

República Dominicana

Universidad Nacional Pedro Henríquez Ureña
Centro de Educación Médica de Amistad Dominicano-Japonesa
Residencia de Radiología

**CORRELACIÓN DE HALLAZGOS POR RESONANCIA MAGNÉTICA VERSUS
TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HERNIA DISCAL LUMBAR EN EL
CENTRO DE EDUCACIÓN MÉDICA DE AMISTAD DOMÍNICO-JAPONESA,
DISTRITO NACIONAL, DICIEMBRE 2004 – MAYO 2005**

Tesis de pos grado para optar por el título de especialista en:

IMAGENOLOGÍA



Sustentante:

Dra. Carol Ortíz Garabito

Asesores:

Dra. Claridania Rodríguez (metodológico)

Dra. Magdalena Ortíz Andújar (clínico)

Los conceptos emitidos en la presente tesis de pos grado son de la exclusiva responsabilidad de la sustentante de la misma.

Distrito Nacional: 2013

INDICE

AGRADECIMIENTOS

DEDICATORIA

RESUMEN

ABSTRACT

I. INTRODUCCIÓN	09
II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	10
III. OBJETIVOS	12
III.1. General.....	12
III.2. Específicos	12
IV. MARCO TEÓRICO	13
4.1. La resonancia magnética	13
4.2. Teorías explicativas de la resonancia magnética	13
4.4. Estado de equilibrio	14
4.5. Perturbación del Estado de Equilibrio	14
4.6. Modelo Cuántico	16
4.7. Relajación longitudinal o T1	18
4.8. Relajación transversal o T2	18
4.9. Caída de inducción libre (FID)	18
4.10. T2*	19
4.11. Secuencias en resonancia magnética	19
4.12. Secuencia de inversión-recuperación.....	20
4.13. Duración de las secuencias en resonancia magnética.....	20
4.14. Contraste en imágenes por resonancia magnética	20
4.15. Ponderación en densidad protónica (ρ).....	21
4.16. Acción de los medios de contraste en resonancia magnética	21
4.17. Factores que intervienen en la calidad de imagen en resonancia magnética	21
4.18. El equipo de resonancia magnética	23
4.19. Imán principal	23

4.20. Bobinas de gradiente.....	24
4.21. Antenas	25
4.22. Otros componentes del equipo de resonancia magnética.....	25
4.23. El entorno dentro del cuarto de exploración de resonancia magnética	26
4.24. Protocolos y parámetros genéricos en resonancia magnética ...	26
4.25. Protocolo de columna lumbar.....	26
4.26. Posicionamiento:	26
4.27. Secuencias:.....	27
4.28. Ponderación:	27
4.29. La tomografía computarizada.....	27
4.30. Funcionamiento básico del tomógrafo.....	28
4.31. Sistema de procesamiento de datos	28
4.32. Formación de imagen.....	28
4.33. Reconstrucción de la imagen de TC.....	29
4.34. Manipulación de imagen y números TC	30
4.35. Parámetros de estudio	32
4.36. Hardware de los equipos helicoidales	33
4.37. Tomografía helicoidal y no helicoidal.....	33
4.38. Tomografía helicoidal versus tomografía axial	34
4.39. Anatomía de la columna vertebral.....	34
4.40. Curvatura vertebral.....	35
4.41. Vértebra típica	37
4.42. Vértebras cervicales	38
4.43. Vértebras dorsales (torácicas).....	40
4.44. Vértebras lumbares	41
4.45. Sacro y coxis	43
4.46. Articulaciones vertebrales	44
4.47. Hernias discales	45
4.48. Visualización de las enfermedades degenerativas.....	48
4.49. Visualización de las secuelas degenerativas	50

4.50. Realce de la raíz	52
4.51. Cicatriz versus hernia discal.....	54
V. OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES	58
VI. MATERIAL Y MÉTODOS.....	59
VI.1. Tipo de estudio	59
VI.2. Demarcación geográfica	59
VI.3. Tiempo de estudio.....	59
VI.4. Universo y muestra	59
VI.5. Criterios de inclusión.....	59
VI.6. Criterios de exclusión.....	59
VI.7. Unidad de análisis.....	60
VI.8. Técnicas e instrumento de recolección de información.....	60
VI.9. Plan de tabulación y análisis.....	60
VI.10. Aspectos éticos de la investigación.....	60
VII. RESULTADOS.....	61
VIII. DISCUSIÓN	68
IX. CONCLUSIÓN	69
X. RECOMENDACIONES	70
XI. REFERENCIAS	71
XII. ANEXOS.....	74
XII.1 Cronograma	74
XII.2 Instrumento de recolección de datos	75
XII.3 Presupuesto	76
XII.4. Evaluación	77

AGRADECIMIENTOS

Al Centro de Educación Médica de Amistad Dominicano-Japonesa (CEMADOJA) por darme la oportunidad de formarme como médico con grado de especialización.

A mis profesores, Dr. Antonio López y Dra. Magdalena Ortiz, quienes a través de sus conocimientos, dedicación, experiencia, paciencia y motivación han logrado que haya finalizado con éxito este programa de formación académica, dando gracias por su completa entrega como docentes.

También me gustaría agradecer a los demás profesores, porque todos han sido parte importante de mi formación, y en especial al Dr. Vincent Batista Lemaire, quien nos guió al principio de este camino.

De igual manera agradecer a mis compañeros, al personal técnico y al personal de servicio de esta institución, gracias por su apoyo, ánimo, compañía, consejos y afecto, el cual es recíproco.

Y por último agradecer a mi familia y mis padres y en especial a mi esposo e hija a quienes tuve que sacrificar con largas horas de ausencia.

Son muchas las personas que han formado parte de esta etapa a las que me encantaría agradecerles su amistad, apoyo y compañía en momentos tan difíciles. Sin importar en donde estén quiero darles las gracias por todo lo brindado y por todas las bendiciones.

Para ellos: muchas gracias y que Dios los bendiga.

Dra. Carol Ortiz

DEDICATORIA

El presente trabajo de tesis me gustaría dedicarlo a Dios por darme la bendición de llegar hasta donde he llegado, por hacer realidad este sueño anhelado.

Dra. Carol Ortíz

RESUMEN

En este estudio se investiga de manera conjunta las hernias discales lumbares por las modalidades diagnósticas de resonancia magnética y tomografía, haciendo una comparación entre ambas, para poner de manifiesto su nivel de efectividad. Se utilizó un tomógrafo General Electric HiSpeed y un tomógrafo General Electric 0.2 Tesla. Los resultados demuestran que el sexo femenino fue el más atendido con una relación de 3:1, estando los pacientes entre edades de 30-39 y 40-49 años en su mayoría. Al comparar los resultados de los pacientes en ambas modalidades (tomografía computarizada y resonancia magnética), se pudo determinar que la tomografía presenta limitantes propias del método, es de alta sensibilidad, pero de baja discriminación en el diagnóstico de hernia discal lumbar.

Palabras claves: Tomografía, resonancia magnética, lumbar, correlación.

ABSTRACT

In this study was investigated jointly by lumbar disc herniations diagnostic modalities of MRI and CT, making a comparison between both modalities, in order to show their level of effectiveness. To perform these, a General Electric HiSpeed CT scanner and General Electric 0.2 Tesla scanner were used. The results show that female sex was the most common with a ratio of 3:1, with the patients between the ages of 30-39 and 40-49 years mostly. When comparing the results of patients in both modalities (CT and MRI), it was determined that the CT has limitations inherent in the method, it is highly sensitive, but low discrimination in the diagnosis of lumbar disc herniation.

Keywords: CT, MRI, lumbar, correlation.

I. INTRODUCCIÓN

El Centro de Educación Médica de Amistad Dominicano-Japonesa (Cemadoja) viene realizando estudios de tomografía computarizada desde su inauguración en el 1999 y resonancia magnética desde el año 2004, lo que ha sido de gran provecho para la población que busca servicios de salud en el sector público.

A pesar de que este centro es un Hospital Escuela, carece de estudios que correlacionen estas modalidades diagnósticas y los hallazgos de una en contraste con la otra, de manera que permita comprender su efectividad en la detección de patologías de la columna lumbar.

Las hernias lumbares constituyen hoy en día una de las principales causas de enfermedades incapacitantes de personas en edad productiva, por lo que reviste una gran importancia desde el punto de vista epidemiológico, ya que puede disminuir las significativamente las capacidades físicas de una persona.

Al momento de elegir el mejor estudio a indicar realizarse a un paciente con sintomatología clínica sugerente de hernia discal, los médicos se ven enfrentados ante la idea de cuál estudio es más adecuado y para qué paciente, en esta investigación se abordan los aspectos relacionados tanto a tomografía computarizada como a resonancia magnética que sirven de base para tomar estas decisiones.

En este trabajo se aborda inicialmente la exposición de las razones que motivan la realización de este estudio como planteamiento del problema y los objetivos trazados. Se analizará la teoría respecto a la forma en que se obtienen imágenes mediante tomografía computarizada y resonancia magnética, a fin de comprenderlas mejor y eficientizar la correlación de las mismas.

Se ofrecen también los resultados de los datos obtenidos, luego de ser analizados y sintetizados, facilitando así datos estadísticos que sirvan de ayuda a todo aquel que quiera acceder a información actualizada al respecto, o que necesiten evidencia que sostenga sus decisiones en bases científicas.

Igualmente, el lector podrá encontrar conclusiones y recomendaciones que muestren de manera sintetizada todo el trabajo llevado a cabo.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Desde la introducción de la tomografía computarizada en la década del 70, la misma ha revolucionado el diagnóstico médico al permitir estudiar estructuras anatómicas sin superposición de tejidos, lo que permite una mejor valoración de las mismas en comparación con las radiografías convencionales que se caracterizan por la superposición de dichas estructuras. Igualmente, una década después se inició el estudio mediante resonancia magnética con fines diagnósticos en medicina, lo que a su vez revolucionó dicha ciencia por el alto contraste de tejidos que ofrece.

Es indiscutible el hecho de los grandes aportes de la resonancia magnética y la tomografía computarizada al diagnóstico, sin embargo, existe poca información respecto a la correlación de hallazgos mediante estas dos modalidades en el estudio de la columna lumbar.

En este sentido, investigadores han realizado estudios que correlacionan los hallazgos por tomografía y resonancia magnética, tal es el caso de las cardiopatías congénitas, que fue revisado por los investigadores Sandra Pujadas y Alberto Hidalgo en el cual revisaron la utilidad de la cardiorresonancia magnética en contraste con la tomografía computarizada para el diagnóstico y seguimiento de las cardiopatías congénitas; igualmente, se llevó a cabo en México una investigación clínica que analizó la función ventricular mediante tomografía y resonancia magnética, llegando a la conclusión de que existe una alta correlación entre ambas modalidades.

Los médicos clínicos hoy en día se enfrentan ante la disyuntiva de que existe una serie de modalidades diagnósticas distintas y muchas veces les resulta difícil elegir cuál es la adecuada a fin de determinar cuál es el padecimiento del paciente. Esto resulta en que muchas veces indique estudios inapropiados con respecto a la patología que desea confirmar o descartar. La indicación inadecuada de estudios repercute en un aumento de los gastos en salud, tanto para el Estado como para los usuarios que tienen que invertir parte de esos recursos económicos. También implica la saturación de los servicios de salud, así como gasto en tiempo para el paciente por la espera de citas, tiempo en la realización del estudio y en la entrega de resultados.

Ante estos argumentos, se torna interesante la siguiente pregunta: ¿Cuál es la correlación que existe entre la resonancia magnética y la tomografía computarizada en el estudio de hernia discal lumbar en el Centro de Educación Médica de Amistad Domínico-Japonesa durante el período diciembre 2004-mayo 2005?

III. OBJETIVOS

III.1. General

Correlacionar los hallazgos por resonancia magnética con la tomografía computarizada de hernia discal lumbar en el Centro de Educación Médica de Amistad Dominico-Japonesa (Cemadoja) en el período diciembre 2004 – mayo 2005.

III.2. Especificos

1. Determinar los datos sociodemográficos de los pacientes sometidos a estudios de columna lumbar por tomografía computarizada y resonancia magnética durante el periodo de tiempo estudio.
2. Estimar el porcentaje de positividad a diagnóstico de hernia discal lumbar mediante tomografía axial computarizada y resonancia magnética en el Cemadoja.
3. Comparar los diagnósticos de hernia discal lumbar mediante resonancia magnética versus tomografía computarizada en el Centro de Educación Médica de Amistad Dominico-Japonesa.

IV. MARCO TEÓRICO

4.1. La resonancia magnética

El principio de reciprocidad electromagnética, detectada por primera vez por Faraday establece que una carga eléctrica en movimiento induce un campo magnético; y un campo magnético en movimiento induce una corriente eléctrica. Este es el principio en el que se basan los motores de inducción electromagnética, es asimismo la base de la resonancia magnética¹.

Dentro de los elementos constituyentes del átomo se encuentran los protones y los neutrones, que conforman el núcleo del mismo, los cuales se hallan en un estado de movimiento complejo de sus partes constituyentes, lo que genera un movimiento único de giro sobre sí mismo denominado *spin*. Esto hace que se produzca un momento cinético de igual dirección que su eje de rotación, el cual es representado por el vector \vec{S} .

Como se describió anteriormente, una carga en movimiento genera un campo magnético, por lo que se puede considerar que el protón es un pequeño imán, ya que posee un momento magnético que se representa por $\vec{\mu}$.

Los principales núcleos de interés biológico que poseen propiedades magnéticas son los núcleos de hidrógeno (¹H), un isótopo del carbono (¹³C), flúor (¹⁹F), fósforo (³¹P) y sodio (²³Na).

Sin embargo, el único protón de interés en la resonancia magnética es el de hidrógeno, debido a que es el más abundante del organismo. Además posee un momento magnético intrínseco y da lugar a un fenómeno de resonancia muy claro. Esto es debido a que posee un vector de imantación microscópica, que como ya se dijo, se representa por $\vec{\mu}$, y la aparición de dicho vector se debe a que es una carga eléctrica en movimiento¹.

4.2. Teorías explicativas de la resonancia magnética

Se puede decir que la resonancia es la transferencia de energía entre dos sistemas que oscilan a la misma frecuencia. La resonancia magnética consiste en *“estudiar las modificaciones de imantación de los núcleos de una sustancia bajo la acción conjunta de dos campos magnéticos: un campo magnético estático elevado (B_0) y un campo electromagnético oscilante (B_1)”*.

4.3. Modelo clásico

Todos los protones del organismo se encuentran alineados en diferentes orientaciones (al azar) en el organismo, sin embargo, cuando son sometidos a un campo magnético externo (B_0) tienden a dividirse en dos orientaciones: en sentido paralelo al campo magnético, en dirección sur-norte y antiparalelo al campo magnético, en sentido norte-sur. Esto se debe a que los protones no siguen estrictamente las reglas de la mecánica clásica de Newton, sino que también obedecen a los postulados de la mecánica cuántica. Esta es la importancia de abordar estos dos puntos de vista, ya que son complementarios².

4.4. Estado de equilibrio

Como se menciona anteriormente, los protones del organismo no sometidos a la acción de un campo magnético externo se encuentran alineados al azar, razón por la cual se presentan las siguientes condiciones en este estado:

- La suma de los vectores de imantación microscópica (\vec{M}_i) es nula.
- No hay vector de imantación macroscópica ($\vec{M} = 0$).

Una vez sometidos a la acción de un campo magnético externo se presentan las siguientes condiciones:

- Los protones precesan alrededor de \vec{B}_0 con una frecuencia angular $\omega_0 = \gamma B_0$, ecuación de Larmor, en la que ω_0 es la frecuencia angular de Larmor o frecuencia angular de resonancia proporcional a B_0 y la γ la constante giromagnética (específica de cada núcleo).
- Los protones precesan en sentido paralelo a \vec{B}_0 , o en sentido antiparalelo a este vector. Los protones se reparten en porciones casi iguales, sin embargo, existen unos cuantos más alineados en sentido paralelo, a razón de dos partes por millón en un campo de 0.5 tesla a 37° C, que serán los responsables de hacer aparecer un vector de imantación macroscópica (\vec{M})³.

Es en este momento cuando se dice que los protones se encuentran en equilibrio.

En el equilibrio, este vector de imantación macroscópica \vec{M} tiene la misma dirección que \vec{B}_0 según Oz, sin componente transversal en el plano xOy perpendicular a Oz (sin imantación transversal). En efecto, los protones se colocan

en la misma dirección que \vec{B}_1 , precesando alrededor de \vec{B}_0 con un determinado ángulo, lo que ocasiona la aparición de una componente longitudinal \vec{M}_z (imantación longitudinal) que en el equilibrio recibe la denominación \vec{M}_z_0 . Además, existe una 'dispersión' de los componentes transversales elementales en diferentes direcciones (se dice que los protones están desfasados); por lo tanto, no existe componente transversal \vec{M}_{xy} resultante. \vec{M}_z_0 crece con la concentración de protones por unidad de volumen denominada densidad de protones y con la fuerza del campo \vec{B}_0 . No se puede medir directamente el vector de imantación macroscópico en equilibrio (según Oz), ya que es 'infinitamente pequeño' en relación con \vec{B}_0 . Para medirlo, hay que bascularlo al plano xOy mediante un segundo campo magnético (u onda de radiofrecuencia)^{1,2}.

4.5. Perturbación del Estado de Equilibrio

Mediante la aplicación de un campo magnético oscilante u onda de radiofrecuencia es posible perturbar este estado de equilibrio. " \vec{B}_1 es aplicado en el plano xOy según Ox. Para que haya transferencia de energía a este sistema en equilibrio, la frecuencia de rotación ω_r del campo magnético oscilante debe ser igual a la frecuencia de Larmor $\omega_0 = \gamma B_0$ específica de los protones en un determinado campo \vec{B}_0 , se dice entonces que los dos sistemas se encuentran en resonancia ($\omega_r = \omega_0$)".

Cuando se ha alcanzado el estado de resonancia o de transferencia de energía, se darán las siguientes condiciones¹:

- $\omega_r = \omega_0$.
- El vector macroscópico \vec{M} precesa alrededor de \vec{B}_0 a la frecuencia angular de $\omega_0 = \gamma B_0$.
- Se pondrá a precesar también alrededor de \vec{B}_1 (Ox) a la frecuencia angular $\omega_1 = \gamma B_1$.

Es entonces en este momento que se está listo para aplicar un pulso de 90° (o pulso $\pi/2$) basculando \vec{M} en el plano xOy:

- Antes del pulso de RF, \vec{M} adopta la misma dirección que Oz, $\vec{M} = M_0 \vec{z}_0$ (o para $t = 0$) ($M_{xy} = 0$).
- El pulso de RF bascula \vec{M} alrededor de \vec{B}_1 : $\omega_1 = \gamma B_1$. (M_z disminuye, mientras M_{xy} crece).
- Al final de un pulso de 90° , el vector \vec{M} está situado por completo en el plano xOy (a 90° de Oz, según Oy), su módulo (longitudinal) es igual a M_0 , se le denomina M_{xy_m} (m por máximo; los dos vectores se denominan M_0 , ya que ambos poseen el mismo módulo (longitudinal) designado por " M_0 ").

Una vez dada esta condición, se aplica un pulso de 180° que invierte el vector de imantación M_z y por lo tanto la ω_0 frecuencia angular de precesión se torna alrededor de \vec{B}_1 (Oz) y la ω_1 frecuencia angular de precesión alrededor de \vec{B}_0 (Ox).

- Antes del pulso de RF, \vec{M} está en línea respecto a Oz, $\vec{M} = M_0 \vec{z}_0$ ($M_{xy} = 0$).
- El pulso de RF bascula \vec{M} alrededor de \vec{B}_1 : $\omega_1 = \gamma B_1$ (M_z disminuye y se invierte).
- Al final de un pulso de 180° , el vector \vec{M} está invertido por completo, en la misma dirección que Oz y se le denomina $-M_0 \vec{z}_0$.

El tiempo de duración de los pulsos debe ser T/4 para un pulso de 90° y T/2 para un pulso de 180° , es decir, que para un pulso de 180° el tiempo de duración es el doble que para uno de 90° .

Después que ha finalizado la excitación, el vector de magnetización macroscópica \vec{M} vuelve a su estado de equilibrio rápidamente alrededor de B_0 , asimismo hay una disminución rápida de la componente transversal M_{xy} , con la consecuente recuperación de la componente longitudinal M_z .

4.6. Modelo Cuántico

Un protón al ser expuesto a un campo magnético B_0 , sus momentos cinético o *spin* y también su momento magnético adoptan una de dos orientaciones, paralelo o estado *up* y antiparalelo o estado *down*. Las proyecciones sobre el eje Oz del *spin* y

del momento magnético tienen valores conocidos (respectivamente, $S_z = \pm \frac{1}{2} \hbar$ y $\mu_z = \pm \frac{1}{2} \gamma \hbar$), donde \hbar es la constante de Planck.

Estos dos estados que se describen, corresponden a niveles energéticos diferentes.

- En el estado up, el protón posee energía igual a $E_1 = -\gamma \hbar B_0 / 2$.
- En el estado down, el protón posee la energía $E_2 = +\gamma \hbar B_0 / 2$.

La energía de un protón down (antiparalelo) es más elevada que la energía del protón up (paralelo). La diferencia entre las energías $\Delta E = E_1 - E_2$ es proporcional a B_0 ($\Delta E = \gamma \hbar B_0$). Es tres veces mayor en un campo de 1,5 Tesla que en otro de 0,5 Tesla.

Al someter a un conjunto de protones a un campo magnético externo, se dividirán en dos subconjuntos de protones, unos alineados paralelos al campo magnético B_0 y otros alineados antiparalelos al campo B_0 . Eso quiere decir que si se tienen dos millones más dos protones, se repartirán un millón antiparalelos al campo magnético principal y dos millones más dos paralelos al campo magnético principal. Habrá entonces una diferencia de dos protones entre ambos, lo que hace aparecer un vector de magnetización, siendo esta diferencia la que permite la obtención de la imagen de resonancia magnética.

La diferencia de energía que existe entre estos dos niveles de energía es igual a $\Delta E = E_1 - E_2$, de modo que si se aporta una cantidad de energía igual a ΔE se puede invertir el vector de magnetización macroscópica \vec{M} .

Cuando se aplica el pulso de radiofrecuencia (RF) se produce una transición de protones del nivel de E_1 a E_2 . Cuando sucede este cambio, los protones se orientan en sentido antiparalelo, colocándose en fase unos con otros, lo que hace que aparezca una componente transversal de imantación, es decir, recuperación de la fase de los protones.

Desde que finaliza la excitación (pulso de RF) se efectúa el retorno al estado de equilibrio que se traduce por los fenómenos inversos: desfase rápido de los *spins* (\vec{M}_{xy} disminuye con rapidez) y progresivamente transiciones inversas $E_2 \rightarrow E_1$ (antiparalelos \rightarrow paralelos: \vec{M}_z vuelve a crecer de forma progresiva).

4.7. Relajación longitudinal o T1

Cuando se aplica el pulso de 90° desaparece la componente longitudinal \vec{M}_z del vector de imantación tisular. Esta condición desaparece una vez se deja de aplicar el pulso, produciéndose una serie de eventos inversos, paso del nivel de energía E_2 a E_1 de forma creciente. A este estado también se le denomina *spin-medio*, debido a que para pasar del nivel energético E_2 a E_1 debe haber intercambio de la energía excesiva con el medio ambiente que le circunda².

Se le denomina T1 debido a que la recuperación de la imantación longitudinal se logra de una forma exponencial creciente en la que la constante de tiempo T1 es característica de un determinado tejido que corresponde al 63% de dicha imantación longitudinal.

4.8. Relajación transversal o T2

Cuando se aplica un pulso de 90° aparece un componente transversal \vec{M}_{xy} del vector de imantación tisular \vec{M} debido a la recuperación de la fase de los protones. Una vez finalizado el pulso, se produce un fenómeno inverso: una rápida pérdida de la fase de los protones. A esta se le denomina también pérdida de coherencia de la fase de los protones. Aquí la imantación transversal \vec{M}_{xy} disminuye rápidamente. Otro nombre para designarla es relajación *spin-spin*, ya que es consecuencia de la interacción de los *spins* entre sí.

La relajación transversal también se denomina relajación T2, ya que la desaparición de la imantación transversal se realiza según una exponencial decreciente en la que la constante de tiempo T2 es característica de un tejido determinado. Corresponde al 63% de descenso (o persiste el 37% de imantación transversal \vec{M}_{xy})¹.

4.9. Caída de inducción libre (FID)

La magnetización transversal se pierde mucho más rápido de lo que se acrecienta la magnetización longitudinal, por lo que el vector de magnetización macroscópica continúa precesando sobre B_0 . El vector de magnetización \vec{M}_{xy} describe un espiral en el plano xOy. Esta rotación de \vec{M}_{xy} en el plano xOy genera

un campo magnético u onda de radiofrecuencia. A esto se le denomina señal de inducción libre o Free Induction Decay (FID), que se recoge mediante una bobina de recepción situada en el plano xOy, la bobina transforma esta señal en una eléctrica que se puede medir.

La antena receptora de la señal es colocada en el plano xy, ya que en el eje z se encuentra el campo principal y en él la antena es insensible a las pequeñas variaciones que se quiere medir⁴.

4.10. T2*

A nivel macroscópico se puede decir que el campo magnético en resonancia magnética es homogéneo, pero a nivel microscópico es heterogéneo. Esto produce como consecuencia que los *spins* se desfases más rápido. Entonces la caída exponencial FID es la consecuencia de la falta de homogeneidad del campo \vec{B}_0 de origen molecular, a lo que se le suman las inhomogeneidades propias del campo magnético externo \vec{B}_0 .

Es decir, el T2* es el mismo T2, pero teniendo en cuenta las inhomogeneidades propias del campo magnético.

4.11. Secuencias en resonancia magnética

Para la comprensión de las diferentes secuencias que se tratarán, se hace necesario el entendimiento de los conceptos de tiempo de eco (TE) y tiempo de repetición (TR).

Tiempo de eco: Es la duración que separa el centro de la onda de RF de excitación y el centro del tiempo de lectura. Es decir, el tiempo de medida en el que se recoge la señal de resonancia magnética⁵.

Tiempo de repetición: Es el intervalo de tiempo que separa las excitaciones sucesivas de los *spins*. Corresponde al intervalo que separa dos impulsos de 90°.

Secuencia *spin* eco

Esta es una secuencia básica que se utiliza para eliminar las inhomogeneidades características del campo principal \vec{B}_0 para lograr un verdadero T2.

Como las inhomogeneidades del campo principal \vec{B}_0 son constantes, igualmente los desfases de los protones también son constantes, estos desfases se pueden

refasar. Cuando se aplica el primer pulso de 90° los protones se desfasan rápidamente, debido a las inhomogeneidades moleculares, así como las ,debido al campo magnético principal \vec{B}_0 . Aplicando un pulso de 180° al término de un medio tiempo de eco $TE/2$, los desfases antes dichos serán refasados debido a que se invertirán y no modificarán el sentido de rotación. Así los protones que precesaban con más rapidez se pondrán en fase con los más lentos, lo que al final de $2 TE/2$ se encontrarán en fase, generando una señal de eco de *spin*. Es de esta forma que se eliminan los desfases debido al campo magnético \vec{B}_0 , pero no los desfases de origen molecular, que son prácticamente irreversibles.

4.12. Secuencia de inversión-recuperación

La secuencia inversión-recuperación es utilizada para lograr un buen contraste, ya que el contraste en T1 no es bueno. Esta secuencia se logra aplicando un pulso de 180° con el fin de invertir la imantación \vec{M}_z . En esta secuencia se bascula en el T1 (tiempo de inversión) en el plano transversal mediante un pulso de 90° , la señal es medida luego de este pulso o tras un pulso suplementario de 180° .¹

4.13. Duración de las secuencias en resonancia magnética

El tiempo que tarda en adquirirse (T_{ad} , tiempo de adquisición) una imagen depende de varios factores: el tiempo de repetición (TR), el número de líneas N_p de la matriz y el número de excitaciones.

Se calcula mediante la siguiente fórmula:

$$T_{ad} = TR \times N_p \times N_{ex}.$$

4.14. Contraste en imágenes por resonancia magnética

Ponderación en T1. Para ponderar una imagen en T1 es necesario un TR corto (de 400 a 600 ms) y un TE corto (20 ms). *Para acceder a las diferencias ligadas al crecimiento de la imantación longitudinal (T1), se debe observar este crecimiento (competición) tras un tiempo corto (un TR corto optimiza las diferencias en T1); después se bascula la imantación en el plano transversal por medio de un pulso de RF de 90° (donde se puede medir) y se mide inmediatamente (con un TE lo más*

corto posible), de manera que sólo intervenga el crecimiento longitudinal y no disminución de la imantación transversal⁶.

Ponderación en T2. Para ponderar una imagen en T2 es necesario un TR largo (de 120 ms) y un TE largo (2000 ms). *El contraste es mejor en una secuencia en T2, aunque la relación señal/ruido es más débil ya que las medidas se realizan más tarde en la curva de atenuación de la señal en T2.*

4.15. Ponderación en densidad protónica (ρ)

Para ponderar una imagen en densidad protónica (ρ) se necesita un TR largo (de 2000 ms) que minimiza el contraste en T1, y un TE corto (30 a 40 ms) que minimiza el contraste en T2.

El contraste es débil debido a que las diferencias en la densidad de los protones entre los tejidos blandos biológicos son débiles.

4.16. Acción de los medios de contraste en resonancia magnética

Los medios de contraste utilizados en resonancia magnética son paramagnéticos, que al contrario a lo que sucede con los demás medios de contraste en radiología, solo actúan de forma indirecta, acortando los tiempos de relajación. En el organismo existen ciertas sustancias paramagnéticas como los productos de degradación de la hemoglobina, la hemosiderina y la metahemoglobina⁷.

La sustancia utilizada como medio de contraste en resonancia magnética es el gadolinio unido al DTPA para evitar la toxicidad propia del gadolinio.

El efecto del gadolinio es un cambio en la intensidad de la señal, acortando el T1 y el T2.

Se ha visto que el uso de medios de contraste aumenta la detección de las lesiones y la precisión diagnóstica de la resonancia magnética. Sirve para ayudar a diferenciar entre el tejido tumoral y el edema periférico. El gadolinio entra en el tumor vascularizado y acorta el T1, haciendo que sea hiperintenso.

4.17. Factores que intervienen en la calidad de imagen en resonancia magnética

La imagen final en resonancia magnética está determinada por una serie de factores, algunos relacionados con el propio sistema de adquisición de la imagen, y

otros relacionados a parámetros modificables por el operador. Ya que los factores relacionados al sistema de adquisición de imagen poco se puede hacer para modificarlo, se tratarán aquellos que son accesibles al licenciado o técnico en imagen especializado en resonancia magnética.

Los principales factores medibles de calidad de la imagen son:

- Relación señal/ruido.
- El contraste.
- La resolución espacial.

La relación señal/ruido es el factor que más incide en la calidad de la imagen de resonancia magnética, se deben elegir los parámetros que brinden una buena resolución espacial. La señal de RM es débil y es influida por ρ , T1, T2, campo B_0 , gradientes de campos, pulsos de RF, antenas, etc. Depende también de algunos factores seleccionados por el operador como TR, TE, ángulo de basculación, volumen del voxel, número de líneas de la matriz, número de excitaciones y amplitud de banda⁸.

El ruido es el conjunto de todas las señales indeseables que degradan la formación de la imagen. Está influido por el sistema electrónico de tratamiento de la señal, los movimientos moleculares y de los artefactos.

La resolución espacial está determinada por el tamaño del voxel. *El tamaño del píxel está determinado por el tamaño del campo de visión (FoV) y por la matriz: la resolución espacial aumenta con la matriz de un campo determinado y a matriz equivalente si el campo disminuye. La resolución espacial también aumenta si disminuye el grosor de corte.*

El efecto provocado en la relación señal/ruido cuando se aumenta la resolución espacial es que ésta disminuye, ya que es proporcional al volumen del voxel. Se considera que la resolución espacial mediante el volumen del voxel es eficaz si el contraste y la relación señal/ruido son suficientes.

Los artefactos son aquellos que deforman la imagen anatómica o simulan patologías. Se pueden clasificar en artefactos relacionados con el sistema de RM y artefactos relacionados con el paciente.

Existen otros factores que son considerados factores de calidad, pero que no modifican el contraste, se tratarán a continuación.

El grosor de corte es determinante en la relación señal/ruido, mientras mayor es éste, mayor será la relación señal/ruido debido a que más protones participan en la formación de la señal. Sin embargo, brinda la ventaja de que se puede explorar un área anatómica mayor.

El campo de visión y la matriz son factores que también influyen en la calidad de la imagen, estos dos parámetros permiten controlar el tamaño del píxel y del voxel. Cuando se aumenta el FoV, se aumenta la resolución espacial, pero disminuye la relación señal/ruido⁹.

El número de excitaciones (NEX) modifica la relación señal/ruido y el tiempo de adquisición sin influir en la resolución espacial. A menor número de excitaciones, menor es el tiempo de adquisición.

Modificar el número de excitaciones es la mejor opción para compensar los efectos inducidos por la modificación de otros parámetros. Además aumentar el número de excitaciones permite reducir la intensidad de los artefactos por movimiento.

4.18. El equipo de resonancia magnética

El equipo de resonancia magnética, al igual que la técnica de obtención de imágenes, es complejo. Está formado por múltiples unidades y subunidades interrelacionadas entre sí para formar un todo capaz de obtener las imágenes y brindar un mínimo de comodidad, tanto al paciente como al operador del equipo. Las partes más importantes del aparato de resonancia magnética se describirán a continuación¹⁰.

4.19. Imán principal

Es el elemento básico de la resonancia magnética. Está representado, como ya se ha mencionado anteriormente, por \vec{B} . Este imán debe crear un campo magnético potente y homogéneo.

Existen varias intensidades de campo, lo que determina la calidad de las imágenes obtenidas por estos campos. Están los campos bajos (de 0,02 a 0,25 tesla); campos de mediana intensidad (de 0,25 a 1 tesla) y los campos de alta intensidad (más de 1 tesla).

Se puede pensar, de manera equivocada, que los campos magnéticos de alta intensidad solo presentan beneficios, sin embargo, tienen desventajas como aumento de los artefactos por movimiento, de desplazamiento químico y de susceptibilidad magnética.

Los imanes se pueden clasificar en tres tipos:

- Imanes resistivos: Son electroimanes producidos por arrollamientos de cobre. Consumen mucha electricidad y se necesita un buen sistema de enfriamiento para mantener sus propiedades óptimas, y se caracterizan por producir campos de pequeña intensidad.
- Imanes permanentes: Es un bloque imantado, como su nombre lo dice, es permanente, no necesita electricidad para imantarse y no precisa refrigeración, aunque ésta es suministrada para optimizar su efectividad. Su desventaja es que es de elevado peso y produce campos magnéticos de baja intensidad.
- Imanes supraconductores o superconductores: Basado en la propiedad de algunas aleaciones de presentar una resistencia nula al paso de la electricidad cuando se encuentra en temperaturas próximas al cero absoluto. Este imán está formado por una bobina superconductora y un criostato que contiene helio líquido para mantener la bobina en estado superconductor. Este tipo de imanes genera un campo magnético elevado, pero es de alto costo por su consumo de helio líquido¹⁰.

4.20. Bobinas de gradiente

Las bobinas de gradiente sirven para crear campos magnéticos de gradiente. En cada uno de los imanes se utilizan dos bobinas de gradiente con la misma intensidad de corriente, pero con polarización opuesta.

Una de las bobinas aumenta el campo magnético estático, mientras que la bobina contraria lo disminuye en esa misma cantidad, lo que produce un cambio del campo magnético en su totalidad.

En combinación con el amplificador de gradientes, la bobina crean el sistema de gradientes con el que puede localizarse de forma precisa la posición de la capa deseada.

Cada pulso eléctrico que pasa por la bobina produce una vibración, produciendo el ruido característico de funcionamiento del equipo. El operador modifica los gradientes al escoger la orientación y el grosor de los cortes^{11,12}.

4.21. Antenas

Son las que permiten la emisión de los pulsos de RF y la recepción de la señal. Existen de dos tipos:

Antenas de volumen. Que normalmente son emisoras y receptoras de la señal de RM. Obtienen una imagen homogénea del volumen total explorado.

Antenas de superficie. Solo son receptoras y la función de emisora la realiza la antena de todo el cuerpo. Son colocadas lo más cerca posible de la región estudiada. La forma de las antenas de superficie es variable para adaptarse a las estructuras anatómicas a estudiar¹³.

4.22. Otros componentes del equipo de resonancia magnética

- *Camilla de exploración:* Es donde se acuesta cómodamente el paciente. Está motorizada para facilitar los movimientos. Su capacidad estará especificada por el fabricante, por lo que debe tomarse en cuenta este factor.
- *Ordenador:* Que permite la obtención de las imágenes de acuerdo a los parámetros establecidos, realiza la reconstrucción de las imágenes y todos los procesos aritméticos, tiene el control sobre los periféricos.
- *Workstation:* El equipo de resonancia magnética puede tener una o más consolas de trabajo, donde el o los usuarios hacen los controles necesarios de contacto entre la máquina y el usuario. En ella se llevan a cabo labores de lectura, manipulación de imágenes, mediciones, etcétera.
- *Impresoras:* Que son unidades de salida de datos que permiten obtener imágenes impresas sobre un soporte fotográfico.
- *Archivo de datos:* En donde se guardan los datos. Lo componen dispositivos ópticos digitales y bandas magnéticas, etcétera¹.

4.23. El entorno dentro del cuarto de exploración de resonancia magnética

El cuarto de resonancia magnética se encuentra protegido de las ondas electromagnéticas externas por la Jaula de Faraday, constituida por un conjunto de placas de cobre. Esto es con la finalidad de que no haya interferencia de ondas extrañas a las producidas dentro del cuarto de RM.

En cuanto a los accesorios y utensilios dentro del cuarto de RM, todos deben estar compuestos por materiales no ferromagnéticos, debido a que cualquier masa ferromagnética en la proximidad del imán puede alterar la homogeneidad del campo \vec{B} , y provocar artefactos.

4.24. Protocolos y parámetros genéricos en resonancia magnética

Antes de abordar esta parte, se debe mencionar que los protocolos son adaptados a los distintos tipos de exploración, sin embargo, se deja al operador cierta libertad para adaptar a las circunstancias particulares los parámetros. Aun así, existen parámetros básicos que son aceptados generalmente, con los cuales se debe trabajar^{14,15,16,17}.

4.25. Protocolo de columna lumbar

Preparación del paciente:

- Informar al paciente sobre el procedimiento que se le realizará e instruirlo sobre la cooperación que debe prestar durante el mismo, especialmente evitar los movimientos respiratorios bruscos.
- Retirar todos los objetos metálicos.
- El paciente debe estar relajado e ir al baño antes de iniciar la exploración.

4.26. Posicionamiento:

- Decúbito supino
- Pies primero (*Feet first*).
- Acomodar el cuerpo de forma tal que no se mueva durante la exploración.

4.27. Secuencias:

- Localizadora o tres planos (axial, sagital y coronal).
- Secuencia axial: Se planifican en un corte sagital, haciendo los cortes paralelos al eje de los discos intervertebrales. Dependiendo la patología en estudio puede variar y hacerse en un bloque completo o en discos intervertebrales.
- Secuencia sagital: Se planifica en una imagen coronal. Se toma como referencia la columna lumbar y se trazan las líneas de cortes paralelas a ésta.
- Secuencia Coronal: No siempre es necesario hacer esta secuencia. Se planifica en una imagen sagital, trazando las líneas a lo largo de la médula *espinal* y tomando los cuerpos vertebrales.

4.28. Ponderación:

- Sagital T2: TR 3,000 a 3,500 ms; TE 100-120 ms. Espesor de corte de 3 mm, con intervalo de 0,5 a 0 mm.
- Sagital densidad protónica: TR 1,500 a 2,500 ms; TE 12-20 ms. Espesor de corte de 3 mm, con intervalo de 0,5 a 0 mm.
- Sagital T1: TR 450-600 ms; TE 12-25 ms. Espesor de corte de 3 mm, con intervalo de 0,5 a 0 mm.
- Axial T2: En equipos 1,5 y 1 Tesla TR 850 ms; TE 26 ms. En equipos 0,5 Tesla TR 55 ms; TE 27 ms. Espesor de corte de 3 mm, con intervalo de 0,5 a 0 mm.

4.29. La tomografía computarizada

La tomografía computarizada (TC) es una técnica diagnóstica que integra los avances tecnológicos computacionales con un tubo de rayos X que sirve de fuente de radiación, la que luego de interaccionar con el paciente es recibida por un conjunto de detectores que la transforman en señales electrónicas que son interpretadas por el computador y reconstruidas en forma de imagen.

Es decir, Es el proceso mediante el cual se crea una imagen transversal del paciente, por medio a un ordenador que utiliza los datos generados por un tubo de rayos X, y que son recibidos por un conjunto de detectores durante su giro de 360°

alrededor de un área específica del cuerpo, también conocido como TAC (Tomografía Axial Computarizada).

Un tubo de RX gira alrededor del paciente emitiendo un haz colimado, que tras atravesar al paciente incide sobre unos detectores que miden la radiación transmitida y envían una señal a un ordenador que reconstruye una imagen de un corte tomográfico axial del paciente¹⁸.

Actualmente existen equipos más avanzados que tienen la capacidad de reconstruir una imagen tridimensional del paciente en diversos planos corporales mediante la combinación de todas las imágenes captadas en un barrido el ordenador es capaz de reconstruir una imagen tridimensional del paciente.

4.30. Funcionamiento básico del tomógrafo

En la tomografía computarizada se obtienen cortes individuales a través del área bajo estudio. El protocolo típico requiere como mínimo tomar un corte de un centímetro por cada centímetro a través de la estructura examinada. Los cortes pueden ser contiguos, ligeramente superpuestos o separados por un pequeño espacio intermedio, dependiendo del protocolo del examen. El número total de cortes varía en función de su grosor, el incremento de la mesa de exploración y el tamaño de la parte corporal bajo estudio.

4.31. Sistema de procesamiento de datos

Entre los detectores y el ordenador se sitúa el llamado sistema de adquisición de datos (DAS). Éste recibe la señal de los detectores que es de tipo analógico y lo transforma en señal digital para que el ordenador pueda manejar los datos.

La función de los circuitos de integración es proporcionar una señal de salida que acumule todas las señales de entrada que recibe en un determinado periodo de tiempo. El convertidor actúa cambiando la señal de tipo analógica a una señal digital que pueda ser usada por el ordenador¹.

4.32. Formación de imagen

Para obtener una imagen axial, el escáner ha de dar una serie de pasos. El tubo rota alrededor del paciente, irradiando el área de interés (radiación primaria), cuando

el haz de rayos X atraviesa el paciente y emerge de él es la radiación secundaria. Esta radiación secundaria es recibida por los detectores que la convierten en impulsos eléctricos proporcionales a la intensidad de la misma, y luego este impulso es procesado por un módem donde es convertida de analógica a digital por el ADC (convertidor de analógico a digital). Esta información ahora digital es convertida nuevamente en información analógica por el DAC (convertidor de digital a analógico) para ser vista en el monitor del operador.

4.33. Reconstrucción de la imagen de TC

Cada corte axial del organismo se divide en múltiples pequeños volúmenes de tejido. Cada pequeño volumen se le denomina *voxel* (*volume x ray element* - unidad elemental de volumen).

A cada *voxel* se le asigna un valor según el grado de atenuación que produzca el tejido contenido en este volumen. Tienen una forma de prisma de base cuadrada, cuya altura corresponde al grosor del corte tomográfico.

La proyección del *voxel*, que es una estructura de 3D, es un pequeño cuadrado que se denomina *pixel* (*picture xray element* - unidad elemental de imagen). De tal forma que la imagen del TC está compuesta por una cuadrícula formada por múltiples *pixeles*, que se disponen en un número determinado de filas y columnas, habitualmente el mismo número de filas que de columnas. A esta cuadrícula se le denomina matriz^{1,2,3}.

A cada *pixel* se le asigna un valor proporcional a la atenuación del haz que ha producido su correspondiente *voxel* y en función del cual se le asigna un gris más o menos intenso.

Si se trabaja con un haz monoenergético. El valor del coeficiente de atenuación (μ) de cada *voxel* se puede calcular por la Ley de la atenuación. Este cálculo es relativamente sencillo pero se complica si se considera más de un *Voxel*. En esta fórmula hay ya dos incógnitas por lo que si no se tiene una información adicional para hacer otra ecuación no se podrá conocer los dos coeficientes de atenuación. Lo que se hará es examinar estos volúmenes desde otra proyección.

Una vez recogidos todos los datos producto de la atenuación de la radiación recibida, el ordenador analiza el coeficiente de atenuación. Cuando el ordenador

recibe los datos procedentes de los detectores, crea un número TAC basado en la intensidad media de la radiación recibida.

La escala de número creado por el ordenador oscila entre 1000 y -1000 y esta escala es conocida como unidades de Hounsfield (número TAC), cada tejido corresponde a ciertos valores en dicha escala.

Una vez que el ordenador ha analizado los datos y asignado los números TAC de acuerdo con las densidades tisulares medidas, asigna los números a los *pixeles* individuales dentro de la matriz de forma que es posible crear una imagen, el ordenador utiliza una matriz 512×512 .

La pantalla está dividida en puntos llamados *pixels* (picture element), que corresponden a una unidad de superficie, pero ya que el corte tiene una profundidad elegida por nosotros mismos en el grosor de corte, también se obtiene una unidad de volumen llamada *voxel* (*volume element*)^{5,6,7}.

Se habla de centro de ventana o de amplitud de ventana cuando se hace referencia a las escalas de grises o al contraste de la imagen. La ventana es aquello que se refiere a la gama de densidades cuyo número Hounsfield referidos a los tejidos del cuerpo humano, van desde el -1000 hasta $+1000$ pasando por el cero, que es el que corresponde a la densidad agua, tomada como referencia. Estos valores máximos o mínimos, pueden variar en función del aparato.

4.34. Manipulación de imagen y números TC

El equipo con todos los datos obtenidos calcula el coeficiente de atenuación de cada *pixel*. Una vez calculado este valor se convierte en una nueva cifra que se denomina número CT. Gracias a este cálculo el ordenador podrá presentar los datos almacenados como imágenes anatómicas con una amplia escala de grises.

K es una constante de magnificación (1000).

μ_p es el coeficiente de atenuación del pixel.

μ_a es el coeficiente de atenuación del agua.

Por consiguiente,

- El número CT del agua es 0.
- El número CT del aire es $-K$, ya que el μ del aire es casi 0, es decir atenúa poco o casi nada.

- El n° CT del hueso es +K, ya que μ hueso es $0,38 \text{ cm}^{-1}$ y el μ agua es $0,19 \text{ cm}^{-1}$

En los equipos actuales $K = 1000$ por lo que: número CT del agua es 0; número CT del aire es -1000; y n° CT del hueso es +1000. Cuando el factor $K = 1000$, los números CT se llaman unidades Hounsfield (UH). Inicialmente se utilizaron las unidades EMI que utilizaban un valor K de 500, por lo que variaban entre -500 hasta +500. Cada tejido tendrá una densidad característica gracias a la cual se caracterizan las distintas imágenes.

Una vez obtenidas las unidades Hounsfield se asigna a cada pixel un determinado nivel de gris, cuanto mayor sea el valor se le asigna un tono más claro. Entonces se plantea un problema ya que si se dispone de 2000 valores en unidades Hounsfield (-1000 hasta +1000) y solo se dispone de 256 grises. Habrá que asignar a cada tono de gris aproximadamente 8 valores en UH, de esta forma se perderá información ya que distintos valores de densidad se representarán con un mismo tono de gris.

Lo que se hace es seleccionar una determinada gama de valores de densidad que interesa para el diagnóstico. Así se elige una ventana de valores que interesa marcando un valor máximo y otro mínimo. La escala de grises se aplicará a la ventana seleccionada. A todos los valores que estén por encima del máximo se les asigna el blanco y a todos los valores que estén por debajo del valor mínimo marcado se les asigna el negro.

En la práctica lo que se hace es marcar un valor central, centro de ventana (level - nivel) y una amplitud de ventana que se distribuye simétricamente por encima y debajo del centro seleccionado.

Con el manejo de la ventana se modifica la información que se tiene en el ordenador para estudiar lo que interese. Resumiendo al valor central se le asigna el valor medio de gris, y con la amplitud de ventana se define el rango de números CT que ocuparán la escala desde el negro hasta el blanco¹⁹.

4.35. Parámetros de estudio

Grosor de Corte. Determina el volumen del *voxel* o, lo que es lo mismo, la anchura del corte (anchura de la rebanada). Este se mide en milímetros.

Intervalo. Determina la distancia entre un corte y otro. Puede dejarse una gran distancia entre un corte y otro lo que dejaría sin estudiar dicha parte, pero también se pueden hacer cortes solapados o continuos, por ejemplo: un grosor de 10mm con un intervalo de 10mm sería un estudio con cortes seguidos sin dejar zonas sin estudiar.

Con un grosor de 5 mm, y un intervalo de cada 3 mm, daría como resultado un estudio con imágenes solapadas de un corte sobre otro, lo cual permitiría hacer una buena reconstrucción tridimensional. La parte negativa es la que se estaría irradiando algunas zonas dos veces.

El intervalo está relacionado directamente con el movimiento de la mesa lo que le llaman el *pitch* (factor de desplazamiento), razón que se obtiene al dividir el desplazamiento longitudinal de la mesa de exploración, por cada rotación de 360° del tubo, entre el producto del número de cortes producidos en la rotación por el espesor nominal de corte.

Campo de Vision (*FOV = Field of View*). Determina el diámetro del corte y depende del tamaño de la zona de estudio. Cuanto más amplio sea el *FOV*, más pequeña se verá la imagen en la pantalla que al ampliarla perderá resolución.

Kilovoltaje (kV) y miliamperaje (mA). Corresponde a las características del disparo, como cualquier aparato convencional, con la salvedad de que prácticamente el aparato ya tiene establecida dichas características de forma protocolizada para cada tipo de exploración, aunque se puede variar ante casos especiales que requieran cambios de la misma.

Tiempo. El tiempo del disparo corresponde al tiempo de barrido. En la tomografía axial (no helicoidal) entre disparo y disparo existe un tiempo de espera que corresponde al tiempo de enfriamiento y éste está relacionado con la capacidad de enfriamiento del tubo y con la técnica utilizada^{15,16}.

Scout View o Escanograma. Que corresponde a una radiografía digital por barrido, sobre la que se planifican los cortes que se han de realizar.

4.36. Hardware de los equipos helicoidales

En los equipos convencionales hay unos tiempos muertos entre corte y corte, que se emplean para:

- Mover la mesa y desplazar al paciente hasta la nueva posición
- Enfriamiento del tubo, y
- Recolocación de los elementos del *gantry*.

Con el desarrollo de la tecnología helicoidal se ha conseguido que no haya tiempo entrecorte y corte. El paciente se mueve continuamente dentro del *gantry* mientras el tubo realiza un disparo que va dibujando un haz espiral alrededor del paciente.

El aspecto externo de los equipos helicoidales es igual a los TAC convencionales pero la mayoría de los componentes principales han sido diseñados de nuevo.

Los *gantry* se construyen con la arquitectura del anillo deslizante (*slip-ring*). Gracias a este nuevo diseño se eliminan la mayoría de los cables que eran los causantes de que el tubo y los detectores sólo pudieran realizar un determinado giro, nunca más de dos vueltas, y volver en el sentido contrario para ser enrollado.

En los nuevos aparatos los distintos componentes del *gantry* pueden girar libremente y de forma continua. La arquitectura de anillo deslizante consta de múltiples cepillos conductores situados en la parte estacionaria que conectan con una serie de anillos paralelos que al girar rozando entre sí y permitiendo la transmisión de los datos y el fluido eléctrico.

Generadores. Los tubos de los escáneres trabajan a unas tensiones de 80-140 kVp y pueden provocar cortocircuitos entre los cepillos conductores y los anillos²¹.

4.37. Tomografía helicoidal y no helicoidal

Se trata de un aparato de TAC dotado con un sistema de rotación constante, para lo cual dispone de un sistema de roce o escobillas que mantienen la conexión eléctrica entre las fuentes de alimentación eléctrica y el tubo y los demás componentes que giran durante el disparo. Estos aparatos tienen la capacidad de realizar cortes axiales convencionales, además de poder realizar exploraciones helicoidales o volumétricas. Se construyen con la arquitectura del anillo deslizante (*slip-ring*).

Gracias a este nuevo diseño se eliminan la mayoría de los cables que eran los causantes de que el tubo y los detectores solo pudieran realizar un determinado giro, nunca más de dos vueltas, y volver en el sentido contrario para que no se enrollaran²².

4.38. Tomografía helicoidal versus tomografía axial

TAC Axial

- En la TAC axial se usan cables de alto voltaje.
- La mesa tiene un tiempo muerto entre cada corte.
- Rastreo por corte el tubo de Rx es menos potente.

En TAC helicoidal

- Ausencia de cable de alto voltaje.
- Posee la tecnología de *slip ring*.
- Desplazamiento continuo de la mesa.
- Rastreo volumétrico en vez de por corte.
- Posibilita la reconstrucción tridimensional.
- Permite la angio-TAC.
- Tubo de Rx de mayor capacidad.

4.39. Anatomía de la columna vertebral

La columna vertebral en forma central del esqueleto, está centrada en el plano sagital medio de la parte posterior del tronco. La columna vertebral tienen muchas funciones; contiene y protege la médula espinal; actúa como soporte del tronco; actúa como soporte del cráneo, y sirve como lugar de inserción de los músculos profundos de la espalda y de las costillas lateralmente. Las extremidades superiores están sujetas indirectamente a través de las costillas que se articulan con el esternón. El esternón a su vez se articula con la cintura escapular. La columna vertebral se articula con cada hueso de la cadera en las articulaciones sacroilíacas. Esta articulación sujeta la columna vertebral y, a través de las articulaciones de la cadera, transmite el peso del tronco a las extremidades inferiores. La columna vertebral está compuesta por pequeños segmentos óseos con discos fibro cartilaginoso interpuestos entre ellas que actúan como almohadillas. La columna

vertebral se mantiene unida mediante ligamentos con una articulaciones y curvatura tales que le confieren una gran flexibilidad^{2,3}.

En las primeras etapas de la vida la columna vertebral está formada normalmente por 33 pequeños huesos irregulares denominados vértebras. Las vértebras se dividen en cinco grupos se denominan de acuerdo con la región que ocupan. Las siete vértebras superiores ocupan la región del cuello y se denominan vértebras cervicales. Las 12 vértebras siguiente se encuentra en la posición dorsal del tórax y se denominan vértebras dorsales o torácicas. Las cinco vértebras que ocupan la región inferior de la espalda, o región lumbar, se denominan vértebras lumbares. Las cinco siguientes, localizadas en la región pélvica, se denominan vértebras sacras. Las últimas vértebras, también situada en la región pélvica, varían en número de tres a cinco y se denominan vértebras coccígeas.

Los 24 segmentos vertebrales de las tres regiones superiores se mantienen independientes a lo largo de la vida y se denominan vértebras verdaderas, o móviles. Los segmentos pélvicos de las 12 regiones inferiores se denominan vértebras falsas, o fijas, a causa de los cambios que experimentan los adultos. Los segmentos sacros habitualmente se funden en un solo hueso denominado sacro y los segmentos coccígeos, denominados en conjunto cóccix, con frecuencia se funden también en un solo hueso^{5,6,7,8}.

4.40. Curvatura vertebral

Vista desde un lado, la columna vertebral presenta cuatro curvas que se crean en dirección posterior y anterior desde el plano coronal medio del cuerpo. Éstas curvas se denominan cervical, dorsal, lumbar y pélvica, en función con las regiones que ocurran. En este contexto las vértebras exponen en referencia a la posición anatómica y se denominan como convexidad o concavidad anterior. Es necesario tener en cuenta que la mayoría de los médicos y cirujanos prefieren estudiar la columna desde la cara posterior del cuerpo, por lo que los términos cóncavo y convexo son exactamente opuestos. Por ejemplo, cuando se observa desde atrás, la curva lumbar normal también puede denominarse correctamente como concavidad posterior. Independientemente de que la curva se describa como convexidad anterior o concavidad posterior, la curvatura de la columna del paciente es la misma. Las

curvas cervical y lumbar que son convexo hacia adelante, se denominan curvas lordóticas. Las curvas dorsal y pélvica, que son cóncavas en dirección anterior, se denominan curvaturas cifóticas. Las curvas cervical y dorsal se continúan suavemente. Las curvas lumbar y pélvica se unen en un ángulo obtuso denominado ángulo lumbosacro, o sacro vertebral. El grado de regulación de la unión de las curvas lumbar y pélvica varía en los diferentes sujetos. Las curvas dorsal y pélvica se denominan curvas primarias, porque están presentes en el nacimiento. Por el contrario, las curvas cervical y lumbar se denominan secundarias, o compensadora, porque se desarrolla después del nacimiento. La curvas cervical, que es la menos pronunciada de todas, se desarrolla cuando el niño comienza a mantener la cabeza, hacia los tres o cuatro meses de edad, y empieza a sentarse, a los ocho y los nueve meses de edad. La curva lumbar se desarrolla cuando el niño comienza a andar entre el año y el año y medio de edad. Las curvas lumbar y pélvica son más pronunciadas en las mujeres, provocando un ángulo más agudo de la unión lumbosacra. Cualquier incremento anormal de la concavidad anterior o de la convexidad posterior de la curva dorsal se denomina cifosis, mientras que cualquier aumento anormal de la convexidad anterior o concavidad posterior de la curva lumbar se denomina lordosis.

Vista desde delante, se observa que la columna vertebral varía de anchura en las diferentes regiones. Generalmente la anchura aumenta gradualmente desde la segunda vértebra cervical hasta la parte superior del sacro, a cuyo nivel disminuye bruscamente. Existen algunas veces una ligera curvatura lateral de la sección dorsal superior. El aumento de esta curva se produce hacia la derecha en las personas diestras y a la izquierda en las zurdas; por esta razón se piensa que es consecuencia de la acción muscular y que podría estar influida por factores laborales. Una curvatura lateral anormal de la columna se denomina escoliosis. Este trastorno también hace que las vértebras rompen hacia la concavidad. Además se produce una segunda curva, o curva compensadora, en dirección opuesta, para mantener la cabeza centrada con respecto a los pies^{20,21}.

Vista desde atrás, la columna muestra unas depresiones profundas a ambos lados de las apófisis espinosas. Estas depresiones bilaterales se denominan surcos vertebrales y contienen los músculos profundos de la espalda. Los surcos

vertebrales o más profundos en la región torácica causa de la incubación brusca de las costillas insertadas.

4.41. Vértebra típica

Una vértebra típica está compuesta de dos partes principales: una masa ósea anterior denominada cuerpo, y un anillo posterior denominado arco vertebral. El cuerpo y el arco vertebral limitan un espacio denominado agujero vertebral. En la columna articulada los orificios vertebrales forman el conducto vertebral, o raquídeo.

El cuerpo de la vértebras, que tiene una forma aproximadamente cilíndricas, está compuesto principalmente de tejido óseo esponjoso cubierto por una capa de tejido compacto. Desde la cara superior la superficie posterior se aplanan, y desde la cara lateral la superficie anterior y lateral son cóncavas. Las superficies superior e inferior de los cuerpos se aplanan y quedan cubiertas por una capa de cartílago articular. En la columna articulada los cuerpos están separados por los discos cartilaginosos. Estos discos están formados por una masa central de material blando, culposo y semigelatinoso, denominado núcleo pulposo, rodeados de un disco fibrocartilaginoso externo denominado anillo fibroso. Es muy frecuente que el núcleo pulposo se rompa o protruya en el conducto vertebral, provocando una compresión en un nervio espinal. Este trastorno se denomina herniación del núcleo pulposo o, con frecuencia, hernia de disco. Se produce con mayor frecuencia en la región lumbar, provocando intensas molestias y dolor^{19,20}.

El arco vertebral está formado por dos pedículos y dos láminas soportan cuatro apófisis articulares, dos apófisis transversas y una apófisis espinosa. Los pedículos son apófisis cortas y gruesas que se proyectan hacia atrás, una a cada lado, desde las partes superior y lateral de la superficie posterior del cuerpo vertebral. Las superficies superior e inferior de los pedículos, o raíces, son cóncavas. Éstas contiguidades se denominan escotadura vertebrales. Mediante la articulación con las vértebras superior e inferior las escotaduras forman los agujeros de conjunción por los que discurren los nervios espinales y los vasos sanguíneos. Las láminas, plana y ancha, se dirige hacia atrás y medialmente a partir de los pedículos.

Las apófisis transversas se proyectan lateralmente ligeramente hacia atrás desde la unión de los pedículos y las láminas. Las apófisis espinosas se proyectan hacia atrás y hacia abajo desde la unión de las láminas en la línea media posterior.

Las cuatro apófisis articulares, dos superiores y dos inferiores, se originan en la unión de los pedículos y las láminas para articularse con las vértebras situadas por encima y por debajo. En una vértebra típica, cada apófisis articular superior, interapófisis, presenta carillas articulares cubiertas de cartílago en su cara posterior, mientras que las apófisis inferiores presentan las carillas cubiertas de cartílago en sus superficies anteriores. Los planos de las carillas varían en dirección en las diferentes regiones y con frecuencia en la misma vértebra. Las articulaciones entre las apófisis articulares de los arcos vertebrales se denominan articulaciones interapofisarias, o articulaciones facetarias, para distinguirlas de las articulaciones situadas entre los cuerpos vertebrales^{24,25}.

Las vértebras móviles, con excepción de la primera y la segunda cervical, tiene una estructura general similar; sin embargo cada grupo tiene ciertas características individuales que deben ser tenidas en cuenta al radiografiar la columna vertebral.

4.42. Vértebras cervicales

El atlas, primera vértebra cervical, es una estructura en forma de anillo que no tiene cuerpo y presenta una apófisis espinosa muy corta, o vestigial. El atlas está formado por un arco anterior, un arco posterior, dos masas laterales y dos apófisis transversas. Los arcos anteriores y posteriores se extienden entre las masas laterales. El anillo formado por los arcos se divide en las porciones anterior y posterior mediante un ligamento denominado ligamento transversal del atlas. La porción anterior del anillo recibe a la apófisis odontoides del axis, mientras que por la porción posterior transcurre la porción proximal de la médula espinal.

Las apófisis transversas son más largas que las de las otras vértebras cervicales, y se proyectan lateralmente ligeramente hacia abajo a partir de las masas laterales. Cada masa lateral presenta una apófisis articular superior y otra inferior. Las apófisis articulares superiores se encuentran en un plano horizontal, son grandes y profundamente cóncavas, y tienen la forma adecuada para recibir los cóndilos del hueso occipital del cráneo.

El axis, o segunda vértebra cervical, tiene una apófisis cónica prominente que se origina en la superficie superior del cuerpo, denominada apófisis odontoides. La apófisis odontoides de ser exhibido en la porción anterior del anillo atloideo para actuar como pivote o cuerpo del atlas. A cada lado la apófisis odontoides, en la superficie superior del cuerpo vertebral, existen dos apófisis articulares superiores, que están adaptadas para unirse a la apófisis articulares inferiores del atlas. Este par de articulaciones difieren en cuanto a posición y dirección de las otras articulaciones interapofisarias cervicales. La apófisis articular inferior del axis tiene la misma dirección que la de las siguientes vértebras cervicales. Las láminas del axis son anchas y gruesas. La apófisis espinosa tiene una posición horizontal⁸.

La séptima vértebra cervical, que se denomina vértebra prominente, tiene una apófisis espinosa larga y prominente que se proyecta casi horizontalmente hacia atrás. La apófisis espinosa de la vértebra prominente es fácilmente palpable en la base del cuello por detrás. Es conveniente utilizarlo como guía para localizar otras vértebras.

Las vértebras cervicales típicas tienen unos cuerpos oblongos pequeños dispuestos transversalmente, y con unos bordes anteroinferiores ligeramente prolongados. El resultado es un solapamiento anteroposterior de los cuerpos de la columna articulada. Las apófisis transversas de la columna cervical nacen parcialmente de la cara lateral del cuerpo y parcialmente del arco vertebral. Son cortos y anchos, están perforados por el agujero transverso por el que transcurren la arteria y la vena vertebrales, y presentan una profunda concavidad en sus superficies superiores al paso de los nervios espinales.

Los pedículos se proyectan en dirección lateral y posterior a partir del cuerpo, y sus escotadura vertebrales superior e inferior tienen la misma profundidad. Las láminas son estrechas y finas. Las apófisis espinosas son cortas, tienen un extremo bifido, y se dirigen hacia atrás y ligeramente hacia abajo. Sus extremos palpables encuentran a nivel del interespacio situado por debajo del cuerpo de la vértebra en la que se originan⁸.

Las apófisis articulares superior e inferior, que se encuentran cubiertas por fibro cartilago, se denominan carillas articulares. Están situadas por detrás de las apófisis transversas, donde originalmente en la unión del pedículo y la lámina, formando una

columna ósea corta que se denomina habitualmente y la articular. Las superficies articulares superior e inferior de los pilares tienen una dirección oblicua, posterior e inferior, de tal forma que las articulaciones interapofisarias no son visibles desde el punto de vista radiográfico en las proyecciones convencionales en el plano frontal. Las articulaciones de las carillas inter articulares de las seis vértebras cervicales inferiores están situadas formando un ángulo recto con el plano sagital medio del cuerpo, por lo que se observan con claridad en una proyección lateral.

En los agujeros de conjunción de la región cervical están dirigidos hacia adelante con un ángulo de 45° desde el plano sagital medio del cuerpo. Los agujeros de conjunción también se dirigen hacia abajo con un ángulo de 15° con respecto al plano horizontal del cuerpo. La demostración radiográfica exacta de estos orificios requiere una angulación longitudinal de 15° del valle central, así como una rotación medial de 45° del paciente⁸.

4.43. Vértebras dorsales (torácicas)

Los cuerpos de los segmentos dorsales aumentan de tamaño desde la primera a la décimo segunda vértebra y varían en cuanto a su forma, desde las que se asemejan a los cuerpos cervicales en la parte superior de la región, hasta los que son similares a los cuerpos lumbares en la parte inferior. Los cuerpos de las vértebras dorsales típicas de la tercera a la novena tienen una forma aproximadamente triangular. Los cuerpos dorsales son más anchos hacia atrás y hacia adelante, y su superficie posterior es cóncava de lado a lado. En cada lado del cuerpo, en los bordes posteriores superior e inferior, se encuentran unas hemicarillas, que forman, junto con las hemicarillas de las vértebras superior e inferior, la superficies articulares para las cabezas de las costillas. El cuerpo de la primera vértebra dorsal presenta una carilla completa por arriba para la primera costilla y una hemicarilla por debajo para la segunda; los cuerpos de las vértebras diez, once y doce, presentan carillas completas por abajo y ninguna por arriba⁸.

Las apófisis transversas de las vértebras dorsales se proyectan en dirección oblicua, lateral y posterior. Con excepción de los padres decimoprimeros y decimosegundo, cada apófisis tienen la superficie anterior de su extremidad una pequeña carilla cóncava para articularse con la tuberosidad de la costilla. Las

láminas son anchas y gruesas y se solapan con la lámina subyacentes. Las apófisis espinosas son largas. Desde la quinta a la novena vértebras se proyectan agudamente en dirección inferior y se superponen entre sí, aunque adquieren una dirección menos vertical por encima y por debajo de esta región. Los extremos palpables de las apófisis espinosas de las vértebras quinta a novena se corresponden en cuanto a posición con el cuerpo de la vértebras subyacente. Las carillas superior e inferior se corresponden en posición con el espacio intervertebral situado debajo del cuerpo del que se originan.

Las articulaciones interapofisarias de la región torácica, excepto la apófisis articular inferior de la doceava vértebra, se acumulan en dirección anterior entre el quince y vigésimo para formar un ángulo de 70 a 75°, abierto en dirección anterior, con el plano sagital medio del cuerpo. Para conseguir observar radiográficamente las articulaciones interapofisarias de la región torácica, el cuerpo debe dotarse de 15 a 20° desde la posición lateral. La rotación anterior se utiliza para mostrar las articulaciones más próximas a la placa, mientras que la rotación posterior se emplea para explorar las más alejadas de ésta.

Los agujeros de conjunción de la región torácica son perpendiculares al plano sagital medio del cuerpo. Radiográficamente se observan con claridad en una posición lateral pura. Durante la inspiración, las costillas están elevadas. Los brazos deben elevarse también lo suficiente para elevar las costillas que de otro modo cruzan por delante de los agujeros de conjunción.

4.44. Vértebras lumbares

Los segmentos lumbares tienen cuerpos grandes, con forma de alubia, que aumentan de tamaño de la primera a la quinta vértebra. Los cuerpos son más profundos por delante que por detrás y sus superficies superior e inferior están aplanadas son ligeramente cóncavas. Los cuerpos lumbares, en su cara posterior, se aplanan desde delante hacia atrás y son colocados en el eje transversal. La superficie anterior y lateral son cóncavas desde arriba hacia abajo.

Las apófisis transversas son más pequeñas que las de la región torácica. Los tres pares superiores tiene una dirección casi exactamente lateral, mientras que los dos pares inferiores tienen una ligera inclinación en dirección craneal. Las apófisis

espinosas son grandes, gruesas y romas, y se proyectan en dirección prácticamente horizontal y posterior. Sus puntas palpables corresponden a los espacios intervertebrales situados debajo de la vértebra desde las que se proyectan. El tubérculo mamilar es una proyección suavemente redondeada situado en la parte posterior de cada apófisis articular superior. El tubérculo accesorio está localizado en la parte posterior de la raíz de las apófisis transversas. Junto con la parte posterior de la raíz de la apófisis transversa, estas apófisis se corresponden con las apófisis transversa de las vértebras dorsales²⁷.

El cuerpo del quinto segmento lumbar es considerablemente más ancho por delante que por detrás, lo que le da una forma de cuña que se adapta a la articulación con el sacro. El disco articular de esta articulación también tiene más forma de cuña que los discos superiores. La apófisis espinosa de la quinta vértebra lumbar es más pequeña y corta, y la apófisis transversa es mucho más gruesa que las de las vértebras lumbares superiores.

Las articulaciones interapofisarias de la región lumbar están inclinadas hacia atrás desde el plano coronal, formando un ángulo abierto hacia atrás de 30 a 50° con respecto al plano sagital medio del cuerpo. Estas articulaciones pueden visualizarse radiográficamente rotando el cuerpo desde la posición de decúbito supino o prono.

Los agujeros de conjunción de la región lumbar están situados en ángulo recto con respecto al plano sagital medial del cuerpo, excepto el quinto, que gira ligeramente hacia delante. Los cuatro pares superiores de agujeros se observan en una posición lateral pura; para visualizar el quinto par es necesaria una ligera oblicuidad del cuerpo.

La espondilolisis es un defecto óseo adquirido que se produce en la porción interarticular, la región de la lámina situada entre las dos apófisis articulares. El trastorno se puede producir en uno o ambos lados de la vértebra dando lugar a una espondilolistesis. La espondilolistesis es el trastorno que se produce como consecuencia del desplazamiento anterior de una vértebra sobre otra, siendo generalmente la quinta vértebra lumbar la que se desplaza en dirección anterior sobre el sacro. Afecta casi exclusivamente a la columna lumbar. La espondilolistesis tiene importancia radiológica porque las radiografías en posición oblicua permite mostrar el área del cuello del perro escocés.

4.45. Sacro y coxis

El sacro está formado por la fusión de los cinco segmentos sacros en uno de esos triangular y curvo. El sacro está situado a modo de cuña entre los huesos y diafonos de la pelvis, y su amplia base tiene una dirección oblicua, superior y anterior, mientras que el vértice tiene una dirección posterior e inferior. Aunque existe una considerable variación en el tamaño y grado de la curvatura del Sacro según los diferentes sujetos, el hueso normalmente es más largo, sus derechos, con una curvatura más suave y está situado en una posición más vertical de los hombres que en las mujeres. El sacro femenino tiene una curvatura más pronunciada, situándose la mayor intensidad de esta en la mitad inferior del hueso, y está dispuesto en un plano más oblicuo, no se produce un ángulo más agudo en la unión de las curvas lumbar y pélvica.

La porción superior del primer segmentos sacro e independiente recuerda a las vértebras de la región lumbar. La superficie superior de la base del Sacro se corresponden tamaño y forma a la superficie inferior del último segmento lumbar, con el que se articula para formar la unión lumbosacra. Las con cavidades de la superficie superior de los pedículos del primer segmentos sacro, con las con cavidades correspondientes de la superficie inferior de los pedículos del último segmento lumbar, forman el último par de agujeros de conjunción. Las apófisis articulares superiores del primer segmentos sacro se articula con las apófisis articulares inferiores de la última vértebra lumbar para formar el último par de articulaciones interapofisarias²⁵.

La base del Sacro tiene una cresta prominente en su borde anterosuperior que se denomina promontorio sacro. Directamente detrás de los cuerpos de los segmentos sacros encuentren conducto sacro, a continuación del conducto vertebral, que está contenido dentro del hueso y contiene los nervios sacros. Las paredes anterior y posterior del conducto sacro están perforadas a su vez por cuatro pares de agujeros que permiten el paso de los nervios sacros y los vasos sanguíneos.

A cada lado de la base del Sacro existe una gran masa lateral ósea en forma de ala. En la parte anterosuperior de la superficie lateral de cara a la existe una gran apófisis articular, la superficie articular, que se corresponde con otra reforma correspondiente en el hueso iliaco de la pelvis.

La superficie inferior del vértice del Sacro tiene una carilla oval para articularse con el coxis y dos apófisis, los cuernos sacros, que se proyectan en dirección inferior desde la cara posterior lateral del último segmento sacro aragonés a los cuerpos del coxis.

El coxis está compuesto por tres a cinco vértebras rudimentarias y tiene tendencia a fundirse en un solo hueso en el adulto. El coxis disminuye de tamaño desde su base en dirección inferior hasta su vértice. Desde su articulación con el sacro se curva en dirección inferior y anterior, con frecuencia desviándose de la línea media del cuerpo. Dos apófisis, los cuernos coccígeos, se proyectan en dirección superior desde la cara posterior lateral del primer segmentos del coxis para unirse a los cuernos del sacro¹⁶.

4.46. Articulaciones vertebrales

Las articulaciones vertebrales son de dos tipos:

1. Cartilaginosas, que se sitúan entre los cuerpos vertebrales permiten sólo ligeros movimientos de cada vértebra individual, pero una considerable movilidad de la columna como conjunto, y
2. Sinoviales, que se sitúan entre las apófisis articulares de los arcos vertebrales y son articulaciones planas que permite movimientos de deslizamiento. Los movimientos permitidos a la columna vertebral por la acción combinada de las articulaciones son la flexión, la extensión, la flexión lateral y la rotación.

Las articulaciones entre el Atlas y el hueso occipital son articulaciones sinoviales planas, y se denominan articulaciones atlantooccipitales. El arco anterior del atlas rota alrededor de la apófisis odontoides de las para formar la articulación atrantoaxoidea, que es una articulación sinovial, trocoide o en pivote.

En la región torácica, las cabezas de las costillas se articulan con los cuerpos vertebrales para formar las articulaciones costo vertebrales, que son articulaciones sinoviales planas o deslizantes. Las tuberosidades de las costillas y las apófisis transversa de las vértebras dorsales se articulan para formar las articulaciones costotransversas, que también son sinoviales planas o deslizantes¹⁴.

Las articulaciones entre el sacro y los dos huesos ilíacos, o sacroiliacas, se inclinan en dirección oblicua, posterior y medial, con un ángulo de 25 a 30° abierto

hacia delante con respecto al plano sagital medio del cuerpo. Aunque estas articulaciones se clasifican como sinoviales, permite muy poco movimiento y realmente funcionan como articulaciones cartilaginosas.

4.47. Hernias discales

La degeneración del disco intervertebral es un proceso progresivo que aparece en la necropsia del 97 por ciento de los adultos de 49 años de edad. La ubicuidad de estos procesos degenerativos se verifica por la frecuencia de los cambios degenerativos en los estudios de imagen, que es superior al 90 por ciento en las personas asintomáticas. La degeneración discal y sus secuelas son una de las múltiples causas de incapacidad en los países industrializados^{3,4,5}.

La causa de la degeneración discal es desconocida y existe una gran cantidad de teorías. Una de ellas sería un defecto intrínseco de los proteoglicanos nucleares, que pierden la capacidad de formar agregados macromoleculares y de enlazarse con el agua. Esto determina la aparición de roturas y fisuras dentro del núcleo y una pérdida de altura. De forma secundaria se rompe el anillo fibroso y se produce la hernia discal.

Otra teoría propone que la degeneración comienza en el anillo fibroso que posteriormente sufre fisuras, dando origen a una herniación y a la pérdida del estado líquido del núcleo pulposo. Independientemente de la causa, la degeneración discal produce una pérdida de agua en el anillo y el núcleo degenerados, que solo tienen un 70 por ciento de agua.

La integridad de la unidad discovertebral depende de sus tres componentes: platillo vertebral, anillo y núcleo. La degeneración produce una pérdida de altura y una alteración de la alineación de las articulaciones posteriores (subluxación rostrocaudal). La emigración ascendente de las carillas articulares superiores genera fuerzas anormales en la articulación, una artropatía hipertrófica y una estenosis de los agujeros de conjunción. Por lo tanto, el ciclo de la enfermedad degenerativa incluye una degeneración discal, una artritis facetaria, una hipertrofia ligamentaria y capsular, una inestabilidad vertebral y una estenosis^{7,8}.

Los pacientes con ciática se deben estudiar con métodos de imagen cuando haya verdaderos síntomas radiculares, la exploración clínica pruebe una irritación

radicular, y falle un tratamiento conservador de 4-6 semanas de duración. El estudio de imagen se obtendrá antes cuando clínicamente se sospeche una enfermedad maligna o infecciosa o los hallazgos neurológicos empeoren. Estas recomendaciones proceden de los estudios de la ciática tratada con éxito por medios conservadores y relacionan los síntomas con una compresión radicular mecánica por material discal. Los estudios de imagen también están recomendados en los pocos pacientes en los que persistan los síntomas y los signos y que sean candidatos quirúrgicos o en los que el diagnóstico siga siendo incierto.

En varios estudios se ha demostrado que el tamaño de la hernia discal disminuye considerablemente en los pacientes que siguen un tratamiento conservador. Saal y cols. estudiaron 11 pacientes con extrusiones discales y radiculopatía que no habían sido tratados con cirugía. En todos ellos se obtuvieron estudios de tomografía computarizada al iniciar el tratamiento que se compararon con estudios de resonancia magnética de control. En el 11 por ciento de los enfermos el tamaño de la hernia disminuyó un 50 por ciento, en el 36 por ciento entre el 50 y el 75 por ciento y en el 46 por ciento entre el 75 por ciento y el 100 por ciento. Esta disminución era mayor en el diámetro craneocaudal. Los autores proponían que la reducción del tamaño de los discos extruidos o secuestrados podía estar relacionada con la digestión por tejido de granulación o con la imbibición de agua del material nuclear extruido^{9,10,11}.

Otros investigadores, Bush y cols. estudiaron 165 pacientes con ciática que habían sido tratados con infiltraciones epidurales. La tomografía computarizada no pudo demostrar la causa de los síntomas en el 4 por ciento de los casos. En 64 de 84 discos herniados o secuestrados se observó un grado variable de resolución durante el primer año, mientras que 7 de 27 protrusiones discales no mejoraron en ese periodo de tiempo. No se demostró una correlación entre la resolución de la hernia y la evolución neurológica. Maigne y cols. estudiaron 47 enfermos con ciática aguda y tratamiento médico conservador, que consistía en reposo en cama, corticoides y rehabilitación. Este tratamiento no fue eficaz en 5 de 47 enfermos. Los pacientes fueron incluidos en el estudio después de constatar una tomografía computarizada patológica. En 40 pacientes se obtuvo una nueva tomografía entre 1 y 15 meses después del episodio inicial. En el primer examen por TC se

descubrieron 13 hernias discales pequeñas, 20 medianas y 15 grandes. El tamaño de la hernia se midió respecto al diámetro anteroposterior del canal óseo.

Los estudios de control demostraron una disminución del 25 por ciento del tamaño de la hernia en 9 enfermos, del 50 al 75 por ciento en 8 y del 75 al 100 por ciento en 31. La disminución del tamaño era mayor en las hernias grandes. Los autores creen que las hernias más grandes actúan como un cuerpo extraño en el espacio epidural y sufren una infiltración por tejido de granulación y capilares, transformándose en una cicatriz. Bozzao y cols. siguieron la evolución de 69 pacientes con hernias discales lumbares diagnosticadas por resonancia magnética. En el 63 por ciento se redujo el tamaño de la hernia y el cuadro clínico sólo empeoró en el 8 por ciento. Estos estudios no fueron controlados de forma rígida y es imposible determinar si el cambio de tamaño de la hernia es significativo desde el punto de vista clínico y si se correlaciona con una mejor evolución^{22,23}.

Modic y cols. realizaron un estudio prospectivo de RM con contraste en pacientes con radiculopatía aguda y relacionaron los hallazgos con los síntomas y la evolución clínica con el tipo, el tamaño, la localización y el realce de las hernias discales de 25 enfermos. La correlación entre la topografía y el tamaño de las hernias con los datos clínicos era excelente. No se demostró ninguna correlación entre el dolor y la incapacidad con el tamaño, el tipo o el realce de las hernias. El tamaño del 36 por ciento de las hernias grandes disminuyó de forma significativa, aunque no se encontraron diferencias entre la evolución clínica y el tamaño, el tipo o la evolución morfológica de las hernias discales. Modic y cols. concluyen que el tipo, el tamaño, la localización o el realce de las hernias no tienen un significado pronóstico y que la realización de una RM en los pacientes sin una indicación quirúrgica no va a modificar la decisión terapéutica. Por lo tanto, la solicitud de una RM sigue dependiendo principalmente de la indicación clínica.

El peligro de la realización de un estudio de imagen, los costes sociales y, lo que es más importante, la posibilidad de detectar alteraciones que conduzcan a un tratamiento erróneo debido a la escasa comprensión de la historia natural de esta enfermedad superan cualquiera de los beneficios conocidos. Parece que incluso el conocimiento de la existencia de la enfermedad no va a afectar a la evolución funcional.

Varios estudios han investigado la incidencia de hernias discales en pacientes asintomáticos. Wiesel y cols. estudiaron a 52 enfermos sin lumbalgia, mezclados aleatoriamente con seis estudios de pacientes con enfermedad demostrada durante la cirugía y con TC. Independientemente de la edad, el 35,4 por ciento de los estudios eran anormales. En el 19,5 por ciento de los pacientes menores de 40 años se demostraron hernias del núcleo pulposo. El 50 por ciento de los pacientes mayores de 40 años tenían hernias discales, artrosis facetarias y estenosis.²⁵

Bodens y cols. estudiaron a 67 individuos que nunca habían tenido dolor lumbar, ciática ni claudicación neurógena. El 20 por ciento de los pacientes menores de 60 años de edad tenían hernias del núcleo pulposo y 1 tenía estenosis del conducto vertebral. En los individuos mayores de esa edad el 57 por ciento de los estudios eran anormales, con un 37 por ciento de hernias discales y un 21 por ciento de estenosis de conducto vertebral. En el 35 por ciento de los sujetos entre 20 y 39 años de edad había signos de degeneración o de abombamiento discal en por lo menos un nivel lumbar. Jensen y cols. estudiaron con RM a 98 sujetos asintomáticos. El 52 por ciento de ellos tenían un abombamiento en por lo menos un nivel, el 27 por ciento tenía una protrusión y uno tenía una hernia extruida. Todos estos estudios dejan sin respuesta la pregunta del significado de estas alteraciones morfológicas y plantean la cuestión de la importancia de las hernias discales en las personas asintomáticas²⁵.

4.48. Visualización de las enfermedades degenerativas

La RM es sensible a la enfermedad de la médula ósea y especialmente a la discopatía degenerativa. Se han descrito con RM tres tipos de cambios de la médula ósea en las alteraciones degenerativas del platillo vertebral. En el tipo I hay modificaciones de los cuerpos vertebrales paralelas a los platillos y el disco patológico tiene una señal inferior en las imágenes ponderadas en T1 y superior en las imágenes ponderadas en T2. Estos cambios aparecen en el 4 por ciento de los pacientes estudiados con RM por alteraciones lumbares. Los cambios del tipo I también aparecen en los pacientes que han sufrido inyecciones discales de quimopapaína, que son un modelo de degeneración discal acelerada. Las alteraciones microscópicas del tipo I consisten en una sustitución de la grasa normal

de la médula del cuerpo vertebral por una médula fibrovascular con gran contenido de agua que prolonga los tiempos de relajación T1 y T2. Los cambios tipo I del platillo se realzan con gadolinio ácido dietileno triamino pentaacético (Gd-DTPA), lo que refleja la vascularización del tejido fibroso^{25,26,27}.

En el tipo II se observa un aumento de la intensidad de señal en las imágenes ponderadas en T1 y una ausencia de alteraciones o un leve aumento de señal en las imágenes ponderadas en T2. Estos cambios afectan al 16 por ciento de los enfermos estudiados con RM lumbar. Los cambios del tipo II consisten a nivel histológico en una rotura del platillo con sustituye la médula ósea del cuerpo vertebral adyacente. Los tipo I y II siempre evidencian una degeneración discal. Con el tiempo, los cambios del tipo I pueden evolucionar hacia el tipo II. Estos últimos son más estables. No se conoce la causa de estas alteraciones o si producen síntomas.

Los cambios del tipo III del platillo vertebral producen una disminución de la señal en las imágenes ponderadas en T1 y T2, que se correlaciona con una esclerosis en las radiografías simples. Esta correlación no existe en los tipos I y II.

Los cambios tipo I ocasionalmente se confunden con una infección discal. En los adultos el signo diferencial es el aspecto del disco intervertebral. En la infección discal hay un aumento de señal anormal en las imágenes ponderadas en T2 en una configuración anormal. Generalmente, la discopatía grave del tipo I disminuye la señal discal. Ocasionalmente se forman quistes dentro del disco degenerado que pueden ser hiperintensos en las imágenes ponderadas en T2 e indistinguibles de una infección^{26,27}.

Los signos de degeneración discal de las radiografías simples y de la TC, tales como las calcificaciones o los fenómenos de vacío, aparecen en las secuencias como áreas de ausencia de señal y no se representan tan bien como en la resonancia magnética. Las imágenes de eco de gradiente son más sensibles a estas alteraciones debido al efecto de susceptibilidad magnética. Sin embargo, las imágenes de eco-gradiente son tan sensibles a los cambios del contenido de agua del disco como las imágenes ponderadas en T2.

4.49. Visualización de las secuelas degenerativas

Las alteraciones discales clásicamente consisten en protrusiones anulares o hernias. La protrusión anular corresponde a una degeneración discal con integridad del anillo fibroso y se reconoce como una extensión del borde discal más allá del borde del platillo vertebral. Yu y cols. han discutido el concepto de protrusión discal porque han demostrado que estas protrusiones se asocian invariablemente con desgarros del anillo. Estos autores dividen los desgarros anulares en tres tipos: 1) espacio líquido concéntrico entre las capas del anillo, 2) desgarros radiales con rotura de todas las capas del anillo y 3) desgarros transversales que afectan a las fibras de Sharpey. Los desgarros transversales y radiales son hiperintensos en las imágenes de RM ponderadas en T2. Se ha encontrado un realce con gadolinio de los desgarros anulares en las imágenes ponderadas en T1, probablemente por el desarrollo de tejido cicatricial de reparación dentro del desgarro. En una serie de 12 enfermos se encontraron 18 áreas separadas de realce. Solo 5 de estos desgarros eran visibles en las imágenes ponderadas en T2²⁵.

La importancia de los desgarros anulares se debe al concepto de dolor discogénico. La lumbalgia de los pacientes sin alteración morfológica puede estar producida por escapes de material nuclear hacia el espacio epidural a través de un desgarro anular o por irritaciones nerviosas asociadas al material cicatricial de estos.

La integridad del ligamento longitudinal posterior es importante puesto que puede influir en ciertos procedimientos quirúrgicos como la discectomía percutánea. Silverman y cols. han observado que la RM es muy sensible en estos casos. Ellos demostraron en una revisión de 50 pacientes que la presencia de una línea hipointensa continua posterior a la hernia discal tiene una sensibilidad del 29 por ciento, una especificidad del 65 por ciento y una seguridad del 42 por ciento en el diagnóstico de una herniación subligamentaria. Cuando la hernia tenía un diámetro inferior al 50 por ciento del conducto vertebral la seguridad diagnóstica era del 58 por ciento y del 62 por ciento si no había fragmentos discales. La conclusión fue que la indicación de la discectomía percutánea debería basarse en los criterios clínicos y en los hallazgos de la RM y que los criterios aislados de RM son menos importantes²⁵.

Un fragmento libre o secuestro discal se define como una hernia a través de un defecto completo del anillo fibroso que pierde el contacto con el disco de origen. Los fragmentos libres pueden ser interiores o posteriores al ligamento longitudinal posterior y raramente son intradurales. Los discos extruidos y los fragmentos libres pueden tener una señal elevada en las imágenes ponderadas en T2. El reconocimiento de un fragmento libre es muy importante desde un punto de vista clínico porque puede producir signos clínicos atípicos, contraindica la inyección de quimopapaína y la discectomía percutánea y requiere una cirugía más amplia cuando el fragmento ha emigrado lejos del disco de origen. La RM también demuestra las hernias foraminales y extraforaminales.

En un estudio prospectivo doble ciego de Modic y Masaryk, compararon la RM con bobina de superficie, la TC y la mielografía en casos de hernias discales y estenosis de conducto vertebral. La RM y los hallazgos quirúrgicos tuvieron una correlación del 82,6 por ciento en el tipo y la localización de la enfermedad. La correlación de la cirugía con la TC fue del 83 por ciento y con la mielografía del 71,8 por ciento. La RM podía demostrar estenosis del conducto vertebral, hipertrofias ligamentosas y atrosis facetarias. La correlación entre la RM y la TC en el tamaño del conducto era buena²⁶.

También se ha utilizado la RM para valorar la región interarticular. Johnson y cols. estudiaron 14 enfermos con espondilolistesis y compararon estos hallazgos con los de la TC y los de la radiología simple. La espondilólisis puede observarse en los cortes sagitales de RM cuando desaparece la continuidad de la señal de la médula ósea desde la faceta superior hasta la inferior, debido a la esclerosis de la línea de fractura. Algunas situaciones, como la esclerosis del cuello de la región interarticular, el volumen parcial de los osteofitos de la faceta superior, las alteraciones posquirúrgicas o las metástasis osteoblásticas, pueden simular una espondilólisis^{22,23}.

Existen pocos datos sobre la utilidad de la Gd-DTPA en el estudio de la enfermedad degenerativa extradural. En un trabajo reciente se examinaron 30 pacientes con síntomas de discopatía degenerativa sin y con contraste. La administración de Gd-DTPA aumentó el nivel de seguridad en el diagnóstico de solo 1 de 8 niveles cervicales y de 1 de 10 lumbares. Algunos de los enfermos se habían

sometido a un tratamiento quirúrgico. La utilidad del gadolinio en la enfermedad discal lumbar era limitada, aunque definía un realce alrededor del disco patológico en los pacientes que no se habían operado. Esta alteración está asociada con tejido de granulación o cicatricial.

El realce que rodea a una hernia discal parece estar relacionado con el tejido de granulación de los diferentes procesos de reparación. La cicatriz es capaz de digerir o absorber material discal y es más intensa en la porción del prolapso. Se ha planteado la hipótesis de que esta absorción conlleva la desaparición de los síntomas a través del tiempo. Algunos anatomopatólogos consideran que la vascularización del borde del material discal es la única pista fiable de que ha ocurrido un prolapso discal. Actualmente se desconoce si esta cicatriz evoluciona de manera regresiva o progresiva y qué relación tiene con los síntomas del paciente y con la respuesta al tratamiento, sobre todo cuando se utilizan el reposo y los corticoides²⁶.

Los quistes sinoviales se asocian con cambios degenerativos de las facetas articulares y pueden comprimir el saco tecal y producir radiculopatías. En las imágenes ponderadas en T1 son lesiones relativamente hipointensas, en situación anteromedial al margen facetario, que comprimen la porción posterolateral del saco tecal. Si la lesión es grande el vector del efecto de masa no es apreciable. Las imágenes ponderadas en T2 son útiles porque demuestran una señal similar a la del líquido cefalorraquídeo (LCR) en la porción central de la lesión. El contraste suele facilitar el diagnóstico ya que el quiste sinovial tiene un realce periférico bien definido con un borde posterior que limita con la faceta articular degenerada.

4.50. Realce de la raíz

Existe un reciente interés sobre el realce radicular y su utilidad clínica. La compresión radicular de una discopatía puede alterar la barrera hematorradicular y provocar una extravasación de agua hacia el endoneuro. El examen histológico de las raíces comprimidas demuestra desmielinización, hemorragia, ensanchamiento de los espacios endoneurales y una reacción inflamatoria que apoyan esta teoría. La demostración de un realce radicular con medios de contraste basados en gadolinio (Gd) indica una radiculitis activa. Esta radiculitis puede estar relacionada con el

tamaño y el nivel de la compresión y puede reflejar la localización de una radiculopatía activa y el origen del dolor²⁵.

Jinkins fue el primero en observar un realce en RM de las raíces nerviosas intradurales con gadolinio. En su estudio original examinó a 200 pacientes consecutivos con una dosis de 0,1 mmol/kg de contraste. Observó un realce radicular en el 5 por ciento de los casos, el 21,2 por ciento de las ocasiones adyacente a una protrusión discal focal y postuló que la RM con contraste es capaz de demostrar directamente una alteración de la barrera hematorradicular que puede estar relacionada con el dolor y los signos clínicos. Habitualmente la correlación entre los síntomas y el realce radicular era buena.

Existen otros estudios que se han preocupado por este signo. Crisi y cols. estudiaron 20 pacientes con hernias de disco y encontraron un realce radicular ipsolateral en el 30 por ciento. Ellos observaron un mínimo realce radicular intratecal que era diferente del intenso realce de las raíces patológicas y que se interpretó como un fenómeno transitorio de la fase aguda de la herniación. Toyone y cols. estudiaron a 25 pacientes con ciática y demostraron 25 hernias. Diecisiete de los 25 enfermos tenían un realce radicular cuya intensidad se correlacionaba con el signo de Lasague^{17,18,19,20}.

Hay varios factores que enturbian la premisa inicial acerca de la utilidad del realce radicular. Los problemas actuales que tiene esta teoría respecto a este hallazgo en cualquier paciente son:

- Jinkins observó que de los siete pacientes con protrusión discal cuatro tenían un trastorno ipsolateral a las alteraciones clínicas, pero tres tenían enfermedad de la línea media, una hernia contralateral o protrusión discal. Además, en la RM de un paciente con una clínica monorradicular pueden realizarse múltiples raíces.
- Crisi y cols. no pudieron demostrar una correlación entre la clínica y el realce y observaron una amplia superposición estadística entre el dolor y la presencia o ausencia de realce. Su conclusión fue que la alteración de la barrera hematorradicular por compresión nerviosa no es muy importante ni tiene una utilidad clínica inmediata.

- El realce de la raíz nerviosa tiene un origen vascular y no está relacionado, o solo indirectamente, con una alteración nerviosa intrínseca. Lane y Koeller examinaron a 30 voluntarios asintomáticos y demostraron un realce radicular lumbar en el 63 por ciento. En el 95 por ciento de los casos se observó un realce relacionado con el flujo que se eliminó situando adecuadamente el pulso de saturación. La conclusión de Lane y Koeller fue que este realce correspondía a las venas radicales de drenaje caudal y que había que tener cuidado de no confundirlo con el realce de la enfermedad radicular intrínseca.
- Otra confusión posible es la influencia en la visibilidad de la raíz con el incremento de la dosis de contraste. Jinkins comunicó su experiencia con 0,3 mmol/kg de contraste en la columna lumbar y demostró que en 10 de 11 sujetos existía un realce normal de las raíces lumbosacras. Su conclusión fue que se trataba de una dosis demasiado grande para estudiar las alteraciones de las raíces nerviosas y de las leptomeninges. Crisi y cols. también observaron en sus pacientes un realce radicular normal con una dosis de 0,1 mmol/kg.

Obviamente existen muchos factores que pueden influir en el realce de las raíces nerviosas como la intensidad del campo magnético, la secuencia utilizada y la dosis de contraste intravenoso.

Como en todo conocimiento parcial, estos estudios plantean más cuestiones de las que resuelven. Parte del realce radicular indudablemente está relacionado con vasos como las venas radicales y parte con la alteración discal compresiva. Lo que se desconoce es si este realce está producido por congestión vascular, estasis o alteración de la barrera hematorradicular, o ambos²⁵.

4.51. Cicatriz versus hernia discal

La diferenciación de una recidiva herniaria respecto a una cicatriz epidural es muy importante porque repetir la cirugía en los pacientes con cicatrices tiene malos resultados y aumenta el tejido cicatricial. La TC con contraste intravenoso distingue el disco de la cicatriz con una seguridad del 67-100 por ciento. Los problemas de esta técnica son que es exigente desde el punto de vista técnico, utiliza una gran cantidad de contraste y un solo plano de estudio. El diagnóstico de hernia o cicatriz

con RM con contraste es por lo menos equivalente a la TC con contraste. La hernia suele tener una señal superior al material discal o al anillo fibroso en las imágenes ponderadas en T2. En un estudio comparativo entre TC y RM sin contraste en 25 pacientes, la RM tenía una seguridad comparada con la cirugía del 79 por ciento y la TC del 71 por ciento.

Las cicatrices epidurales anteriores son isointensas o ligeramente hipointensas respecto al disco intervertebral en las imágenes ponderadas en T1 e hiperintensas en las imágenes ponderadas en T2. Las cicatrices tienden a formar una circunferencia con el borde dural y pueden retraer el saco tecal hacia la cicatriz. Las cicatrices laterales y posteriores tienen unas características similares aunque menos constantes. Generalmente hay un aumento de señal posterolateral y en la musculatura vertebral de la herida quirúrgica. Sin embargo, no es raro que las cicatrices posteriores y laterales disminuyan la señal en las imágenes ponderadas en T2.

Las hernias discales son contiguas con el disco de origen y tienen efecto de masa. Las protrusiones discales pequeñas son hipointensas en las imágenes ponderadas en T2. Habitualmente hay una disminución de señal alrededor de las protrusiones grandes o de los discos extruidos y de los fragmentos libres, que producen un buen contraste entre el disco herniado y el LCR y que probablemente corresponden a restos de las fibras exteriores del anillo fibroso y del ligamento longitudinal posterior^{22,23,24,25,26}.

Hueftle y cols. han utilizado la RM realizadas con Gd-DTPA para diferenciar las hernias de las cicatrices. Estudiaron a 30 pacientes con RM antes y después de administrar Gd-DTPA. Diecisiete enfermos fueron operados de nuevo. La RM con contraste predijo correctamente los hallazgos quirúrgicos en los 17 enfermos. Estas alteraciones se dividieron en tres categorías: solo cicatriz, solo disco o disco más cicatriz. El tejido cicatricial se realizaba claramente después de la inyección independientemente del tiempo transcurrido desde la cirugía. Las cicatrices epidurales pueden captar contraste incluso 20 años después de una operación. Ocasionalmente tienen efecto de masa, que no debe ser un signo fundamental para diferenciar una hernia de una cicatriz.

El material discal no tiene vasos y no se realiza inmediatamente después de la inyección. Sin embargo, en las imágenes obtenidas media hora después de la inyección, el tejido discal puede realzarse por difusión del contraste desde el tejido vascularizado adyacente. En los pacientes con una combinación de cicatriz y material discal se observa un realce precoz de la cicatriz que no está presente en el disco, aunque el material discal puede realzarse si transcurre el tiempo suficiente para que el contraste difunda desde los vasos de la cicatriz circundante. La TC con contraste yodado ofrece hallazgos similares.

En esta técnica hay dos puntos clave. En primer lugar se deben obtener imágenes axiales y sagitales ponderadas en T1 antes y después de inyectar el contraste. En una situación ideal el paciente no debería moverse entre la adquisición de estas secuencias para poder comparar con precisión el mismo nivel. En segundo lugar las imágenes con contraste deben obtenerse dentro de los 20 minutos posteriores a la inyección²⁵.

Ross y cols. aumentaron en 27 el número de pacientes que fueron intervenidos y estudiados mediante RM con contraste. Combinando estos nuevos datos con los de Hueftle y cols., la RM sin y con contraste tuvo un nivel de seguridad del 96 por ciento en la diferenciación de discos y cicatrices en 44 pacientes con 50 niveles discales operados por segunda vez.

Cuando el volumen de la hernia que no se realiza es pequeño respecto al del tejido cicatricial que capta contraste, el efecto de volumen parcial puede ocultar el material discal. Por otra parte, cuando la cicatriz invade la hernia en el proceso de reparación, el tejido discal también puede captar contraste. A pesar de todo, 6 semanas o más después de la cirugía la RM sin y con la administración de Gd-DTPA continúa siendo el método más eficaz para estudiar a los pacientes intervenidos por una enfermedad de la columna lumbar.

Se ha utilizado la supresión grasa selectiva para examinar a los pacientes operados. Georgy y cols. estudiaron a 25 pacientes con un síndrome doloroso posquirúrgico mediante RM con contraste y supresión grasa. La supresión grasa de las imágenes ponderadas en T1 con contraste aumentó la visibilidad del realce de la cicatriz en todos los casos, ayudando a distinguir la cicatriz de una recidiva herniaria y demostrando claramente la relación entre la cicatriz, las raíces nerviosas y el saco

tecal. Georgy y cols. recomiendan la combinación de imágenes ponderadas en T1 sin y con contraste y supresión grasa en el estudio habitual del dolor posquirúrgico²⁵.

No se dispone de datos suficientes sobre el uso del contraste en el periodo postoperatorio inmediato. Lo único que se puede afirmar es que el realce posquirúrgico del espacio epidural puede ser muy precoz después de la cirugía. El problema en este caso no es el realce sino la diferenciación de la alteración respecto a las alteraciones posquirúrgicas habituales, que aparecen alrededor del saco tecal incluso en operaciones con éxito.

Los criterios más importantes para distinguir una cicatriz de un disco en un paciente intervenido son los siguientes:

1. El tejido de la cicatriz se realza inmediatamente después de la inyección, independientemente del tiempo transcurrido desde la cirugía.
2. El material discal no se realza inmediatamente.
3. Una masa polipoide de bordes bien definidos en el espacio epidural anterior es un disco.
4. La cicatriz puede tener efecto de masa y ser contigua al espacio discal.

V. OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

Variable	Concepto	Indicadores	Escala
Género	Sexo con el que nace la persona.	Masculino Femenino	Nominal
Edad	Tiempo transcurrido desde el nacimiento de una persona.	Respuesta de la paciente asentada en el récord médico.	Ordinal
Procedencia	Lugar desde donde viene el paciente y en el cual reside en el momento de realizarse el estudio.	Santo Domingo Interior del país	Nominal
Positividad	Situación en la que el paciente le es diagnosticada una patología craneal o cerebral.	Patológico No patológico	Nominal
Tipo de hernia	Clasificación de la hernia diagnosticada.	Extruida Foraminal Secuestrada Recidivante Migración caudal Transligamento	Nominal

VI. MATERIAL Y MÉTODOS

VI.1. Tipo de estudio

Esta investigación es de fuente retrospectiva, del tipo de estudio descriptivo. Se desarrolla mediante la revisión de los estudios de resonancia magnética en comparación con los de tomografía computarizada de columna lumbar durante periodo diciembre 2004 – mayo 2005 en el Cemadoja. (Ver anexo XII.1. Cronograma).

VI.2. Demarcación geográfica

Esta investigación se realizó en el Centro de Educación Médica de Amistad Dominico-Japonesa (Cemadoja), localizado en la ciudad sanitaria Dr. Luis Eduardo Aybar, la cual limita de la siguiente manera: al Norte la calle Osvaldo Bazil; al Este Avenida Albert Thomas; al Sur calle Federico Velásquez; y al Oeste la calle Federico Bermúdez.

VI.3. Tiempo de estudio

El periodo en el que se realizó este estudio es diciembre 2004 – mayo 2005 en el que se eligieron los estudios de resonancia magnética y tomografía para hacer una correlación entre ambas modalidades.

VI.4. Universo y muestra

El universo está compuesto por todos los pacientes a los que se realizó resonancia magnética y tomografía computarizada durante el periodo diciembre 2004 – mayo 2005. La muestra total fue de 56 pacientes.

VI.5. Criterios de inclusión

Fueron consideradas a los fines de esta investigación todos aquellos pacientes de tomografía computarizada de columna lumbar que también se realizaron resonancia magnética, cuyos datos estaban disponibles.

VI.6. Criterios de exclusión

Fueron excluidos aquellos pacientes que se realizaron tomografía computarizada y no se realizaron resonancia magnética o viceversa. También aquellos pacientes

que se hicieron estudios mediante alguna de estas modalidades de alguna parte anatómica que no fuera de la columna lumbar.

VI.7. Unidad de análisis

La unidad de análisis a los fines de este estudio fue la tomografía axial computarizada y la resonancia magnética realizada a pacientes del Cemadoja durante el periodo de estudio.

VI.8. Técnicas e instrumento de recolección de información

Todos los estudios fueron realizados en un tomógrafo modelo *HiSpeed Dxli General Electric* sistema *Innix* y *Siemens Somaton* sistema *Syngo* con *software 40A, Windows NT/2000*. En los estudios de columna lumbar fueron estudiados con conter planificados a nivel de los discos intervertebrales a 5 milímetros de espesor.

Se utilizó un resonador de 0.2 Tesla de inducción magnética de la General Electric, se estudiaron los pacientes en cortes Sagital T1 y T2, así como imágenes en Axial T1.

Los datos obtenidos fueron asentados en un formulario elaborado a los fines de integrar dichos datos (ver anexo XII.2).

VI.9. Plan de tabulación y análisis

Una vez fueron obtenidos los datos que sirvieron de fuente para esta investigación se procedió a tabular los mismos y a ser organizados en tablas y gráficos para facilitar su comprensión y a redactar el informe escrito en donde se plasmaron los resultados y conclusiones del mismo.

VI.10. Aspectos éticos de la investigación

Para la realización de esta investigación no se ponen en conflicto aspectos que contravengan la ética ni la bioética, ya que no hubo manipulación de seres humanos ni animales, ya que los datos fueron obtenidos de archivos históricos alojados en los tomógrafos y otras computadoras utilizadas a dichos fines. Asimismo, se respeta la integridad del paciente en cuanto a su derecho a intimidad, por lo que no se dan a conocer datos personales de los mismos. Tampoco se tomaron acciones que atentaran contra el medio ambiente, la moral, ni las buenas costumbres.

VII. RESULTADOS

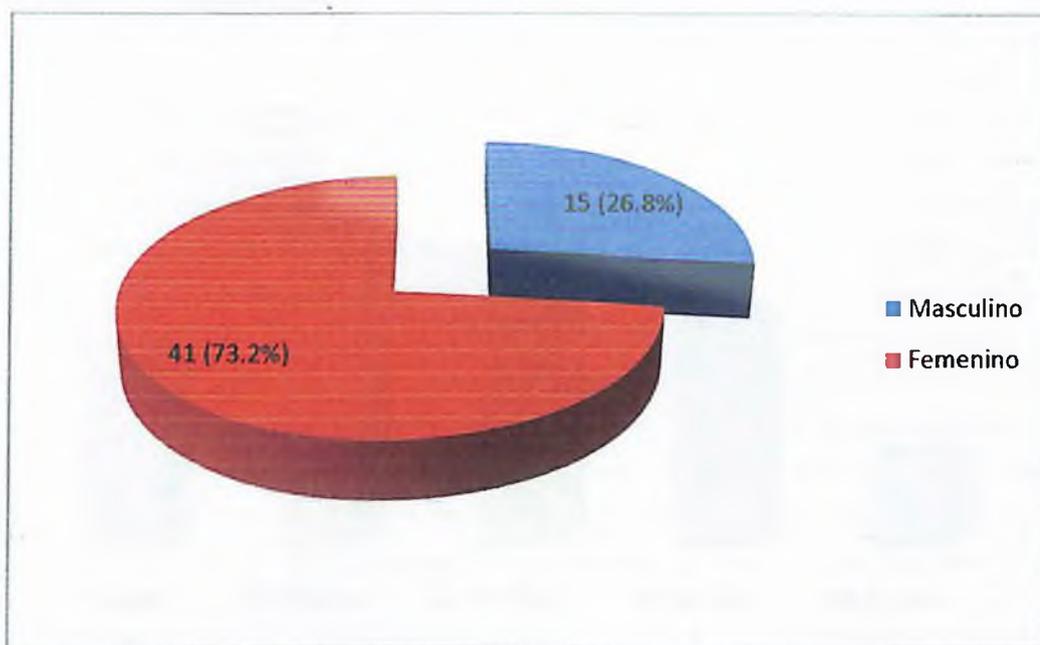
El género de los pacientes que fueron sometidos a estudio de columna lumbar mediante resonancia magnética y tomografía computarizada resultó ser mayoritariamente femenino, con un 73.2 por ciento de los casos, el restante 26.8 por ciento fue masculino.

Cuadro 1. Género de los pacientes de hernia discal lumbar diagnosticada por resonancia magnética y tomografía computarizada en el Cemadoja. Distrito Nacional, diciembre 2004 – mayo 2005.

Género	Frecuencia	Porcentaje (%)
Masculino	15	26.8
Femenino	41	73.2
Total	56	100.0

Fuente: Archivo del CEMADOJA, diciembre 2004 – mayo 2005.

Gráfico 1. Género de los pacientes de hernia discal lumbar diagnosticada por resonancia magnética y tomografía computarizada en el Cemadoja. Distrito Nacional, diciembre 2004 – mayo 2005.3



Fuente: cuadro no. 1.

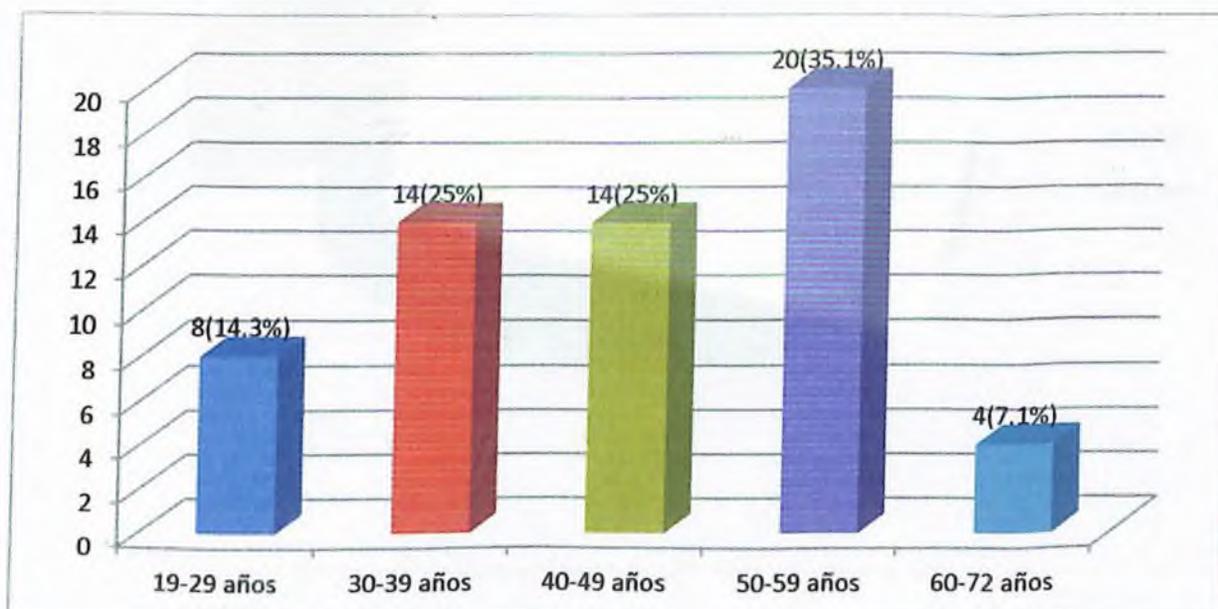
Los grupo etario predominante en estos pacientes fue el de 50-59 años con un 35.1 por ciento, seguido de los de 30-39 y 40-49 años, ambos grupos con un 25 por ciento, respectivamente. Los de 19-29 años fueron un 14.3 por ciento y los de 60-72 un 7.1 por ciento de los pacientes.

Cuadro No. 2. Edad de los pacientes con hernia discal lumbar diagnosticada por resonancia magnética y tomografía computarizada en el Cemadoja. Distrito Nacional, diciembre 2004 – mayo 2005.

Edad (años)	Frecuencia	Porcentaje
19-29	8	14.3
30-39	14	25.0
40-49	14	25.0
50-59	20	35.1
60-72	4	7.1
Total	56	100.00

Fuente: Archivo del CEMADOJA, diciembre 2004 – mayo 2005.

Gráfico 2. Edad de los pacientes con hernia discal lumbar diagnosticada por resonancia magnética y tomografía computarizada en el Cemadoja. Distrito Nacional, diciembre 2004 – mayo 2005.



Fuente: Cuadro 2.

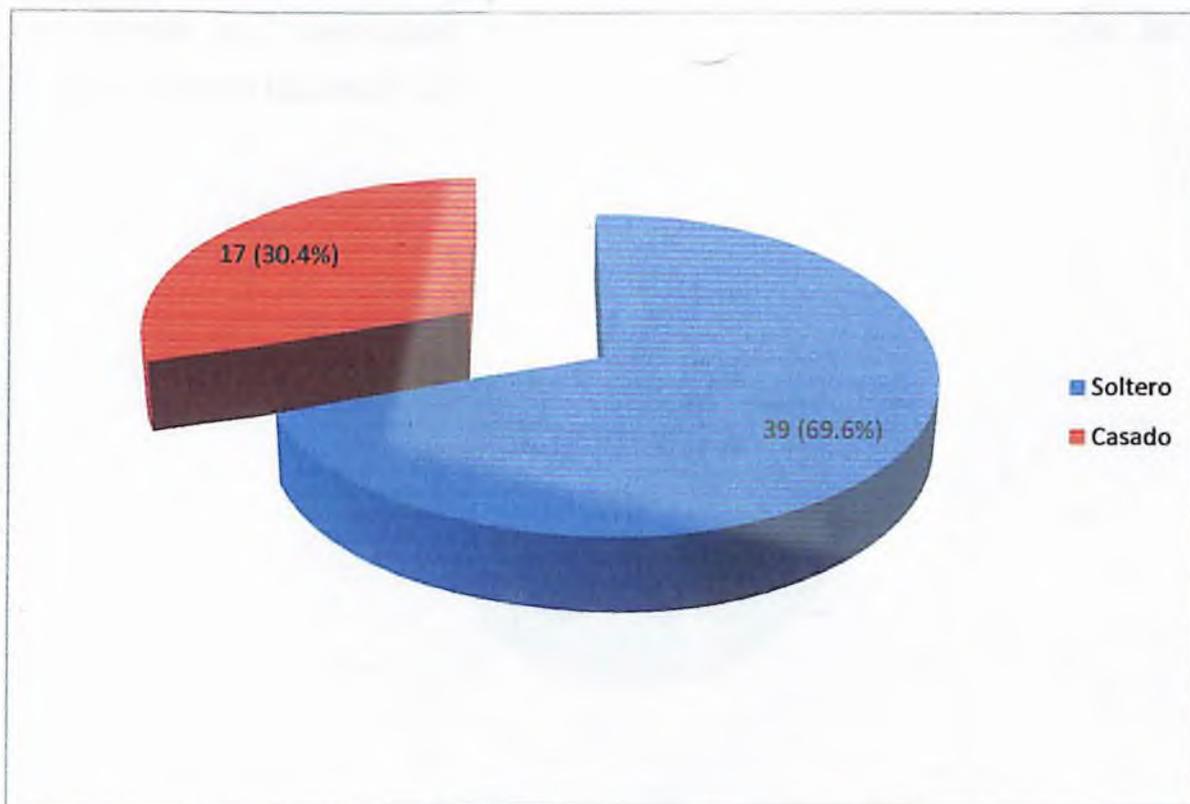
De los pacientes atendidos con diagnóstico de hernia discal lumbar, el 69.6 por ciento era soltero, y el restante 30.4 por ciento casado.

Cuadro 3. Estado civil de los pacientes con hernia discal lumbar diagnosticada por resonancia magnética y tomografía computarizada en el Cemadoja. Distrito Nacional, diciembre 2004 – mayo 2005.

Estado Civil	Frecuencia	Porcentaje
Soltero	39	69.6
Casado	17	30.4
Total	56	100.00

Fuente: Archivo del CEMADOJA, diciembre 2004 – mayo 2005.

Gráfico 3. Estado civil de los pacientes con hernia discal lumbar diagnosticada por resonancia magnética y tomografía computarizada en el Cemadoja. Distrito Nacional, diciembre 2004 – mayo 2005.



Fuente: cuadro 3

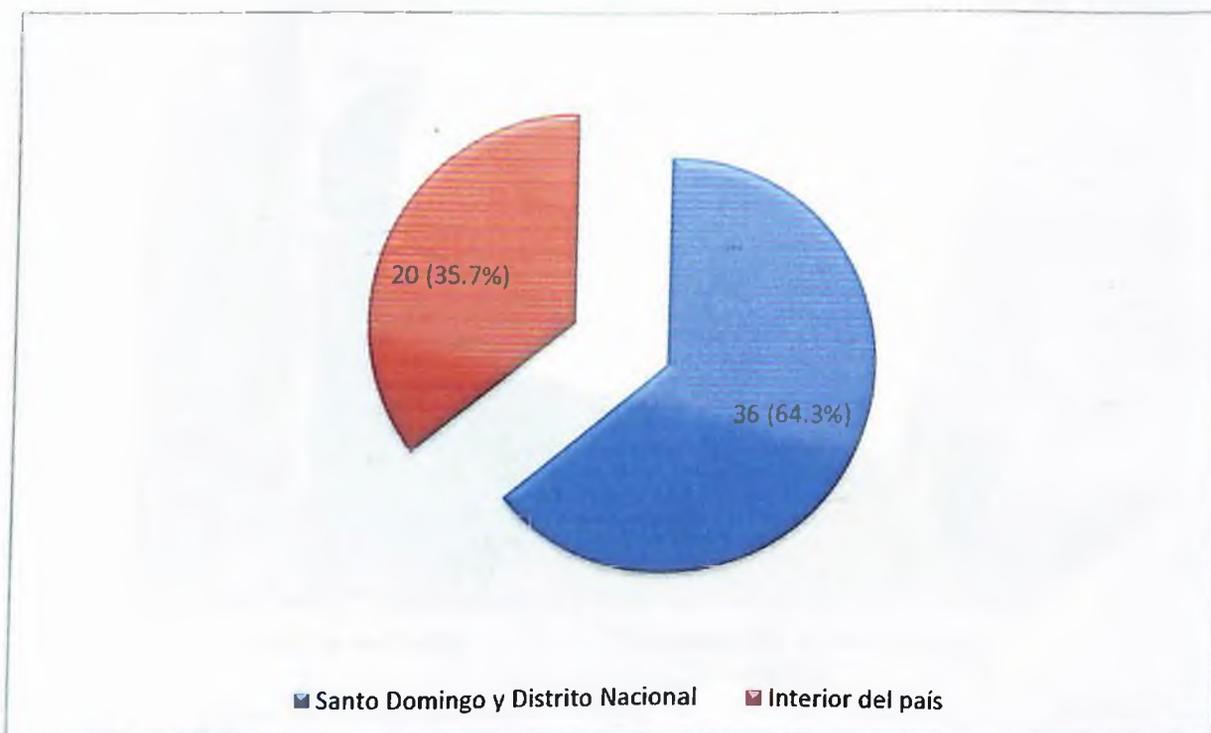
La mayoría de los pacientes procedían del Distrito Nacional y la provincia Santo Domingo, con un 64.3 por ciento de los pacientes; de ciudades del interior de país procedían el 35.7 por ciento de los mismos.

Cuadro 4. Lugar de procedencia de los pacientes con hernia discal lumbar diagnosticada por resonancia magnética y tomografía computarizada en el Cemadoja. Distrito Nacional, diciembre 2004 – mayo 2005.

Procedencia	Frecuencia	Porcentaje
Distrito Nacional y Provincia Santo Domingo	36	64.3
Interior del país	20	35.7
Total	56	100.0

Fuente: Archivo del CEMADOJA, diciembre 2004 – mayo 2005.

Gráfico 4. Lugar de procedencia de los pacientes con hernia discal lumbar diagnosticada por resonancia magnética y tomografía computarizada en el Cemadoja. Distrito Nacional, diciembre 2004 – mayo 2005.



Fuente: cuadro 4.

Del las 264 tomografías de columna lumbar realizadas durante el periodo diciembre 2004 – mayo 2005 fueron diagnosticados con hernia discal 56, para un 21.2 por ciento de positividad ante este diagnóstico radiológico.

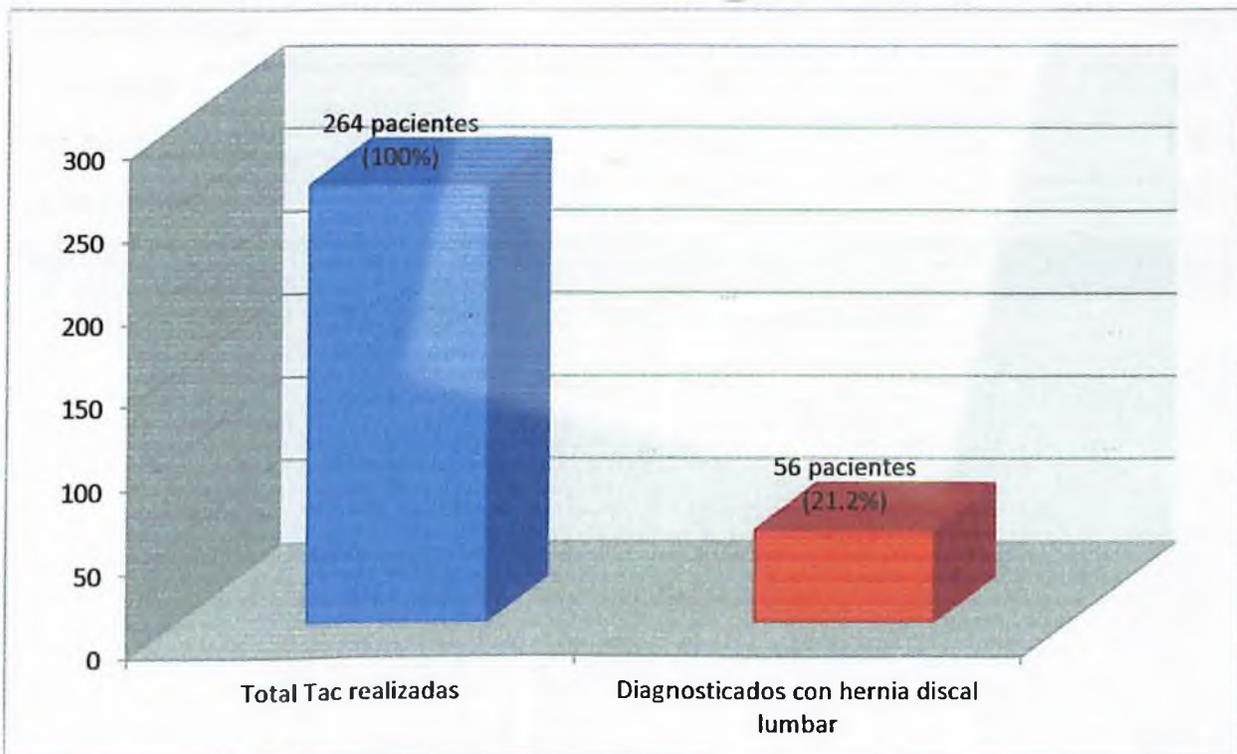
Cuadro 5. Cantidad de pacientes con diagnóstico positivo para hernia discal lumbar por tomografía computarizada en el Cemadoja. Distrito Nacional, diciembre 2004 – mayo 2005.

Cantidad de tomografías	Frecuencia	Porcentaje
Realizadas	264	100.0
Hernias discal lumbar diagnosticada	56	21.2

n = 264.

Fuente: Archivo del CEMADOJA, diciembre 2004 – mayo 2005.

Gráfico 5. Cantidad de pacientes con diagnóstico positivo para hernia discal lumbar por tomografía computarizada en el Cemadoja. Distrito Nacional, diciembre 2004 – mayo 2005.



Fuente: Cuadro 5.

Al ser comparados los hallazgos de hernia lumbar en pacientes que se habían realizado tanto resonancia magnética, así como tomografía computarizada de columna lumbar, se pudo evidenciar que la tomografía, al igual de la resonancia magnética detectaron 13 casos de hernia discal foraminal; ambas modalidades fueron sensibles para 8 pacientes con extrusión; en los casos de secuestro discal, la resonancia magnética detectó 5 casos, recidivante 4 casos, migración caudal 10 casos y hernia transligamento 15 casos; en tanto que la tomografía computarizada no fue sensible a estos detalles.

Cuadro 6. Comparación de hallazgos de hernia discal lumbar diagnosticada por resonancia magnética y tomografía computarizada en el Cemadoja. Distrito Nacional, diciembre 2004 – mayo 2005.

Comparación de hallazgos en el diagnóstico de hernia discal	Resonancia magnética	Tomografía Computarizada	Porcentaje de error (%)
Extruida	8	8	0
Foraminal	13	13	0
Secuestro discal	5	0	100
Recidivante	4	0	100
Migración caudal	10	0	100
Transligamento	15	0	100
Total	56	21	-

Fuente: Archivo del CEMADOJA, diciembre 2004 – mayo 2005.

VIII. DISCUSIÓN

Los datos obtenidos en esta investigación en lo referente a la edad de los pacientes a los cuales les fue diagnosticada hernia lumbar concuerda con las informaciones aportadas por entidades internacionales, como la Biblioteca Nacional de Medicina de los Estados Unidos, que afirma que la hernia discal lumbar afecta principalmente a pacientes de mediana edad, en este sentido, se pudo observar que los grupos de edades comprendidas entre 30-49 fueron los más afectados en el Cemadoja durante el periodo de tiempo estudiado.

El Cemadoja realizó durante los meses de diciembre 2004 – mayo 2005 una cantidad de 1720 tomografías, de las cuales 275 fueron de columna lumbar, a las cuales se realizó resonancia magnética como control del diagnóstico. Este dato demuestra el liderazgo institucional que viene desempeñando este centro dentro del sector público de salud en la República Dominicana.

En el estudio de la tomografía computarizada y resonancia magnética de las enfermedades discales lumbares, los investigadores F. Ruiz Santiago y M. Castellano García, L. Guzmán Álvarez y M. Tello Moreno consideran que se debe tomar en cuenta los aspectos clínico radiológicos, ya que la tomografía es excelente opción para el estudio de patologías óseas, mientras que la resonancia magnética es mejor en la caracterización de tejidos blandos.

En este trabajo se pudo determinar que la tomografía ofrecía una alta sensibilidad al diagnóstico de hernia discal, pero con una baja discriminación, evidenciando diagnósticos que no se aprecian mediante esta modalidad como son los casos de secuestro discal, recidivante, migración caudal y transligamento. Es oportuno mencionar que cuando se pretende diferenciar dolencia lumbar de hernia discal, el paciente se beneficia de una tomografía por su sensibilidad en este sentido.

La resonancia magnética en casos de cuadro clínico característico de hernia discal, por su alta discriminación, aporta datos que orientan la conducta a seguir en el tratamiento.

IX. CONCLUSIÓN

Luego de analizar los datos obtenidos mediante la aplicación de técnicas tomográfica y por resonancia magnética de columna lumbar, durante el periodo diciembre 2004 – mayo 2005, se puede puntualizar lo siguiente:

- El género que más solicitó los servicios de tomografía computarizada y resonancia magnética fue el femenino, en aproximadamente una relación de 3:1.
- La mediana edad fue la más afectada con diagnóstico de hernia lumbar, es decir, los pacientes con edades entre 30-39 y 40-49 años.
- Los pacientes de estado civil casado fueron mayoría, con un 69.6 por ciento del total.
- Los pacientes atendidos durante este periodo estudiado procedían de la provincia Santo Domingo y el Distrito Nacional mayoritariamente.
- Se realizó una cantidad de 264 pacientes, de los cuales 56 resultaron positivos para hernia discal lumbar, esto representa un porcentaje de positividad de 21.2 por ciento.
- Al comparar los resultados de los pacientes en ambas modalidades (tomografía computarizada y resonancia magnética), se pudo determinar que la tomografía presenta limitantes propias del método, es de alta sensibilidad, pero de baja discriminación en el diagnóstico de hernia discal lumbar.

X. RECOMENDACIONES

A los médicos referidores y comunidad médica en general:

- Profundizar en la anamnesis del paciente, ya que se puede determinar previamente qué pacientes es recomendable hacer tomografía computarizada y a cuáles indicar resonancia magnética de manera directa a fin de disminuir la cantidad de recursos que se invierte y obtener el diagnóstico más oportuno.

Al Centro de Educación Médica de Amistad Dominicano-Japonesa (Cemadoja):

- Continuar desarrollando la labor que viene realizando en el ofrecimiento de diagnóstico tanto en tomografía computarizada como en resonancia magnética, mantener registros actualizados y disponibles a fin de que puedan seguir realizándose investigaciones que aporten datos que contribuyan a mejorar la toma de decisiones basada en evidencias científicas.

XI. REFERENCIAS

1. Alcaraz Baños, Miguel. Bases Físicas y Biológicas del Radiodiagnóstico Médico. Texto y Cuaderno de Prácticas. 2da. Edición. España, 2003.
2. Alpízar-Aguirre, A., Elías-Escobedo, A., Rosales-Olivares, L., Miramontes-Martínez, V., & Reyes-Sánchez, A. (2008). Síndrome de destrucción vertebral. Sistemas de evaluación en su diagnóstico. *Cir Ciruj*, 76(3), 205-211.
3. Aso Escario, J., & Martínez Quiñones, J. V. (2009). Traumatismos raquídeos y lesiones no contiguas. Importancia del cribado con resonancia magnética de columna completa en el esguince cervical. *Revista Española de Medicina Legal*, 35(1), 3-11.
4. Boleaga-Durán, B., & Fiesco-Gómez, L. E. (2006). Enfermedad degenerativa de la columna lumbosacra. Correlación clínica y por resonancia magnética. *Cir Ciruj*, 74(2), 101-105.
5. Carrión Pérez, Pedro. Ingeniería Biomédica, Imágenes Medicas. Edición 1, Año 2006.
6. Cierniak, Robert. X-Ray Computed Tomography in Biomedical Engineering. Springer Editorial. Maryland, United States of America. 2007.
7. Coussement, Alain. *El Canto de los Protones (R.M. ¿Sin Esfuerzo?)*. Nycomed Amersham. Francia, 2000.
8. ESCARPANTER BULIÉS, J. C., VALDÉS DÍAZ, O. D. A. L. Y. S., SÁNCHEZ RAUDER, R. A. M. Ó. N., LÓPEZ VALDÉS, Y. A. N. E. T., & LÓPEZ GARCÍA, C. E. L. S. O. (1998). Hernia discal lumbar: correlación diagnóstica y evolución posoperatoria. *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*, 12(1-2), 7-12.
9. Fauci, Anthony S, Braunwald, E, Kasper, Dennis L, Hauser, Stephen L. H, Longo, Dan L, Harrison, J. Larry. Principios de Medicina Interna. 17a edición. 2007.
10. Felipe Morán, A. (2001). Criterios científicos actuales en el tratamiento del paciente con hernia discal lumbar. *Revista Cubana de Medicina Militar*, 30(1), 15-20.
11. Fica C, A., Bozán P, F., Aristegui V, M., & Bustos G, P. (2003). Espondilodiscitis: Análisis de una serie de 25 casos. *Revista médica de Chile*, 131(5), 473-482.

12. Kastler, B.; Vetter, D.; Gangi, A. *Principios de RM. Manual de Autoaprendizaje*. Masson, S.A., Colección de Diagnóstico por Imágenes. Barcelona, España. 1997.
13. Matus Y, C., Galilea M, E., & San Martín M, A. (2003). Imagenología del dolor lumbar. *Revista chilena de radiología*, 9(2), 62-69.
14. Mercader, J. M., & Viñuela, F. (2004). *Neurorradiología diagnóstica y terapéutica*. Barcelona: Masson.
15. Moller, Torsten B. *Atlas de Bolsillo de cortes Anatómicos. Tomografía Computarizada y Resonancia Magnética*. Editora Panamericana. Madrid, España, 2007.
16. Möller, Torsten B.; Reif, Emil. *Resonancia Magnética. Manual de Protocolos*. Editorial Médica Panamericana. Alemania, 2003.
17. Pedrosa, C., Casanova, Rafael. *Diagnóstico por Imagen. Tratado de Radiología Clínica*. 2da. Edición. McGraw-Hill Interamericana de España, S.A. Madrid, España, 2004.
18. Pimenta, L., Bellera, A., Parra, M., & Díaz, R. (2005). Clasificación radiográfica de la degeneración facetaria lumbar: evaluación intra e interobservador. *Acta Ortop Mex*, 19(5).
19. Pintado-García, V. (2008). Espondilitis infecciosa. *Enfermedades infecciosas y microbiología clínica*, 26(8), 510-517.
20. Romans, Lois E. *Computed tomography for Technologists: A Comprehensive Text*. Wolters Kluwer Health. United States of America, 2010.
21. Ross – Brant – Zawadzki – Moore. *Diagnostic Imaging. Spine and Brain*. 1ra. Edición. Ed. Amirsys. United States of America 2005.
22. Rosselló, L., Pallisó, F., Ferrer, J., Docampo, E., Calvet, J., Benito, P., & Serra, J. (2008). Osteonecrosis vertebral y vertebroplastia percutánea. *Reumatología Clínica*, 4(4), 162-165.
23. Rouvière, H, Delmas, A. *Anatomía Humana Descriptiva, Topográfica y Funcional*. Tomos I, II y III. 10ª Edición. Masson, S.A. Barcelona, España. 2001.
24. Ruiz Santiago, F., Castellano García, M. M., Guzmán Álvarez, L., & Tello Moreno, M. (2010). *Tomografía computarizada y resonancia magnética en las*

- enfermedades dolorosas del raquis: aportaciones respectivas y controversias. *Radiologia*, 53(2), 116-133.
25. Sánchez, A. C. (2001). Mielopatías agudas: Utilidad de la resonancia magnética. *emergencias*, 13, 108-120.
26. Stark, David D.; Bradley, William G JR. *Resonancia Magnética*. Tercera Edición. Ediciones Harcourt, S.A. Madrid, España. 2000.
27. Valensieck, Martin; Reiser, Maximilian. *RM Musculoesquelética*. Marban Libros, S.L. Madrid, España. 2000.

XII. ANEXOS

XII.1 Cronograma

Actividades	Fechas
Búsqueda de referencias	Mayo – junio 2004
Recolección de la información	Junio – julio 2004
Elaboración del anteproyecto	Agosto – septiembre 2013
Elaboración de instrumento de recolección de información	Noviembre – mayo 2005
Llenado de datos en instrumento de recolección de información	Junio 2005
Análisis de datos	Julio 2005
Redacción de informe	Agosto 2005
Presentación escrita	Agosto 2005
Exposición y defensa	Agosto 2005

XII.2 Instrumento de recolección de datos

“CORRELACIÓN DE HALLAZGOS POR RESONANCIA MAGNÉTICA VERSUS
TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HERNIA DISCAL LUMBAR EN EL CENTRO DE
EDUCACIÓN MÉDICA DE AMISTAD DOMÍNICO-JAPONESA, DISTRITO NACIONAL,
DICIEMBRE 2004 – MAYO 2005”

Sexo: Masculino
 Femenino

Edad del paciente _____

Estado civil: Soltero
 Casado

Procedencia del paciente (lugar de residencia):
 Distrito Nacional / Provincia Santo Domingo
 Ciudades del interior del país

Resultado mediante tomografía computarizada:

Resultado mediante resonancia magnética:

XII.3 Presupuesto

Descripción	Cantidad	Precio unitario (RD\$)	Total (RD\$)
Resmas de papel	5 resmas	150.00	750.00
Lápices	3 unidades	5.00	15.00
Borras	1 unidades	75.00	75.00
Sacapuntas	1 unidad	50.00	50.00
Folders amarillos	5 unidades	7.00	35.00
Toner impresora	2 unidades	850.00	1,700.00
Fotocopias	1500 páginas	1.00	1,500.00
Encuadernaciones en pasta	5 unidades	400.00	2,000.00
Encuadernaciones en espiral	5 unidades	50.00	250.00
Transportación			7,500.00
Digitación			3,000.00
Alimentación			2,500.00
Imprevistos			4,500.00
Total general			24,000.00

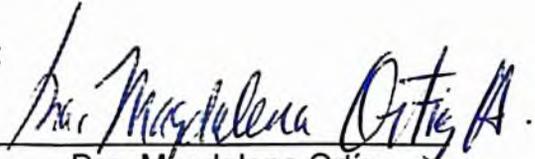
XII.4. Evaluación

Sustentante:

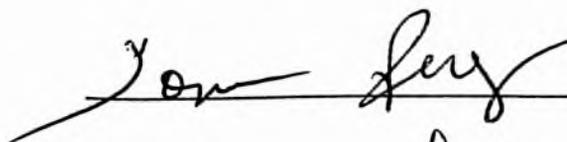

Dra. Carol Ortiz Garabito

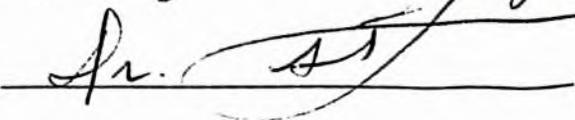
Asesores:


Dra. Claridania Rodríguez
Asesor metodológico


Dra. Magdalena Ortiz
Asesor clínico

Jurado:





Autoridades:


Dra. Magdalena Ortiz
Coordinadora residencia


Dra. Magdalena Ortiz
Jefa Departamento Imágenes



Dr. Edison Feli
Jefe de Enseñanza

Fecha de presentación: 7/10/13

Calificación: 90