defined on CT. As in other reports performed on sea birds [11], this CT-based morphological evaluation has demonstrated the suitability of cadavers for studying diverse anatomical patterns. However, it is important to highlight the absence of blood flow in dead animals when comparing the results with those obtained from live specimens using contrast media, especially in small birds [11,17,18].

This comprehensive imaging also facilitated an adequate examination of Cory's Shearwater livers. Therefore, the precision afforded by the CT scans provided valuable insights about the liver. Thus, as observed in other avian species [18], the right lobe was larger than the left lobe. Moreover, the gallbladder was not only identified in the anatomical images but also in CT images. As explained before, it can be due to the larger size and volume of the bird, which could facilitate the visualization of these organs.

However, some limitations were observed, mainly due to work with fledglings that stranded as a consequence of artificial lights, which has been recognized as a relevant threat to biodiversity conservation. Birds can suffer from mass mortality episodes caused by artificial lights [33]. Thus, Cory's Shearwater fledglings are attracted and disorientated by artificial lights when they are leaving their nests for the first time and fly towards the sea [34]. As a result, we could not identify the gonads in these animals, which could be explained because they were sexually immature animals. Nevertheless, several avian species consequently do not show phenotypic sexual dimorphism, making it necessary to use endoscopy or DNA testing for definitive sex determination [28].

5. Conclusions

This study elucidates the spatial organization of the different organs comprising the coelomic cavity of this bird by using different CT windows, anatomical cross-sections, and dissections. Our results have demonstrated the efficacy of CT imaging to assess the avian anatomical organization through pulmonary, soft tissue, and bone windows without using a contrast medium. These images could be used as an initial anatomical reference in Procellariidae birds. However, further studies on adult specimens should be performed to detect possible differences with adult birds.

Author Contributions: Conceptualization, J.R.J., A.M.E., S.D. and M.E.; methodology, M.E., J.R.J., P.C., M.C.-F. and A.M.E.; investigation, J.R.J., A.M.E., M.F.-H., S.D. and M.E.; resources, P.C. and S.D.; writing—original draft preparation, J.R.J. and A.M.E.; writing—review and editing, J.R.J., A.M.E., P.C., S.D., M.F.-H., M.C.-F. and M.E. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: In this study, we did not need ethical approval, since the birds were coming to our hospital to rule out through CT any cause of stranding. From these studies, we obtained the information presented in our paper. As occurs in domestic mammals, just informed consent from the owner allowed us to carry out this study. Therefore, Tafira Wildlife Rehabilitation Center was informed that all animal identity information obtained from this study was treated as confidential to the extent permitted by law and only used for research or teaching purposes.

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from the owner of all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The data presented in this study are available in this article.

Acknowledgments: In loving memory of Alvaro Domingo Rodriguez Garcia. We would also like to thank Ayesh Mohamad, Carmen Mingot, Concepción Mingot, Emilia Mingot, Nicolas Aquino, Marisa Mohamad, Jamal Jaber, and Zaira Rivero for their support and constructive comments.

Conflicts of Interest: Author Alejandro Morales Espino was employed by the company IVC Evidencia Los Tarahales. The remaining authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

References

1. Pardela Cenicienta, Especie Clave para la Conservación de los Mares—SEO/BirdLife. Available online: <https://seo.org/pardela-cenicienta-especie-clave-para-la-conservacion-de-los-mares/> (accessed on 1 January 2024).
2. Pardela Cenicienta Mediterránea—SEO/BirdLife. Available online: <https://seo.org/ave/pardela-cenicienta-mediterranea/> (accessed on 1 January 2024).
3. (PDF) Pardela Cenicienta_Calonectris borealis borealis_. Available online: https://www.researchgate.net/publication/271271786_Pardela_Cenicienta_Calonectris_borealis_borealis (accessed on 1 January 2024).
4. MIGRACIÓN Y ECOLOGÍA ESPACIAL DE LAS POBLACIONES ESPAÑOLAS DE PARDELA CENICIENTA. Available online: <https://doi.org/10.31170/0056> (accessed on 1 January 2024).
5. IUCN Red List of Threatened Species. Available online: <https://www.iucnredlist.org/> (accessed on 1 February 2024).
6. Konishi, M.; Emlen, S.T.; Ricklefs, R.E.; Wingfield, J.C. Contributions of Bird Studies to Biology. *Science* **1989**, *246*, 465–472. Available online: <https://www.science.org/doi/10.1126/science.2683069> (accessed on 13 January 2024). [CrossRef] [PubMed]
7. Current Therapy in Avian Medicine and Surgery | PDF | Veterinary Medicine | Pathology. Available online: <https://es.scribd.com/document/384071318/Current-Therapy-in-Avian-Medicine-and-Surgery> (accessed on 13 January 2024).
8. Diagnostic Imaging of Exotic Pets: Birds, Small Mammals, Reptiles | VetBooks. Available online: <https://vetbooks.ir/diagnostic-imaging-of-exotic-pets-birds-small-mammals-reptiles/> (accessed on 13 January 2024).
9. Morales-Bordon, D.; Encinosa, M.; Arencibia, A.; Jaber, J.R. Cranial Investigations of Crested Porcupine (*Hystrix cristata*) by Anatomical Cross-Sections and Magnetic Resonance Imaging. *Animals* **2023**, *13*, 2551. Available online: <https://www.mdpi.com/2076-2615/13/16/2551/htm> (accessed on 13 January 2024). [CrossRef] [PubMed]
10. Fumero-Hernández, M.; Quintana, M.E.; Ramírez, A.S.; Fariña, I.M.; Calabuig, P.; Jaber, J.R. Morphometric Study of the Eyeball of the Loggerhead Turtle (*Caretta caretta*) Using Computed Tomography (CT). *Animals* **2023**, *13*, 1016. Available online: <https://sciprofiles.com/publication/view/9aad60d6772e5b8f24e899e325335034> (accessed on 13 January 2024). [CrossRef] [PubMed]

11. Jaber, J.R.; Fumero-Hernández, M.; Corbera, J.A.; Morales, I.; Amador, M.; Ramírez Zarzosa, G.; Encinoso, M. Cross-Sectional Anatomy and Computed Tomography of the Coelomic Cavity in Juvenile Atlantic Puffins (Aves, *Alcidae*, *Fratercula arctica*). *Animals* **2023**, *13*, 2933. Available online: <https://www.mdpi.com/2076-2615/13/18/2933/htm> (accessed on 13 January 2024). [CrossRef] [PubMed]
12. Abraham, M.E.; Wakamatsu, N.; Lossie, G.A.; Karcher, D.M.; Heng, H.G.; Murakami, M. Computed tomographic and magnetic resonance imaging anatomy of the coelomic cavity in market-age commercial Pekin Ducks (*Anas platyrhynchos domesticus*). *Anat. Histol. Embryol.* **2023**, *52*, 843–861. Available online: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37357377/> (accessed on 11 January 2024). [CrossRef]
13. Alonso-Farré, J.M.; Gonzalo-Orden, M.; Barreiro-Vázquez, J.D.; Ajenjo, J.M.; Barreiro-Lois, A.; Llarena-Reino, M.; Degollada, E. Cross-sectional anatomy, computed tomography and magnetic resonance imaging of the thoracic region of common dolphin (*Delphinus delphis*) and striped dolphin (*Stenella coeruleoalba*). *J. Vet. Med. Ser. C Anat. Histol. Embryol.* **2014**, *43*, 221–229. [CrossRef] [PubMed]
14. Ito, T.; Tanaka, T.; Kiyatake, I.; Izawa, T.; Furuya, M.; Sasai, K. Contrast-enhanced computed tomography and cross-sectional anatomy of the trunk in the brownbanded bamboo shark (*Chiloscyllium punctatum*). *J. Vet. Med. Ser. C Anat. Histol. Embryol.* **2023**, *52*, 437–447. [CrossRef] [PubMed]
15. Banzato, T.; Selleri, P.; Veladiano, I.A.; Martin, A.; Zanetti, E.; Zotti, A. Comparative evaluation of the cadaveric, radiographic and computed tomographic anatomy of the heads of green iguana (*Iguana iguana*), common tegu (*Tupinambis merianae*) and bearded dragon (*Pogona vitticeps*). *BMC Vet. Res.* **2012**, *8*, 53. [CrossRef] [PubMed]
16. Banzato, T.; Selleri, P.; Veladiano, I.A.; Zotti, A. Comparative evaluation of the cadaveric and computed tomographic features of the coelomic cavity in the green iguana (*Iguana iguana*), black and white tegu (*Tupinambis merianae*) and bearded dragon (*Pogona vitticeps*). *J. Vet. Med. Ser. C Anat. Histol. Embryol.* **2013**, *42*, 453–460. [CrossRef] [PubMed]
17. Veladiano, I.A.; Banzato, T.; Bellini, L.; Montani, A.; Catania, S.; Zotti, A. Computed tomographic anatomy of the heads of blue-and-gold macaws (*Ara ararauna*), African grey parrots (*Psittacus erithacus*), and monk parakeets (*Myiopsitta monachus*). *Am. J. Vet. Res.* **2016**, *77*, 1346–1356. [CrossRef] [PubMed]
18. Veladiano, I.A.; Banzato, T.; Bellini, L.; Montani, A.; Catania, S.; Zotti, A. Normal computed tomographic features and reference values for the coelomic cavity in pet parrots. *BMC Vet. Res.* **2016**, *12*, 182. Available online: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27596377/> (accessed on 11 January 2024). [CrossRef] [PubMed]
19. dos Santos, G.J.; da Silva, J.P.; Hippólito, A.G.; Ferro, B.S.; Oliveira, E.L.R.; Okamoto, P.T.C.G.; Lourenço, M.L.G.; de Vasconcelos Machado, V.M.; Rahal, S.C.; Teixeira, C.R.; et al. Computed tomographic and radiographic morphometric study of cardiac and coelomic dimensions in captive blue-fronted Amazon parrots (*Amazona aestiva*, Linnaeus, 1758) with varying body condition scores. *Anat. Histol. Embryol.* **2020**, *49*, 299–306. Available online: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/ah.12528> (accessed on 11 January 2024). [CrossRef] [PubMed]
20. da Silva, J.P.; Rahal, S.C.; Castiglioni, M.C.R.; Baldissera Gonçalves, R.A.; Doiche, D.P.; Moresco, A.; Mamprim, M.J.; Vulcano, L.C. Radiography and computed tomography of the heart and lower respiratory tract in toco toucans (*Ramphastos toco*). *Anat. Histol. Embryol.* **2020**, *49*, 541–549. Available online: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/ah.12559> (accessed on 11 January 2024). [CrossRef] [PubMed]
21. Sisson: Anatomía de los Animales Domésticos v....—Google Académico. Available online: https://scholar.google.com/scholar_lookup?title=Anatom%C3%ADa+de+los+Animales+Dom%C3%A9sticos&author=Sisson,+S.&author=Getty,+R.&author=Grossman,+J.D.&publication_year=1982 (accessed on 13 January 2024).
22. König, H.; Liebich, H.; Bragulla, H. Anatomie und Propädeutik des Geflügels: Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis. Available online: <https://cir.nii.ac.jp/crid/1130000798308564608> (accessed on 13 January 2024).
23. Pepperberg, I.M.; Howell, K.S.; Banta, P.A.; Patterson, D.K.; Meister, M. Measurement of Grey Parrot (*Psittacus erithacus*) Trachea via Magnetic Resonance Imaging, Dissection, and Electron Beam Computed Tomography. *J. Morphol.* **1998**, *238*, 81–91. Available online: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/> (accessed on 13 January 2024). [CrossRef]
24. Romagnano, A.; Shiroma, J.T.; Heard, D.J.; Johnson, R.D.; Schiering, M.R.; Mladinich, C.R.J. MAGNETIC RESONANCE IMAGING OF THE BRAIN AND COELOMIC CAVITY OF THE DOMESTIC PIGEON (*Columba livia domestica*). *Vet. Radiol. Ultrasound* **1996**, *37*, 431–440. Available online: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1740-8261.1996.tb01256.x> (accessed on 13 January 2024). [CrossRef]
25. Tomographic Anatomy of the Golden Eagle (*Aquila chrysaetos*) on JSTOR. Available online: https://www.jstor.org/stable/20460266?casa_token=7aagwF4LiQ0AAAAA:tUlvpoj3tSoTAhSYAv_2dZYtJfM93_YoeG0-IHGvqc6FXdqyb41AuSL427u5pj1Fjt4Eff2xldnJ7GYD7ikHoQFcP3mpC5V4xJzT4p478Z9mntXPjA (accessed on 13 January 2024).
26. Sandoval, J. *Anatomía Veterinaria*; Imprenta Moderna: Logroño, Spain, 2003.
27. Dyce, K.M.; Aja Guardiola, S.; Morales Saavedra, J.L.; Palacios Martínez, J.R.; Wensing, C.J.G.; Sack, W.O. *Anatomía Veterinaria*. Available online: https://books.google.com/books/about/Anatom%C3%ADa_veterinaria.html?hl=es&id=0AwwCgAAQBAJ (accessed on 10 December 2023).
28. König, H.E.; Korb, R.; Liebich, H.G.; Bragulla, H.; Klupiec, C. *Avian Anatomy : Textbook and Colour Atlas*; 5m Publishing: Sheffield, UK, 2016; 340p.
29. MacLelland, J. *Atlas en Color de Anatomía de las Aves*. 1992. Available online: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/libro?codigo=157364> (accessed on 7 January 2024).

30. Arencibia, A.; Corbera, J.A.; Ramírez, G.; Díaz-bertrana, M.L.; Pitti, L.; Morales, M.; Jaber, J.R. Anatomical Assessment of the Thorax in the Neonatal Foal Using Computed Tomography Angiography, Sectional Anatomy, and Gross Dissections. *Animals* **2020**, *10*, 1045. Available online: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32560487/> (accessed on 1 February 2024). [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
31. Paré, J.A.; Veterinarian, S. BSAVA Manual of Psittacine Birds, 2nd ed. *Can. Vet. J.* **2008**, *49*, 268. Available online: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2249719/> (accessed on 1 February 2024).
32. Fumero-Hernández, M.; Encinoso, M.; Melian, A.; Nuez, H.A.; Salman, D.; Jaber, J.R. Cross Sectional Anatomy and Magnetic Resonance Imaging of the Juvenile Atlantic Puffin Head (Aves, Alcidae, *Fratercula arctica*). *Animals* **2023**, *13*, 3434. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
33. Rodríguez, A.; Rodríguez, B.; Negro, J. GPS tracking for mapping seabird mortality induced by light pollution. *Sci. Rep.* **2015**, *5*, 10670. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
34. Imber, M.J. Behaviour of petrels in relation to the moon and artificial lights. *Notornis* **1975**, *22*, 302–306.

Disclaimer/Publisher’s Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

Article

Cory's Shearwater (*Calonectris borealis*): Exploring Normal Head Anatomy through Cross-Sectional Anatomy, Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging

Alejandro Morales-Espino ¹, Soraya Déniz ² , Pablo Paz-Oliva ³, Natalia Roldán-Medina ³ , Mario Encinosa ^{2,*} , Francisco Suárez-Cabrera ³ and Jose Raduan Jaber ^{3,*}

¹ IVC Evidencia Los Tarahales, 35013 Las Palmas, Gran Canaria, Spain

² Hospital Clínico Veterinario, Facultad de Veterinaria, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, Trasmontaña, Arucas, 35413 Las Palmas, Gran Canaria, Spain

³ Department of Morphology, Facultad de Veterinaria, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, Trasmontaña, Arucas, 35413 Las Palmas, Gran Canaria, Spain; natalia.roldan101@alu.ulpgc.es (N.R.-M.)

* Correspondence: mencinosa@gmail.com (M.E.); joseraduan.jaber@ulpgc.es (J.R.J.)

Simple Summary: This investigation describes the intricate anatomy of the central nervous system (CNS) and its related structures in Cory's shearwater, employing anatomical cross-sections and imaging methodologies like computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI). This study represents the inaugural comprehensive portrayal of the head anatomy in Cory's shearwater, and the findings derived from this study promise to enrich future research in both the anatomical and pathological fields of closely related species.



Citation: Morales-Espino, A.; Déniz, S.; Paz-Oliva, P.; Roldán-Medina, N.; Encinosa, M.; Suárez-Cabrera, F.; Jaber, J.R. Cory's Shearwater (*Calonectris borealis*): Exploring Normal Head Anatomy through Cross-Sectional Anatomy, Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging. *Animals* **2024**, *14*, 1962. <https://doi.org/10.3390/ani14131962>

Academic Editors: Matilde Lombardero Fernández and María del Mar Yllera Fernández

Received: 24 May 2024

Revised: 26 June 2024

Accepted: 28 June 2024

Published: 2 July 2024

Abstract: Cory's shearwater, or *Calonectris borealis*, stands out as a symbolic figure in the world of seabirds, playing a crucial role in marine ecosystems globally. Belonging to the Procellariidae family, it is singularized by its imposing wingspan and intricate migration patterns connecting it to various regions from the North Atlantic to the Pacific. Its role in the marine food chain, specialized diet and adaptation for nesting in the Canary Archipelago underscore its ecological importance. However, Cory's shearwater also faces important threats, such as the invasion of foreign species, highlighting the need for its conservation. Among the conservation issues, studies on its biology, the main threats it faces and its normal anatomy are essential to preserve marine biodiversity. Additionally, a variety of imaging techniques, such as computed tomography and magnetic resonance, facilitates the understanding of the bird's neuroanatomy and opens future research possibilities in comparative neuroscience. Moreover, this approach proves particularly relevant given the increasing attention these seabirds receive in environments such as zoos, rehabilitation centers and their natural habitat, where veterinarians play a crucial role in their care and well-being.

Keywords: computed tomography; magnetic resonance imaging; head; anatomical sections; seabirds; Cory's shearwater

1. Introduction

Cory's shearwater (*Calonectris borealis*) is a remarkable seabird known for its long-distance migrations and significant ecological role within the Canary Islands' ecosystem [1–4]. Belonging to the distinguished Procellariidae family, it stands out for intricate migration patterns linking it to various regions worldwide, from the North Atlantic to the Indian and Pacific Oceans, and it occupies marine and coastal habitats [1–4]. During their migratory journeys, Cory's shearwater populations trace routes covering significant distances, feeding and reproducing in a delicate balance with their marine environment. This migratory pattern reveals the complexity of their connection to oceanic ecosystems, where species survival and reproduction are intrinsically linked to the availability of food reserves [1,4]. As a vital



Copyright: © 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

component of the marine food chain, the shearwater deploys a specialized diet, focusing primarily on small fish, crustaceans and cephalopods. Its presence, therefore, contributes to the dynamics and stability of oceanic ecosystems, exerting a significant impact on the regulation of prey populations [1]. However, the importance of Cory's shearwater transcends its direct ecological function. These seabirds, through their behavioral patterns and distribution, emerge as valuable bioindicators of marine environmental health [3,4]. Changes in their migration, reproduction, or abundance can serve as early warning signals for potential environmental threats, such as food scarcity or contaminants in the ocean [1,5,6]. In this context, the protection of nesting habitats, sustainable fisheries management and the mitigation of anthropogenic threats emerge as essential elements in conservation efforts to ensure the ongoing well-being of this seabird species [4]. Among these conservation issues, studies on its biology, the main threats it faces and anatomical investigations are essential for preserving marine biodiversity, since they elucidate the underlying mechanisms of avian physiology, and for comprehending the evolutionary adaptations that have allowed birds to inhabit a diversity of ecological niches [7–29].

Despite its ecological importance, there is a notable gap in the research concerning the neuroanatomy and cranial characteristics of this species using modern imaging diagnostic techniques. However, the revolution brought about by modern imaging techniques has marked a milestone in exploring this doctrine. These imaging techniques have already been employed in research on the nervous system of birds [30–38], but to date, specific research on the CNS and associated structures of Cory's shearwater has not been conducted [32,38–40]. Therefore, this study aimed to describe the CNS and its associated structures through anatomical cross-sections and computed tomography and magnetic resonance imaging techniques.

2. Materials and Methods

2.1. Animals

In this research, we utilized a cohort of 10 juvenile Cory's shearwater specimens, characterized by an average mass of 0.520 kg (with a range of 0.480–0.820 kg) and an average length of 42 cm (with a range of 45–56 cm) from beak to tail base. These avian subjects were sourced from the Consejería de Área de Medio Ambiente, Clima, Energía y Conocimiento of the Cabildo Insular de Gran Canaria, following strandings attributed to artificial lights, which have been recognized as a relevant threat to biodiversity conservation [3]. While most specimens were received post mortem, those initially alive but succumbing due to their weakened state were promptly preserved via freezing for subsequent CT and MRI procedures. It is important to emphasize that no animals were intentionally sacrificed or captured solely for scientific research.

2.2. CT Technique

For the CT assessment, we allowed our avian subjects to thaw at room temperature for 12 h. Sequential transverse CT images were obtained using a 16-slice helical CT scanner (Toshiba Astelion, Canon Medical System®, Tokyo, Japan). The birds were positioned symmetrically in dorsal recumbency on the stretcher with a craniocaudal entry. We used a standard protocol with the following parameters: 120 kVp, 80 mA, 512 × 512 acquisition matrix, 1809 × 858 field of view, a pitch of 0.94 and a gantry rotation of 1.5. The acquired images had a slice thickness of 0.6 mm. To enhance the visualization of various anatomical structures using CT, we employed different CT window settings by adjusting the window widths (WWs) and window levels (WLs): a bone window setting (WW = 1500; WL = 300), a soft tissue window setting (WW = 248; WL = 123) and a lung window setting (WW = 1400; WL = −500). No significant differences in CT density or anatomy were observed in the heads of the avian specimens utilized in this study.

2.3. MRI Technique

The ten Cory's shearwater specimens underwent imaging at Los Tarahales Veterinary Hospital (Las Palmas, Canary Islands, Spain). Imaging data were acquired using a Canon Vantage Elan 1.5 T imaging system (Toshiba, Vantage Elan, Japan), utilizing the following sequences: T1-weighted (T1W) sequences in the transverse plane (TR: 634 ms, TE: 10, FOV: 1809×829 , slice thickness: 2 mm, matrix size: 192×160), T2-weighted (T2W) sequences in the transverse plane (TR: 4769 ms, TE: 120, FOV: 1809×829 , slice thickness: 2 mm, matrix size: 192×224), T2W sequences in the dorsal plane (TR: 5271 ms, TE: 120, FOV: 1809×829 , slice thickness: 2.5 mm, matrix size: 240×192) and T2W sequences in the sagittal plane (TR: 4450 ms, TE: 120, FOV: 1809×829 , slice thickness: 2.9 mm, matrix size: 224×224). Additionally, we obtained enhanced spin-echo sequences in the dorsal, transverse and sagittal planes. The resulting MRI images exhibited a slice thickness of 2–3 mm.

2.4. Macroscopic Anatomical Sections

After imaging, the birds were preserved by freezing at $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$ for 72 h. Following this preservation process, we sliced five specimens into transverse and dorsal sections, each 1 cm thick, utilizing an electric band saw. These sections underwent careful irrigation with water to eliminate any artefacts, such as feathers, which were removed using Adson forceps and identified, before being photographed on both sides to facilitate the precise identification of anatomical cross-sections and CT and MRI images. This dissection step greatly aided in achieving accurate identification and correlation with the CT and MRI images.

2.5. Anatomic Evaluation

To enhance the accurate identification of relevant structures within Cory's shearwater heads, we selected anatomical cross-sections that closely matched the CT and MR images. Extensive reference materials, including textbooks, bird anatomy literature and bone preparations from other seabird specimens, were consulted to aid this endeavor [30,39–44]. Furthermore, to ensure the meticulous interpretation of cranial structures, we relied on anatomical preparations provided by the Department of Anatomy at the Faculty of Veterinary Medicine, University of Las Palmas de Gran Canaria. These supplementary resources significantly enriched our understanding and accuracy in the anatomical interpretation.

3. Result

This investigation delved into the intricate anatomy of the Cory's shearwater CNS and associated structures. We present ten figures that mainly correspond to anatomical cross-sections and CT and T2W MR images (Figures 1–10). T2-weighted magnetic resonance imaging images were selected based on their relevance to identifying principal anatomical structures of the brain. The similarity of the sections was prioritized to achieve a better resemblance between the computed tomography and magnetic resonance imaging studies. In addition, we complemented the images with anatomical cross-sections for enhanced clarity and understanding. A pivotal representation of this synergy is depicted in Figure 1, where a sagittal view illustrates the transverse (A) and dorsal (B) orientations, aligning with the anatomical sections delineated in Figures 2–10. In this context, the transverse and dorsal section levels (I–VIII) were meticulously aligned, promoting a seamless correlation between the imaging data and the anatomical contexts. Finally, Figure 10 depicts a mid-sagittal anatomical section and the corresponding CT and T2W images, displaying the main structures that compose the head of this bird, especially those related to the CNS and its associated structures.

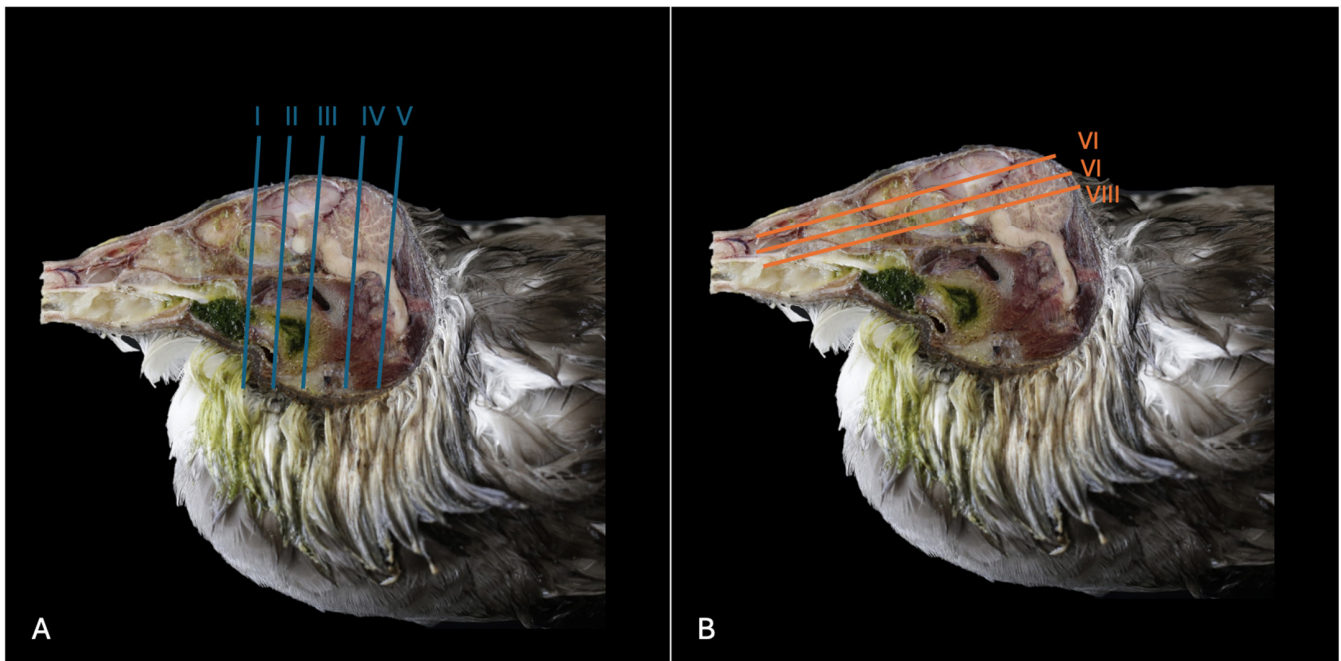


Figure 1. Sagittal cross-section images of the head of a Cory's shearwater (*Calonectris Borealis*). The vertical (A) (labelled with blue) and horizontal (B) (labelled with orange) lines correspond to the approximate levels of the respective transverse and dorsal slices.

3.1. Anatomical Sections

The anatomical sections utilized in this study proved invaluable for distinguishing the various structures comprising the central nervous system and associated structures. Consequently, we were able to discern the *cerebrum* (*telencephalon*) and its telencephalic hemispheres, located under the frontal bone (labelled with number 16 in Figures 3A, 4A, 7A and 10A), delineated by the longitudinal cerebral fissure (Figures 2A, 3A, 4A, 7A and 8A). Furthermore, transverse cross-sections provided valuable insights into additional features. These included the identification of a slightly caudolaterally positioned rostral groove, known as the *vallecula telencephalic*, as well as the *hyperpallium*, which were prominently displayed on the dorsal surface of each hemisphere (labelled as numbers 23 and 21, respectively, in Figures 3A and 7A). Additionally, these sections revealed the presence of small, pointed olfactory bulbs at the rostral pole of each hemisphere (identified as number 11 in Figures 2A, 7A and 10A). The diencephalon was unmistakably recognized as a continuation rostrally from the *mesencephalon*, which represents the rostral limit of the brain stem and rests on the *basis cranii* (represented as numbers 57 and 51 in Figure 10A). The dorsal and sagittal anatomical images facilitated the identification of the course of the optic nerve penetrating the sclera (labelled as number 30 in Figures 9A and 10A). In addition, the dorsal sections display excellent detail of the optic chiasm located rostrally to the *hypophysis*, which rested on the *basis cranii* (identified as number 58 in Figure 10A). The sagittal section allowed us to identify the pineal gland, an important structure located near the dorsal surface of the diencephalon. It is typically small and appears as a flattened, oval-shaped structure identified ventrally to the parietal bone (labelled as number 65 in Figure 10A). It is a part of the avian endocrine system that plays a role in regulating various physiological processes, including the circadian rhythm and reproductive functions.

These sections also provided insights into other components of the Cory's shearwater brain. Among these were the *mesencephalon*, the notable large *corpus cerebelli*, the internal medullary body characterized by an internal white substance, and caudally, the small paired cerebellar hemispheres, which were identified in the transverse and dorsal sections (illustrated as numbers 45, 80 and 43, respectively, in Figures 5A, 6A, 7A, 8A, 9A and 10A). Additionally, these sections facilitated the identification of the ventral portion of the *rhomben-*

cephalon, encompassing different components such as the *pons* and the *medulla oblongata*, which rested on the basioccipital bone (illustrated as numbers 47 and 40, respectively, in Figures 5A, 6A and 10A).

Moreover, our examination facilitated a meticulous eye delineation, including various ocular components and enabling a deeper understanding of avian ocular anatomy. Noteworthy elements such as the cornea, sclera, retina, vitreous chamber and lens were precisely identified (displayed as numbers 5, 3, 8, 4, 6 and 1, respectively in Figures 2A, 3A, 7A, 8A, 9A and 10A). Simultaneously, our investigation uncovered many associated structures surrounding the avian eyeball, unveiling the intricate network of anatomical support and functionality. Furthermore, associated eyeball structures, including the interorbital septum and extraocular muscles, were among the structures distinguished, which help in maintaining the structural integrity and functionality of the avian eye (illustrated as numbers 9 and 10 as depicted in Figures 2A, 3A, 7A, 8A, 9A and 10A).

Regarding the morphology of the skull and its diverse bony structures, these sections offered crucial insights. Thus, the examination revealed detailed information about various components, including the nasal, frontal, parietal, temporal, otic, occipital (basioccipital and supraoccipital), pterygoid, interparietal and mandible/maxillary bones (illustrated as numbers 59, 12, 32, 79, 44, 28, 52, 67, 69, 14 and 66, respectively in Figures 2A, 3A, 4A, 5A, 6A, 7A, 8A, 9A and 10A). Additionally, the utilization of these sections proved indispensable in discerning the structure of both the roof of the oral cavity and the pharynx and the trachea (represented as numbers 13 and 17 in Figures 2A, 3A, 4A, 5A and 10A).

Furthermore, various head muscles, including the *musculus pterygoideus pars ventralis*, *musculus tracheolateralis*, *musculus rectus capitus* (comprising the *musculus rectus dorsalis*, *musculus rectus ventralis* and *musculus rectus lateralis*), *musculus depressor mandibulae pars superficialis*, *musculus adductor mandibulae externus* and *constrictor colli* were distinguished (labelled as numbers 19, 20, 41, 36, 37 and 48, respectively in Figures 2A, 3A, 4A, 5A, 6A, 8A and 10A).

3.2. Computed Tomography (CT)

In terms of the skull, the transverse, dorsal and sagittal CT scans provided clear delineation of the bones that encompasses it as the nasal, frontal, parietal, otic, occipital and mandible/maxilla bones, displaying high CT density with the soft tissue window settings (labelled as numbers 59, 12, 32, 44, 28, 52, 14 and 66, respectively, in Figures 2B, 3B, 4B, 5B, 6B, 7B, 8B, 9B and 10B). In addition, these CT images displayed various components of the encephalon, which presented a moderate or intermediate CT density and appeared grey. Therefore, the transverse CT image showed two telencephalic hemispheres, separated by the *fissura longitudinalis cerebri* (identified as number 24 in Figures 2B, 3B, 4B, 7B, 8B and 10B). These included the identification of the *vallecula telencephali*, prominently visible on the dorsal surface of each hemisphere (cited as number 23 in Figures 3B, 7B and 8B). Additionally, these sections depicted the presence of the pointed olfactory bulbs, which showed moderate attenuation (shown as number 11 in Figures 2B, 7B and 10B). Furthermore, other structures of the CNS displaying intermediate attenuation were identified, including the *hyperpallium*, the *cerebellum*, the optic lobe and the brain stem (depicted as numbers 21, 45, 31, 47 and 40, respectively, in Figures 3B, 4B, 5B, 6B, 7B, 8B and 10B).

Additionally, we identified diverse components of Cory's shearwater eyeballs. Therefore, we distinguished the dorsal and ventral arch of the sclerotic ossifications and the lens, appearing as hyperattenuating structures just posterior to the iris (labelled as numbers 2 and 1, respectively, in Figures 2B, 3B, 8B and 9B). In contrast, other elements, such as the sclera or the vitreous chamber, were accurately pinpointed due to their moderate or low CT attenuation (represented as numbers 3 and 4, respectively, in Figures 2B, 3B, 8B and 9B).

3.3. Magnetic Resonance Imaging (MRI)

No discernible anatomical differences were observed in the examined shearwaters; however, it is noteworthy that compared to CT, CNS structures were better visualized.

Therefore, T2W MR images demonstrated precise alignment with the cranial structures observed in the cadaveric cross-sections, providing a comprehensive view of the CNS and its associated structures. Thus, the examination of Cory's shearwater brains in transverse, dorsal and sagittal planes allowed the observation of the two telencephalic hemispheres, revealing regions of a moderate-intensity signal (labelled as number 16 in Figures 2C, 3C, 4C, 7C, 8C and 10C). Notably, these imaging planes also facilitated the precise identification of the olfactory bulb, characterized by its small, tapering rostral structure, with moderate and uniform signal intensity (depicted as number 11 in Figures 2C, 7C and 10C). Moreover, the transverse T2W MR images displayed two curved dorsal structures with moderate signal intensity, corresponding with the *hyperpallium* (corresponding to number 21 in Figures 3C and 4C). The *diencephalon*, another constituent of the forebrain, exhibited limited differentiation from the adjacent *mesencephalon*, displaying signals of moderate to low intensity (identified as numbers 49 and 57, respectively, in Figure 10C). Moreover, notable features of the mesencephalon, such as the optic lobe, were perfectly discernible in the transverse and dorsal T2-weighted MRI images, showcasing similar signal characteristics (represented as number 31 in Figures 4C and 8C). Furthermore, other crucial components of the central nervous system, such as the *pons* and the *medulla oblongata*, were identifiable across transverse, dorsal and sagittal planes, and characterized by low-intensity signals (depicted as numbers 47 and 40, respectively, in Figures 5C, 6C and 10C). Adjacent to the brain stem, the *corpus cerebellum* and the small paired cerebellar hemispheres displayed indistinct areas of hypo- and moderate-intensity signals (shown as numbers 45 and 43, respectively, in Figures 5C, 6C, 7C, 8C, 9C and 10C).

Concerning CNS-associated structures, a variety of the *bulbus oculi* structures were depicted. Subsequently, the vitreous chamber consistently exhibited hyperintense signals across all planes examined (labelled as number 4 in Figures 2C, 3C, 8C, 9C and 10C). However, the cornea, sclera, lens and sclerotic ossifications displayed a hypointense signal in these MR images (corresponding to numbers 5, 3, 1 and 2, respectively, in Figures 2C, 3C and 8C). Furthermore, various head muscles, such as the *musculus pterygoideus pars ventralis*, *musculus tracheolateralis*, *musculus rectus capitis* (*musculus rectus dorsalis* plus *musculus rectus ventralis* plus *musculus rectus lateralis*), *musculus adductor mandibulae externus* and *constrictor colli* exhibited signals of intermediate intensity in the T2-weighted MR images (represented as numbers 19, 20, 41, 37 and 48, respectively, in Figures 2C, 3C, 4C, 8C and 10C).

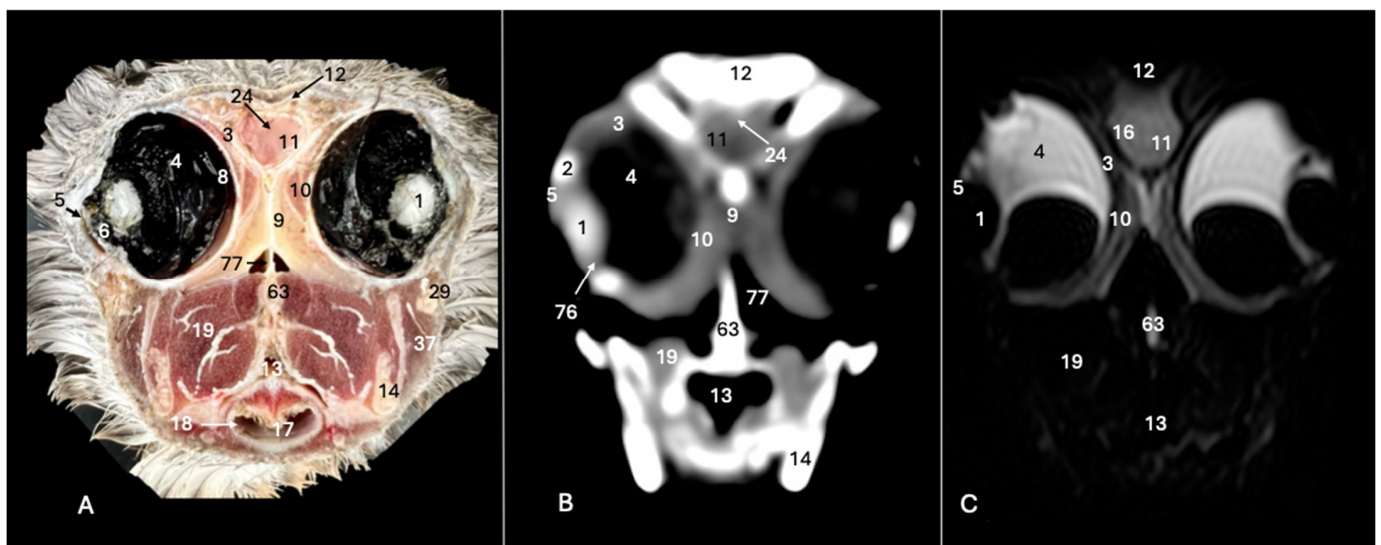


Figure 2. Anatomical cross-section (A), soft tissue CT window (B) and T2-weighted MR (C) transverse images of the Cory's shearwater head at the level of the eyes, corresponding to line I in Figure 1. 1: *Lent cristali*; 2: sclerotic ossification; 3: sclera; 4: *camera vitrea bulbi*; 5: cornea; 6: *camera anterior bulbi*;

9: *septum interorbitalis*; 10: extraocular muscles; 11: olfactory bulb; 12: *os frontale*; 13: pharynx; 14: mandible; 16: cerebral hemisphere; 17: trachea; 18: tracheal ring; 19: *musculus pterygoideus pars ventralis*; 24: *fissura longitudinalis cerebri*; 29: *processus postorbitalis*; 37: *musculus adductor mandibulae externus*; 63: parasphenoid rostrum; 76: ciliary body; 77: *choana*.

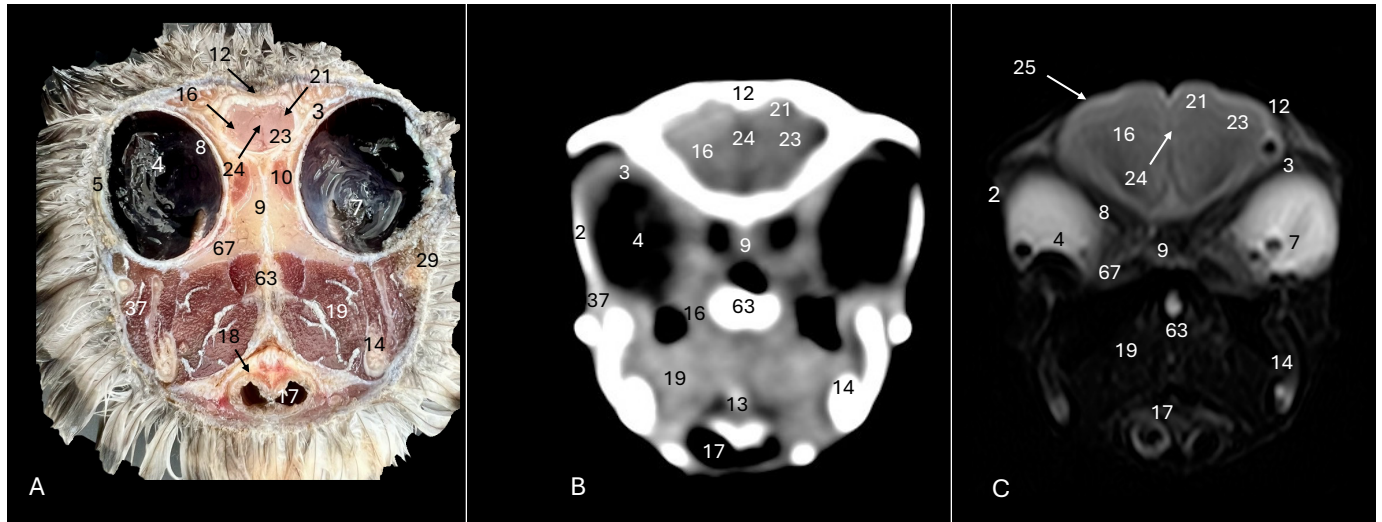


Figure 3. Anatomical cross-section (A), soft tissue CT window (B) and T2-weighted MR (C) transverse images of the Cory's shearwater head at the level of the *hyperpallium*, corresponding to line II in Figure 1. 2: Sclerotic ossification; 3: sclera; 4: *camera vitrea bulbi*; 5: cornea; 7: *pecten oculi*; 8: retina; 9: *septum interorbitalis*; 10: extraocular muscles; 12: *os frontale*; 13: pharynx; 14: mandible; 16: cerebral hemisphere; 17: trachea; 18: tracheal ring; 19: *musculus pterygoideus pars ventralis*; 21: *Hyperpallium*; 23: *vallecula telencephali*; 24: *fissura longitudinalis cerebri*; 25: meninges; 29: *processus postorbitalis*; 37: *musculus adductor mandibulae externus*; 63: parasphenoid rostrum; 67: *os pterygoideus*.

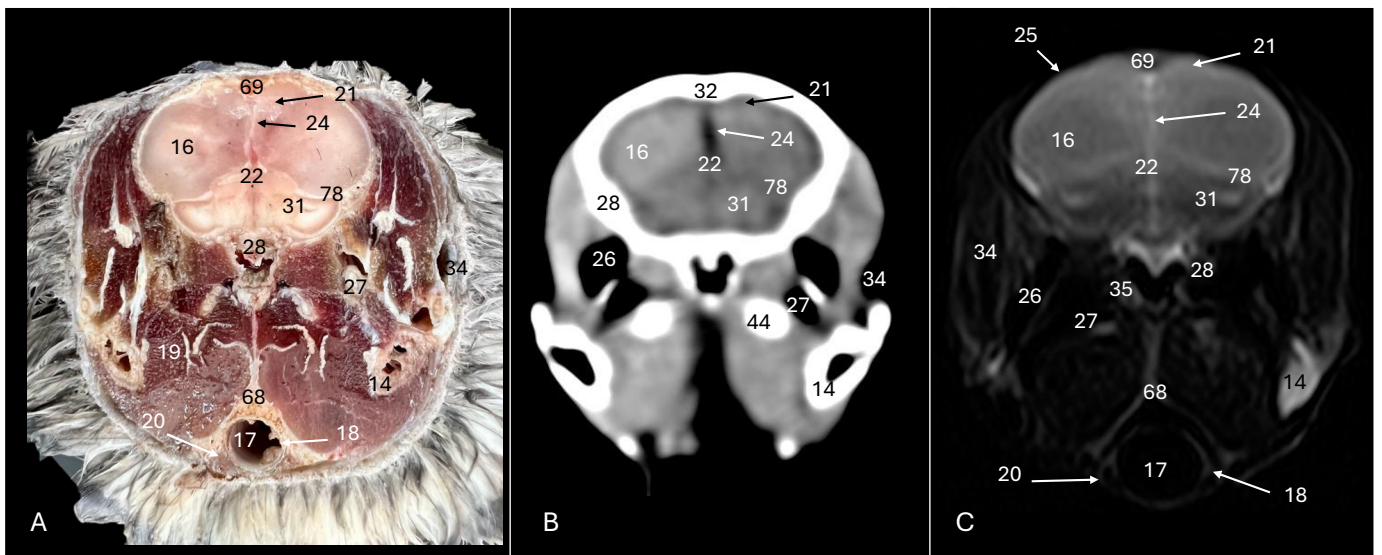


Figure 4. Anatomical cross-section (A), soft tissue CT window (B) and T2-weighted MR (C) transverse images of the Cory's shearwater head at the level of the optical lobes, corresponding to line III in Figure 1. 14: Mandible; 16: cerebral hemisphere; 17: trachea; 18: tracheal ring; 19: *musculus pterygoideus pars ventralis*. 20: *musculus tracheolateralis*; 21: *hyperpallium*; 22: 3rd ventricle; 24: *fissura longitudinalis cerebri*; 25: meninges; 26: middle ear; 27: tympanic bulla; 28: basioccipital bone; 31: optical lobe; 32: *os parietale*; 34: external acoustic canal; 35: inner ear; 44: otic bone; 68: cricoid cartilage; 69: interparietal bone; 78: tentorial process.

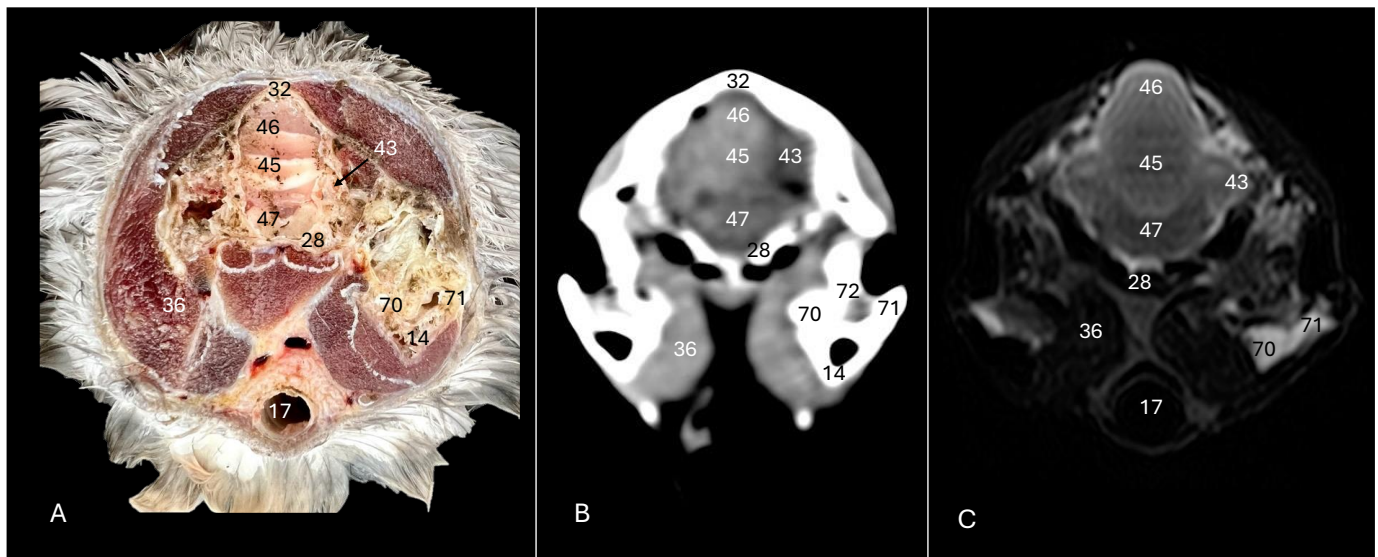


Figure 5. Anatomical cross-section (A), soft tissue CT window (B) and T2-weighted MR (C) transverse images of the Cory's shearwater head at the level of the *cerebellum*, corresponding to line IV in Figure 1. 14: Mandible; 17: trachea; 28: basioccipital bone; 32: *os parietale*; 36: *musculus depressor mandibulae pars superficialis* plus *musculus adductor mandibulae externus*; 43: cerebellar hemisphere; 45: *cerebellum* (body); 46: folia of *cerebellum*; 47: *pons*; 70: medial process of the mandible; 71: lateral process of the mandible; 72: quadrate articular fossa.

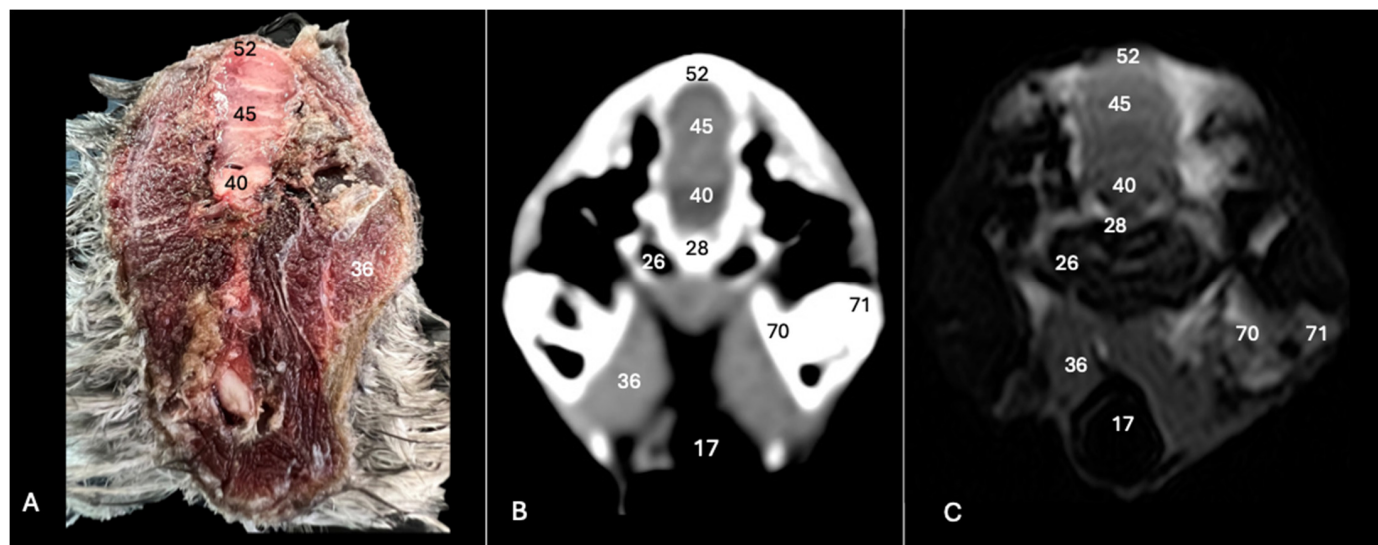


Figure 6. Anatomical cross-section (A), soft tissue CT window (B) and T2-weighted MR (C) transverse images of the Cory's shearwater head at the level of the caudal *cerebellum*, corresponding to line V in Figure 1. 17: Trachea; 26: middle ear; 28: basioccipital bone; 36: *depressor mandibulae pars superficialis* plus *musculus adductor mandibulae externus*; 45: *cerebellum* (body); 40: *medulla oblongata*; 52: *os supraoccipitale*; 70: medial process of the mandible; 71: lateral process of the mandible.

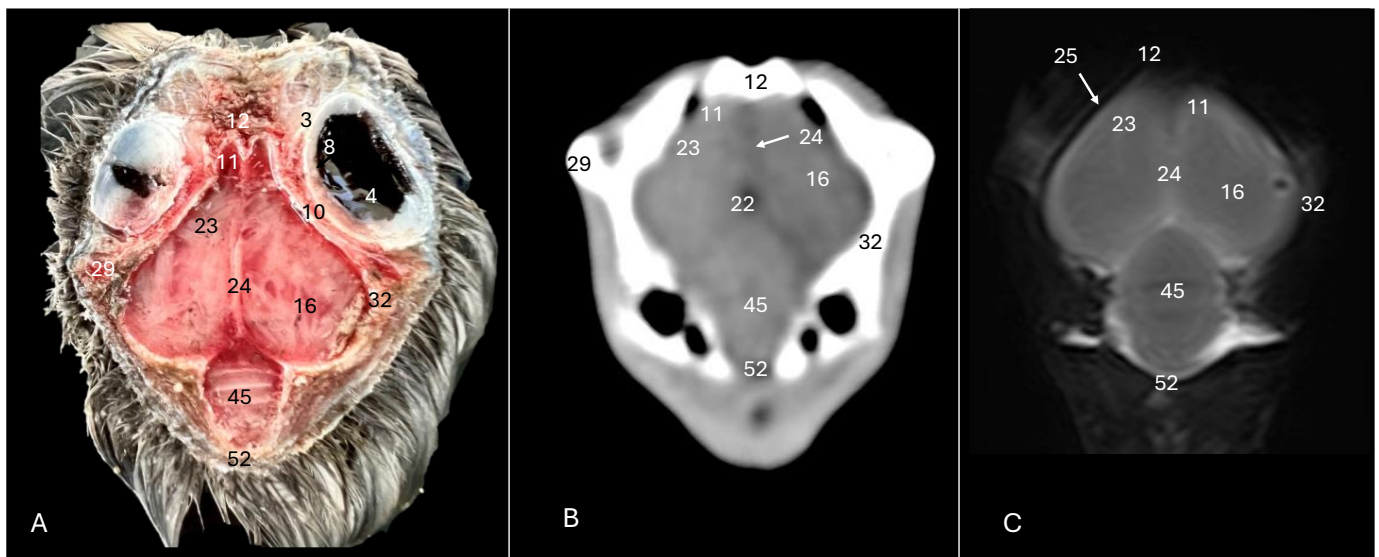


Figure 7. Anatomical cross-section (A), soft tissue CT window (B) and T2-weighted MR (C) dorsal images of the Cory's shearwater head at the level of the dorsal cerebral hemispheres, corresponding to line VI in Figure 1. 3: Sclera; 4: *camera vitrea bulbi*; 10: extraocular muscles; 11: olfactory bulb; 12: *os frontale*; 16: cerebral hemisphere; 22: 3rd ventricle; 23: *vallecula telencephali*; 24: *fissura longitudinalis cerebri*; 25: meninges; 29: *processus postorbitalis*; 32: *os parietale*; 45: *cerebellum* (body); 52: *os supraoccipitale*.

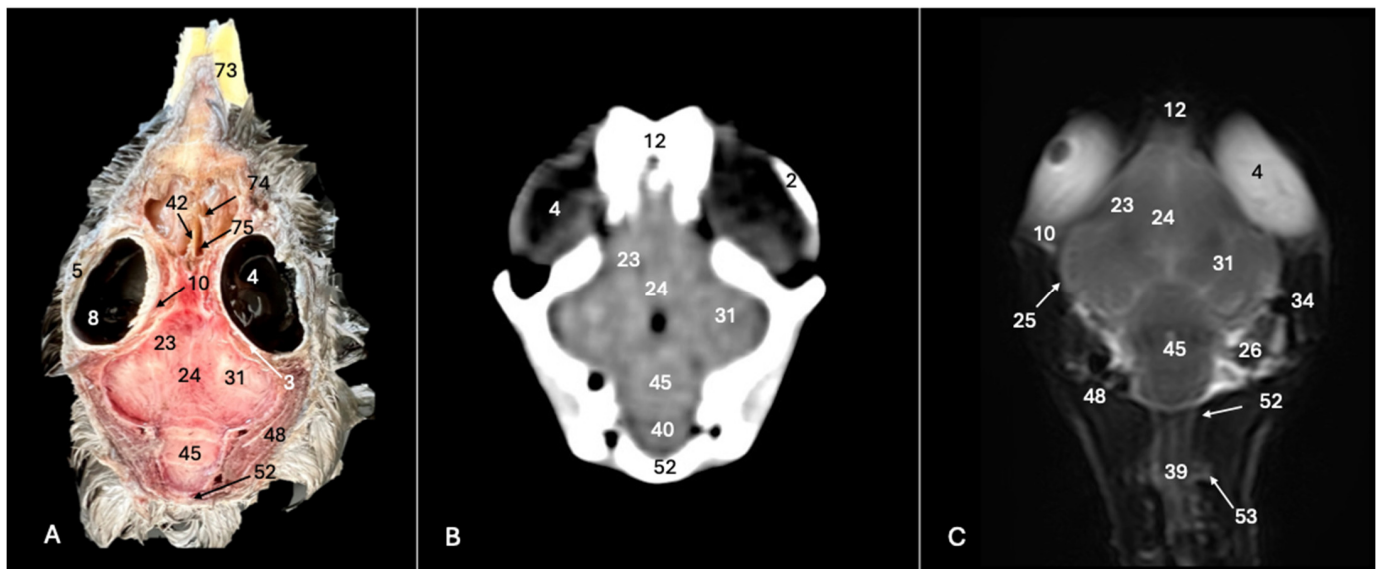


Figure 8. Anatomical cross-section (A), soft tissue CT window (B) and T2-weighted MR (C) dorsal images of the Cory's shearwater head at the level of the ventral cerebral hemisphere, corresponding to line VII in Figure 1. 2: Sclerotic ossification; 3: sclera; 4: *camera vitrea bulbi*; 5: cornea; 8: retina; 10: extraocular muscles; 12: *os frontale*; 23: *vallecula telencephali*; 24: *fissura longitudinalis cerebri*; 25: meninges; 26: middle ear; 31: optical lobe; 34: external acoustic canal; 39: *medulla spinalis*; 40: *medulla oblongata*; 42: nasal septum; 45: *cerebellum* (body); 48: *musculus constrictor colli*; 52: *os supraoccipitali*; 53: cervical vertebra; 73: beak; 74: *concha nasalis media*; 75: *concha nasalis caudalis*.

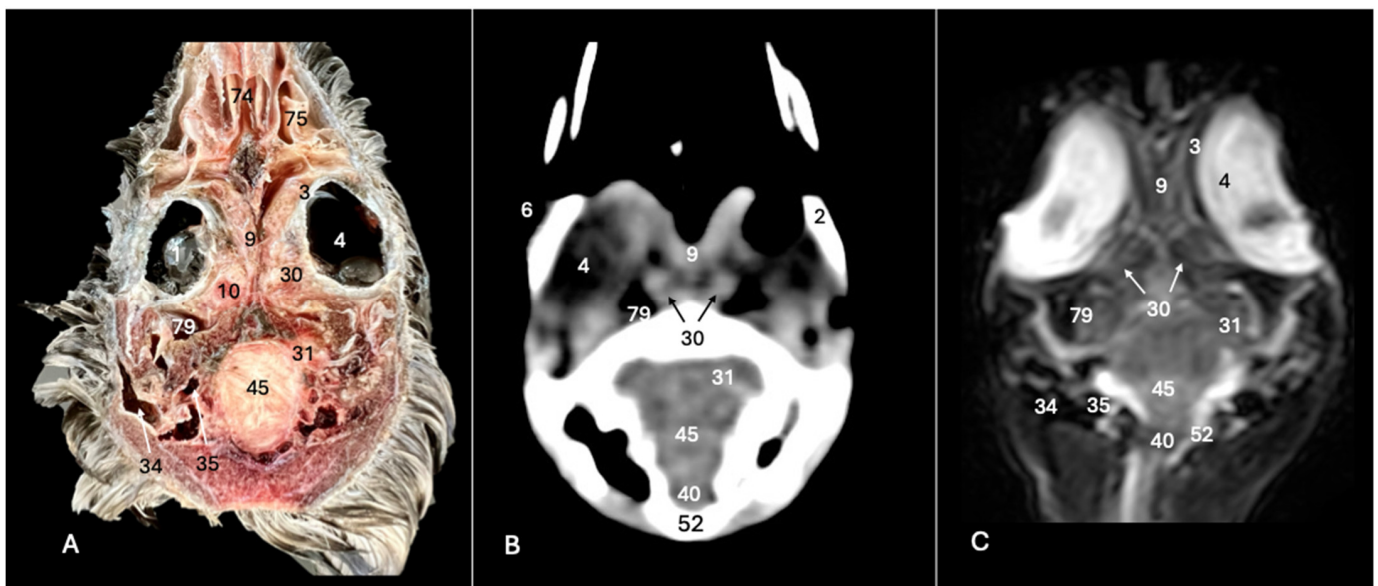


Figure 9. Anatomical cross-section (A), soft tissue CT window (B) and T2-weighted MR (C) dorsal images of the Cory's shearwater head at the level of the optic nerve, corresponding to line VIII in Figure 1. 1: *Lent cristali*; 2: sclerotic ossification; 3: sclera; 4: *camera vitrea bulbi*; 6: *camera anterior bulbi*; 9: *septum interorbitalis*; 10: *extraocular muscle*; 30: optic nerve; 31: optical lobe; 34: external acoustic canal; 35: inner ear; 40: *medulla oblongata*; 45: *cerebellum* (body); 52: *os supraoccipitalis*; 74: *concha nasalis media*; 75: *concha nasalis caudalis*; 79: pneumatization of the temporal bone.

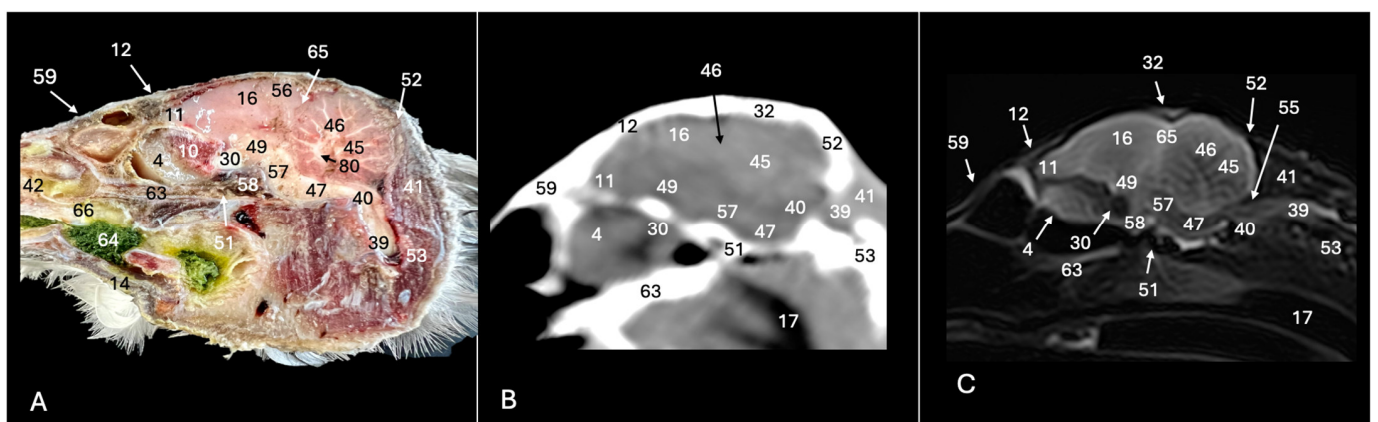


Figure 10. Anatomical cross-section (A), soft tissue CT window (B) and T2-weighted MR (C) sagittal images of the Cory's shearwater head at the level of the *fissura longitudinalis cerebri*. 4: *Camera vitrea bulbi*; 10: *extraocular muscles*; 11: *olfactory bulb*; 12: *os frontale*; 14: *mandible*; 16: *cerebral hemisphere*; 17: *trachea*; 30: optic nerve; 32: *os parietale*; 39: *medulla spinalis*; 40: *medulla oblongata*; 41: *musculus rectus* (*musculus rectus dorsalis* plus *musculus rectus ventralis* plus *musculus rectus lateralis*). 42: *nasal septum*; 45: *cerebellum* (body); 46: *folia of cerebellum*; 47: *pons*; 49: *diencephalon*; 51: *basis cranii*; 52: *os supraoccipitale*; 53: *cervical vertebra*; 55: *fourth ventricle*; 56: *area hipocampalis*; 57: *mesencephalon*; 58: *hypophysis*; 59: *os nasale*; 63: *parasphenoid rostrum*; 64: *ingesta*; 65: *glandula pinealis*; 66: *maxilla*; 80: *internal white substance*.

4. Discussion

To the authors' knowledge, this is the first description of a Cory's shearwater head using anatomical cross-sections and their corresponding CT and MR images. In avian medicine, conventional radiography has historically been a fundamental tool for diagnostic imaging, providing valuable information on musculoskeletal and respiratory processes and

alterations in the coelomic cavity [31,36]. However, its utility is limited in the cranial region due to structure overlap and low resolution [30,31]. Despite modern imaging modalities presenting more promising options capable of offering precise anatomical and pathological information, their use remains challenging due to the high economic cost of these types of equipment, the need for animal sedation and possibly restraining the animal, and the duration of the examination in the case of MR studies [32–38]. Other imaging equipment, such as the micro-CT, offers images with higher spatial resolution and thinner slice thickness than those obtained with conventional CT scanners. Nonetheless, this equipment is not usually available in veterinary hospitals [45].

Throughout this study, we selected CT and MR images that better matched the anatomical cross-sections. The acquisition of adequate-resolution images of the central nervous system in this study was enhanced by the physical volumetric factor of the Cory's shearwater brain. In other words, animals with larger brain volumes tend to exhibit better resolution in the obtained images. This relationship between brain size and the quality of acquired images is particularly relevant when considering the strength of the equipment. In our study, we utilized a 1.5 Tesla magnet, which has certain limitations compared to previous research employing higher field magnets, specifically 3 and 4.7 Tesla magnets [30–36]. Our investigation has demonstrated a significant improvement in image resolution, especially when compared with other studies on seabirds using similar strength fields, such as Atlantic puffins, that present small head dimensions, leading to the more limited resolution of MR images [46]. Despite this, our results displayed images with similar resolutions to other studies on larger birds such as the red kite, common buzzard, or African grey parrot [30–36]. The significance of this finding lies in a deeper understanding of the factors influencing the quality of central nervous system images in animals. By acknowledging the relationship between brain sizes, the imaging technique utilized and the resolution obtained, we can optimize future studies to ensure greater precision in evaluating brain structures across different species.

As reported in recent studies [30,32,46], modern imaging diagnostic techniques showed adequate detail of the different regions of the avian brain. Here, both techniques allowed the observation of specific formations within the telencephalic hemispheres, such as the *vallecula telencephali*, the sagittal eminence observed as a prominence lateral to the *fissura longitudinalis cerebri*, the olfactory bulb and a prominent *hyperpallium*. This last formation is the homologue of the mammalian neocortex involved in visual capabilities and spatial cognition [47–49]. Further studies of the *hyperpallium* across multiple bird species, mainly birds of prey, should be performed to compare their development.

Concerning the Cory's shearwater mesencephalon, it was easily identified through CT and T2W MR images. Thus, the basioccipital bone was used as a landmark to visualize the optic lobes in the CT images, whereas their caudoventral situation related to the telencephalon and the identification of the tentorial process were pivotal to observing them with T2W images. These lobes were quite prominent mainly due to their visual, auditory and somatosensory functions [30,46,49]. As reported in other studies [30,50], the largest optic lobes have been identified in birds of prey. However, further investigations comparing these birds with seabirds are necessary since important developments of these structures, and optic nerves, as well as the optic chiasm, have also been observed on them [43,46].

Sagittal T2W images were essential to observing the large volume of the cerebellum, and its situation above the brain stem, which did not present a clear distinction between *pons* and *medulla oblongata*, as happens in mammals [30,43]. The combination of anatomical cross-sections and transverse T2W images displayed the cerebellar hemispheres. This finding contrasts with other studies using higher-strength field magnets, where these structures were not easily depicted [30].

As reported in other investigations performed on birds, felids and reptiles, the dorsal, transverse and sagittal anatomical sections offered intricate insights into the different elements and shapes of the avian eyeball [51–53]. It was characterized by its significant size relative to cranial volume and its lateral positioning, inherent to avian anatomy,

showing a distinctive globose morphology with a subtle medial flattening. In addition, the incorporation of CT and T2W images confirmed the visualization of the vitreous chamber, the sclera, the extraocular muscles, the lens and the sclerotic ossifications. These ossifications were distinguishable in the CT images that depicted the dorsal and ventral arches. Reports of this structure have stated its association with the visual capabilities and activity patterns of seabird species [46].

In contrast to other studies performed on birds, the combination of CT and MR images was essential in the visualization of the shape and the different bones that comprise the bird skull. Employing a soft tissue CT window allowed us to distinguish its dome shape, and how it was robust and flattened compared to the skull of other seabird species [46]. These bones showed relevant pneumatization that could be related to their living and foraging ecology, mainly focused on small fishes and squids, which were captured by shallow immersions [2–4]. In addition, this CT window was quite helpful in displaying with adequate resolution the eyes and the nervous structures from the remaining tissues.

This approach has proven invaluable in evaluating the anatomical intricacies of the CNS and its related structures across a diverse range of wildlife species. From reptiles to rodents, terrestrial mammals to exotic avian species like the red kite, common buzzard and common kestrel, as well as domestic birds such as the pigeon and the African grey parrot, MRI has played a crucial role in identifying CNS components [46,52,54–57]. Unlike traditional imaging methods, modern imaging diagnostic techniques allow detailed images from various anatomical perspectives without specimen repositioning [46,51,52,54,55,58]. The unparalleled ability of MRI to discern between cranial bones and soft tissues makes it a superior tool for assessing the CNS and associated structures compared to computed tomography. However, we should highlight the limitations related to the use of carcasses, which were mainly observed in the MR images due to changes in the signal intensity of some tissues. Hence, it would be interesting to perform future investigations using adult and live specimens to assess these changes and the differences in the resolution and volume of the CNS and associated structures.

5. Conclusions

The application of these modern imaging techniques combined with anatomical cross-sections not only reveals the detailed anatomy of Cory's shearwater but also provides a platform for a better understanding of the CNS and its related structures, contributing to advancing knowledge in the fields of ornithology and comparative neuroscience.

Author Contributions: Conceptualization, J.R.J., S.D. and A.M.-E.; methodology, M.E., J.R.J., P.P.-O., N.R.-M. and A.M.-E.; investigation, J.R.J., A.M.-E., S.D., P.P.-O., N.R.-M., F.S.-C. and M.E.; resources, S.D. and F.S.-C.; writing—original draft preparation, J.R.J. and A.M.-E.; writing—review and editing, J.R.J., A.M.-E., S.D., P.P.-O., N.R.-M., F.S.-C. and M.E. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: In this study, we did not need ethical approval, since the birds arrived at our hospital to determine, through diagnostic imaging techniques, the cause of their stranding. From these studies, we obtained the information presented in our paper. As occurs with domestic mammals, informed consent from the owner allowed us to carry out this study.

Informed Consent Statement: Not applicable.

Data Availability Statement: The data supporting reported results can be found at “accedacris.ulpgc.es”.

Acknowledgments: In loving memory of Alvaro Domingo Rodriguez Garcia and Maria Jose Oliva de la Nuez. We would also like to thank Ayesh Mohamad, Carmen Mingot, Concepción Mingot, Emilia Mingot, Nicolas Aquino, Marisa Mohamad and Jamal Jaber for their support and constructive comments.

Conflicts of Interest: Author Alejandro Morales-Espino was employed by the company IVC Evidencia Los Tarahales. The remaining authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

References

1. Cory's Shearwater—The Sound Approach. Available online: <https://soundapproach.co.uk/species/corys-shearwater/> (accessed on 1 January 2024).
2. Seabird of the Month—Cory's Shearwater (*Calonectris Borealis*). Available online: <https://www.birdlife.org/news/2021/05/31/seabird-month-corys-shearwater-calonectris-borealis/> (accessed on 1 January 2024).
3. Madroño, A.; González, C.; Atienza, J.C. (Eds.) Libro Rojo de las Aves de España. In *Dirección General para la Biodiversidad*; SEO-BirdLife: Madrid, Spain, 2004.
4. Migración y Ecología Espacial de las Poblaciones Españolas de Pardela Cenicienta. SEO BirdLife: Madrid, Spain, 2017. [CrossRef]
5. La Pardela Cenicienta Elegida “Ave del año 2013” | Natura | elmundo.es. Available online: <https://www.elmundo.es/elmundo/2013/03/21/natura/1363873461.html> (accessed on 1 January 2024).
6. Pardela Cenicienta, Especie Clave para la Conservación de los Mares-SEO/BirdLife. Available online: <https://seo.org/pardela-cenicienta-especie-clave-para-la-conservacion-de-los-mares/> (accessed on 1 January 2024).
7. Lauridsen, H.; Hansen, K.; Wang, T.; Agger, P.; Andersen, J.L.; Knudsen, P.S.; Rasmussen, A.S.; Uhrenholt, L.; Pedersen, M. Inside Out: Modern Imaging Techniques to Reveal Animal Anatomy. *PLoS ONE* **2011**, *6*, e17879. [CrossRef] [PubMed]
8. Beuf, O.; Jaillon, F.; Saint-Jalmes, H. Small-Animal MRI: Signal-to-Noise Ratio Comparison at 7 and 1.5 T with Multiple-Animal Acquisition Strategies. *Magn. Reson. Mater. Phys.* **2006**, *19*, 202–208. [CrossRef] [PubMed]
9. Gómez-Díaz, E.; González-Solís, J. Geographic assignment of seabirds to their origin: Combining morphologic, genetic, and biogeochemical analyses. *Ecol. Appl.* **2007**, *17*, 1484–1498. [CrossRef] [PubMed]
10. Cory's Shearwater | Audubon Field Guide. Available online: <https://www.audubon.org/field-guide/bird/corys-shearwater> (accessed on 1 January 2024).
11. Navarro, J.; Kaliontzopoulou, A.; González-Solís, J. Sexual Dimorphism in Bill Morphology and Feeding Ecology in Cory's Shearwater (*Calonectris diomedea*). *Zoology* **2009**, *112*, 128–138. [CrossRef] [PubMed]
12. Paiva, V.H.; Guilford, T.; Meade, J.; Gerald, P.; Ramos, J.A.; Garthe, S. Flight Dynamics of Cory's Shearwater Foraging in a Coastal Environment. *Zoology* **2010**, *113*, 47–56. [CrossRef] [PubMed]
13. Atchoi, E.; Mitkus, M.; Kus Vitta, P.; Machado, B.; Rocha, M.; Juliano, M.; Bried, J.L.; Rodríguez, A. Ontogenetic Exposure to Light Influences Seabird Vulnerability to Light Pollution. *J. Exp. Biol.* **2023**, *226*, jeb245126. [CrossRef] [PubMed]
14. González-Varo, J.P.; Rumeu, B.; Albrecht, J.; Arroyo, J.M.; Bueno, R.S.; Burgos, T.; da Silva, L.P.; Escribano-Ávila, G.; Farwig, N.; García, D.; et al. Limited Potential for Bird Migration to Disperse Plants to Cooler Latitudes. *Nature* **2021**, *595*, 75–79. [CrossRef] [PubMed]
15. Gearheart, G.; Kooyman, G.L.; Goetz, K.T.; McDonald, B.I. Migration Front of Post-Moult Emperor Penguins. *Polar Biol.* **2013**, *37*, 435–439. [CrossRef]
16. Bradarić, M.; Bouten, W.; Fijn, R.C.; Krijgsveld, K.L.; Shamoun-Baranes, J. Winds at Departure Shape Seasonal Patterns of Nocturnal Bird Migration over the North Sea. *J. Avian Biol.* **2020**, *51*, e02562. [CrossRef]
17. Manola, I.; Bradarić, M.; Groenland, R.; Fijn, R.; Bouten, W.; Shamoun-Baranes, J. Associations of Synoptic Weather Conditions with Nocturnal Bird Migration Over the North Sea. *Front. Ecol. Evol.* **2020**, *8*, 542438. [CrossRef]
18. Clairbaux, M.; Fort, J.; Mathewson, P.; Porter, W.; Strøm, H.; Grémillet, D. Climate Change Could Overturn Bird Migration: Transarctic Flights and High-Latitude Residency in a Sea Ice Free Arctic. *Sci. Rep.* **2019**, *9*, 17767. [CrossRef] [PubMed]
19. Piersma, T.; Gutiérrez, J.S. Bird Migration: Flying High to Avoid Overheating? *Curr. Biol.* **2021**, *31*, R955–R957. [CrossRef] [PubMed]
20. Galluzzo, F.G.; Cumbo, V.; Cammilleri, G.; Calabrese, V.; Pulvirenti, A.; Cicero, N.; Pantano, L.; Mascetti, A.; Lo Cascio, G.; Bacchi, E.; et al. Fatty Acids Composition of Stomach Oil of Scopoli's Shearwater (*Calonectris diomedea*) from Linosa's Colony. *Animals* **2022**, *12*, 1069. [CrossRef] [PubMed]
21. Amerson, A.B. Tick Distribution in the Central Pacific as Influenced by Sea Bird Movement. *J. Med. Entomol.* **1968**, *5*, 332–339. [CrossRef] [PubMed]
22. Gómez-Díaz, E.; González-Solís, J.; Peinado, M.A.; Page, R.D.M. Phylogeography of the *Calonectris* Shearwaters Using Molecular and Morphometric Data. *Mol. Phylogenet. Evol.* **2006**, *41*, 322–332. [CrossRef]
23. Ramírez, A.S.; Poveda, J.B.; Dijkman, R.; Poveda, C.; Suárez-Pérez, A.; Rosales, R.S.; Feberwee, A.; Szostak, M.P.; Ressel, L.; Viver, T.; et al. Mycoplasma Bradburyae Sp. Nov. Isolated from the Trachea of Sea Birds. *Syst. Appl. Microbiol.* **2023**, *46*, 126472. [CrossRef] [PubMed]
24. Chrastansky, A.; Callies, U.; Fleet, D.M. Estimation of the Impact of Prevailing Weather Conditions on the Occurrence of Oil-Contaminated Dead Birds on the German North Sea Coast. *Environ. Pollut.* **2009**, *157*, 194–198. [CrossRef] [PubMed]
25. Allen, J.R.; Thompson, A. PCBs and Organochlorine Pesticides in Shag (*Phalacrocorax dristotelis*) Eggs from the Central Irish Sea: A Preliminary Study. *Mar. Pollut. Bull.* **1996**, *32*, 890–892. [CrossRef]
26. Mironov, O.G. Hydrocarbon Pollution of the Sea and Its Influence on Marine Organisms. *Helgol. Mar. Res.* **1968**, *17*, 335–339. [CrossRef]

27. Camphuysen, C.J.; Heubeck, M. Marine Oil Pollution and Beached Bird Surveys: The Development of a Sensitive Monitoring Instrument. *Environ. Pollut.* **2001**, *112*, 443–461. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
28. Dunnet, G.M. Seabirds and North Sea Oil. *Philos. Trans. R Soc. Lond. B* **1987**, *316*, 513–524.
29. Stienen, E.W.M.; Courtens, W.; Van de walle, M.; Vanermen, N.; Verstraete, H. Long-Term Monitoring Study of Beached Seabirds Shows That Chronic Oil Pollution in the Southern North Sea Has Almost Halted. *Mar. Pollut. Bull.* **2017**, *115*, 194–200. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
30. Stańczyk, E.K.; Velasco Gallego, M.L.; Nowak, M.; Hatt, J.M.; Kircher, P.R.; Carrera, I. 3.0 Tesla Magnetic Resonance Imaging Anatomy of the Central Nervous System, Eye, and Inner Ear in Birds of Prey. *Vet. Radiol. Ultrasound* **2018**, *59*, 705–714. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
31. Vilaplana Grosso, F. Orthopedic Diagnostic Imaging in Exotic Pets. *Vet. Clin. Exot. Anim. Pract.* **2019**, *22*, 149–173. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
32. Fleming, G.J.; Lester, N.V.; Stevenson, R.; Silver, X.S. High field strength (4.7T) magnetic resonance imaging of hydrocephalus in an African Grey parrot (*Psittacus erithacus*). *Vet. Radiol. Ultrasound* **2003**, *44*, 542–545. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
33. de Francisco, O.N.; Feeney, D.; Armien, A.G.; Wuenschmann, A.; Redig, P.T. Correlation of Brain Magnetic Resonance Imaging of Spontaneously Lead Poisoned Bald Eagles (*Haliaeetus leucocephalus*) with Histological Lesions: A Pilot Study. *Res. Vet. Sci.* **2016**, *105*, 236–242. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
34. Delk, K.W.; Mejia-Fava, J.; Jiménez, D.A.; Kent, M.; Myrna, K.; Mayer, J.; Divers, S. Diagnostic Imaging of Peripheral Vestibular Disease in a Chinese Goose (*Anser cygnoides*). *J. Avian Med. Surg.* **2014**, *28*, 31–37. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Wernick, M.B.; Dennler, M.; Beckmann, K.; Schybli, M.; Albin, S.; Hoop, R.K.; Steffen, F.; Kircher, P.; Hatt, J.M. Peripheral Nerve Sheath Tumor in a Subadult Golden Eagle (*Aquila chrysaetos*). *J. Avian Med. Surg.* **2014**, *28*, 57–63. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
36. Stauber, E.; Holmes, S.; DeGhetto, D.L.; Finch, N. Magnetic Resonance Imaging Is Superior to Radiography in Evaluating Spinal Cord Trauma in Three Bald Eagles (*Haliaeetus leucocephalus*). *J. Avian Med. Surg.* **2007**, *21*, 196–200. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
37. Behroozi, M.; Helluy, X.; Ströckens, F.; Gao, M.; Pusch, R.; Tabrik, S.; Tegenthoff, M.; Otto, T.; Axmacher, N.; Kumsta, R.; et al. Event-Related Functional MRI of Awake Behaving Pigeons at 7T. *Nat. Commun.* **2020**, *11*, 4715. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
38. Orije, J.E.M.J.; Van der Linden, A. A Brain for All Seasons: An in Vivo MRI Perspective on Songbirds. *J. Exp. Zool. A Ecol. Integr. Physiol.* **2022**, *337*, 967–984. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
39. Romagnano, A.; Shiroma, J.T.; Heard, D.J.; Johnson, R.D.; Schiering, M.R.; Mladinich, C.R.J. Magnetic resonance imaging of the brain and coelomic cavity of the domestic pigeon (*Columba livia domestica*). *Vet. Radiol. Ultrasound* **1996**, *37*, 431–440. [[CrossRef](#)]
40. Jirak, D.; Janacek, J.; Kear, B.P. A Combined MR and CT Study for Precise Quantitative Analysis of the Avian Brain OPEN. *Sci. Rep.* **2015**, *5*, 16002. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
41. Faillace, A.C.L.; Vieira, K.R.A.; Santana, M.I.S. Computed tomographic and gross anatomy of the head of the blue-fronted Amazon Parrot (*Amazona aestiva*). *Anat. Histol. Embryol.* **2021**, *50*, 192–205. [[CrossRef](#)]
42. Baumel, J.J.; Anthony, S.; King, J.E.; James, E. *Handbook of Avian Anatomy: Nomina Anatomica Avium*, 2nd ed.; Nuttall Ornithological Club: Cambridge, MA, USA, 1993; pp. 318–467.
43. Hadden, P.W.; Ober, W.C.; Gerneke, D.A.; Thomas, D.; Scadeng, M.; McGhee, C.N.J.; Zhang, J. Micro-CT guided illustration of the head anatomy of penguins (Aves: Sphenisciformes: Spheniscidae). *J. Morphol.* **2022**, *283*, 827–851. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
44. Koenig, H.E.; Korb, R.; Liebich, H.G.; Klupiec, C. *Avian Anatomy: Textbook and Colour Atlas*, 2nd ed.; 5m Books Ltd.: Sheffield, UK, 2016.
45. Banzato, T.; Hellebuyck, T.; Van Caelenberg, A.; Saunders, J.H.; Zotti, A. A review of diagnostic imaging of snakes and lizards. *Vet. Rec.* **2013**, *173*, 43–49. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
46. Fumero-Hernández, M.; Encinoso, M.; Melian, A.; Nuez, H.A.; Salman, D.; Jaber, J.R. Cross Sectional Anatomy and Magnetic Resonance Imaging of the Juvenile Atlantic Puffin Head (Aves, Alcidae, Fratercula Arctica). *Animals* **2023**, *13*, 3434. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
47. Medina, L.; Abellán, A.; Desfilis, E. Evolving Views on the Pallium. *Brain Behav. Evol.* **2021**, *96*, 181–199. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
48. Agarwal, A.; Sarel, A.; Derdikman, D.; Ulanovsky, N.; Gutfreund, Y. Spatial Coding in the Hippocampus and Hyperpallium of Flying Owls. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* **2023**, *120*, e2212418120. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
49. Evans, H.E. Avian anatomy. In *Handbook of Bird Biology*, 3rd ed.; Lovette, I.J., Fitzpatrick, J.W., Eds.; Wiley & Sons: Chester, UK, 2016; p. 219.
50. Portman, A.; Werner, S. The central nervous system. In *Biology and Comparative Physiology of Birds*; Marshall, A.J., Ed.; Academic Press: New York, NY, USA, 1961.
51. González Rodríguez, E.; Encinoso Quintana, M.; Morales Bordon, D.; Garcés, J.G.; Artilles Nuez, H.; Jaber, J.R. Anatomical Description of Rhinoceros Iguana (*Cyclura cornuta cornuta*) Head by Computed Tomography, Magnetic Resonance Imaging and Gross-Sections. *Animals* **2023**, *13*, 955. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
52. Arencibia, A.; Hidalgo, M.R.; Vázquez, J.M.; Contreras, S.; Ramírez, G.; Orós, J. Sectional Anatomic and Magnetic Resonance Imaging Features of the Head of Juvenile Loggerhead Sea Turtles (*Caretta caretta*). *Am. J. Vet. Res.* **2012**, *73*, 1119–1127. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

53. Díaz Martínez, E.; Arencibia Espinosa, A.; Soler Laguía, M.; Kilroy, D.; Martínez Gomariz, F.; Casas García, D.L.; Sánchez Collado, C.; Gil Cano, F.; Jaber, J.R.; Ramírez Zarzosa, G. An Anatomical Study Using Computed Tomography, Magnetic Resonance Imaging, and Rhinoscopy of the Nasal Cavity of Domestic Cat (*Felis silvestris catus* L.) and Big Cats: Lion (*Panthera leo leo* L.), Leopard (*Panthera pardus kotiya* L.), and Cheetah (*Acinonyx jubatus jubatus* S.). *Animals* **2024**, *14*, 1172. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
54. Morales-Bordon, D.; Encinosa, M.; Arencibia, A.; Jaber, J.R. Cranial Investigations of Crested Porcupine (*Hystrix cristata*) by Anatomical Cross-Sections and Magnetic Resonance Imaging. *Animals* **2023**, *13*, 2551. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
55. Raduan Jaber, J.; Encinosa, M.; Morales, D.; Artiles, A.; Santana, M.; Blanco, D.; Arencibia, A. Anatomic Study of the Normal Bengal Tiger (*Panthera tigris tigris*) Brain and Associated Structures Using Low Field Magnetic Resonance Imaging. *Eur. J. Anat.* **2016**, *20*, 195–203.
56. Arencibia, A.; Matos, J.; Encinosa, M.; Gil, F.; Artiles, A.; Martínez-Gomariz, F.; Vázquez, J.M. Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging Study of a Normal Tarsal Joint in a Bengal Tiger (*Panthera tigris*). *BMC Vet. Res.* **2019**, *15*, 126. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
57. Capello, V. Diagnostic Imaging of Dental Disease in Pet Rabbits and Rodents. *Vet. Clin. Exot. Anim. Pract.* **2016**, *19*, 757–782. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
58. Morales Espino, A.; Déniz, S.; Fumero-Hernández, M.; Encinosa, M.; Calabuig, P.; Conde-Felipe, M.; Jaber, J.R. A Cadaveric Study Using Anatomical Cross-Section and Computed Tomography for the Coelomic Cavity in Juvenile Cory's Shearwater (Aves, *Procellariidae*, *Calonectris borealis*). *Animals* **2024**, *14*, 858. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

Article

Computed Tomography Anatomy of the Juvenile Cory's Shearwater (*Calonectris borealis*) Normal Nasal Cavity

Alejandro Morales-Espino ¹, Marcos Fumero-Hernández ², Francisco Suárez-Cabrera ², Mario Encinoso ^{3,*} , Magnolia María Conde-Felipe ^{2,4} and Jose Raduan Jaber ^{2,4,*}

¹ IVC Evidencia Los Tarahales, 35013 Las Palmas, Gran Canaria, Spain; alejandro.morales108alu@gmail.com

² Department of Morphology, Faculty of Veterinary Medicine, University of Las Palmas de Gran Canaria, Trasmontaña, Arucas, 35413 Las Palmas, Gran Canaria, Spain; marcos.vet@outlook.es (M.F.-H.); ecovetcanarias@yahoo.es (F.S.-C.); magnolia.conde@ulpgc.es (M.M.C.-F.)

³ Hospital Clínico Veterinario, Facultad de Veterinaria, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, Trasmontaña, Arucas, 35413 Las Palmas, Gran Canaria, Spain

⁴ VETFUN, Educational Innovation Group, University of Las Palmas de Gran Canaria, Trasmontaña, Arucas, 35413 Las Palmas, Gran Canaria, Spain

* Correspondence: mencinoso@gmail.com (M.E.); joseraduan.jaber@ulpgc.es (J.R.J.)

Simple Summary: Modern imaging diagnostic techniques, including computed tomography (CT) with anatomical sections, were used to evaluate the nasal cavity of Cory's Shearwater (*Calonectris borealis*). These techniques effectively delineated the primary formations within the nasal cavity and its related formations. This investigation pioneered the use of anatomical sections and computerized tomography to describe the nasal cavity in Cory's Shearwater.

Abstract: We conducted a detailed examination of the anterior cranial region of Cory's Shearwater (*Calonectris borealis*), employing cutting-edge imaging techniques and computed tomography (CT). The fusion of CT images with anatomical cross-sectional data played a pivotal role in providing a thorough depiction of the components constituting the anterior cranial region of this species. The explication of these structures holds significant potential as an essential procedure for the prognosis and management of diverse pathologies impacting the nasal cavity of Cory's Shearwater.

Keywords: cross-sectional anatomy; computed tomography; nasal cavity; paranasal sinuses; cranial region; Cory's shearwater



Citation: Morales-Espino, A.; Fumero-Hernández, M.; Suárez-Cabrera, F.; Encinoso, M.; Conde-Felipe, M.M.; Jaber, J.R. Computed Tomography Anatomy of the Juvenile Cory's Shearwater (*Calonectris borealis*) Normal Nasal Cavity. *Animals* **2024**, *14*, 3015. <https://doi.org/10.3390/ani14203015>

Academic Editor: Christophe R. Casteleyn

Received: 21 August 2024

Revised: 11 October 2024

Accepted: 15 October 2024

Published: 18 October 2024



Copyright: © 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

The nasal cavity represents the first segment of the respiratory system in birds. It begins at the nares, the openings responsible for allowing air to enter this structure. Its termination occurs in the oropharynx, where respiratory and digestive functions are connected [1–3]. The main function of the upper respiratory tract is to filter, warm, and moisten the inhaled air. In terms of internal anatomy, birds have a series of complex structures called nasal conchae, which are delicate bony formations arranged in a rostrocaudal, rather than dorsoventral, sequence [1–5]. These conchae create spaces between them, known as nasal meatuses, through which both inhaled and exhaled air flows during the respiratory process [1–9]. The caudoventral communication of the nasal cavity with the nasopharynx takes place through the choanae or nasopharyngeal openings. This connection is essential for proper air exchange between the nasal cavity and the nasopharynx [1–12]. For an adequate understanding, it is pivotal to note that the nasal cavity is separated into two parts by the nasal septum. The floor of the cavity is substantially supported anteriorly by the palatine processes of the maxilla and premaxilla, but posteriorly, the only bones present are the slender palatine bone and the vomer [1–3,13]. As it extends towards the rostral portion, the nasal septum becomes cartilaginous, allowing greater flexibility and adaptation to the anatomy of the beak.

Beak anatomy depends on the bird's lifestyle, revealing adaptations between different species [14–17]. *Calonectris borealis*, also known as Cory's Shearwater, presents a hook shape beak, which is perfectly designed for its piscivorous diet, being long, slender, and slightly curved at the tip, ideal for catching and grasping slippery prey such as fish and squid [18–23].

Cory's Shearwater is a pelagic seabird belonging to the family Procellariidae and plays a crucial role in the marine ecosystem. Nevertheless, despite its environmental importance, Cory's Shearwater faces significant ecological challenges due to human activity and environmental pressures. Its classification as 'Least Concern' on the IUCN Red List of Threatened Species highlights the need for increased conservation efforts [23]. Therefore, understanding the complexities of their anatomy and physiology becomes crucial in scientific research, providing valuable insights into evolutionary adaptations and ecological resilience.

Hence, the advances brought by these imaging procedures have been essential in the investigation of this discipline. Initially, since its inception, radiology has been the tool of choice for exploring the nasal cavity in animals [4–13,24–33]. However, its application is limited by overlapping structures, making accurate visualization difficult. However, computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI) have emerged as more precise and reliable alternatives for the study of avian anatomy and associated pathologies [5,8–13,33–39]. In contrast to MRI, the CT technique surpasses traditional radiology in sensitivity and accuracy, allowing for a more detailed evaluation of the nasal cavity. To date, the application of computed tomography (CT) in the assessment of the nasal cavity anatomy in birds is poorly documented in the veterinary literature. Although some reports describing avian nasal anatomy using CT have been found [8,9,33], research in this area remains limited. Furthermore, to the authors' knowledge, no publications have been found that combine CT use with macroscopic sections to examine detailed anatomy of the nasal cavity of shearwaters. Hence, this research aims to describe the nasal cavity of Cory's Shearwater using anatomical sections and computed tomography (CT) studies.

2. Materials and Methods

2.1. Animals

We worked with 8 juvenile Cory's Shearwater (*Calonectris borealis*) cadavers, kindly provided by the Consejería de Área de Medio Ambiente, Clima, Energía y Conocimiento of the Cabildo Insular de Gran Canaria. These birds exhibited an average weight of 0.520 kg (with a range of 0.480 to 0.820 kg) and an average size of 52 cm (ranging from 45 to 56 cm) from beak to tail base. In addition, measurements of the skull were taken from the vertex of the beak to the occipital, with a mean of 12.48 cm. Similarly, the length of the nasal cavity was calculated, from the base of the beak to the rostral area of the orbit, with an average of 7.5 cm. The specimens had stranded as a consequence of artificial lightning, which is a documented hazard to biodiversity conservation [39–41]. Although most birds were collected post-mortem, those that were initially alive but succumbed due to their debilitated state were preserved rapidly by freezing for subsequent CT study. This meticulous approach facilitated precise identification and correlation with the CT images, enhancing the depth of our anatomical investigations. We also declare that no animal was euthanized or captured intentionally for scientific purposes.

2.2. CT Technique

For CT scan evaluation, our avian specimens were thawed at room temperature for 12 h. We conducted transverse CT scans with a 16-slice helical CT scanner (Toshiba Astelion, Canon Medical System®, Tokyo, Japan). The birds were placed in symmetrical dorsal recumbency on the couch with a craniocaudal entry. Using a standard protocol, we applied the following parameters: 120 kVp, 80 mA, 512 × 512 acquisition matrix, 1809 × 858 fields of view, a pitch of 0.94, and a gantry rotation of 1.5. These images had a slice thickness of 0.6 mm. To improve the identification of the anatomical formations on CT scans, we used different CT window settings by adjusting the window widths (WWs) and

window levels (WLs): a bone window setting (WW = 1500; WL = 300) and a lung window setting (WW = 1400; WL = −500). No significant variations in CT density or anatomy were observed in the nasal cavity of the subjects included in this research. Additionally, we utilized the original data to generate volume-rendered reconstructed images using a standard Dicom 3D format (OsiriX MD, Geneva, Switzerland).

2.3. Anatomic Evaluation

We made anatomical cross-sections to help in the visualization of those formations observed in the computed tomography (CT) scans. After the CT study, the birds were successively stored in a freezer at −80 °C until completely frozen. Then, three frozen carcasses were cross-sectioned with an electric band saw to obtain anatomical sequential transverse, sagittal, and dorsal anatomical slices. Contiguous 1 cm cross-sections were made, starting at the beak and extending to the ocular orbit. These slices were cleaned with water, numbered, and photographed on both cranial and caudal surfaces. Once the sections were imaged, we selected those that matched the CT images. This process allowed us to more precisely identify the significant structures in the nasal cavity of the shearwater. To complement and verify our findings, we used specific anatomical texts and notable references previously described in these species [1–13,34].

3. Results

Here, we present an anatomical imaged view, a sagittal MPR, and a dorsal CT image, where each line and number indicates the approximate levels of the subsequent anatomical and cross-sectional CT images (Figure 1). Those sections highlight the relevant anatomical structures of the nasal cavity of Cory's Shearwater (Figures 2–11). Figure 1 shows Figures 2–11 consist of three images: (A) anatomical cross-section, (B) lung CT window, and (C) bone CT window. The images are arranged in a rostrocaudal sequence from the beak to the orbital fossa.

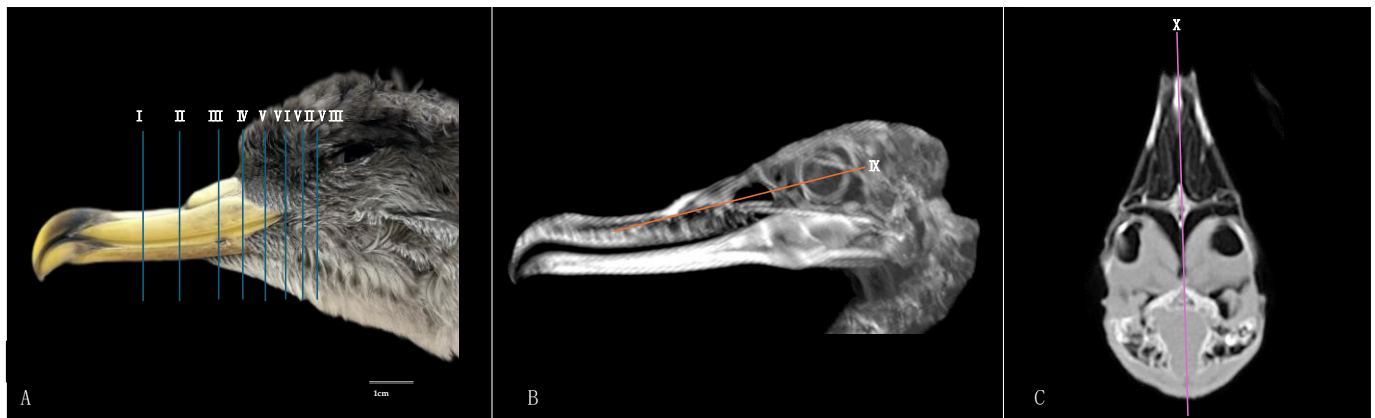


Figure 1. Anatomical (A) (labelled with blue lines), sagittal MPR (B) (labelled with an orange line), and horizontal (C) (labelled with a pink line) CT images corresponding to the approximate levels of the respective transverse, sagittal, and dorsal slices of the nasal cavity of a Cory's Shearwater (*Calonectris borealis*).

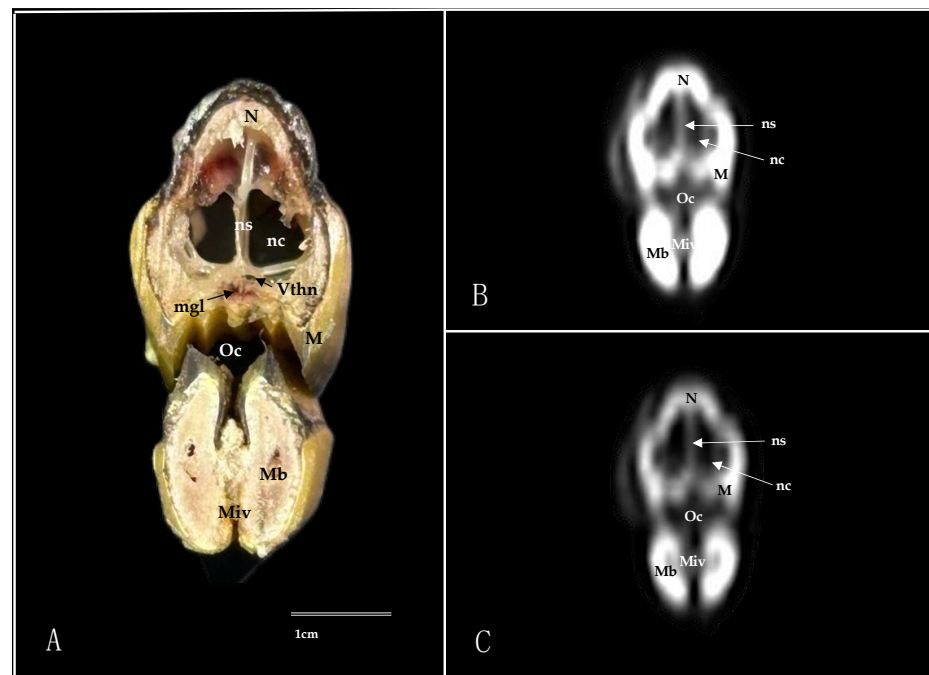


Figure 2. Transverse cross-section (A), pulmonary window (B), and bone window (C) CT images of the Cory's Shearwater's nasal cavity at the level of the beak, corresponding to line I in Figure 1. M: maxillary bone; Mb: mandible; mgl: maxillary salivary gland; Miv: *Musculus intermandibularis ventralis*; N: nasal bone; nc: nasal cavity; ns: nasal septum; Oc: oral cavity; Vthn: Ophthalmic division of trigeminal nerve.

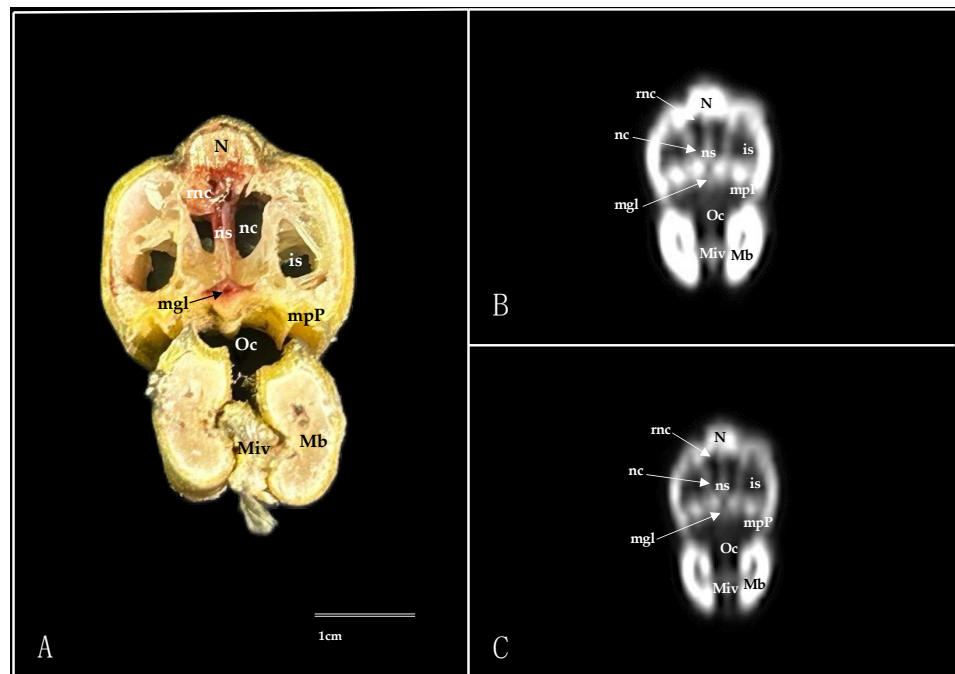


Figure 3. Transverse cross-section (A), pulmonary window (B), and bone window (C) CT images of the Cory's Shearwater's nasal cavity at the level of the rostral nasal concha, corresponding to line II in Figure 1. is: infraorbital sinus; Mb: mandible; mgl: maxillary salivary gland; Miv: *Musculus intermandibularis ventralis*; mpP: maxillary process of palatine bone; N: nasal bone; nc: nasal cavity; ns: nasal septum; Oc: oral cavity; rnc: rostral nasal concha.

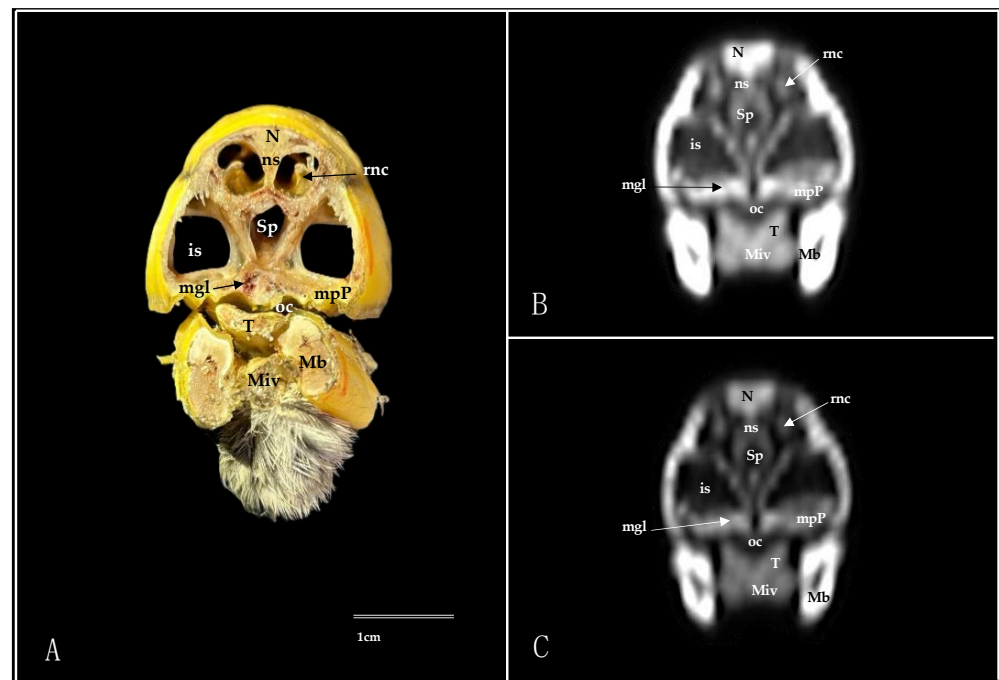


Figure 4. Transverse cross-section (A), pulmonary window (B), and bone window (C) CT images of the Cory's Shearwater's nasal cavity at the level of the Maxillary salivary gland, corresponding to line III in Figure 1. is: infraorbital sinus; Mb: mandible; mgl: maxillary salivary gland; Miv: *Musculus intermandibularis ventralis*; mpP: maxillary process of palatine bone; N: nasal bone; ns: nasal septum; Oc: oral cavity; rnc: rostral nasal concha; Sp: *Sinus septalis*; T: tongue.

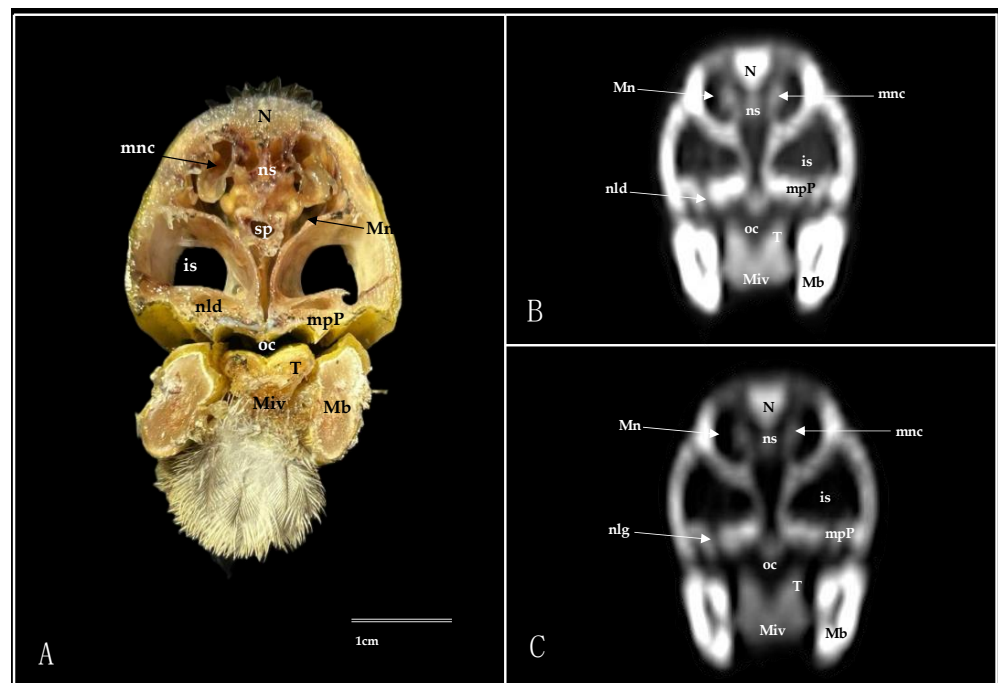


Figure 5. Transverse cross-section (A), pulmonary window (B), and bone window (C) CT images of the Cory's Shearwater's nasal cavity at the level of the nasal gland, corresponding to line IV in Figure 1. is: infraorbital sinus; Mb: mandible; Miv: *Musculus intermandibularis ventralis*; Mn: *Meatus nasalis*; mnc: middle nasal concha; mpP: maxillary process of palatine bone; N: nasal bone; nld: nasolacrimal duct; ns: nasal septum; oc: oral cavity; Sp: *Sinus septalis*; T: tongue.

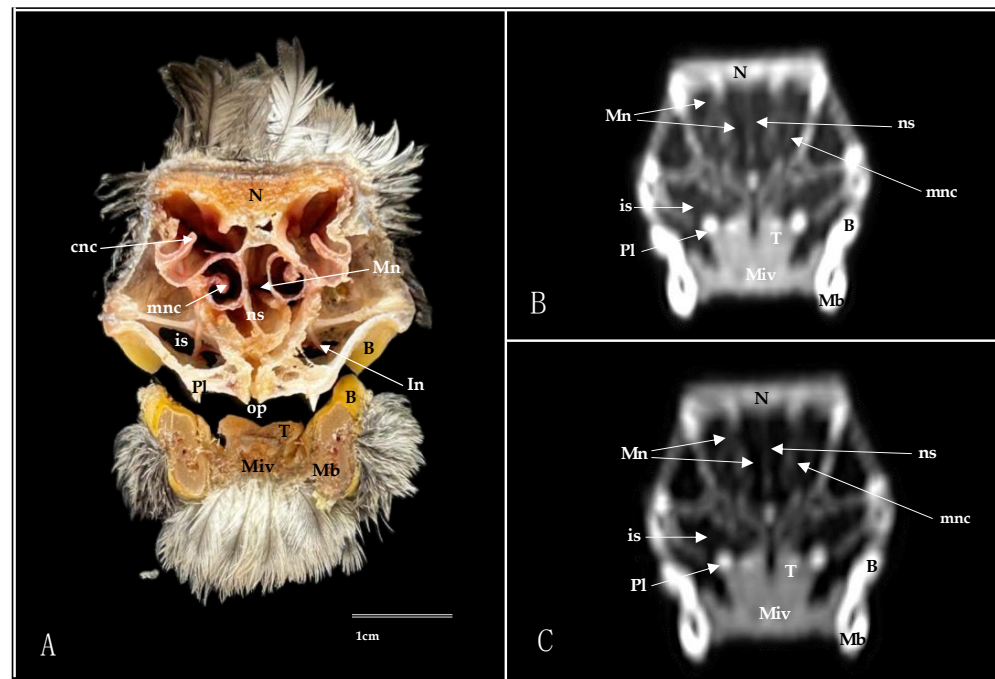


Figure 6. Transverse cross-section (A), pulmonary window (B), and bone window (C) CT images of the Cory's Shearwater's nasal cavity at the level of the infraorbital nerve, corresponding to line V in Figure 1. B: beak; cnc: caudal nasal concha; In: infraorbital nerve; is: infraorbital sinus; Mb: mandible; Miv: *Musculus intermandibularis ventralis*; Mn: *Meatus nasalis*; mnc: middle nasal concha; N: nasal bone; ns: nasal septum; op: oropharynx; Pl: palatine bone; T: tongue.

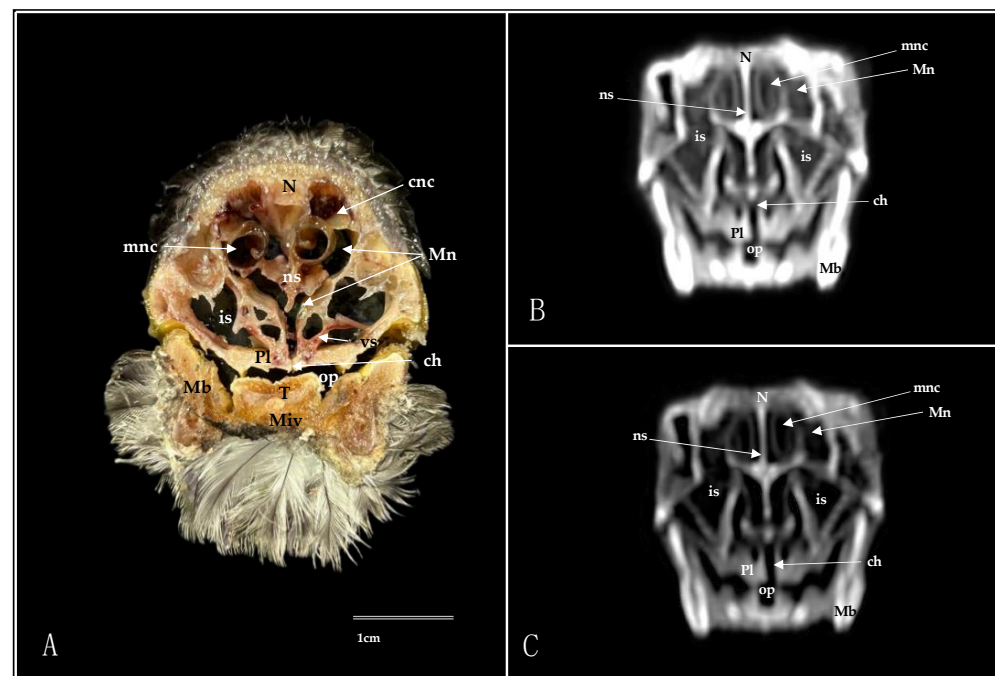


Figure 7. Transverse cross-section (A), pulmonary window (B), and bone window (C) CT images of the Cory's Shearwater's nasal cavity at the level of the medial nasal concha, corresponding to line VI in Figure 1. ch: choanal cleft; cnc: caudal nasal concha; is: infraorbital sinus; Mb: mandible; Miv: *Musculus intermandibularis ventralis*; mnc: middle nasal concha; Mn: *Meatus nasalis*; N: nasal bone; ns: nasal septum; op: oropharynx; Pl: palatine bone; T: tongue; vs: vascular plexus.

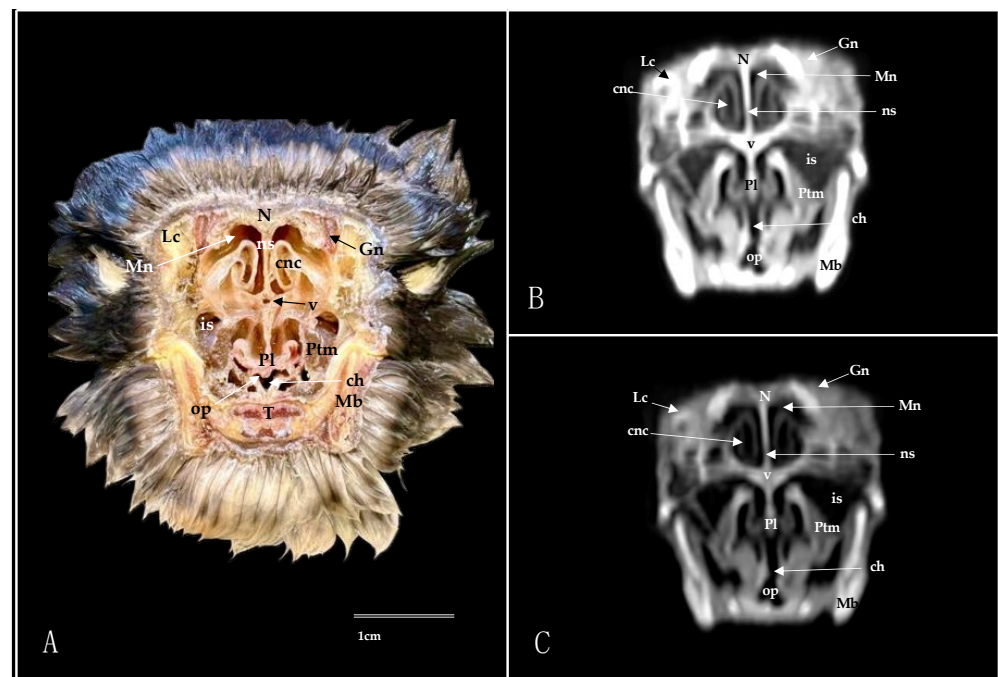


Figure 8. Transverse cross-section (A), pulmonary window (B), and bone window (C) CT images of the Cory's Shearwater's nasal cavity at the level of the caudal nasal concha, corresponding to line VII in Figure 1. ch: choanal cleft; cnc: caudal nasal concha; Gn: *Glandula nasalis*; is: infraorbital sinus; Lc: lacrimal bone; Mb: mandible; Mn: *Meatus nasalis*; N: nasal bone; ns: nasal septum; op: oropharynx; pl: palatine bone; Ptm: pterygoid muscle; T: tongue; v: vomer.

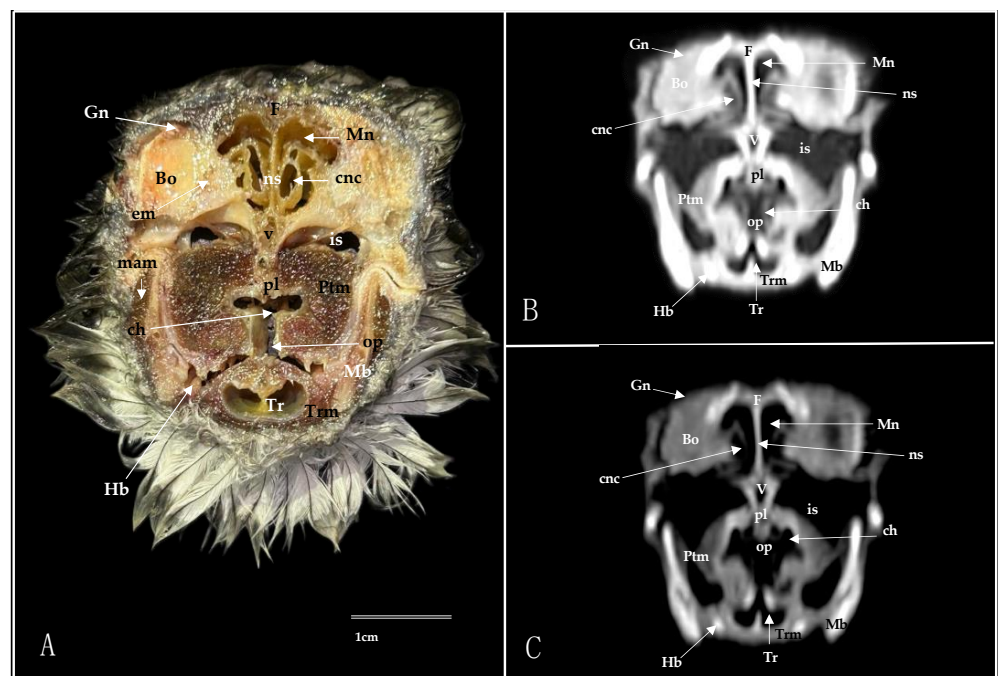


Figure 9. Transverse cross-section (A), pulmonary window (B), and bone window (C) CT images of the Cory's Shearwater's nasal cavity at the level of the *bulbus oculi*, corresponding to line VIII in Figure 1. Bo: *bulbus oculi*; ch: choanal cleft; cnc: caudal nasal concha; em: extraocular muscle; F: frontal bone; Gn: *Glandula nasalis*; Hb: hyobranchial apparatus; is: infraorbital sinus; mam: *Musculus adductor mandibulae externus*; Mb: mandible; Mn: *Meatus nasalis*; ns: nasal septum; op: oropharynx; pl: palatine bone; Ptm: pterygoide muscle; Tr: trachea; Trm: tracheolateralis muscle; v: vomer.

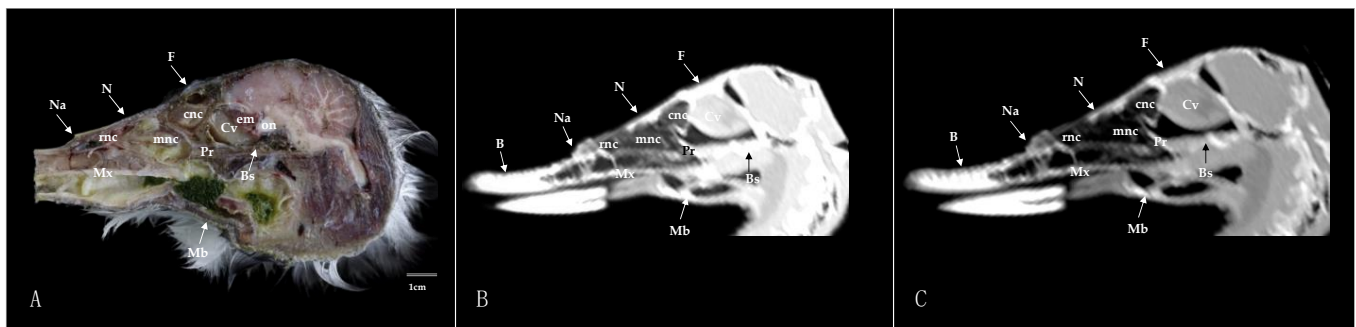


Figure 10. Sagittal cross-section (A), pulmonary window (B), and bone window (C) CT images of the nasal cavity of the Cory's Shearwater's. B: beak; Bs: *basis cranii*; cnc: caudal nasal concha; Cv: *camera vitrea bulbi*; em: extraocular muscle; F: frontal bone; Mb: mandible; mnc: middle nasal concha; Mx: maxilla; N: nasal bone; Na: nares; on: optic nerve; Pr: parasphenoid rostrum; rnc: rostral nasal concha.

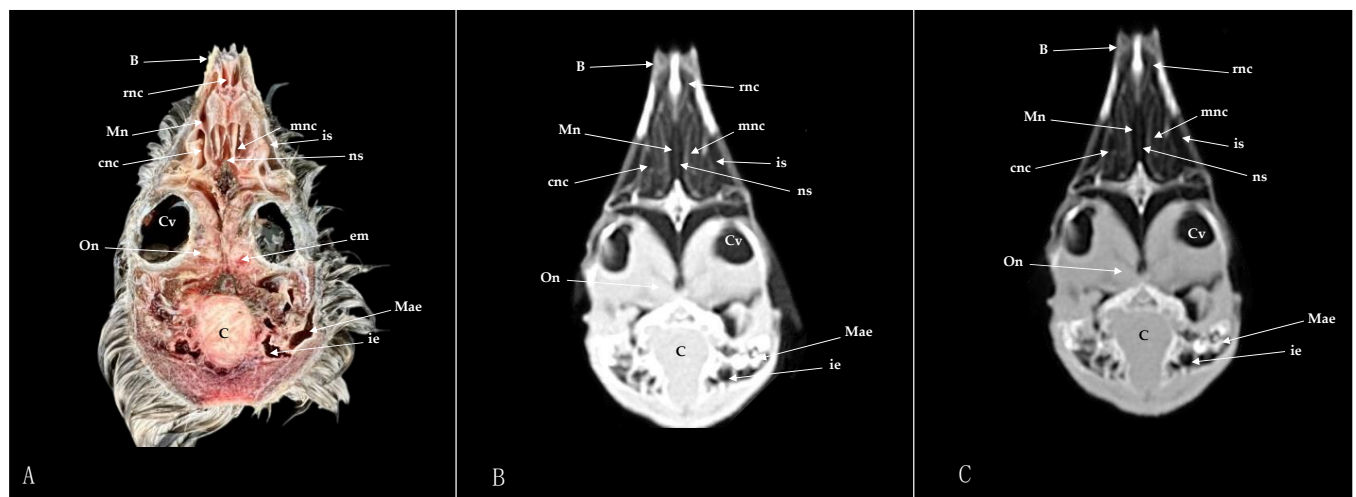


Figure 11. Dorsal cross-section (A), pulmonary window (B), and a mix of bone/pulmonary and soft-tissue algorithm (C). CT images of the nasal cavity of the Cory's Shearwater at the level of the nares corresponding to line IX in Figure 1. B: beak; C: *Cerebellum* (body); cnc: caudal nasal concha; Cv: *camera vitrea bulbi*; em: extraocular muscle; ie: inner ear; Mae: *Meatus acusticus externus*; Mn: nasal meatus; mnc: medial nasal concha; ns: nasal septum; On: ocular nerve; rnc: rostral nasal concha.

3.1. Anatomical Sections

We identified clinically relevant structures of the nasal cavity by anatomical cross-sections. Therefore, the slices chosen displayed the important structures of this cavity that extends from the nostrils to the choanal slit. As in other birds, the nostrils were located at the base of the beak, which could be distinguished in the sagittal images (Figure 10A). The transversal and dorsal images allowed for the observation of the nasal septum, which separates the left and right sides of the nasal cavity (subfigure A in Figures 2–9 and 11). The floor of the nasal cavity was broadly supported in its rostral portion by the palatine processes of the maxilla. In its caudal portion, the only bones presented were the thin palatine bone and the vomer. These transversal images also facilitated the identification of the nasal cavity roof, constituted rostrally by the nasal and maxillary bones, and more caudally by the lacrimal bone (subfigure A in Figures 5–9).

In addition, these sections facilitated the observation of the cone-shaped nasal cavity, where the apex is pointed rostrally and consists caudally of three structures known as nasal conchae. The most anterior nasal concha is called the rostral nasal concha (subfigure A in Figures 3, 4, 10 and 11), which appears as a rostrally pointing cone whose base shows a smooth and flat medial surface. Interestingly, the caudal part of the nasal

concha, which corresponds to the base of the cone, is completely sealed by a flat plate of cartilage that forms the wall of the nasal cavity. It is followed by a large middle nasal concha (subfigure A in Figures 5–7, 10 and 11), which is the largest nasal concha in size height and width. More caudally, we distinguished the caudal nasal concha located rostrally to the eyeball (subfigure A in Figures 6–11). Interestingly, this nasal concha does not connect with the nasal cavity but with the infraorbital sinus, also called the antorbital sinus. This connection was distinguished close to the angle of the eye. This sinus occupies a relatively large triangular space in the maxillary bone and extends rostroventrally to the eye, surrounded almost entirely by soft tissue (subfigure A in Figures 3–9 and 11). In addition, we distinguished a space located between the nasal conchae and the walls of the nasal cavity, known as the nasal meatus (subfigure A in Figures 5–9 and 11). Other structures such as the nasolacrimal duct, opening into the nasal cavity between the middle nasal conchae, were also visible (Figure 5A). This duct has a curved course, passes rostrally over the dorsal apex of the dorsal sinus of the infraorbital sinus, and then turns ventrally, joining the medial wall of the infraorbital sinus. In addition, these sections were quite helpful in depicting the infraorbital nerve, which runs along the medial wall (subfigure A in Figure 6).

These cross-sections also permitted the visualization of various formations of the oral cavity, encompassing the tongue, the oral vestibule, and the oropharynx (subfigure A in Figures 2–9). Additionally, anatomical sections facilitated the visualization of an aperture connecting the nasal cavity to the oral cavity called the choanal cleft. This structure showed an elongated shape, with one portion being a slit and another portion being caudally triangular. The triangular section lies caudally between the palatine bone, and dorsally it is divided in the midline by the vomer and the nasal septum (subfigure A in Figures 7–9). More caudal transverse sections were quite helpful in distinguishing muscle formations surrounding the choanal cleft (Figure 9A). Adjacent structures such as the nasal bone, maxillary bone, mandible, maxillary process of the palatine bone, basis cranii, parasphenoid, and lacrimal bone were also seen with the cross-sectional images (subfigure A in Figures 2–10). Adjoining to the medial part of the lacrimal bone, we visualized an oval structure that corresponded to the nasal gland (Figures 8A and 9A). The nasal vestibule receives secretions from this nasal gland, which moisten the entrance to the nasal cavity. Rostrally, this gland was closely related to the nasal bone medially, and the lacrimal bone to more laterally (Figure 8A). Meanwhile, a more caudal section facilitated the view of the gland in close contact with the frontal bone (Figure 9A). In addition, different muscles, including the *intermandibularis ventralis*, *Pterygoideus*, *tracheolateralis*, and *adductor mandibulae externus* muscles, were also well identified (subfigure A in Figures 2–11). Finally, several eye structures, including the optic nerve, the extraocular muscles, the orbit, and the *camera vitrea bulbi*, were also observed (subfigure A in Figures 8–11). Dorsal cross-sections allowed for the observation of different ear structures, such as the external acoustic meatus and the inner ear (Figure 11A).

3.2. Computed Tomography (CT)

CT images proved to be very useful in identifying the key structures that make up the nasal cavity. Therefore, the pulmonary and bone CT windows provided accurate details of the nasal septum, revealing a linear shape and displaying hypoattenuation with relation to adjacent bones (subfigures B, C in Figures 1–9 and 11). Moreover, these two windows were essential in distinguishing the different conchae. Thus, we visualized the rostral, medial, and caudal conchae (subfigures B, C in Figures 2–11). In addition to observing the different nasal conchae, we identify hypoattenuating passages or spaces between the conchae, which correspond to the nasal meatus (subfigures B, C in Figures 5–9 and 11).

Similarly, a hypoattenuating structure was extended from the maxillary bone and projected rostroventrally to the orbit, presenting an elongated and triangular morphology that constituted the infraorbital sinus (subfigures B, C in Figures 2–9 and 11). This sinus plays an important role in the pneumatization of the skull.

The combination of transverse, sagittal, and dorsal CT images facilitated the identification of the bony formations associated with the nasal cavity. Hence, dorsal to the nasal concha, we could distinguish a hyperattenuated structure corresponding with the rostral part of the nasal bone (subfigures B, C in Figures 1–8 and 10). Subsequently, we were able to distinguish a variety of bony formations, including the maxillary, frontal, basis cranii, parasphenoid rostrum, lacrimal, and palatine bones (subfigures B, C in Figures 1–11). Close to the lacrimal bone and over the dorsal aspect to the eyeball, we observed an oval shape structure displaying moderate to high attenuation that corresponded with the nasal gland (Figure 8B,C and Figure 9B,C). Moreover, we also identified relevant muscles, such as the intermandibularis ventralis, Pterygoideus, tracheolateralis, and adductor mandibulae externus muscles (subfigures B, C in Figures 2–9).

The roof of the oral cavity and pharynx was represented by the oropharynx seen in the pulmonary and bone CT windows showing a hypoattenuation related to adjacent oral structures (subfigures B, C in Figures 7–9). An elongated linear hypoattenuated structure connecting the oropharynx with the left and right nasal cavities was displayed (subfigures B, C in Figures 7–9). It constituted the choana, which showed a slit-like anterior part and a wider triangular posterior part. Dorsally, the choana was delineated by the surrounding bones, with the vomer and nasal septum dividing the nasal cavity at the midline (Figure 8B,C and Figure 9B,C).

Eye bulb structures were observed with moderate to intermediate density and appeared grey, including the optic nerve, the extraocular muscles, the orbit, and the vitreous chamber (subfigures B, C in Figures 8–11). In contrast, different ear elements, such as the external acoustic meatus and the inner ear, displayed moderate to low attenuation (Figure 11B,C).

4. Discussion

Modern imaging techniques have revolutionized our anatomical understanding and identification of several pathologies in veterinary medicine [5,9,24,25,35–39,42–44]. Unlike traditional methods, such as radiology and ultrasound, advanced imaging technologies offer exceptional resolution of anatomical structures, precise definition of the extent and nature of lesions, rapid image acquisition, and elimination of overlapping structures. These improvements have significantly transformed veterinary research, clinical practice, and teaching [5,9,24,25,35–39,44]. Modern diagnostic imaging techniques have become essential tools in veterinary medicine. CT allows for detailed cross-sectional imaging of the body, which facilitates the identification of internal structures with unprecedented clarity. In addition to improvements in image quality and diagnostic accuracy, these advanced technologies have streamlined the image acquisition process. Rapid image acquisition and processing reduces anesthesia time for patients and diagnostic procedures-associated stress, also allowing for faster decision-making by veterinarians. The elimination of overlapping structures and the ability to reconstruct images in different planes have improved diagnostic clarity and image interpretation [5,9,24,25,35–38]. In education, modern imaging techniques have transformed the teaching of veterinary anatomy and pathology. The availability of detailed, three-dimensional images enables students to explore complex structures and better understand the relationship between anatomy and function [45]. Simulations based on real images facilitate more interactive and hands-on learning, better preparing future veterinarians for their professional practice.

However, these techniques in exotic animal medicine face significant limitations due to high costs, restricted availability of equipment, and the logistical challenges associated with imaging certain species. Although detailed descriptions using computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI) of the nasal cavities and frontal sinuses exist in exotic and conventional animals, such as dogs, horses, sea turtles, rabbits, koalas, and guinea pigs, to the authors' knowledge, no anatomical studies combining these imaging techniques have been performed in shearwaters [8,24–32,39]. This research represents the

first description of the nasal cavity of the shearwater using multiplanar anatomical images and transverse, sagittal, and dorsal CT images.

The nasal septum separates the nasal cavity into two passages, showing a similar organization to other birds and mammals [1–9]. Additionally, the transverse anatomical cross-sections and CT images were essential in distinguishing the septal sinus, which contrasts with other species, where it is depicted as a single bony space [46]. Inside the nasal cavity, we could identify the nasal conchae, also known as turbinates, which were arranged in a rostrocaudal series, meaning they are aligned from the front to the back of the nasal cavity. Because of this arrangement, the terms commonly used in mammals to describe the nasal meatuses—dorsal, middle, and ventral nasal meatus—are not applicable in this context [1–9]. As happens in aquatic and non-aquatic bird species, including the chicken, turkey, ostrich, amazon parrot, pigeon, duck, goose, and puffin [4–9], the middle nasal concha was the largest nasal concha. Very interestingly, the CT used here was quite helpful in distinguishing the connection of the caudal nasal concha with the infraorbital sinus as described in previous reports [47,48].

In birds, the infraorbital sinus presents multiple interconnected cavities, which contrasts markedly with the simple structure of the nasal and frontal sinuses seen in many mammals [1–9]. These interconnected cavities involved large areas of the nasal cavity, extending from the rostral nasal concha to the ventral aspect of the eyeball. This characteristic could be confirmed in the anatomical cross-sections and the CT images. The function of this sinus remains unknown, although some reports have suggested that some birds could have the ability to move air through a portion of the sinus [10–12].

Advanced imaging and endoscopic techniques have already been used for the accurate visualization of these cavities in other bird species [49]. The relevant development of this sinus makes birds particularly susceptible to developing sinusitis, since it provides an environment conducive to the accumulation of exudates and the proliferation of pathogens, complicating the diagnosis and treatment of this condition. Difficulty in accessing all affected areas by conventional techniques may result in less effective treatments and a higher incidence of sinusitis recurrence [49–51]. In addition, anatomical variability between different avian species may require a personalized approach to the evaluation and treatment of sinus infections.

Another distinctive anatomical structure of the nasal cavity is the choana. This structure in birds and reptiles is related to the incomplete secondary palate, through which the nasal and oral cavities communicate [52]. Studies performed on these structures in different species, such as the chicken, the common kestrel, the common moorhen, and the hoopoe, reported an oval shape. Here, it showed a linear shape as demonstrated in the cross-sectional and CT images. In the clinical context, this anatomical feature offers a significant advantage for medical evaluation [51]. The choanal cleft facilitates endoscopic access to the nasal cavity, allowing for an adequate and precise analysis of the nasal cavity. In addition, this direct access through the choana allows for the efficient collection of nasal samples, which is crucial for the diagnosis and monitoring of various respiratory conditions and infectious diseases in birds [53,54].

Finally, we can report that the CT images obtained in this study had a low resolution, which could be attributed to the low tissue volume of the samples analyzed and the small dimensions of the nasal cavity (measuring around 7.5 cm from the beak to the rostral area of the orbit) rendered the acquisition of the nasal cavity images particularly challenging. This limitation in image quality could be overcome with the use of micro-computed tomography (micro-CT). Previous studies in other exotic species have shown that micro-CT can provide images with significantly higher resolution [10,55]. However, it is essential to note that micro-CT is not commonly available in veterinary hospitals, due to its complex technology and associated costs, which limit its access and routine use in veterinary practice, restricting it mainly to specialized research centres or institutions with advanced imaging resources.

Important limitations due to the age of specimens should be highlighted since all the animals studied here were juvenile. Some investigations performed on mammals

reported that relevant components of the nasal cavity such as the nasal bone increase about three times in length and width when they reach puberty [51,55]. Therefore, further studies should be conducted on juvenile and adult specimens to compare the size of the different formations that compose the nasal cavity to obtain accurate morphometric data. Moreover, some of our specimens showed a clear visualization of down feathers, which helps to insulate these animals against heat loss. Among the functions of the nasal cavity are humidification of the inspired air, air filtration, water preservation, and thermoregulation [9–12,56]. These functions are shared in several bird species, including extinct species [4,57]. This information should be considered in future studies to evaluate specific morphologic findings in juvenile specimens with some of the mentioned functions.

5. Conclusions

This investigation represents the first detailed description of the shearwater's nasal cavity using computed tomography (CT) images in transverse, sagittal, and dorsal planes combined with anatomical cross-sections. The pictures acquired in this manuscript were handy in offering accurate anatomical landmarks of this region. Consequently, the information obtained in this study could be of great use to clinicians in interpreting various pathological conditions of the nasal cavity. Additionally, these imaging techniques could play a crucial role in teaching applied anatomy to our residents and veterinary students, as these methods allow for the clear depiction of structures without overlapping, thus resolving the problems associated with visualizing the organization of the rostral part of the shearwater's head. The ability to observe anatomical structures in detail and in different planes provides a deeper and more accurate understanding of the anatomy of this region. Finally, it is pivotal to note that a notable comprehension of the specific anatomy of the nasal cavity of these species, achieved through advanced imaging diagnostic techniques, lets us evaluate diseases affecting this area. This approach not only improves diagnostic accuracy but also facilitates the development of more effective and specific treatments for pathological conditions that may occur in the nasal cavity of shearwaters.

Author Contributions: Conceptualization, J.R.J. and A.M.-E.; methodology, M.E., J.R.J. and A.M.-E.; investigation, J.R.J., A.M.-E., F.S.-C., M.M.C.-F., M.F.-H. and M.E.; resources, F.S.-C.; writing—original draft preparation, J.R.J. and A.M.-E.; writing—review and editing, J.R.J., A.M.-E., F.S.-C., M.F.-H., M.M.C.-F. and M.E. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: Ethical approval was not necessary since the birds arrived at our centre to determine, through diagnostic imaging techniques, the cause of their stranding. From this investigation, we obtained the information presented in this research. As happens with domestic mammals, informed consent from the owner facilitated us to carry out this project.

Informed Consent Statement: Not applicable.

Data Availability Statement: The data supporting the reported results can be found at <https://acedacris.ulpgc.es/> (accessed on 10 October 2024).

Acknowledgments: In loving memory of Alvaro Domingo Rodriguez Garcia. We would also like to thank Ayesh Mohamad, Carmen Mingot, Concepción Mingot, Emilia Mingot, Nicolas Aquino, Marisa Mohamad, and Jamal Jaber for their support and constructive comments. In addition, we appreciate the support provided by Jose Juan Morales, Josefa Rosa Espino, Eduardo Morales, Leticia Morales, Gema Morales, and Zaira Rivero.

Conflicts of Interest: Alejandro Morales-Espino was employed by the company IVC Evidencia Los Tarahales. The remaining authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

References

1. Getty, R. Sisson y Grossman. In *Anatomía de los Animales Domésticos, Tomo II*; Masson: Barcelona, Spain, 2004.
2. Sandoval, J. *Anatomía Veterinaria*; Imprenta Moderna: Logroño, Spain, 2003.

3. König, H.E.; Korbel, R.; Liebich, H.-G. Avian Anatomy. In *Textbook and Colour Atlas*; 5m Publishing: Great Easton, UK, 2016.
4. Casteleyn, C.; Cornillie, P.; Van Cruchten, S.; Van den Broeck, W.; Van Ginneken, C.; Simoens, P. Anatomy of the Upper Respiratory Tract in Domestic Birds, with Emphasis on Vocalization. *J. Vet. Med. Ser. C Anat. Histol. Embryol.* **2018**, *47*, 100–109. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
5. Madkour, F.A. Beak, Oropharyngeal and Nasal Cavities of Broad Breasted White Turkey (*Meleagris gallopavo*): Gross Anatomical and Morphometrical Study. *J. Adv. Vet. Res.* **2022**, *12*, 99–106.
6. Madkour, F.A. Anatomical Descriptions of The Nasal Cavity of The Aquatic and Non-Aquatic Birds. *SVU Int. J. Vet. Sci.* **2019**, *2*, 101–110. [[CrossRef](#)]
7. Albawaneh, Z.; Ali, R.; Abramyan, J. Novel Insights into the Development of the Avian Nasal Cavity. *Anat. Rec.* **2021**, *304*, 247–257. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
8. Faillace, A.C.L.; Vieira, K.R.A.; Santana, M.I.S. Computed Tomographic and Gross Anatomy of the Head of the Blue-Fronted Amazon Parrot (*Amazona aestiva*). *J. Vet. Med. Ser. C Anat. Histol. Embryol.* **2021**, *50*, 192–205. [[CrossRef](#)]
9. Bourke, J.M.; Witmer, L.M. Soft Tissues Influence Nasal Airflow in Diapsids: Implications for Dinosaurs. *J. Morphol.* **2023**, *284*, e21619. [[CrossRef](#)]
10. Bang, B.G. Functional anatomy of the olfactory system in 23 orders of birds. *Acta Anat.* **1971**, *79*, 1–76. [[PubMed](#)]
11. Bang, B.G. The olfactory apparatus of tubenosed birds (Procellariiformes). *Acta Anat.* **1966**, *65*, 391–415. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
12. Bang, B.G. Anatomical adaptations for olfaction in the snow petrel. *Nature* **1965**, *205*, 513–515. [[CrossRef](#)]
13. Hadden, P.W.; Ober, W.C.; Gerneke, D.A.; Thomas, D.; Scadeng, M.; McGhee, C.N.J.; Zhang, J. Micro-CT Guided Illustration of the Head Anatomy of Penguins (Aves: Sphenisciformes: Spheniscidae). *J. Morphol.* **2022**, *283*, 827. [[CrossRef](#)]
14. Witmer, L.M. Homology of facial structures in extant archosaurs (birds and crocodilians), with special reference to paranasal pneumaticity and nasal conchae. *J. Morphol.* **1995**, *225*, 269–327. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
15. Tully, T.N. Birds. In *Manual of Exotic Pet Practice*; Elsevier: Amsterdam, The Netherlands, 2009; pp. 250–298. [[CrossRef](#)]
16. Clayton, D.H.; Moyer, B.R.; Bush, S.E.; Jones, T.G.; Gardiner, D.W.; Rhodes, B.B.; Goller, F. Adaptive Significance of Avian Beak Morphology for Ectoparasite Control. *Proc. R. Soc. B Biol. Sci.* **2005**, *272*, 811–817. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
17. Cheng, Y.; Gao, B.; Wang, H.; Han, N.; Shao, S.; Wu, S.; Song, G.; Zhang, Y.E.; Zhu, X.; Lu, X.; et al. Evolution of Beak Morphology in the Ground Tit Revealed by Comparative Transcriptomics. *Front. Zool.* **2017**, *14*, 58. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
18. Cory's Shearwater—The Sound Approach. Available online: <https://soundapproach.co.uk/species/corys-shearwater/> (accessed on 1 January 2024).
19. Seabird of the Month—Cory's Shearwater (*Calonectris borealis*). Available online: <https://www.birdlife.org/news/2021/05/31/seabird-month-corys-shearwater-calonectris-borealis/> (accessed on 1 January 2024).
20. Pardela Cenicienta, Especie Clave para la Conservación de los Mares-SEO/BirdLife. Available online: <https://seo.org/pardela-cenicienta-especie-clave-para-la-conservacion-de-los-mares/> (accessed on 1 January 2024).
21. Ministerio para la Transición Ecológica y el Reto Demográfico. *Migración y Ecología Espacial de las Poblaciones Españolas de Pardela Cenicienta*; SEO BirdLife: Madrid, Spain, 2017.
22. La Pardela Cenicienta Elegida “Ave del año 2013” | Natura | elmundo.es. Available online: <https://www.elmundo.es/elmundo/2013/03/21/natura/1363873461.html> (accessed on 1 January 2024).
23. Madroño, A.; González, C.; Atienza, J.C. (Eds.) *Libro Rojo de las Aves de España*; Dirección General para la Biodiversidad, SEO-BirdLife: Madrid, Spain, 2004.
24. Jaber, J.R.; Morales Bordon, D.; Arencibia, A.; Corbera, J.A.; Conde-Felipe, M.; Ayala, M.D.; Encinoso, M. Correlation between Cross-Sectional Anatomy and Computed Tomography of the Normal Six-Banded Armadillo (*Euphractus sexcinctus*) Nasal Cavity and Paranasal Sinuses. *Animals* **2024**, *14*, 1135. [[CrossRef](#)]
25. Díaz Martínez, E.; Arencibia Espinosa, A.; Soler Laguía, M.; Kilroy, D.; Martínez Gomariz, F.; Casas García, D.L.; Sánchez Collado, C.; Gil Cano, F.; Jaber, J.R.; Ramírez Zarzosa, G. An Anatomical Study Using Computed Tomography, Magnetic Resonance Imaging, and Rhinoscopy of the Nasal Cavity of Domestic Cat (*Felis silvestris catus* L.) and Big Cats: Lion (*Panthera leo leo* L.), Leopard (*Panthera pardus kotiya* L.), and Cheetah (*Acinonyx jubatus jubatus* S.). *Animals* **2024**, *14*, 1172. [[CrossRef](#)]
26. Arencibia, A.; Vázquez, J.M.; Jaber, R.; Gil, F.; Ramiírez, J.A.; Rivero, M.; González, N.; Wisner, E.R. Magnetic resonance imaging and cross-sectional anatomy of the normal equine sinuses and nasal passages. *Vet. Radiol. Ultrasound* **2000**, *41*, 313–319. [[CrossRef](#)]
27. Arencibia, A.; Vazquez, J.M.; Rivero, M.; Latorre, R.; Sandoval, J.A.; Vilar, J.M.; Ramirez, J.A. Computed tomography of normal cranioencephalic structures in two horses. *Anat. Histol. Embryol.* **2000**, *29*, 295–299. [[CrossRef](#)]
28. Burk, R.L. Computed tomographic anatomy of the canine nasal passages. *Vet. Radiol. Ultrasound* **1992**, *33*, 170–176. [[CrossRef](#)]
29. De Rycke, L.M.; Saunders, J.H.; Gielen, I.M.; van Bree, H.J.; Simoens, P.J. Magnetic resonance imaging, computed tomography, and cross-sectional views of the anatomy of normal nasal cavities and paranasal sinuses in mesaticephalic dogs. *Am. J. Vet. Res.* **2003**, *64*, 1093–1098. [[CrossRef](#)]
30. Bercier, M.; Alexander, K.; Gorow, A.; Pye, G.W. Computed tomography and magnetic resonance for the advanced imaging of the normal nasal cavity and paranasal sinuses of the koala (*Phascolarctos cinereus*). *J. Zoo Wildl. Med.* **2014**, *45*, 766–774. [[CrossRef](#)]
31. Van Caelenberg, A.I.; De Rycke, L.M.; Hermans, K.; Verhaert, L.; Van Bree, H.J.; Gielen, I.M. Low-field magnetic resonance imaging and cross-sectional anatomy of the rabbit head. *Vet. J.* **2011**, *188*, 83–91. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

32. Mahdy, M. Correlation between computed tomography, magnetic resonance imaging and cross-sectional anatomy of the head of the guinea pig (*Cavia porcellus*, Linnaeus 1758). *Anat. Histol. Embryol.* **2022**, *51*, 51–61. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
33. Onuk, B.; Kabak, M.; Sahin, B.; Ince, N.G.; Selcuk, M.B. New Method for Estimating the Volume and Volume Fractions of the Nasal Structures in the Goose (*Anser Anser Domesticus*) Using Computed Tomography Images. *Br. Poult. Sci.* **2013**, *54*, 441–446. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
34. Pestoni, S.; Degrange, F.J.; Tambussi, C.P.; Demmel Ferreira, M.M.; Tirao, G.A. Functional Morphology of the Cranio-Mandibular Complex of the Guira Cuckoo (*Aves*). *J. Morphol.* **2018**, *279*, 780–791. [\[CrossRef\]](#)
35. Morales-Espino, A.; Déniz, S.; Paz-Oliva, P.; Roldán-Medina, N.; Encinoso, M.; Suárez-Cabrera, F.; Jaber, J.R. Cory's Shearwater (*Calonectris borealis*): Exploring Normal Head Anatomy through Cross-Sectional Anatomy, Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging. *Animals* **2024**, *14*, 1962. [\[CrossRef\]](#)
36. Morales Espino, A.; Déniz, S.; Fumero-Hernández, M.; Encinoso, M.; Calabuig, P.; Conde-Felipe, M.; Jaber, J.R. A Cadaveric Study Using Anatomical Cross-Section and Computed Tomography for the Coelomic Cavity in Juvenile Cory's Shearwater (*Aves*, *Procellariidae*, *Calonectris borealis*). *Animals* **2024**, *14*, 858. [\[CrossRef\]](#)
37. Jaber, J.R.; Fumero-Hernández, M.; Corbera, J.A.; Morales, I.; Amador, M.; Ramírez Zarzosa, G.; Encinoso, M. Cross-Sectional Anatomy and Computed Tomography of the Coelomic Cavity in Juvenile Atlantic Puffins (*Aves*, *Alcidae*, *Fratercula arctica*). *Animals* **2023**, *13*, 2933. [\[CrossRef\]](#)
38. Fumero-Hernández, M.; Encinoso, M.; Ramírez, A.S.; Morales, I.; Suárez Pérez, A.; Jaber, J.R. A Cadaveric Study Using Computed Tomography for Measuring the Ocular Bulb and Scleral Skeleton of the Atlantic Puffin (*Aves*, *Alcidae*, *Fratercula arctica*). *Animals* **2023**, *13*, 2418. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
39. Petnehazy, O.; Benczik, J.; Takacs, I.; Petrasi, Z.; Süto, Z.; Horn, P.; Repa, I. Computed Tomographical (CT) Anatomy of the Thoracoabdominal Cavity of the Male Turkey (*Meleagris gallopavo*). *Anat. Histol. Embryol.* **2012**, *41*, 12–20. [\[CrossRef\]](#)
40. Rodríguez, A.; Rodríguez, B.; Negro, J. GPS tracking for mapping seabird mortality induced by light pollution. *Sci. Rep.* **2015**, *5*, 10670. [\[CrossRef\]](#)
41. Imber, M.J. Behaviour of petrels in relation to the moon and artificial lights. *Notornis* **1975**, *22*, 302–306.
42. Farrow, C.S. *Veterinary Diagnostic Imaging: Birds, Exotic Pets and Wildlife*; Mosby Elsevier: St. Louis, MO, USA, 2009.
43. Lauridsen, H.; Hansen, K.; Wang, T.; Agger, P.; Andersen, J.L.; Knudsen, P.S.; Rasmussen, A.S.; Uhrenholt, L.; Pedersen, M. Inside out: Modern Imaging Techniques to Reveal Animal Anatomy. *PLoS ONE* **2011**, *6*, e17879. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
44. Knipe, M.F. Principles of Neurological Imaging of Exotic Animal Species. *Vet. Clin. North Am. Exot. Anim. Pract.* **2007**, *10*, 893–907. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
45. Jaber, J.R.; Carrascosa, C.; Arencibia, A.; Corbera, J.A.; Ramirez, A.S.; Melian, C. 3-D Computed Tomography Reconstruction: Another Tool to Teach Anatomy in the Veterinary Colleges. *Iran J. Vet. Res.* **2018**, *19*, 1. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
46. Cobb, S. The Size of the Olfactory Bulb in 108 Species of Birds. *Auk* **1968**, *85*, 55–61. [\[CrossRef\]](#)
47. Bittner, H. Nasenböhle und ihre Nebenböhle beim Hausgeflügel. *Berl. J.* **1925**, *41*, 576–579.
48. Groups, V.; Winn, J.D. The characteristics of an agent morphologically resembling the chlamydozoaceae and causing sinusitis in turkeys. *J. Bacteriol.* **1949**, *57*, 515. [\[CrossRef\]](#)
49. Orosz, S.E.; Lichtenberger, M. Avian Respiratory Distress: Etiology, Diagnosis, and Treatment. *Vet. Clin. N. Am. Exot. Anim. Pract.* **2011**, *14*, 241–255. [\[CrossRef\]](#)
50. Zwart, P.; Samour, J. The Avian Respiratory System and Its Noninfectious Disorders: A Review. *J. Exot. Pet Med.* **2021**, *37*, 39–50. [\[CrossRef\]](#)
51. Graham, J.E. Approach to the Dyspneic Avian Patient. *Semin. Avian Exot. Pet Med.* **2004**, *13*, 154–159. [\[CrossRef\]](#)
52. Mahmoud, F.A.; Gadel-Rab, A.G.; Shawki, N.A. Functional Morphological Study of the Choana in Different Bird Species. *J. Basic Appl. Zool.* **2018**, *79*, 11. [\[CrossRef\]](#)
53. Chavez, W.; Echols, M.S. Bandaging, Endoscopy, and Surgery in the Emergency Avian Patient. *Vet. Clin. North Am. Exot. Anim. Pract.* **2007**, *10*, 419–436. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
54. Echols, S. Collecting Diagnostic Samples in Avian Patients. *Vet. Clin. North Am. Exot. Anim. Pract.* **1999**, *2*, 621–649. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
55. Banzato, T.; Hellebuyck, T.; Van Caelenberg, A.; Saunders, J.H.; Zotti, A. A review of diagnostic imaging of snakes and lizards. *Vet. Rec.* **2013**, *173*, 43–49. [\[CrossRef\]](#)
56. Navarro, M.; Ruberte, J.; Carretero, A. Respiratory apparatus. In *Morphological Mouse Phenotyping: Anatomy, Histology and Imaging*; Academic Press: London, UK, 2017; pp. 147–178.
57. Hillenius, W.J. Turbinates in Therapsids: Evidence for late permian origins of mammalian endothermy. *Evolution* **1994**, *48*, 207–229. [\[CrossRef\]](#)

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

6. Conclusiones



1. La aplicación de diversas ventanas de tomografía computarizada, secciones anatómicas transversales, y disecciones anatómicas facilitó la topografía y el estudio de los diferentes órganos que componen la cavidad celómica de la Pardela Cenicienta. Este hecho reafirma la eficacia de la tomografía computarizada para el estudio integral de la anatomía de las aves.
2. Aunque estos animales poseen una región cefálica de tamaño reducido, la resonancia magnética (RM), junto con las secciones anatómicas empleadas, permitió una visualización adecuada de los principales componentes de esta zona anatómica.
3. La resonancia magnética (RM) facilitó la identificación en el sistema nervioso de diversas estructuras altamente especializadas en la función visual. De este modo, se observó con gran precisión el trayecto, tamaño y longitud del nervio óptico, así como una prominente elevación dorsal sobre los lóbulos frontales, conocida como hyperpallium. Además, a nivel del mesencéfalo, se destacó el notable desarrollo de los lóbulos ópticos, lo que está directamente vinculado con la aguda capacidad visual característica de las aves.
4. La combinación de imágenes transversales, dorsal y sagitales obtenidas por tomografía computarizada y cortes anatómicos permitieron la visualización de importantes componentes de la cavidad nasal y senos paranasales de la Pardela Cenicienta. De esta manera, se observó con gran detalle la concha nasal rostral, la concha nasal media, y la concha nasal caudal. Así como, la comunicación de esta última concha con el seno infraorbitario, hallazgo que no había sido observado mediante tomografía computarizada en otra especie aviar.
5. Las imágenes de tomografía computarizada adquiridas en distintos planos brindaron información valiosa sobre la estructura del globo ocular y el anillo esclerótico de la pardela cenicienta. A partir de estos datos, fue posible establecer valores de referencia para las características morfobiométricas del ojo y sus estructuras asociadas. Esto permitió profundizar en el conocimiento sobre la agudeza visual de la especie y sus patrones de comportamiento.

7. Resumen



La Pardela Cenicienta (*Calonectris Borealis*) también denominada pardela cenicienta atlántica, es un ave marina cuyas principales áreas de distribución en España se localizan en el archipiélago canario, hogar de las colonias de cría más significativas del país. Esta especie se reproduce predominantemente en barrancos y acantilados costeros de las Islas Canarias, aunque también puede establecer sus nidos en barrancos del interior. Fuera de este archipiélago, una pequeña población reproductora se encuentra en los islotes litorales de Galicia, tanto en el litoral atlántico como en el cantábrico. La pardela cenicienta es conocida por sus largos desplazamientos en busca de alimento, lo que facilita su observación en las aguas de Canarias y Galicia durante la época reproductiva. Esta especie figura como de preocupación menor en la Lista Roja de la Unión Internacional para la Conservación de la Naturaleza (UICN), debido al declive de sus poblaciones, causado principalmente por el cambio climático y las actividades humanas. A pesar de esta situación, los estudios científicos sobre la anatomía de la pardela cenicienta son escasos, aunque podrían aportar un conocimiento más profundo sobre sus hábitos y comportamientos, contribuyendo así a su conservación.

En la medicina aviar y en estudios anatómicos de este tipo, el diagnóstico por imagen desempeña un papel esencial, ya que ofrece, de manera no invasiva, información valiosa sobre los órganos y estructuras, lo que facilita el diagnóstico y tratamiento de diversas patologías.

En esta tesis doctoral, se llevó a cabo un estudio anatómico de la cabeza y la cavidad celómica, de la Pardela Cenicienta, utilizando cortes anatómicos y técnicas de tomografía computarizada y resonancia magnética. Las imágenes de RM fueron adquiridas con un equipo Vantage Elan 1.5 T de Canon Medical System® en el Hospital Veterinario Los Tarahales, mientras que los cortes anatómicos y las exploraciones por TC se realizaron en el Hospital Clínico Veterinario de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, empleando un tomógrafo Toshiba Astelion (Canon Medical System®). De las imágenes y cortes macroscópicos obtenidos, se seleccionaron los más relevantes por su calidad y por la información aportada sobre las estructuras celómicas y craneales.

Gracias a la RM se pudieron visualizar estructuras como la vallécula, el hyperpallium y los lóbulos oftálmicos, que emergen como prominencias laterales del cerebro medio, muy desarrollados como es característico en las aves. La TC permitió un análisis detallado de los sacos aéreos y de órganos como el corazón, con la entrada de los grandes vasos sanguíneos, rodeado por los lóbulos hepáticos derecho e izquierdo. Además, esta técnica permitió examinar el ojo y sus estructuras asociadas, destacando el anillo esclerótico, una osificación que también se encuentra en reptiles como las tortugas marinas, con quienes comparte hábitos acuáticos.

Los resultados obtenidos ofrecieron una interpretación anatómica precisa de las regiones estudiadas en esta ave, proporcionando un modelo útil para clínicos e investigadores interesados en otras aves filogenéticamente relacionadas.

8.Summary



The Cory's Shearwater (*Calonectris borealis*), also known as the Atlantic Cory's Shearwater, is a seabird whose main distribution area in Spain are located in the Canary Islands, home to the country's most significant breeding colonies. This species predominantly breeds in ravines and coastal cliffs of the Canary Islands, although it may also establish nests in inland ravines. Outside of this archipelago, a small breeding population can be found on the coastal islets of Galicia, both on the Atlantic and Cantabrian coasts. The Cory's Shearwater is known for its long migrations in search of food, making it observable in the waters around the Canary Islands and Galicia during the breeding season. This species is listed as of "Least Concern" on the International Union for Conservation of Nature (IUCN) Red List due to population declines, primarily driven by climate change and human activities. Despite this, scientific studies on the anatomy of the Cory's Shearwater are scarce, though they could provide deeper insights into its habits and behaviors, thus aiding its conservation.

In avian medicine and anatomical studies of this kind, imaging diagnostics play a crucial role by providing valuable, non-invasive information about the various organs and structures, which aids in diagnosing and treating a variety of pathologies.

In this doctoral thesis, an anatomical study of the head and coelomic cavity of the Cory's Shearwater was conducted using anatomical sections as well as computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI) techniques. The MRI scans were obtained using a Vantage Elan 1.5 T system from Canon Medical System® at the Los Tarahales Veterinary Hospital, while the anatomical sections and CT scans were performed at the Veterinary Clinical Hospital of the University of Las Palmas de Gran Canaria, using a Toshiba Astelion tomograph (Canon Medical System®). From the images and macroscopic sections obtained, the most relevant were selected for their quality and the information they provided on the coelomic and cranial structures.

MRI allowed for the visualization of structures such as the vallecule, hyperpallium, and the optic lobes, which emerge as lateral prominences of the midbrain, highly developed as is typical in birds. CT, on the other hand, allowed for a detailed study of the air sacs and organs such as the heart, with the entry of the major blood vessels, surrounded by the right and left hepatic lobes. This method also enabled the evaluation of the eye and its associated structures, highlighting the scleral ring, an ossification also found in reptiles such as sea turtles, with whom it shares aquatic habits.

The results obtained provided an accurate anatomical interpretation of the studied regions in this bird, offering a useful model for clinicians and researchers studying other phylogenetically related birds.

9. Bibliografía



- Abraham, Meagan E., Nobuko Wakamatsu, Geoffrey A. Lossie, Darrin M. Karcher, Hock Gan Heng, and Masahiro Murakami. 2023. "Computed Tomographic and Magnetic Resonance Imaging Anatomy of the Coelomic Cavity in Market-Age Commercial Pekin Ducks (*Anas Platyrhynchos Domesticus*).” *Anatomia, Histologia, Embryologia* 52(6):843–61. doi: 10.1111/AHE.12942.
- Adams, Douglas J., Douglas R. Pedersen, Richard A. Brand, Clinton T. Rubin, and Thomas D. Brown. 1995. "Three-Dimensional Geometric and Structural Symmetry of the Turkey Ulna.” *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society* 13(5):690–99. doi: 10.1002/JOR.1100130508.
- Anon. n.d.-a. "Anatomía y Fisiología Clínica de Animales Exóticos : Estructura y Función de Mamíferos, Aves, Reptiles y Anfibios | WorldCat.Org.” Retrieved December 10, 2023 (<https://search.worldcat.org/es/title/anatomia-y-fisiologia-clinica-de-animales-exoticos-estructura-y-funcion-de-mamiferos-aves-reptiles-y-anfibios/oclc/777053627>).
- Anon. n.d.-b. "Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances, Third Edition | (2015) | Hsieh | Publications | Spie.” Retrieved January 8, 2024 (https://spie.org/Publications/Book/2197757#=_).
- Anon. n.d.-c. "Sisson: Anatomía de Los Animales Domésticos v.... - Google Académico.” Retrieved January 13, 2024 (https://scholar.google.com/scholar_lookup?title=Anatom%C3%ADa+de+los+Animales+Dom%C3%A9sticos&author=Sisson,+S.&author=Getty,+R.&author=Grosman,+J.D.&publication_year=1982).
- Anon. n.d.-d. "Tomographic Anatomy of the Golden Eagle (*Aquila Chrysaetos*) on JSTOR.” Retrieved January 13, 2024 (https://www.jstor.org/stable/20460266?casa_token=7aagwF4LiQ0AAAAA%3AtUlvpoj3tSoTAhSYAv_2dZYtJfM93_YoeG0-lHGvqc6FXdqyb41AuSL427u5pj1Fjt4EfF2xldnJ7GYD7ikHoQFcP3mpC5V4xJzT4p478Z9mntXPjA).
- Antinoff, N., Stefanacci, J., Vazquez, D., Orosz, S., Henrys, R., & Janick, L. (1996). The correlation between CT and the anatomy of the psittacine sinus. *Proceedings of the Annual Conference of the Association of Avian Veterinarians*. Tampa, Florida. pp 367-368.
- Baden, Rachel M., David Sanchez Migallon Guzman, Brian L. Speer, Amberly M. Sokoloff, and Michelle G. Hawkins. 2019. "Diagnosis and Treatment of a Swainson’s Toucan (*Ramphastos Ambiguus Swainsonii*) With Rhinosinusitis.” *Journal of Avian Medicine and Surgery* 33(2):155–60. doi: 10.1647/2018-354.
- Bartels, Thomas, Jürgen Brinkmeier, Susanne Portmann, Ulrich Baulain, Axel Zinke, Maria Elisabeth Krautwald-Junghanns, Alois Boos, Petra Wolf, and Norbert Kummerfeld. 2001. "Magnetic Resonance Imaging of Intracranial Tissue Accumulations in Domestic Ducks (*Anas Platyrhynchos* f. Dom.) with Feather Crests.” *Veterinary Radiology & Ultrasound : The Official Journal of the*

American College of Veterinary Radiology and the International Veterinary Radiology Association 42(3):254–58. doi: 10.1111/J.1740-8261.2001.TB00936.X.

Beaufrère, Hugues, Javier Nevarez, Lorrie Gaschen, Kirk Ryan, Rodney Schnellbacher, and Thomas Tully. 2011. “Diagnosis of Presumed Acute Ischemic Stroke and Associated Seizure Management in a Congo African Grey Parrot.” *Journal of the American Veterinary Medical Association* 239(1):967–74. doi: 10.2460/JAVMA.239.1.122.

Bellon, E. M., E. M. Haacke, P. E. Coleman, D. C. Sacco, D. A. Steiger, and R. E. Gangarosa. 1986. “MR Artifacts: A Review.” *AJR. American Journal of Roentgenology* 147(6):1271–81. doi: 10.2214/AJR.147.6.1271.

Bertolini, Giovanna. 2017. “Body MDCT in Small Animals: Basic Principles, Technology, and Clinical Applications.” *Body MDCT in Small Animals: Basic Principles, Technology, and Clinical Applications* 1–453. doi: 10.1007/978-3-319-46904-1/COVER.

Bone, S. N., G. A. Johnson, and M. B. Thompson. 1986. “Three-Dimensional Magnetic Resonance Microscopy of the Developing Chick Embryo.” *Investigative Radiology* 21(10):782–87. doi: 10.1097/00004424-198610000-00003.

Boone, John M., and Stephen M. Seltzer. 2012. “ICRU Report No. 87: Radiation Dose and Image-Quality Assessment in Computed Tomography.” *Journal of the ICRU* 12(1):1. doi: 10.1093/JICRU/NDT007.

Brown, Robert W., Yu-Chung N. Cheng, E. Mark Haacke, Michael R. Thompson, and Ramesh Venkatesan. n.d. “Magnetic Resonance Imaging : Physical Principles and Sequence Design.” 978.

Bushong, Stewart C. 2016. “Workbook for Radiologic Science for Technologists.”

Calzado, A., J. Geleijns, and Artículo De Revisión. 2010a. “Tomografía Computarizada. Evolución, Principios Técnicos y Aplicaciones.” *Revista de Física Médica* 11(3):163–80.

Calzado, A., J. Geleijns, and Artículo De Revisión. 2010b. “Tomografía Computarizada. Evolución, Principios Técnicos y Aplicaciones.” *Revista de Física Médica* 11(3):163–80.

Canals L, Mauricio. 2008. “historia de la resonancia magnética de fourier a lauterbur y mansfield: en ciencias, nadie sabe para quien trabaja.” *Revista Chilena de Radiología* 14(1):39–45. doi: 10.4067/S0717-93082008000100009.

Carlton, Richard R. ., and Arlene McKenna. Adler. 2013. “Principles of Radiographic Imaging : An Art and a Science.” 800.

Casteleyn, C., | P Cornillie, | S Van Cruchten, | W Van Den Broeck, | C Van Ginneken, and | P Simoens. 2018. “Anatomy of the Upper Respiratory Tract in Domestic

- Birds, with Emphasis on Vocalization.” *Anat Histol Embryol* 47:100–109. doi: 10.1111/ahe.12336.
- Defrise, Michel, Paul E. Kinahan, and Christian J. Michel. 2005. “Image Reconstruction Algorithms in PET.” *Positron Emission Tomography* 63–91. doi: 10.1007/1-84628-007-9_4.
- Delk, Katie W., Johanna Mejia-Fava, David A. Jiménez, Marc Kent, Kathern Myrna, Joerg Mayer, and Stephen Divers. 2014. “Diagnostic Imaging of Peripheral Vestibular Disease in a Chinese Goose (*Anser Cygnoides*).” *Journal of Avian Medicine and Surgery* 28(1):31–37. doi: 10.1647/1082-6742-28.1.31.
- Düring, Daniel N., Alexander Ziegler, Christopher K. Thompson, Andreas Ziegler, Cornelius Faber, Johannes Müller, Constance Scharff, and Coen P. H. Elemans. 2013. “The Songbird Syrinx Morphome: A Three-Dimensional, High-Resolution, Interactive Morphological Map of the Zebra Finch Vocal Organ.” *BMC Biology* 11. doi: 10.1186/1741-7007-11-1.
- Dyce, K. M., Santiago Aja Guardiola, José Luis Morales Saavedra, Juan Roberto Palacios Martínez, C. J. G. Wensing, and W. O. Sack. n.d. “Anatomía Veterinaria.”
- Ede D.A. 1965. *Anatomía de Las Aves*. Ed. Acribia.
- Edelman, Robert R., and Steven Warach. 1993. “Magnetic Resonance Imaging.” <https://doi.org/10.1056/NEJM199303113281008> 328(10):708–16. doi: 10.1056/NEJM199303113281008.
- Ekim, Okan, Çağdaş Oto, Oktay Algin, and Caner Bakici. 2013. “High Resolution 3D Magnetic Resonance Imaging of the Visceral Organs in Chicken (*Gallus Domesticus*) by 3 Tesla MR Unit and 15-Channel Transmit Coil.” *Ankara Universitesi Veteriner Fakultesi Dergisi* 60(4):229–33. doi: 10.1501/VETFAK_0000002584.
- Elster, Allen D. 1993. “Gradient-Echo MR Imaging: Techniques and Acronyms.” *Radiology* 186(1):1–8. doi: 10.1148/RADIOLOGY.186.1.8416546.
- Faillace, Ana Carolina Lourenço, Kássia Regina Aguiar Vieira, and Marcelo Ismar Silva Santana. 2021. “Computed Tomographic and Gross Anatomy of the Head of the Blue-Fronted Amazon Parrot (*Amazona Aestiva*).” *Journal of Veterinary Medicine Series C: Anatomia Histologia Embryologia* 50(1):192–205. doi: 10.1111/AHE.12618.
- ERNARD A.M., DE CERTAINES J.D. and LE JEUNE J.J. Manual de resonancia magnética nuclear. Masson, S.A. Barcelona, 1989.
- Fajardo, R. J., E. Hernandez, and P. M. O’connor. 2007. “Postcranial Skeletal Pneumaticity: A Case Study in the Use of Quantitative MicroCT to Assess Vertebral Structure in Birds.” *Journal of Anatomy* 211(1):138. doi: 10.1111/J.1469-7580.2007.00749.X.

- Falen, Steven W., Nikolaus M. Szeverenyi, David S. Packard, and Martin J. Ruocco. 1991. "Magnetic Resonance Imaging Study of the Structure of the Yolk in the Developing Avian Egg." *Journal of Morphology* 209(3):331–42. doi: 10.1002/JMOR.1052090308.
- Fleming, GJ, NV Lester, ... R. Stevenson-Veterinary Radiology, and undefined 2003. 2003. "HIGH FIELD STRENGTH (4.7T) MAGNETIC RESONANCE IMAGING OF HYDROCEPHALUS IN AN AFRICAN GREY PARROT (PSITTACUS ERITHACUS)." *Wiley Online LibraryGJ Fleming, NV Lester, R Stevenson, XS SilverVeterinary Radiology & Ultrasound, 2003•Wiley Online Library* 44(5):542–45. doi: 10.1111/j.1740-8261.2003.tb00504.x.
- Flohr, Thomas, and Bernd Ohnesorge. 2007. "Multi-Slice CT Technology." *Multi-Slice and Dual-Source CT in Cardiac Imaging: Principles - Protocols - Indications - Outlook* 41–69. doi: 10.1007/978-3-540-49546-8_3.
- de Francisco, Olga Nicolas, Daniel Feeney, Anibal G. Armien, Arno Wuenschmann, and Patrick T. Redig. 2016. "Correlation of Brain Magnetic Resonance Imaging of Spontaneously Lead Poisoned Bald Eagles (*Haliaeetus Leucocephalus*) with Histological Lesions: A Pilot Study." *Research in Veterinary Science* 105:236–42. doi: 10.1016/J.RVSC.2016.02.010.
- Gavin, Patrick R., and Rodney S. Bagley. 2009. "BLBS027-Gavin Practical Small Animal MRI."
- Van Geuns, R. J. M., P. A. Wielopolski, H. G. De Bruin, B. J. Rensing, P. M. A. Van Ooijen, M. Hulshoff, M. Oudkerk, and P. J. De Feyter. 1999. "Basic Principles of Magnetic Resonance Imaging." *Progress in Cardiovascular Diseases* 42(2):149–56. doi: 10.1016/S0033-0620(99)70014-9.
- Geva, Tal. 2006. "Magnetic Resonance Imaging: Historical Perspective." *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance : Official Journal of the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance* 8(4):573–80. doi: 10.1080/10976640600755302.
- Glasser, Otto. 1993. "Wilhelm Conrad Röntgen and the Early History of the Roentgen Rays." 494.
- Graham, Jennifer E., Jonathan A. Werner, Linda J. Lowenstine, Seth T. Wallack, and Lisa A. Tell. 2003. "Periorbital Liposarcoma in an African Grey Parrot (*Psittacus Erithacus*)." *Https://Doi.Org/10.1647/2002-019* 17(3):147–53. doi: 10.1647/2002-019.
- Grasse P.P. 1980. *Vertebrados. Reproducción, Biología, Evolución y Sistemática*. Vol. Vol.4. Ed. Toraay-Masson.
- Greco, Adelaide, Leonardo Meomartino, Giacomo Gnudi, Arturo Brunetti, and Mauro Di Giancamillo. 2022. "Imaging Techniques in Veterinary Medicine . Part II:

- Computed Tomography, Magnetic Resonance Imaging, Nuclear Medicine.” *European Journal of Radiology Open* 10. doi: 10.1016/J.EJRO.2022.100467.
- Greco, Adelaide, Leonardo Meomartino, Giacomo Gnudi, Arturo Brunetti, and Mauro Di Giancamillo. 2023. “Imaging Techniques in Veterinary Medicine. Part II: Computed Tomography, Magnetic Resonance Imaging, Nuclear Medicine.” *European Journal of Radiology Open* 10:100467. doi: 10.1016/J.EJRO.2022.100467.
- Green, Todd L., and Paul M. Gignac. 2021. “Osteological Description of Casque Ontogeny in the Southern Cassowary (*Casuarius Casuarius*) Using Micro-CT Imaging.” *Anatomical Record (Hoboken, N.J. : 2007)* 304(3):461–79. doi: 10.1002/AR.24477.
- Grifols J. y Molina R. 1994. *Manual Clínico de Aves Exóticas*. . Ed. Grass-Iatros.
- De Groof, Geert, Isabelle George, Sara Touj, Martin Stacho, Elisabeth Jonckers, Hugo Cousillas, Martine Hausberger, Onur Güntürkün, and Annemie Van der Linden. 2016. “A Three-Dimensional Digital Atlas of the Starling Brain.” *Brain Structure & Function* 221(4):1899–1909. doi: 10.1007/S00429-015-1011-1.
- Grosset, Claire, David Sanchez Migallon Guzman, M. Kelly Keating, Patricia M. Gaffney, Linda Lowenstine, Allison Zwingenberger, Alex C. Young, Karen M. Vernau, Amberly M. Sokoloff, and Michelle G. Hawkins. 2014. “Central Vestibular Disease in a Blue and Gold Macaw (*Ara Ararauna*) with Cerebral Infarction and Hemorrhage.” *Journal of Avian Medicine and Surgery* 28(2):132–42. doi: 10.1647/2012-069.
- Gumpenberger, Michaela, and Wolfgang Henninger. 2001. “The Use of Computed Tomography in Avian and Reptile Medicine.” *Seminars in Avian and Exotic Pet Medicine* 10(4):174–80. doi: 10.1053/SAEP.2001.24674.
- Gumpenberger, Michaela, and Gabriela Kolm. 2006. “ULTRASONOGRAPHIC AND COMPUTED TOMOGRAPHIC EXAMINATIONS OF THE AVIAN EYE: PHYSIOLOGIC APPEARANCE, PATHOLOGIC FINDINGS, AND COMPARATIVE BIOMETRIC MEASUREMENT.” *Veterinary Radiology & Ultrasound* 47(5):492–502. doi: 10.1111/J.1740-8261.2006.00168.X.
- Gumpenberger M. (2011). Chapter 49: Avian. In: Schwarz T, Saunders J (eds). *Veterinary Computed Tomography*. Chichester, UK: Wiley-Blackwell, 517–532.
- Güntürkün, Onur, Marleen Verhoye, Geert De Groof, and Annemie Van Der Linden. 2013. “A 3-Dimensional Digital Atlas of the Ascending Sensory and the Descending Motor Systems in the Pigeon Brain.” *Brain Structure & Function* 218(1):269–81. doi: 10.1007/S00429-012-0400-Y.
- Gwiazdowski, Dr. Filip Jacek, Dr. Jorge Gimenez Leon, and Dra. Antonia Mora Jurado. 2021. “Los Artefactos Más Frecuentes En Resonancia Magnética, Tomografía

Computarizada y Ecografía Que Todos Los Radiólogos Deberían Conocer.” *Seram* 1(1).

- Hadden, Peter W., Dane A. Gerneke, Charles N. J. McGhee, and Jie Zhang. 2020. “Micro-Computed Tomography Orbital Anatomy of the Little Blue or Fairy Penguin, *Eudyptula Minor*.” *Clinical & Experimental Ophthalmology* 48(1):130–31. doi: 10.1111/CEO.13620.
- Hadden, Peter W., William C. Ober, Dane A. Gerneke, Daniel Thomas, Miriam Scadeng, Charles N. J. McGhee, and Jie Zhang. 2022. “Micro-CT Guided Illustration of the Head Anatomy of Penguins (Aves: Sphenisciformes: Spheniscidae).” *Journal of Morphology* 283(6):827. doi: 10.1002/JMOR.21476.
- Hajnal, Joseph V., David J. Bryant, Larry Kasuboski, Pradip M. Pattany, Beatrice De Coene, Paul D. Lewis, Jacqueline M. Pennock, Angela Oatridge, Ian R. Young, and Graeme M. Bydder. 1992. “Use of Fluid Attenuated Inversion Recovery (FLAIR) Pulse Sequences in MRI of the Brain.” *Journal of Computer Assisted Tomography* 16(6):841–44. doi: 10.1097/00004728-199211000-00001.
- Hathcock, J. T., and R. L. Stickle. 1993. “Principles and Concepts of Computed Tomography.” *The Veterinary Clinics of North America. Small Animal Practice* 23(2):399–415. doi: 10.1016/S0195-5616(93)50034-7.
- Hendrick, R. E. 1994. “The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. Basic Physics of MR Imaging: An Introduction.” <https://doi.org/10.1148/Radiographics.14.4.7938771> 14(4). doi: 10.1148/RADIOGRAPHICS.14.4.7938771.
- Hogers, Bianca. 2011. “MRI to Study Embryonic Development.” *Methods in Molecular Biology* 771:579–93. doi: 10.1007/978-1-61779-219-9_30.
- Holliday, Casey M., Ryan C. Ridgely, Amy M. Balanoff, and Lawrence M. Witmer. 2006. “Cephalic Vascular Anatomy in Flamingos (*Phoenicopterus Ruber*) Based on Novel Vascular Injection and Computed Tomographic Imaging Analyses.” *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology* 288A(10):1031–41. doi: 10.1002/AR.A.20374.
- Hsieh, Jiang. n.d. “Computed Tomography : Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances.”
- Huda, Walter, and William F. Sensakovic. n.d. “Review of Radiologic Physics.”
- Hwang, Jaemin, Seonmi Kang, Seonghoon Seok, Sohail Ahmed, Dong Hyuk Jeong, and Seongchan Yeon. 2021. “Imaging Characteristics of the Eyes of Cinereous Vulture (*Aegypius Monachus*): Morphology and Comparative Biometric Measurement.” *The Journal of Veterinary Medical Science* 83(8):1330–37. doi: 10.1292/JVMS.21-0119.
- Iwaniuk, Andrew N., and Peter L. Hurd. 2005. “The Evolution of Cerebrotypes in Birds.” *Brain, Behavior and Evolution* 65(4):215–30. doi: 10.1159/000084313.

- Jarvis, Erich D. n.d. "Learned Birdsong and the Neurobiology of Human Language."
- Jenkins, J. R. (1991). Use of computed tomography (CT) in pet bird practice. In *Proc Annu Conf Assoc Avian Vet* (pp. 276-279).
- Jirak, Daniel, Jiri Janacek, and Benjamin P. Kear. 2015. "A Combined MR and CT Study for Precise Quantitative Analysis of the Avian Brain." *Scientific Reports* 5. doi: 10.1038/SREP16002.
- Jones, Marc E. H., David J. Button, Paul M. Barrett, and Laura B. Porro. 2019. "Digital Dissection of the Head of the Rock Dove (*Columba Livia*) Using Contrast-Enhanced Computed Tomography." *Zoological Letters* 5(1). doi: 10.1186/S40851-019-0129-Z.
- Kak, Avinash C., and Malcolm Slaney. 2001. "Principles of Computerized Tomographic Imaging." *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. doi: 10.1137/1.9780898719277.
- Kaza, Ravi K., Joel F. Platt, Richard H. Cohan, Elaine M. Caoili, Mahmoud M. Al-Hawary, and Ashish Wasnik. 2012. "Dual-Energy CT with Single- and Dual-Source Scanners: Current Applications in Evaluating the Genitourinary Tract." *Radiographics : A Review Publication of the Radiological Society of North America, Inc* 32(2):353–69. doi: 10.1148/RG.322115065.
- Keane, Matthew, Emily Paul, Craig J. Sturrock, Cyril Rauch, and Catrin Sian Rutland. 2017. "Computed Tomography in Veterinary Medicine: Currently Published and Tomorrow's Vision." *Computed Tomography - Advanced Applications*. doi: 10.5772/INTECHOPEN.68556.
- King G.M. and D. Custance. n.d. *Colour Atlas of Vertebrate Anatomy: The Pigeon*. Blackwell Scientific.
- Knudsen, Eric I. 2011. "Control from below: The Role of a Midbrain Network in Spatial Attention." *European Journal of Neuroscience* 33(11):1961–72. doi: 10.1111/J.1460-9568.2011.07696.X.
- Kohler, Derek M., Miles A. Crenshaw, and A. Larry Arsenault. 1995. "Three-Dimensional Analysis of Mineralizing Turkey Leg Tendon: Matrix Vesicle-Collagen Relationships." *Matrix Biology : Journal of the International Society for Matrix Biology* 14(7):543–52. doi: 10.1016/S0945-053X(05)80003-4.
- König, Horst Erich, Rüdiger Korbel, Hans-Georg Liebich, H. (Hermann) Bragulla, and Corinna Klupiec. n.d. "Avian Anatomy : Textbook and Colour Atlas." 340.
- Krautwald-Junghanns, M. E., K. P. Valerius, H. R. Duncker, and H. G. Sohn. 1998. "CT-Assisted versus Silicone Rubber Cast Morphometry of the Lower Respiratory Tract in Healthy Amazons (Genus *Amazona*) and Grey Parrots (Genus *Psittacus*)." *Research in Veterinary Science* 65(1):17–22. doi: 10.1016/S0034-5288(98)90021-2.

- Krautwald-Junghanns, Maria-Elisabeth -E, Friedrich Schumacher, and Bernd Tellhelm. 1993. "EVALUATION OF THE LOWER RESPIRATORY TRACT IN PSITTACINES USING RADIOLOGY AND COMPUTED TOMOGRAPHY." *Veterinary Radiology & Ultrasound* 34(6):382–90. doi: 10.1111/J.1740-8261.1993.TB02025.X.
- Krinsky, Glenn, Neil M. Rofsky, and Jeffrey C. Weinreb. 1996. "Nonspecificity of Short Inversion Time Inversion Recovery (STIR) as a Technique of Fat Suppression: Pitfalls in Image Interpretation." *AJR. American Journal of Roentgenology* 166(3):523–26. doi: 10.2214/AJR.166.3.8623620.
- Lafuente Martínez, Javier, and Laura Oleaga Zufiría. 2007. "Monografía SERAM: Aprendiendo Los Fundamentos de La Resonancia Magnética (Oleaga / La Fuente)."
- LaFuente, J. and Hernández, L. H. (2016). ch | Capitulo 1: Generalidades y conceptos básicos de resonancia magnética. Técnica de la imagen por resonancia magnética 9–28.
- Landis, W. J., K. J. Hodgens, M. D. McKee, A. Nanci, M. J. Song, S. Kiyonaga, J. Arena, and B. McEwen. 1992. "Extracellular Vesicles of Calcifying Turkey Leg Tendon Characterized by Immunocytochemistry and High Voltage Electron Microscopic Tomography and 3-D Graphic Image Reconstruction." *Bone and Mineral* 17(2):237–41. doi: 10.1016/0169-6009(92)90743-W.
- Landis, William J. 1995. "Tomographic Imaging of Collagen-Mineral Interaction: Implications for Osteogenesis Imperfecta." *Connective Tissue Research* 31(4):287–90. doi: 10.3109/03008209509010825.
- Lautenschlager, Stephan, Jen A. Bright, and Emily J. Rayfield. 2014. "Digital Dissection – Using Contrast-Enhanced Computed Tomography Scanning to Elucidate Hard- and Soft-Tissue Anatomy in the Common Buzzard Buteo Buteo." *Journal of Anatomy* 224(4):412–31. doi: 10.1111/JOA.12153.
- Lawson, Adam B., Brandon P. Hedrick, Scott Echols, and Emma R. Schachner. 2021. "Anatomy, Variation, and Asymmetry of the Bronchial Tree in the African Grey Parrot (Psittacus Erithacus)." *Journal of Morphology* 282(5):701–19. doi: 10.1002/JMOR.21340.
- LeCouteur, Richard A., John R. Fike, Christopher E. Cann, and Vincent G. Pedroia. 1981. "COMPUTED TOMOGRAPHY OF BRAIN TUMORS IN THE CAUDAL FOSSA OF THE DOG*." *Veterinary Radiology* 22(6):244–51. doi: 10.1111/J.1740-8261.1981.TB01381.X.
- Li, Xiaojing, Jia Liu, Megan Davey, Suzanne Duce, Neema Jaber, Gang Liu, Gemma Davidson, Seaneen Tenent, Ruth Mahood, Phoebe Brown, Craig Cunningham, Andrew Bain, Kevin Beattie, Laura McDonald, Katy Schmidt, Matthew Towers, Cheryll Tickle, and Sandy Chudek. 2007. "Micro-Magnetic Resonance Imaging of Avian Embryos." *Journal of Anatomy* 211(6):798–809. doi: 10.1111/J.1469-7580.2007.00825.X.

- Liang, Zhi-Pei., and Paul C. .. Lauterbur. 2000. "Principles of Magnetic Resonance Imaging : A Signal Processing Perspective." 416.
- MacLelland, John. 1992. "Atlas En Color de Anatomía de Las Aves."
- Madkour, Fatma A. 2019. "Anatomical Descriptions of The Nasal Cavity of The Aquatic and Non-Aquatic Birds." *SVU-International Journal of Veterinary Sciences* 2(2):101–10. doi: 10.21608/SVU.2019.14982.1022.
- Madkour, Fatma A. 2022. "Beak, Oropharyngeal and Nasal Cavities of Broad Breasted White Turkey (Meleagris Gallopavo): Gross Anatomical and Morphometrical Study." *Journal of Advanced Veterinary Research* 12(2):99–106.
- Mahesh, Mahadevappa. 2013a. "The Essential Physics of Medical Imaging, Third Edition." *Medical Physics* 40(7). doi: 10.1118/1.4811156.
- Mahesh, Mahadevappa. 2013b. "The Essential Physics of Medical Imaging, Third Edition." *Medical Physics* 40(7):077301. doi: 10.1118/1.4811156.
- Mahesh, Mahadevappa. 2013c. "The Essential Physics of Medical Imaging, Third Edition." *Medical Physics* 40(7):077301. doi: 10.1118/1.4811156.
- Maina, John N. 2022. "Perspectives on the Structure and Function of the Avian Respiratory System: Functional Efficiency Built on Structural Complexity." *Frontiers in Animal Science* 3:851574. doi: 10.3389/FANIM.2022.851574/BIBTEX.
- Marshall, Kemba, Greg Daniel, Clark Patton, and Cheryl Greenacre. 2004. "Humeral Air Sac Mucinous Adenocarcinoma in a Salmon-Crested Cockatoo (Cacatua Moluccensis)." *Journal of Avian Medicine and Surgery* 18(3):167–74. doi: 10.1647/2003-009.
- Martin, Graham R. 2007. "Visual Fields and Their Functions in Birds." *Journal of Ornithology* 148(SUPL. 2). doi: 10.1007/S10336-007-0213-6.
- Matheson, Jodi S., Joanne Paul-Murphy, Robert T. O'Brien, and Howard Steinberg. 2007. "QUANTITATIVE ULTRASOUND, MAGNETIC RESONANCE IMAGING, AND HISTOLOGIC IMAGE ANALYSIS OF HEPATIC IRON ACCUMULATION IN PIGEONS (COLUMBIA LIVIA)." [https://doi.org/10.1638/1042-7260\(2007\)038\[0222:QUMRIA\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1638/1042-7260(2007)038[0222:QUMRIA]2.0.CO;2) 38(2):222–30. doi: 10.1638/1042-7260(2007)038.
- McArthur, Stuart., Roger. Wilkinson, and Jean. Meyer. 2004. "Medicine and Surgery of Tortoises and Turtles." 579.
- McGowan, Joseph C. 2008. "Basic Principles of Magnetic Resonance Imaging." *Neuroimaging Clinics of North America* 18(4):623–36. doi: 10.1016/J.NIC.2008.06.004.

- McLelland J. 1992. *Atlas En Color de Anatomía de Las Aves*. Ed. Interamericana.
- Misra, Lalith K., and Richard K. Entrikin. 1988. "Corticosteroid Therapy in Avian Muscular Dystrophy: Evaluation by Magnetic Resonance Relaxation Times." *Experimental Neurology* 102(2):217–20. doi: 10.1016/0014-4886(88)90096-9.
- Morgan, Rhea V., Robert L. Donnell, and Gregory B. Daniel. 1994. "MAGNETIC RESONANCE IMAGING OF THE NORMAL EYE AND ORBIT OF A SCREECH OWL (OTUS ASIO)." *Veterinary Radiology & Ultrasound* 35(5):362–67. doi: 10.1111/J.1740-8261.1994.TB02055.X.
- O'Malley. 2007. *ANATOMIA Y FISIOLÓGÍA CLÍNICA DE ANIMALES EXÓTICOS Estructura y Función de Mamíferos Aves, Reptiles y Anfíbios SEByET ANATOMÍA Y FISIOLÓGÍA CLÍNICA DE ANIMALES EXÓTICOS Estructura y Función de Mamíferos, Aves, Reptiles y Anfíbios*.
- Ohlerth, Stefanie, and Gernot Scharf. 2007. "Computed Tomography in Small Animals-Basic Principles and State of the Art Applications." *Veterinary Journal (London, England : 1997)* 173(2):254–71. doi: 10.1016/J.TVJL.2005.12.014.
- Oleaga Zufiria, Laura, and Javier Lafuente Martínez. 2007. "Monografía SERAM: Aprendiendo Los Fundamentos de La Resonancia Magnética (Oleaga / La Fuente)."
- Orosz, S. E., and R. L. Toal (1992). Tomographic anatomy of the Golden Eagle (*Aquila chrysaetos*). *Journal of Zoo and Wildlife Medicine*, 23, 39–46.
- Pepperberg, Irene M., Kirk S. Howell, Pamela A. Banta, Dianne K. Patterson, and Melissa Meister. 1998. "Measurement of Grey Parrot (*Psittacus Erithacus*) Trachea via Magnetic Resonance Imaging, Dissection, and Electron Beam Computed Tomography." *J. Morphol* 238:81–91. doi: 10.1002/(SICI)1097-4687(199810)238:1.
- Petnehazy, O., J. Benczik, I. Takacs, Zs Petrasi, Z. Süto, P. Horn, and I. Repa. 2012. "Computed Tomographical (CT) Anatomy of the Thoracoabdominal Cavity of the Male Turkey (*Meleagris Gallopavo*)." *Anatomia, Histologia, Embryologia* 41(1):12–20. doi: 10.1111/J.1439-0264.2011.01099.X.
- Poirier, Colline, Michiel Vellema, Marleen Verhoye, Vincent Van Meir, J. Martin Wild, Jacques Balthazart, and Annemie Van Der Linden. 2008. "A Three-Dimensional MRI Atlas of the Zebra Finch Brain in Stereotaxic Coordinates." *NeuroImage* 41(1):1–6. doi: 10.1016/J.NEUROIMAGE.2008.01.069.
- Pooley, Robert A. 2005. "AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Fundamental Physics of MR Imaging." *Radiographics : A Review Publication of the Radiological Society of North America, Inc* 25(4):1087–99. doi: 10.1148/RG.254055027.
- Prasad, Minakshi, Mayukh Ghosh, Suman, Harshad Sudhir Patki, Sandeep Kumar, Basanti Brar, Neelesh Sindhu, Parveen Goel, Samander Kaushik, Hari Mohan,

- Shafiq Syed, Rajesh Kumar, and Minakshi Prasad. 2021. "Imaging Techniques in Veterinary Disease Diagnosis." *Advances in Animal Disease Diagnosis* 103–45. doi: 10.1201/9781003080282-8.
- Prokop, Mathias. 2003. "Multislice CT: Technical Principles and Future Trends." *European Radiology* 13(SUPPL. 5):3–13. doi: 10.1007/S00330-003-2178-Z/METRICS.
- PYE, GEOFFREY W., R. AVERY BENNETT, SUSAN M. NEWELL, JONATHAN KINDRED, and RICK JOHNS. 2000. "Magnetic Resonance Imaging in Psittacine Birds with Chronic Sinusitis." [https://doi.org/10.1647/1082-6742\(2000\)014\[0243:MRIIPB\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1647/1082-6742(2000)014[0243:MRIIPB]2.0.CO;2) 14(4):243–56. doi: 10.1647/1082-6742(2000)014.
- Quayle, Michelle R., David G. Barnes, Owen L. Kaluza, and Colin R. McHenry. 2014. "An Interactive Three Dimensional Approach to Anatomical Description—the Jaw Musculature of the Australian Laughing Kookaburra (*Dacelo Novaeguineae*)."
PeerJ 2(1):e355. doi: 10.7717/PEERJ.355.
- Romagnano, April, Jonathan T. Shiroma, Darryl J. Heard, Richard D. Johnson, Michael R. Schiering, and Christopher R. J. Mladinich. 1996. "MAGNETIC RESONANCE IMAGING OF THE BRAIN AND COELOMIC CAVITY OF THE DOMESTIC PIGEON (*Columba Livia Domestica*)."
Veterinary Radiology & Ultrasound 37(6):431–40. doi: 10.1111/J.1740-8261.1996.TB01256.X.
- Romvári, R., Zs Petrási, Z. Süto, A. Szabó, G. Andrásy, R. Garamvölgyi, and P. Horn. 2004. "Noninvasive Characterization of the Turkey Heart Performance and Its Relationship to Skeletal Muscle Volume." *Poultry Science* 83(4):696–700. doi: 10.1093/PS/83.4.696.
- Rosenthal K, Stefanacci J, Quesenberry K, et al. (1995). Computerized tomography in 10 cases of avian intracranial disease. *Proceedings of the Annual Conference of the Association of Avian Veterinarians*, 16, 305.
- Ruffins, Seth W., Melanie Martin, Lindsey Keough, Salina Truong, Scott E. Fraser, Russell E. Jacobs, and Rusty Lansford. 2007. "Digital Three-Dimensional Atlas of Quail Development Using High-Resolution MRI." *TheScientificWorldJournal* 7:592–604. doi: 10.1100/TSW.2007.125.
- Saini, Sanjay. 2004. "Multi-Detector Row CT: Principles and Practice for Abdominal Applications1." <https://doi.org/10.1148/Radiol.2332030994> 233(2):323–27. doi: 10.1148/RADIOL.2332030994.
- Sandmeier, Peter, Marcus Clauss, Olivio F. Donati, Koen Chiers, Ellen Kienzle, and Jean Michel Hatt. 2012. "Use of Deferiprone for the Treatment of Hepatic Iron Storage Disease in Three Hornbills." *Journal of the American Veterinary Medical Association* 240(1):75–81. doi: 10.2460/JAVMA.240.1.75.
- Sandoval J. 2003. *Anatomía Veterinaria*. Imprenta Moderna.

- dos Santos, Gisele J., Jeana P. da Silva, Alicia G. Hippólito, Bárbara S. Ferro, Elton Luís R. Oliveira, Priscylla Tatiana C. G. Okamoto, Maria Lucia G. Lourenço, Vania Maria de Vasconcelos Machado, Sheila C. Rahal, Carlos R. Teixeira, and Alessandra Melchert. 2020. "Computed Tomographic and Radiographic Morphometric Study of Cardiac and Coelomic Dimensions in Captive Blue-Fronted Amazon Parrots (*Amazona aestiva*, Linnaeus, 1758) with Varying Body Condition Scores." *Anatomia, Histologia, Embryologia* 49(2):299–306. doi: 10.1111/AHE.12528.
- Sartori, P., M. Rozowykniat, L. Siviero, G. Barba, A. Peña, N. Mayol, D. Acosta, J. Castro, and A. Ortiz. 2015. "Artefactos y Artificios Frecuentes En Tomografía Computada y Resonancia Magnética." *Revista Argentina de Radiología* 79(4):192–204. doi: 10.1016/J.RARD.2015.04.005.
- Scatliff, James H., and Peter J. Morris. 2014. "From Roentgen to Magnetic Resonance Imaging: The History of Medical Imaging." *North Carolina Medical Journal* 75(2):111–13. doi: 10.18043/NCM.75.2.111.
- Schwarz, Tobias, and Jimmy Saunders. 2013. "Veterinary Computed Tomography." *Veterinary Computed Tomography* 1–557. doi: 10.1002/9781118785676.
- Seeram, Euclid. 2009. "Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control, 3rd Edition, Offer the Following Features." *Saunders Elsevier*.
- Seki, Yasuaki, Mason Mackey, and Marc A. Meyers. 2012. "Structure and Micro-Computed Tomography-Based Finite Element Modeling of Toucan Beak." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 9:1–8. doi: 10.1016/J.JMBBM.2011.08.003.
- Shively M.J. 1993. *Anatomía Veterinaria, Básica, Comparativa y Clínica*. Ed. Manual Moderno.
- Siewerdsen, J. H., and D. A. Jaffray. 2001. "Cone-Beam Computed Tomography with a Flat-Panel Imager: Magnitude and Effects of x-Ray Scatter." *Medical Physics* 28(2):220–31. doi: 10.1118/1.1339879.
- da Silva, Jeana Pereira, Sheila Canevese Rahal, Maria Cristina Reis Castiglioni, Raphael Augusto Baldissera Gonçalves, Danuta Pulz Doiche, Anneke Moresco, Maria Jaqueline Mamprim, and Luiz Carlos Vulcano. 2020. "Radiography and Computed Tomography of the Heart and Lower Respiratory Tract in Toco Toucans (*Ramphastos toco*)." *Anatomia, Histologia, Embryologia* 49(4):541–49. doi: 10.1111/AHE.12559.
- Smith-Bindman, Rebecca, Jafi Lipson, Ralph Marcus, Kwang Pyo Kim, Mahadevappa Mahesh, Robert Gould, Amy Berrington De González, and Diana L. Miglioretti. 2009. "Radiation Dose Associated with Common Computed Tomography Examinations and the Associated Lifetime Attributable Risk of Cancer." *Archives of Internal Medicine* 169(22):2078–86. doi: 10.1001/ARCHINTERNMED.2009.427.

- Snap, Frédéric R., Jimmy H. Saunders, Richard D. Park, Bénédicte Daenen, Marc H. Balligand, and Robert F. Dondelinger. 1998. "Comparison of Spin Echo, Gradient Echo and Fat Saturation Magnetic Resonance Imaging Sequences for Imaging the Canine Elbow." *Veterinary Radiology & Ultrasound : The Official Journal of the American College of Veterinary Radiology and the International Veterinary Radiology Association* 39(6):518–23. doi: 10.1111/J.1740-8261.1998.TB01642.X.
- Stanclova, G., M. Gumpenberger, and A. Scope. 2020. "Fatal Upper Airway Obstruction Caused by Sinus Pneumocele in a Blue-and-Gold Macaw (*Ara Ararauna*, Linné 1758)." *Wiener Tierärztliche Monatsschrift-Veterinary Medicine Austria* 107.
- Stańczyk, Ewa K., María L. Velasco Gallego, Maricn Nowak, Jean Michel Hatt, Patrick R. Kircher, and Inés Carrera. 2018. "3.0 Tesla Magnetic Resonance Imaging Anatomy of the Central Nervous System, Eye, and Inner Ear in Birds of Prey." *Veterinary Radiology & Ultrasound* 59(6):705–14. doi: 10.1111/VRU.12657.
- Stauber, Erik, Shannon Holmes, Darlene L. DeGhetto, and Nickol Finch. 2007. "Magnetic Resonance Imaging Is Superior to Radiography in Evaluating Spinal Cord Trauma in Three Bald Eagles (*Haliaeetus Leucocephalus*)."
Https://Doi.Org/10.1647/1082-6742(2007)21[196:MRHIST]2.0.CO;2 21(3):196–200. doi: 10.1647/1082-6742(2007)21.
- Streckenbach, Felix, Malte Jäschke, Nora Jahns, Inga Langner, Julia König, Andreas Wree, Thomas Stahnke, Oliver Stachs, Marcus Frank, Sönke Langner, and Tobias Lindner. 2023. "MR Microscopy of the Developing Upper Extremity of the Chicken in Ovo Using 7 Tesla MRI." *Anatomia, Histologia, Embryologia* 52(3):356–62. doi: 10.1111/AHE.12894.
- Tan, Siang Yong, and Patricia Sims Poole. 2020. "Allan MacLeod Cormack (1924–1998): Discoverer of Computerised Axial Tomography." *Singapore Medical Journal* 61(1):4. doi: 10.11622/SMEDJ.2020003.
- Tan, T. H., and A. E. Boothroyd. 1997. "Überschwinger Artefact in Computed Radiographs." *The British Journal of Radiology* 70(832):431. doi: 10.1259/BJR.70.832.9166087.
- Thrall D.E. 2009. *TRATADO DE DIAGNOSTICO RADIOLOGICO VETERINARIO - Thrall*. N° Edición: 5.
- Veladiano, Irene A., Tommaso Banzato, Luca Bellini, Alessandro Montani, Salvatore Catania, and Alessandro Zotti. 2016. "Computed Tomographic Anatomy of the Heads of Blue-and-Gold Macaws (*Ara Ararauna*), African Grey Parrots (*Psittacus Erithacus*), and Monk Parakeets (*Myiopsitta Monachus*)." *American Journal of Veterinary Research* 77(12):1346–56. doi: 10.2460/ajvr.77.12.1346.
- Vellema, Michiel, Jacob Verschueren, Vincent Van Meir, and Annemie Van der Linden. 2011. "A Customizable 3-Dimensional Digital Atlas of the Canary Brain in Multiple Modalities." *NeuroImage* 57(2):352–61. doi: 10.1016/J.NEUROIMAGE.2011.04.033.

- Verhoye, M., A. Van der Linden, J. Van Audekerke, J. Sijbers, M. Eens, and J. Balthazart. 1998. "Imaging Birds in a Bird Cage: In-Vivo FSE 3D MRI of Bird Brain." *Magma (New York, N.Y.)* 6(1):22–27. doi: 10.1007/BF02662508.
- Waksman Minsky, Noemí, Alma Saucedo Yáñez, Noemí Waksman Minsky, and Alma Saucedo Yáñez. 2019. "Breve Historia de La Resonancia Magnética Nuclear: Desde El Descubrimiento Hasta La Aplicación En Imagenología." *Educación Química* 30(2):129–39. doi: 10.22201/FQ.18708404E.2019.2.68418.
- Webb, W. Richard (Wayne Richard), William E. Brant, and Nancy M. Major. n.d. "Fundamentals of Body CT." 382.
- Wernick, Morena Bernadette, Matthias Dennler, Kathrin Beckmann, Martina Schybli, Sarah Albin, Richard K. Hoop, Frank Steffen, Patrick Kircher, and Jean Michel Hatt. 2014. "Peripheral Nerve Sheath Tumor in a Subadult Golden Eagle (*Aquila Chrysaetos*)." *Journal of Avian Medicine and Surgery* 28(1):57–63. doi: 10.1647/2012-036R.1.
- Wyneken, Jeanette. 2005. "Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging Anatomy of Reptiles." *Reptile Medicine and Surgery, Second Edition* 1088–96. doi: 10.1016/B0-72-169327-X/50090-0.
- Yitbarek, Dagmawi, and Gashaw Getaneh Dagnaw. 2022. "Application of Advanced Imaging Modalities in Veterinary Medicine: A Review." *Veterinary Medicine : Research and Reports* 13:117. doi: 10.2147/VMRR.S367040.
- Yu, Pin Huan, Yen Lin Lee, Chia Li Chen, and Chau Hwa Chi. 2018. "Comparison of Three Computed Tomographic Angiography Protocols to Assess Diameters of Major Arteries in African Grey Parrots (*Psittacus Erithacus*)." *American Journal of Veterinary Research* 79(1):42–53. doi: 10.2460/AJVR.79.1.42.