

ESTUDIO COMPARATIVO DE LA ERGONOMÍA Y LA CALIDAD DE IMAGEN ENTRE UNA BOBINA DE RESONANCIA MAGNÉTICA COMERCIAL Y LA DE UN PROTOTIPO FLEXIBLE PARA EL ESTUDIO DE ARTICULACIONES PEQUEÑAS

Marina Cordero Rodríguez¹, Laura Pérez Sánchez², José María García Santos³

¹Facultad de Medicina UMU-Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca; ²Departamento de Radiología y Medicina Física, Facultad de Medicina UMU. Servicio de Radiología – Hospital General Universitario Morales Meseguer
m. corderorodriguez@um.es

RESUMEN

La exploración por RM se basa en la absorción y emisión de ondas electromagnéticas de radiofrecuencia (RF) por parte de núcleos de átomos con momento magnético. Existe un gran número de bobinas de radiofrecuencia comerciales para la obtención de imágenes de 1,5 T, pero es poco práctico y caro que un hospital disponga de tantas como para cubrir de forma óptima todas las anatomías corporales. Esto significa que, a menudo, se prefieren algunas bobinas genéricas, que pueden utilizarse para muchas anatomías corporales. Sin embargo, estas bobinas de IRM hechas a medida pueden proporcionar una calidad de imagen diagnóstica que no puede alcanzarse con las bobinas de radiofrecuencia convencionales.

INTRODUCCIÓN

La imagen de resonancia magnética (IRM) es una de las técnicas de imagen más empleadas por la comunidad médico-científica como herramienta para producir imágenes anatómicas de alta calidad de uso para el diagnóstico¹¹. Sin embargo, obtener imágenes óptimas de articulaciones pequeñas mediante Resonancia Magnética puede resultar un gran desafío técnico, siendo los factores más importantes para conseguir buenas imágenes la intensidad del campo magnético y el diseño de la bobina receptora en relación a un equilibrio entre la Relación Señal-Ruido, la resolución de la imagen, los tiempos de adquisición y la baja sensibilidad de esta prueba^{1,11}.

La IRM se basa en los principios de la Resonancia Magnética Nuclear (RMN), que se ha empleado durante décadas para estudiar la estructura molecular de los compuestos químicos. La IRM utiliza la señal de RMN codificándola espacialmente mediante el uso de gradientes de campo magnético y utilizando la cantidad y las propiedades magnéticas de los

núcleos atómicos de espín no nulo para generar las imágenes del paciente con distintas modalidades de contraste, empleando una combinación y selección de secuencias de adquisición y parámetros adecuados. Habitualmente, por su mayor abundancia y sensibilidad, la IRM trabaja con los espines de los protones de los núcleos atómicos de hidrógeno¹¹.

Los tres componentes principales de un equipo de Imagen de RM son el imán que genera el campo magnético principal, las bobinas de gradientes de campo magnético y las bobinas de radiofrecuencia (ver **Figura 1**)¹¹.

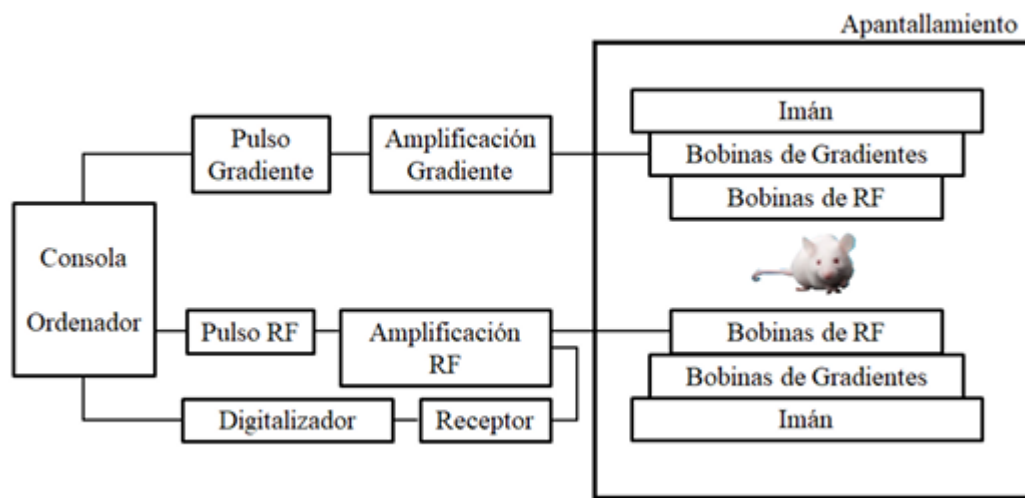


Figura 1. Diagrama de bloques de las partes de un equipo de IRM

La bobina de RF es el elemento más cercano al paciente, su función, en el modo transmisión, es la de generar el campo magnético B_1 (con dirección ortogonal al campo magnético principal B_0 que es un campo magnético estático generado por el imán) necesario para excitar la muestra y posteriormente, en el modo recepción, la de recibir la señal emitida por la muestra durante el proceso de relajación¹¹.

RUIDO

Cualquier conductor eléctrico genera ruido debido a la agitación térmica de las cargas eléctricas dentro del conductor en equilibrio. Este ruido viene determinado, entre otros elementos, por una resistencia total del circuito constituyendo esta la suma de varias fuentes de ruido. Entre ellas se tiene, las pérdidas debidas a la resistencia de los materiales de construcción, cables, componentes, geometría de la bobina, etc¹¹.

Las pérdidas magnéticas son debidas al campo magnético oscilante que induce corrientes de Foucault en la muestra, provocando un aumento de la fuerza electromotriz en la bobina de radiofrecuencia (RF) y un calentamiento del conductor^{11,13}. Las pérdidas dieléctricas son causadas por la diferencia de voltaje entre las distintas partes de la bobina de

radiofrecuencia. Entre ésta y la muestra se crean unos condensadores parásitos (Cd) que provocan una desintonización de la bobina de RF^{11,13}. Las pérdidas dieléctricas son proporcionales a estos condensadores Cd. En último lugar, destacan las pérdidas por radiación, ya que, aunque la bobina de radiofrecuencia se compone de una antena de campo cercano que no debería radiar, en la práctica sí lo hace¹¹.

En resumen, la intensidad del ruido depende tanto de la resistencia eléctrica de la bobina como de las pérdidas de conductancia en el cuerpo humano². La composición corporal (tamaño, falta de homogeneidad, efectos de susceptibilidad y errores de sintonización grasa/agua) producen un ruido eléctrico adicional. Sin embargo, las imágenes de las manos, pies y rodillas, por el menor tamaño de estas estructuras en comparación con el abdomen, se visualizarán notablemente mejor en campos más altos⁶.

RELACIÓN SEÑAL-RUIDO (SNR)

La relación señal-ruido es uno de los parámetros más importantes para caracterizar la bobina de RF. Se define como el cociente entre el voltaje inducido ξ y el ruido recibido en la bobina de RF.

$$SNR = \frac{\xi}{N_m + N_b}$$

Donde N_m es el ruido generado por la muestra y N_b el generado por la propia bobina de RF. Al ser el ruido proporcional a la resistencia, también se puede expresar de la siguiente forma:

$$SNR \propto \frac{\xi}{\sqrt{R_m + R_b}}$$

La señal obtenida en RM es directamente proporcional al volumen de protones en un campo de visión seleccionado, por ello, cuanto más pequeño sea el volumen del tejido estudiado, menos señal obtendremos¹.

La SNR se maximiza disminuyendo la resistencia total¹¹ y aumenta con la fuerza del imán, por lo que parte de la dificultad para generar señal en uniones pequeñas puede resolverse duplicando la fuerza del imán desde 1.5 hasta 3 T¹. Pese a que, en la práctica clínica, como comentamos anteriormente, existen una serie de factores que pueden reducir esta SNR (falta de homogeneidad en los campos de radiofrecuencia o tiempos prolongados de relajación T1), la ganancia sustancial en la SNR se puede utilizar para mejorar la calidad de

la imagen para un tiempo de adquisición determinado o reducir el tiempo de adquisición y mantener una calidad equivalente o lograr una combinación de ambas¹.

RESOLUCIÓN

La resolución en el plano de la imagen está determinada por las dimensiones del vóxel en las direcciones de fase y de frecuencia. El aumento de la resolución en el plano puede lograrse disminuyendo el campo de visión o aumentando la matriz (y aumentando el tiempo de adquisición). Por otro lado, la resolución a través del plano viene determinada por el grosor de la sección. Al disminuir el grosor de la sección aumenta la resolución, pero se reduce de forma proporcional la RSR, a menos que se compense con un aumento de los tiempos de adquisición^{1,8}.

Una forma de reducir los tiempos de adquisición es aumentar la distancia entre secciones a medida que se reduce el espesor de la sección; en el caso de estudio de estructuras anatómicas como los ligamentos intrínsecos nos interesa, sin embargo, eliminar la separación entre secciones por lo que en estas situaciones es mejor reducir el volumen de tejido y centrarnos en aquellas zonas de interés sin perder detalle en el espacio entre secciones¹.

SUPRESIÓN GRASA

La supresión grasa implica una reducción de la señal global. Se da un escenario donde la señal, que ya está limitada por el pequeño volumen del área de interés, ofrece un detalle anatómico muy pobre. Esto es remarcable cuando usamos una secuencia de STIR¹.

Los autores consideran que la saturación espectral de la grasa es preferible a la hora la obtención de imágenes de pequeñas partes del cuerpo en el isocentro del imán a 3T, a pesar de ser más susceptible a la heterogeneidad del campo en comparación con la secuencia STIR¹.

MOVIMIENTO

La corrección de movimiento se puede realizar utilizando un muestreo radial del espacio-k para corregir incoherencias espaciales causadas por el movimiento en el plano incluyendo rotación y traslación. Las articulaciones más propensas al artefacto de movimiento son el hombro y el codo, donde las imágenes a menudo se degradan por los movimientos respiratorios de la pared torácica adyacente^{1,8}. Las desventajas incluyen un aumento del 50% en el tiempo de adquisición y un deterioro en el artefacto de susceptibilidad metálica, que puede ser problemático si ha habido una intervención quirúrgica previa^{1,10}.

A medida que se acortan los tiempos de exploración, disminuye el tiempo que el paciente permanece dentro de la sala de RM, lo que aumenta automáticamente la comodidad del

paciente, así como los artefactos de movimiento y las reexploraciones se reducen al mínimo². Esto es especialmente importante para los exámenes de oncología u otros pacientes que sufren dolor⁶.

BOBINA RECEPTORA

El diseño de una bobina de RF supone un compromiso entre escoger una bobina de RF que genere un campo magnético homogéneo o una con alta SNR. Por tanto, el diseño de la bobina de RF debe ser apropiado para el tipo de análisis que se va a realizar; es decir, hay que seleccionarla dependiendo del tipo de muestra, de las dimensiones de la misma y de la zona de interés a analizar. Así, las bobinas de RF de volumen producen un campo magnético homogéneo en la zona de interés, éstas rodean la muestra y se pueden usar tanto como transmisora como receptora. Alternativamente, las bobinas de RF superficiales presentan un campo magnético no homogéneos, pero proporcionan mayor SNR, al estar localizadas lo más cerca posible de la zona de interés. Estas bobinas se suelen usar solo como bobinas de RF receptoras¹¹.

Así, se selecciona una bobina de RF de volumen sobre una superficial cuando el campo de visión a analizar sea grande y cuando se necesite que el campo magnético B1 sea homogéneo. En cambio, se opta por una bobina de RF superficial cuando los análisis exijan mayor SNR o la zona a analizar sea superficial¹¹. Si sumamos el hecho de usar el tamaño más pequeño de la misma que cubra el campo de visión necesario, se minimiza el ruido procedente de fuera del área de interés¹.

BOBINA COMERCIAL FLEXIBLE

Recientemente la empresa General Electric HealthCare (ver **Figura. 2**) ha comercializado una gama de bobinas flexibles multipropósito, adaptables a múltiples regiones anatómicas² cuyas ventajas, aducidas por la empresa, son ergonómicas, pero también de eficiencia y productividad, y de calidad de diagnóstica³. Estas ventajas potenciales han sido también defendidas en algunas publicaciones recientes en revistas científicas con factor de impacto, que han manifestado su potencialidad, pero también la necesidad de más investigación^{4,5}. Aunque estas bobinas flexibles pueden adaptarse a múltiples áreas anatómicas, el uso comercial hace poco factible disponer de bobinas pequeñas que puedan dedicarse específicamente a áreas anatómicas muy pequeñas, lo cual puede tener interés clínico siempre que aumenten la comodidad de los pacientes y al menos proporcionen una calidad de imagen similar (no inferioridad).



Figura 2. Bobina AIR™ HealthCare en el estudio del codo

BOBINA UPCT

El Servicio de Radiología del Hospital Morales Meseguer ha colaborado en los últimos años con el Departamento Tecnologías de la Información y las Comunicaciones de la Universidad Politécnica de Cartagena (UPCT), buscando sinergias del conocimiento clínico con la tecnología de las antenas y la propagación de señales.

De esa colaboración ha surgido un primer prototipo de bobina flexible (ver **Figura 3**) diseñada para áreas anatómicas pequeñas. Está constituida por una matriz de bobinas de sólo recepción de 3 canales que es tan flexible que puede adaptarse a cualquier parte del cuerpo y, por tanto, utilizarse genéricamente (ver **Figura 4**)¹².



Figura 3. Cuerpo principal de la bobina receptora UPCT



Figura 4. Conjunto de bobinas receptoras flexibles de 3 canales colocadas en el escáner de IRM en posición de uso normal.

Este estudio pretende comparar la ergonomía y la calidad de imagen del prototipo con la de la bobina comercial estándar que se usa con fines clínicos en nuestro Servicio de Radiología. En un segundo momento pretendemos incluir también en la comparación a las bobinas flexibles comerciales, de las que también dispone el Servicio de Radiología recientemente. El prototipo de bobina flexible puede tener dos tipos de ventaja: una ventaja ergonómica que aumente la comodidad del paciente; y una ventaja clínica manifestada en mejora de la calidad de la imagen, puesto que, previsiblemente, puede adaptarse mejor a regiones anatómicas pequeñas y mejorar potencialmente la visión. La ergonomía es la primera de las características que necesitamos valorar, puesto que la comodidad es el primero de los objetivos que cumplir. El segundo de ellos, el de la calidad de la imagen, tratándose de un diseño estándar inicial, pretende determinar en este momento que las imágenes del prototipo no son inferiores en calidad diagnóstica a las de la bobina comercial estándar (ver **Figura 5**). Partiendo de la no inferioridad, la calidad de las imágenes puede incrementarse con cambios en el diseño del hardware de la bobina.

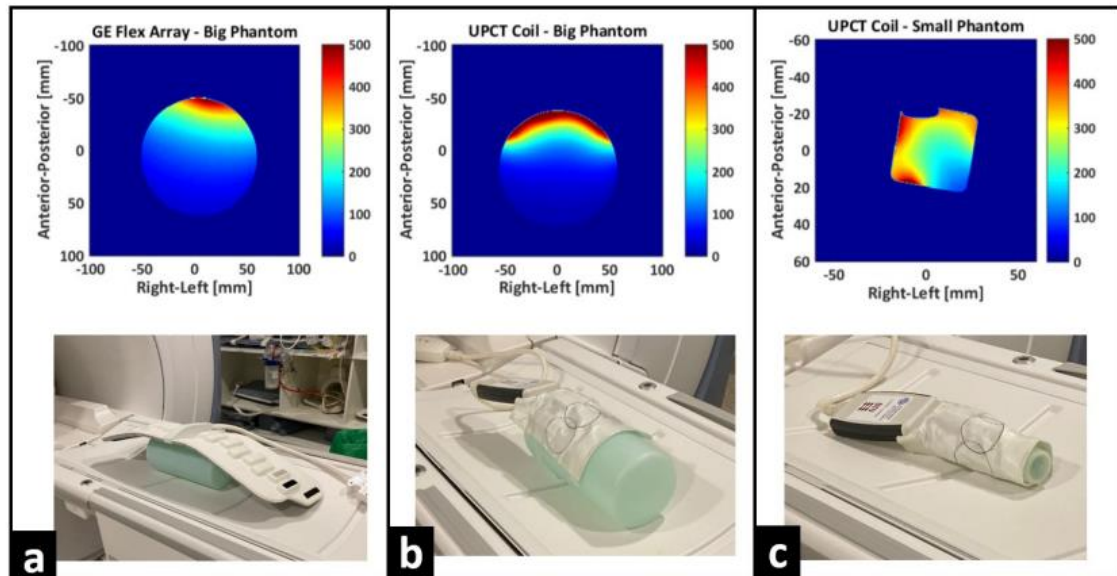


Figura 5. a) SNR obtenida con la bobina comercial usando un maniquí cilíndrico. b) Misma medida usando la bobina UPCT 3ch-Array. c) Para un maniquí rectangular

El prototipo se trata de una bobina **exclusivamente receptora**. Esto quiere decir que no emite pulsos de radiofrecuencia y únicamente se encarga de recibir las señales electromagnéticas corporales inducidas por los pulsos de la bobina emisora comercial instalada en el interior de la estructura del equipo de resonancia magnética comercial en uso clínico en nuestro Servicio desde el año 2000. Por lo tanto, no hay riesgo relacionado con las corrientes eléctricas potentes que inducen los pulsos de radiofrecuencia de las bobinas emisoras (principalmente calor). En la bobina sólo se inducen corrientes eléctricas muy discretas a partir de las señales electromagnéticas que provienen del cuerpo del paciente. Por ello, el riesgo de un aumento de temperatura que pueda percibirse es prácticamente inexistente. El prototipo ya ha sido probado en personas, tanto en el propio diseñador como en otros ingenieros.

Presentar este proyecto y solicitar el aval para este estudio es para el Servicio de radiología del Hospital Morales Meseguer, y el Departamento Tecnologías de la Información y las Comunicaciones de la Universidad Politécnica de Cartagena (UPCT), el modo de analizar inicialmente las imágenes del prototipo comparándolas con las de una bobina de uso clínico. Este proyecto sirve además para un Trabajo Fin de Grado de la Facultad de Medicina de la Universidad de Murcia.

OBJETIVOS DEL ESTUDIO

Evaluar si existen diferencias en la comodidad de los voluntarios al realizarse un estudio de RM con ambas bobinas y evaluar la calidad de las imágenes del prototipo con las de la bobina comercial.

METODOLOGÍA

El estudio se hizo en dos tiempos, con una fase de revisión bibliográfica y una fase de investigación clínica. Se trata de un estudio transversal y observacional.

Se realizó una revisión bibliográfica actual respecto a la mejora de la productividad y calidad de imagen en las pruebas de resonancia magnética para pequeñas articulaciones. Para ello la búsqueda bibliográfica realizada en PubMed empleo como estrategia de búsqueda ((“FLEXIBLE COIL”) AND MRI”), ((“ADAPTIVE IMAGE RECEIVE” OR “AIR”) AND “RADIOFREQUENCY COILS”).

POBLACIÓN DE ESTUDIO E INTERVALO TEMPORAL

Voluntarios jóvenes sin antecedentes de enfermedad musculoesquelética de muñeca que se realizaran una RM con el nuevo prototipo de bobina flexible y otra con la bobina comercial convencional en una sola sesión. La previsión es que la realización de las resonancias magnéticas no exceda los dos meses.

TAMAÑO MUESTRAL Y CÁLCULO Y SISTEMA DE MUESTREO

Diez sujetos sanos a los que se les estudiarán las dos manos para obtener imágenes de 20 manos distintas. En cada mano y con cada bobina, se realizarán dos secuencias de RM, una **coronal potenciada en T1** y la otra **axial en densidad protónica con supresión grasa**. Cada mano será estudiada en la posición habitual de los estudios clínicos de la muñeca y la mano, conocida como posición de “Superman” (decúbito prono con el brazo de la mano en estudio estirado hacia adelante y el brazo contrario pegado al cuerpo) (ver **Figura 6**). Finalmente, se harán otros dos estudios en una sola mano (derecha), uno con cada bobina, con el paciente en decúbito supino y la mano apoyada en la línea media de la parte baja del abdomen (ver **Figura 7**).



Figura 6. Posición decúbito prono (“Superman”)



Figura 7. Posición decúbito supino

DESCRIPCIÓN DE LAS VARIABLES DE ESTUDIO

- Encuesta de comodidad.
- Variables clínicas.

En la imagen T1: claridad subjetiva en la visión de la médula ósea, tendones flexores y extensores, ligamentos, vasos sanguíneos, artefactos por movimiento, e impresión subjetiva de ruido de la imagen.

En la imagen densidad protónica con supresión grasa (DPSG): claridad subjetiva de tendones flexores y extensores, ligamentos, artefactos por movimiento, e impresión subjetiva de ruido en la imagen y de la calidad de la supresión grasa.

Todo ello se clasificará utilizando una escala Likert de 1 a 5 puntos o de 1 a 3 puntos, individualmente por cada uno de las dos (Almudena y Margarita) radiólogas del Servicio de radiología del Hospital Morales Meseguer que forman parte del Área de Radiología Musculo-esquelética. Se determinará cuantitativamente la señal ruido y movimiento de las imágenes con la desviación estándar del ruido del aire, mientras que las demás variables se determinaron de forma cualitativa.

Los datos de las variables estudiadas se recogieron en una tabla Excel descritas mediante frecuencias absolutas desde donde se exportaron al programa informático Social Science Statistics para su análisis estadístico. Para ello se realizó una dicotomización de las variables cualitativas discretas originales y se obtuvieron 3 nuevas variables cualitativas que nos permiten sintetizar la experiencia subjetiva del paciente. Así, una puntuación de 4 o 5 equivale a una valoración ADECUADA, una puntuación de 1 u 2 equivale a una valoración INSUFICIENTE y la puntuación de 3 a una valoración INDETERMINADA.

Se usó el estadístico chi cuadrado (χ^2) para comparar variables cualitativas discretas y se consideró significativo un valor de $p < 0,05$.

En la encuesta de comodidad se llevaron a cabo una serie de preguntas que ponen de manifiesto la experiencia de los pacientes entre las dos bobinas. Se puntuaron con una escala del 1 al 5 pero también se dicotomizaron estos valores siendo CÓMODO, los valores 4 y 5; INDIFERENTE, una puntuación de 3 e INCÓMODO, los valores 1 y 2.

CUMPLIMIENTO DE LA NORMATIVA VIGENTE EN MATERIA DE INVESTIGACIÓN

MÉTODO DE DISOCIACIÓN DE DATOS IDENTIFICATIVOS DEL PACIENTE PARA PRESERVAR SU ANONIMATO (RETROSPECTIVO Y PROSPECTIVO)

A cada caso introducido en la base de datos Excel dedicada al análisis estadístico se le asignará un código específico, que no incluirá datos identificativos. Los datos identificativos, necesarios para recuperar las imágenes del sistema de archivo y comunicación de imágenes (PACS) desde el sistema de información radiológica (RIS) estarán sólo disponibles para los dos investigadores principales (Laura Pérez Sánchez, estudiante de 6ª año del Grado de Medicina, Universidad de Murcia; y José María García

Santos, Jefe de Servicio de Radiología en el Hospital Morales Meseguer, Murcia). La estudiante de Medicina será la encargada de presentar las imágenes en los monitores de la estación de trabajo a las cuatro radiólogas después de eliminar de la pantalla toda la información del estudio. La estudiante se encargará de cumplimentar a la vez la tabla Excel con las respuestas de cada una de las radiólogas.

RESULTADOS

En primer lugar, se pusieron de manifiesto las diferencias de calidad subjetiva de imagen por radiólogo, es decir una comparativa de los datos recogidos por Almudena y los datos recogidos por Margarita para cada bobina, tanto la bobina estándar, como la bobina prototipo. De esta manera, se puede resaltar la disparidad o desemejanza con la que los pacientes han valorado su experiencia con cada una de las bobinas (en secuencia T1 y en secuencia densidad protónica supresión grasa).

TABLA I. COMPARACIÓN SECUENCIA T1 PARA VALORACIÓN DE CALIDAD EN ALMUDENA

Resultados			
	estándar	prototipo	<i>Row Totals</i>
insuficiente	4 (4.00) [0.00]	4 (4.00) [0.00]	8
indeterminado	17 (17.00) [0.00]	17 (17.00) [0.00]	34
adecuado	129 (129.00) [0.00]	129 (129.00) [0.00]	258
Column Totals	150	150	300 (Grand Total)

TABLA II. COMPARACIÓN SECUENCIA T1 PARA VALORACIÓN DE CALIDAD EN MARGARITA

Resultados			
	estándar	prototipo	<i>Row Totals</i>
insuficiente	42 (36.00) [1.00]	30 (36.00) [1.00]	72
indeterminado	24 (34.50) [3.20]	45 (34.50) [3.20]	69
adecuado	84 (79.50) [0.25]	75 (79.50) [0.25]	159
Column Totals	150	150	300 (Grand Total)

Para la primera tabla (ver **Tabla I**) obtuvimos un estadístico de p-valor no significativo o igual a 1, ya que los datos de valoración coincidían en ambas bobinas para Almudena. Sin embargo, la estadística de Margarita (ver **Tabla II**) sí representaba un p-valor significativo (0,011674).

TABLA III. COMPARACIÓN SECUENCIA DPSG PARA VALORACIÓN DE CALIDAD EN ALMUDENA

Results			
	estándar	prototipo	Row Totals
insuficiente	30 (18.50) [7.15]	7 (18.50) [7.15]	37
indeterminado	49 (49.50) [0.01]	50 (49.50) [0.01]	99
adecuado	101(112.00) [1.08]	123 (112.00) [1.08]	224
Column Totals	180	180	360 (Grand Total)

TABLA IV. COMPARACIÓN SECUENCIA DPSG PARA VALORACIÓN DE CALIDAD EN MARGARITA

Results			
	estándar	prototipo	Row Totals
insuficiente	57 (46.50) [2.37]	36 (46.50) [2.37]	93
indeterminado	55 (45.50) [1.98]	36 (45.50) [1.98]	91
adecuado	68 (88.00) [4.55]	108 (88.00) [4.55]	176
Column Totals	180	180	360 (Grand Total)

Para la primera tabla (ver **Tabla III**) obtuvimos un estadístico de p-valor significativo (0,000265). La estadística de Margarita (ver **Tabla IV**) también obtuvo un p-valor significativo, siendo este menor en comparación con la tabla anterior (0,000136).

En la segunda parte de los resultados se representaron las diferencias de calidad subjetiva de la imagen entre radiólogas para cada una de las bobinas y a su vez, comparando consecutivamente la secuencia T1 y la secuencia densidad protónica supresión grasa.

Con ello se pretende encontrar desemejanzas o disparidad en la forma de trabajo y realización de la prueba radiológica por ambas profesionales.

TABLA V. COMPRACIÓN SECUENCIA T1 PARA VALORACIÓN DE CALIDAD EN BOBINA ESTÁNDAR

Resultados			
	Almudena	Margarita	Row Totals
insuficiente	4 (23.00) [15.70]	42 (23.00) [15.70]	46
indeterminado	17 (20.50) [0.60]	24 (20.50) [0.60]	41
adecuado	129 (106.50) [4.75]	84 (106.50) [4.75]	213
Column Totals	150	150	300 (Grand Total)

TABLA VI. COMPARACIÓN SECUENCIA T1 PARA VALORACIÓN DE CALIDAD EN BOBINA PROTOTIPO

Resultados			
------------	--	--	--

	Almudena	Margarita	<i>Row Totals</i>
insuficiente	4 (17.00) [9.94]	30 (17.00) [9.94]	34
indeterminado	17 (31.00) [6.32]	45 (31.00) [6.32]	62
adecuado	129 (102.00) [7.15]	75 (102.00) [7.15]	204
Column Totals	150	150	300 (Grand Total)

Para la primera tabla (ver **Tabla V**) obtuvimos un estadístico de p-valor significativo ($<0,00001$). La segunda tabla correspondiente a la estadística de la bobina prototipo (ver **Tabla VI**) obtuvo el mismo p-valor significativo ($<0,00001$).

TABLA VII. COMPARACIÓN SECUENCIA DPSG PARA VALORACIÓN DE CALIDAD BOBINA ESTÁNDAR

Resultados			
	Almudena	Margarita	<i>Row Totals</i>
insuficiente	30 (43.50) [4.19]	57 (43.50) [4.19]	87
indeterminado	49 (52.00) [0.17]	55 (52.00) [0.17]	104
adecuado	101 (84.50) [3.22]	68 (84.50) [3.22]	169
Column Totals	180	180	360 (Grand Total)

TABLA VIII. COMPARACIÓN SECUENCIA DPSG PARA VALORACIÓN DE CALIDAD BOBINA PROTOTIPO

Resultados			
	Almudena	Margarita	<i>Row Totals</i>
insuficiente	7 (21.50) [9.78]	36 (21.50) [9.78]	43
indeterminado	50 (43.00) [1.14]	36 (43.00) [1.14]	86
adecuado	123 (115.50) [0.49]	108 (115.50) [0.49]	231
Column Totals	180	180	360 (Grand Total)

Para la primera tabla (ver **Tabla VII**) obtuvimos un estadístico de p-valor significativo ($,000508$). La segunda tabla correspondiente a la estadística de la bobina prototipo (ver **Tabla VIII**) también obtuvo un p-valor significativo ($0,000011$).

Por último, representamos mediante gráficos circulares los resultados de las encuestas de comodidad.

GRÁFICO I. COMODIDAD BOBINA ESTÁNDAR POSICIÓN SUPERMAN

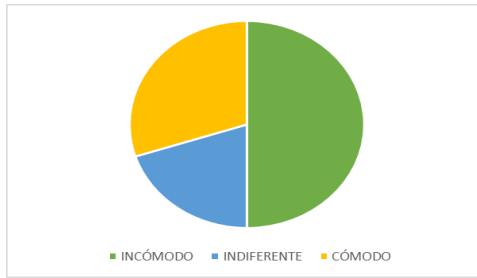


GRÁFICO II. COMODIDAD BOBINA ESTÁNDAR POSICIÓN DECÚBITO SUPINO

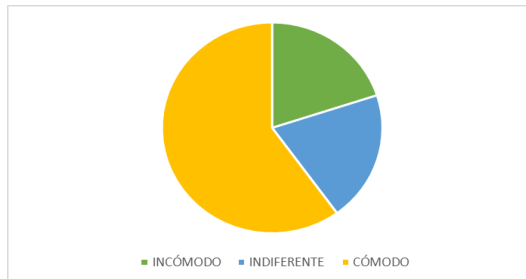


GRÁFICO III. COMODIDAD BOBINA PROTOTIPO POSICIÓN SUPERMAN

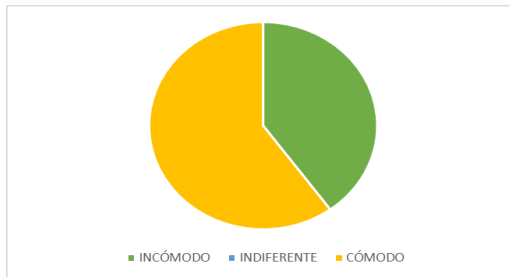


GRÁFICO IV. COMODIDAD BOBINA PROTOTIPO POSICIÓN DECÚBITO SUPINO

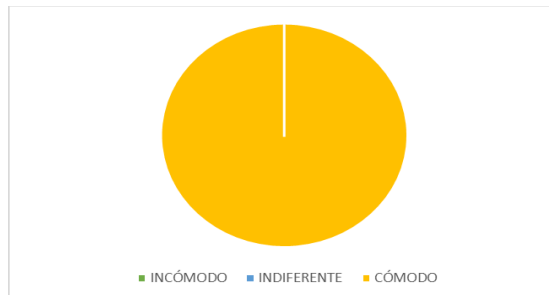
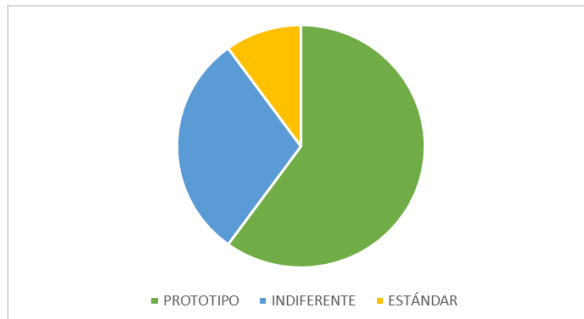


GRÁFICO V. COMODIDAD DESTACADA ENTRE LAS BOBINAS



DISCUSIÓN

El uso de estructuras de carcasa fijas se remonta al deseo de maximizar la robustez mecánica y proporcionar un marco geométrico predecible para el acoplamiento de las bobinas. Sin embargo, el rendimiento de estos dispositivos puede verse comprometido por la variación anatómica, que puede dar lugar a una falta de comodidad, accesibilidad y una Relación Señal-Ruido subóptima, haciéndose más evidentes estas desventajas en el estudio de la cinética musculoesquelética, por ejemplo ^{6,7}. Los datos presentados ponen de manifiesto tanto los retos como las oportunidades que existen en la Resonancia Magnética en lo que concierne no solo a los avances en adaptación y comodidad en el paciente que se someten a esta prueba, sino también en la preservación o incluso mejora de la calidad de imagen que obtenemos. Demuestran la viabilidad del uso de la bobina receptora prototipo, ya que el valor ADECUADO dicotomizado obtuvo las cifras más altas entre los otros dos valores de ergonomía. Sin embargo, encontramos varias limitaciones para generalizar los resultados de este estudio. Cuando la estadística se realiza POR radióloga podemos concluir que la bobina prototipo receptora obtuvo una puntuación mucho más satisfactoria para el paciente en comparación con la bobina a estándar, a excepción de un escenario que se presenta en una de las comparativas de Margarita (ver **Tabla II**) donde el número de valoraciones que tienden hacia las puntuaciones positivas con respecto a la ergonomía de la prueba son menores en la bobina prototipo con respecto a la estándar, mientras que las valoraciones que tienden hacia las puntuaciones negativas si se corresponden para la mayoría en la bobina estándar. Esto nos lleva a prestar más atención a la estadística correspondiente a la comparación ENTRE radiólogas (ver **Tablas V, VI, VII Y VIII**). De primeras, obtuvimos un p-valor mucho más significativo que en la anterior comparación estadística y, además, encontramos que las valoraciones en Almudena sí se corresponden con unas puntuaciones en concordancia con la bobina prototipo como la mejor valorada, observando en el caso de Margarita menos representativa la valoración positiva (ADECUADO) comparada con la negativa (INSUFICIENTE). Queda remarcado que existe una disparidad en la realización de la prueba dirigida por Margarita con respecto a la misma operación dirigida por Almudena, resaltando así, desemejanzas en el abordaje de la Resonancia Magnética que podríamos desvincular casi por completo de la comparativa entre bobinas.

Mediante la encuesta de calidad podemos llegar a una conclusión más generalizada en cuanto a la ergonomía de la bobina prototipo. Mientras que en la bobina estándar solo se obtuvo un valor positivo mayoritario para una de las posiciones, en la bobina prototipo se

obtuvieron en las dos posiciones valores positivos predominantes, siendo en la posición decúbito supino una mayoría absoluta.

CONCLUSIONES

Uno de los hándicaps de la Resonancia Magnética en los últimos años ha sido el compromiso inherente entre la calidad de la imagen radiológica y el tiempo de exploración. La adquisición de mayor Relación Señal Ruido o resolución espacial para representar con la mayor precisión los detalles anatómicos a estudio requería tiempos de exploración más largos; por el contrario, las exploraciones cortas, destinadas a mejorar la comodidad del paciente y la productividad comprometían la calidad de la imagen y la seguridad en el juicio diagnóstico.

A pesar de la pequeña muestra con la que se ha llevado a cabo este estudio (muestra de 10 pacientes), los datos obtenidos mediante el análisis en las diferentes posiciones de las manos en conjunto con las variables clínicas (médula ósea, ligamentos, tendones...) nos ha permitido crear una base de información significativa. Tan significativa, que podemos afirmar las ventajas que aporta, tanto a en la secuencia T1 como en la secuencia DPSG, la incorporación de este modelo de bobina en el diagnóstico radiológico.

BIBLIOGRAFÍA

1. Thomas MS, Greenwood R, Nolan C, Malcolm PN, Toms AP. Optimizing MRI of small joints and extremities. *Clin Radiol.* 2014 Oct;69(10):e414-21. doi: 10.1016/j.crad.2014.06.002. Epub 2014 Jul 26. PMID: 25073976.
2. AIR™ Coils for MRI. GE HealthCare [sede web]. GE HealthCare; 2024 [actualizada año 2024; acceso 3 de febrero de 2024] Disponible en: <https://www.gehealthcare.com/products/magnetic-resonance-imaging/air-technology/air-technology-coils>.
3. AIR™ Coils for MRI. GE HealthCare [sede web]. [acceso 3 de febrero de 2024]. Maçka EMAR improving productivity and image quality with AIR™ Technology empowered by AIR™ Recon DL and AIR™ Multi-Purpose Coil. Disponible en: https://www.gehealthcare.com/-/jssmedia/gehc/us/files/products/magnetic-resonance-imaging/mr-applications/case-study_mr_air-recon-dl_macka-emar_global_-jb18826xx.pdf?rev=-1.
4. Cogswell PM, Trzasko JD, Gray EM, Campeau NG, Rossman PJ, Kang D, Robb F, Stormont RS, Lindsay SA, Bernstein MA, McGee KP, Huston J 3rd. Application

- of Adaptive Image Receive Coil Technology for Whole-Brain Imaging. *AJR* [Internet]. 2021 [citado 3 de febrero de 2024]; 216(2):552-559. Disponible en: <https://www.ajronline.org/doi/full/10.2214/AJR.20.22812>
5. McGee KP, Campeau NG, Witte RJ, Rossman PJ, Christopherson JA, Tryggstad EJ, Brinkmann DH, Ma DJ, Park SS, Rettmann DW, Robb FJ. Evaluation of a New, Highly Flexible Radiofrequency Coil for MR Simulation of Patients Undergoing External Beam Radiation Therapy. *J Clin Med* [Internet]. 2022 [citado 3 de febrero de 2024]; 11(20):5984. Disponible en: https://www.mdpi.com/2077-0383/11/20/5984/review_report
 6. Wang B, Siddiq SS, Walczyk J, Bruno M, Khodarahmi I, Brinkmann IM, et al. A flexible MRI coil based on a cable conductor and applied to knee imaging. *Sci Rep* [Internet]. 2022 [citado 13 de febrero de 2024];12(1). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36056131/>
 7. Port A, Luechinger R, Brunner DO, Pruessmann KP. Elastomer coils for wearable MR detection. *Magn Reson Med* [Internet]. 2021 [citado 13 de febrero de 2024];85(5):2882–91. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.28662>
 8. Runge VR, Nitz WR, Schmeets SH, et al. *The physics of clinical MR taught through images*. 2nd ed. New York: Thieme; 2008.
 9. Yeh J-NT, Lin J-FL, Li Y-T, Lin F-H. A flexible and modular receiver coil array for magnetic resonance imaging. *IEEE Trans Med Imaging* [Internet]. 2019 [citado 13 de febrero de 2024];38(3):824–33. Disponible en: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8478795>
 10. Morelli JN, Runge VM, Ai F, Attenberger U, Vu L, Schmeets SH, et al. An image-based approach to understanding the physics of MR artifacts. *Radiographics* [Internet]. 2011 [citado el 14 de febrero de 2024];31(3):849–66. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21571661/>
 11. Palmira Villa Valverde. *Diseño de un sistema de bobinas de RF para aplicaciones de imagen de resonancia magnética en flúor* [tesis doctoral]. Madrid; 2022.
 12. *Operator's Manual. Flexible 3-channel Receive-Only Coil Array for GE Signa*. UPCT. Cartagena; 2024.
 13. Reina G, Paiano M, Blanco-Claraco J-L. Vehicle parameter estimation using a model-based estimator. *Mech Syst Signal Process* [Internet]. 2017 [citado 13 de febrero de 2024]; 87:227–41. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ymssp.2016.06.038>