



**Universidad Nacional Mayor de San Marcos**

**Universidad del Perú. Decana de América**

**Facultad de Medicina**

**Escuela Profesional de Tecnología Médica**

**Uso de la secuencia volumétrica eco gradiente  
recombinada de ecos múltiples en resonancia  
magnética de rodilla**

**TESIS**

Para optar el Título Profesional de Licenciado en Tecnología  
Médica en el área de Radiología

**AUTOR**

Santiago Valentin BRAVO GUILLERMO

**ASESOR**

Evelina Alejandra MARCELO CARHUAVILCA

Lima, Perú

2022



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

## Referencia bibliográfica

---

Bravo S. Uso de la secuencia volumétrica eco gradiente recombinada de ecos múltiples en resonancia magnética de rodilla [Tesis de pregrado]. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Medicina, Escuela Profesional de Tecnología Médica; 2022.

---

## Metadatos complementarios

<b>Datos de autor</b>	
Nombres y apellidos	Santiago Valentin Bravo Guillermo
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	73147173
URL de ORCID	No aplica
<b>Datos de asesor</b>	
Nombres y apellidos	Evelina Alejandra Marcelo Carhuavilca
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	07085251
URL de ORCID	<a href="https://orcid.org/0000-0003-4176-4464">https://orcid.org/0000-0003-4176-4464</a>
<b>Datos del jurado</b>	
<b>Presidente del jurado</b>	
Nombres y apellidos	Isna Liz Larico Pampamallco
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	40173744
<b>Miembro del jurado 1</b>	
Nombres y apellidos	Luis Frank Bernal Quispe
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	10143918
<b>Miembro del jurado 2</b>	
Nombres y apellidos	Luis Alberto García Cruz
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	47467055
<b>Datos de investigación</b>	

Línea de investigación	No Aplica
Grupo de investigación	No Aplica
Agencia de financiamiento	Sin financiamiento.
Ubicación geográfica de la investigación	Edificio: Universidad Nacional Mayor de San Marcos País: Perú Departamento: Lima Provincia: Lima Distrito: La Victoria Latitud: -12.058192 Longitud: -77.018918
Año o rango de años en que se realizó la investigación	Abril 2020 – agosto 2020
URL de disciplinas OCDE	Radiología, Medicina nuclear, Imágenes médicas <a href="https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#3.02.12">https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#3.02.12</a>



**Universidad Nacional Mayor de San Marcos**  
 Universidad del Perú, Decana de América  
**Facultad de Medicina**  
**Escuela Profesional de Tecnología Médica**



“Año del Fortalecimiento de la Soberanía Nacional”



Firmado digitalmente por  
 FERNANDEZ GIUSTI VDA DE PELLA  
 Alicia Jesus FAU 20148092282 soft  
 Motivo: Soy el autor del documento  
 Fecha: 09.03.2022 15:08:07 -05:00

**ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS**



Firmado digitalmente por SANDOVAL  
 VEGAS Miguel Hernan FAU  
 20148092282 soft  
 Motivo: Soy el autor del documento  
 Fecha: 07.03.2022 08:45:36 -05:00

Conforme a lo estipulado en el Art. 113 inciso C del Estatuto de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos (R.R. No. 03013-R-16) y Art. 45.2 de la Ley Universitaria 30220. El Jurado de Sustentación de Tesis nombrado por la Dirección de la Escuela Profesional de Tecnología Médica, conformado por los siguientes docentes:

- Presidente: Mg. Isna Liz Larico Pampamallco  
 Miembros: Mg. Luis Frank Bernal Quispe  
 Mg. Luis Alberto García Cruz  
 Asesor(a): Lic. Evelina Alejandra Marcelo Carhuavilca

Se reunieron en la ciudad de Lima, el día 04 de marzo del 2022, siendo las 10:00 horas, procediendo a evaluar la Sustentación de Tesis, titulado **“USO DE LA SECUENCIA VOLUMÉTRICA ECO GRADIENTE RECOMBINADA DE ECOS MÚLTIPLES EN RESONANCIA MAGNÉTICA DE RODILLA”**, para optar el Título Profesional de Licenciado en Tecnología Médica en el Área de Radiología del señor:

**SANTIAGO VALENTIN BRAVO GUILLERMO**

Habiendo obtenido el calificativo de:

.....**16**.....  
 (En números)

.....**Dieciseis**.....  
 (En letras)

Que corresponde a la mención de: .....**Bueno**.....

Quedando conforme con lo antes expuesto, se disponen a firmar la presente Acta.

.....  
 Presidente  
 Mg. Isna Liz Larico Pampamallco  
 D.N.I.:40173744

.....  
 Miembro  
 Mg. Luis Frank Bernal Quispe  
 D.N.I.: 10143918

.....  
 Miembro  
 Mg. Luis Alberto García Cruz  
 D.N.I.: 47467055

.....  
 Asesor(a) de Tesis  
 Lic. Evelina Alejandra Marcelo Carhuavilca  
 D.N.I.: 07085251

**Datos de plataforma virtual institucional del acto de sustentación:**

https: <https://us02web.zoom.us/j/87686874055?pwd=OHlHU2JFcDRwV01rWUpqdzFuWTRpZz09>

ID:

Grabación archivada en:

## **DEDICATORIA**

A mis padres quienes son mi motivación para seguir adelante y concluir con mis estudios, apesar de las situaciones dificiles, siempre estuvieron y están a mi lado apoyándome en todo.

## **AGRADECIMIENTO**

A la Escuela Profesional de Tecnología Médica de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos por acogerme durante mis años de estudios y darme la oportunidad de ser un profesional capacitado.

A mi asesora la Lic. Evelina Alejandra Marcelo Carhuavilca, por brindarme sus conocimientos y darme recomendaciones para la finalización de la investigación, además por su perseverancia conmigo durante los momentos de flaqueza.

Al personal de radiología del Centro de Resonancia Magnética CEREMA por su apoyo y colaboración durante la recolección de los datos para la elaboración de los gráficos y tablas.

Finalmente, pero no menos importante a los miembros de mi familia, quienes fueron partícipes de mi formación como profesional y me aconsejaron y apoyaron en todo momento.



# ÍNDICE

Subcarátula	ii
Dedicatoria	iii
Agradecimiento	iv
Índice	v
Lista de tablas	vii
Lista de gráficos	viii
Resumen	ix
Abstrac	x
<b>CAPITULO I: INTRODUCCIÓN</b>	<b>1</b>
1.1 Descripción de los antecedentes	2
1.2 Importancia de la investigación	6
1.3 Objetivos	7
1.3.1. Objetivo General	7
1.3.2. Objetivos Específicos	7
1.4 Bases teóricas	8
1.4.1 Base teórica	8
1.4.2 Definición de términos	28
1.4.3 Formulación de hipótesis	28
<b>CAPÍTULO II: MÉTODOS</b>	<b>29</b>
2.1 Diseño metodológico	30
2.1.1 Tipo de investigación	30
2.1.2 Diseño de la investigación	30
2.1.3 Población	30
2.1.4 Muestra y muestreo	30
	v

2.1.4.1	Criterios de inclusión	30
2.1.4.2	Criterios de exclusión	30
2.1.5	Variables	30
2.1.6	Técnicas e instrumentos de recolección de datos	31
2.1.7	Procedimiento y análisis de datos	31
2.1.8	Consideraciones éticas	32
<b>CAPÍTULO III: RESULTADOS</b>		34
<b>CAPÍTULO IV: DISCUSIÓN</b>		40
<b>CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES</b>		43
5.1	Conclusiones	44
5.2	Recomendaciones	45
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>		46
<b>ANEXOS</b>		52

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Uso de las secuencias MERGE 3D y CUBE 3D en resonancia magnética de rodilla según sexo y edad.....	63
Tabla 2. Uso de la secuencia volumétrica eco gradiente recombina da de ecos múltiples en resonancia magnética de rodilla según indicadores anatómicos .....	63
Tabla 3. Uso de la secuencia volumétrica Spin eco en resonancia magnética de rodilla según indicadores anatómicos .....	65
Tabla 4. Comparación entre el uso de la secuencia volumétrica eco gradiente recombina da de ecos múltiples y Spin eco en resonancia magnética de rodilla.....	66

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Uso de las secuencias MERGE 3D y CUBE 3D en resonancia magnética de rodilla según sexo y edad .....	35
Gráfico 2. Uso de la secuencia volumétrica eco gradiente recombinaada de ecos múltiples en resonancia magnética de rodilla según indicadores anatómicos .....	37
Gráfico 3. Uso de la secuencia volumétrica Spin eco en resonancia magnética de rodilla según indicadores anatómicos .....	38
Gráfico 4. Comparación entre el uso de la secuencia volumétrica eco gradiente recombinaada de ecos múltiples y Spin eco en resonancia magnética de rodilla.....	39

## RESÚMEN

**OBJETIVO:** Evaluar el uso de la secuencia eco gradiente recombinada de eco múltiple en resonancia de rodilla.

**METODOLOGÍA:** estudio fue de enfoque cuantitativo, de tipo observacional, prospectivo y de corte transversal, estuvo conformado por 208 estudios de imágenes por resonancia magnética de rodilla, obtenidas de abril a agosto del 2020.

**RESULTADOS:** Los resultados según indicadores sexo y edad no presentaron mayor variación, en las imágenes por resonancia magnética de rodilla por la secuencia MERGE 3D se encontró una cantidad de indicadores que presentaron valores mayores a 100 puntos, por ende, presentan buena visibilidad de imagen. En las imágenes por resonancia magnética por la secuencia CUBE 3D la mayoría de sus indicadores por valores mayores a los 100 puntos, teniendo solo 3 indicadores por debajo de ese valor. Las imágenes obtenidas por resonancia magnética de rodilla de la secuencia CUBE 3D tienen prioridad en las imágenes de tendones, medula ósea y ligamentos y la secuencia MERGE 3D en la obtención de imágenes del ligamento rotuliano y almohadilla grasa infra patelar.

**CONCLUSIONES:** Las resonancias magnéticas de rodilla con la secuencia CUBE 3D obtuvieron mejores valores en forma global en relación al análisis de los indicadores anatómicos, además se recomienda para el uso específico de los de medición de ligamentos tanto cruzados anteriores como posterior.

**PALABRAS CLAVES:** Eco gradiente recombinada, resonancia magnética, secuencia MERGE 3D, secuencia CUBE 3D.

## ABSTRAC

**OBJECTIVE:** To evaluate the use of the recombinant multiple echo gradient echo sequence in knee magnetic resonance imaging.

**METHODOLOGY:** the study was of a qualitative approach, of an observational type, prospective and cross-sectional level, it was made up of 208 studies of magnetic resonance imaging of the knee, sequences obtained from April to August 2020.

**RESULTS:** The results according to sex and age indicators did not show greater variation, in the magnetic resonance images of the knee by the MERGE3D sequence, a number of indicators were found that presented values greater than 100 points, therefore, have good image visibility. In magnetic resonance images by the CUBE 3D sequence, most of its indicators have values greater than 100 points, with only 3 indicators below that value. CUBE 3D sequence knee MRI images have priority in tendon, bone marrow, and ligament imaging and MERGE 3D sequence in imaging of the patellar ligament and infra-patellar fat pad.

**CONCLUSIONS:** MRI of the knee with the CUBE 3D sequence obtained better values overall in relation to the analysis of anatomical indicators, it is also recommended for the specific use of measuring both anterior and posterior cruciate ligaments.

**KEY WORDS:** Recombined gradient echo, magnetic resonance, MERGE 3D sequence, CUBE 3D sequence.

**CAPÍTULO I**  
**INTRODUCCIÓN**

## **1.1 DESCRIPCIÓN DE LOS ANTECEDENTES**

Las actividades cotidianas y el contexto que nos rodea ofrecen mayores riesgos para los accidentes y lesiones del sistema músculo esquelético, siendo la rodilla una de las regiones más afectadas tanto a nivel laboral, deportivo (profesional o amateur) y doméstico; por lo que es común encontrar pacientes con afección de rodilla en los servicios de salud, ya que es la parte estable de la base de las piernas, que permite andar, correr, patear y saltar; también es quien absorbe los impactos y redirige las fuerzas y cargas que se generan al tocar el suelo, además de su localización anatómica que la expone a traumatismos. <sup>1</sup>

La resonancia magnética (RM) ha revolucionado las imágenes de diagnóstico de la rodilla. Esta tecnología innovadora permite detalles superiores de los tejidos blandos con capacidad de imagen multiplanar que proporciona una evaluación precisa de las estructuras intra y extraarticulares de la rodilla no demostradas con otras modalidades de imagen. El desarrollo y los avances en la resonancia magnética y la introducción de bobinas de alta resolución han proporcionado un medio no invasivo, no dependiente y rentable para diagnosticar la patología de la rodilla. La resonancia magnética es bien tolerada por los pacientes, ampliamente aceptada por los médicos evaluadores, y ayuda a distinguir afecciones patológicas de la rodilla que pueden tener signos y síntomas clínicos similares (es decir, desgarros meniscales, lesiones osteocondrales). <sup>2</sup>

En su estudio Wuennemann F., et al. en el 2019 titulado “Rendimiento diagnóstico de la combinación de imágenes de datos de eco múltiple en 3D (MEDIC) para evaluar lesiones SLAP del hombro”, manifiestan el desafío clínico y diagnóstico de las lesiones del labrum superior anterior a posterior (SLAP) por medio de los exámenes de RM de rutina (no artrográficos) del hombro. Su investigación evaluó prospectivamente la capacidad de la combinación 3D-Multi-Echo-Data-Image-Combination (MEDIC) en comparación con la secuencia de rutina de alta resolución saturada en grasa de densidad de protones 2D (PD fs) usando 3 T-MRI para detectar SLAP usando artroscopia como estándar de oro. Realizaron el examen a 17 pacientes consecutivos con dolor en el hombro, incluidas 3D-MEDIC y 2D-PD fs, seguido de artroscopia. La presencia o ausencia de lesiones SLAP se evaluó utilizando ambas



secuencias por dos evaluadores independientes con 4 y 14 años de experiencia en resonancia magnética musculoesquelética, respectivamente. Durante la artroscopia, dos cirujanos ortopédicos certificados de hombro clasificaron las lesiones SLAP según los criterios de Snyder. La sensibilidad, especificidad, valor predictivo positivo (VPP) y valor predictivo negativo (VPN) de 3D-MEDIC y 2D-PD fs para la detección de lesiones SLAP se calcularon con referencia a la artroscopia como estándar de oro. El acuerdo entre lectores y la correlación de secuencia se analizaron utilizando el coeficiente kappa de Cohen. En la figura 1 de su estudio publicado demuestra la excelente visibilidad de una lesión SLAP probada usando el 3D-MEDIC y la figura 2 muestra un caso falso positivo. La artroscopia reveló lesiones SLAP en 11/17 pacientes. Usando 3D-MEDIC, las lesiones SLAP fueron diagnosticadas en 14/17 pacientes por el lector 1 y en 13/17 pacientes por el lector 2. Usando 2D-PD fs, las lesiones SLAP fueron diagnosticadas en 11/17 pacientes por el lector 1 y 12/17 pacientes para el lector 2. La sensibilidad, especificidad, PPV y NPV de 3D-MEDIC fueron 100.0, 50.0, 78.6 y 100.0% para el lector 1; y 100.0, 66.7, 84.6 y 100% para el lector 2, respectivamente. La sensibilidad, especificidad, VPP y VPN de 2D-PD fs fueron 90.9, 83.3, 90.9 y 83.3% para el lector 1 y 100.0, 83.3, 91.7 y 100.0% para el lector 2. La combinación de 2D-PD fs y 3D-MEDIC aumentó la especificidad de 50.0 a 83.3% para el lector 1 y de 66.7 a 100.0% para el lector 2. El acuerdo entre lectores fue casi perfecto con un kappa de Cohen de 0.82 para 3D-MEDIC y 0.87 para PD fs. Por lo tanto, se concluye que, con su alta sensibilidad y VPN, 3D-MEDIC es una herramienta valiosa para la evaluación de lesiones SLAP. Como la combinación con la rutina 2D-PD fs aumenta aún más la especificidad, recomendamos la incorporación de 3D-MEDIC como una secuencia adicional en los protocolos convencionales de hombro en pacientes con dolor de hombro no específico.<sup>3</sup>

Según Mars M., et al. en el 2018 en su estudio “Comparación de secuencias de imágenes de RM 3D en cartílago articular de rodilla a 1.5 T”, expone la importancia de comparar secuencias de resonancia magnética de alta resolución en 3D en términos de contraste, relación señal / ruido (SNR), artefactos y grosor del cartílago en el cartílago articular de la rodilla a 1,5 T. Fueron catorce voluntarios sanos y siete pacientes se sometieron a un examen de cartílago articular de la rodilla. Las

secuencias 3D que se compararon fueron imágenes de VOLUMEN con mejora del cuerpo (VIBE), imágenes verdaderas y rápidas con precesión en estado estacionario (TRUEFISP), estado de eco dual estable (DESS), combinación de imagen de datos de eco múltiple (MEDIC) y perfección de muestreo con contrastes optimizados de la aplicación usando diferentes Evoluciones del ángulo de giro (ESPACIO). Para todas las secuencias 3D, Mars M., et al midieron la relación de contraste entre cartílago-hueso y cartílago-menisco, SNR y grosor del cartílago. Además, cuantificaron la susceptibilidad magnética y los artefactos de flujo. Los análisis estadísticos se realizaron utilizando la prueba t y  $P < 0.005$  se consideró estadísticamente significativo. Los resultados fueron significativamente diferentes ( $p > 0.05$ ). Las secuencias MEDIC y VIBE mostraron la mejor relación de contraste entre cartílago-menisco ( $0.40 \pm 0.14$ ,  $p = 0.000$ ) y cartílago-hueso ( $0.75 \pm 0.4$ ,  $p = 0.022$ ), respectivamente. La secuencia TRUEFISP mostró la SNR más alta ( $28.04 \pm 14.05$ ,  $p = 0.000$ ) mientras que la secuencia DESS mostró la SNR más baja ( $11.62 \pm 3.99$ ,  $p = 0.000$ ). La secuencia VIBE proporcionó la medición de grosor de cartílago más alta en comparación con las secuencias 3D restantes ( $2.0 \pm 0.4$  cm, TIR = 75.33%, CCI = 0.96). La cuantificación de la susceptibilidad magnética y los artefactos de flujo revelaron que las secuencias TRUEFISP (IRR = 59%, ICC = 0.92) y SPACE (IRR = 59%, ICC = 0.96) presentaron los artefactos más altos en comparación con las otras secuencias. Por lo tanto, según la investigación de Mars M., et al. Las secuencias 3D de alta resolución proporcionan imágenes de cartílago articular de rodilla con alta calidad de imagen en un tiempo de adquisición relativamente corto. Las secuencias MEDIC y VIBE mostraron el mejor contraste y la menor susceptibilidad magnética y los artefactos de flujo, la secuencia TRUEFISP y SPACE mostraron la SNR más alta, pero son más sensibles a los artefactos, la secuencia DESS mostró un contraste medio y la secuencia VIBE proporcionó el mayor grosor de cartílago. <sup>4</sup>

Según Rehnitz C., et al. En el año 2016 “Comparación de las secuencias modernas de imágenes de resonancia magnética 3D y 2D de la muñeca en 3 Tesla”, tuvieron como objetivo comparar la calidad de imagen de las secuencias modernas 3D y 2D para imágenes de muñeca dedicadas a 3 Tesla (T) MRI. Realizaron la prueba a 18 pacientes con dolor en la muñeca y 16 voluntarios sanos fueron examinados utilizando 2D protón saturado de grasa (PDFs), isotrópico 3D TrueFISP 3D., 3D

MEDIC y 3D PDfs SPACE secuencias. La calidad de imagen se calificó en una escala de cinco puntos (0-4) que incluye la calidad de imagen general (OIQ), la visibilidad de estructuras importantes (cartílago, ligamentos, TFCC) y el grado de artefactos. Las relaciones de señal a ruido (SNR) y las relaciones de contraste a ruido (CNR) de cartílago / hueso / músculo / líquido, así como la SNR / CNR global media se calcularon mediante el análisis de la región de interés. Aplicaron pruebas de ANOVA, t-emparejado y rangos con signo de Wilcoxon. En su estudio demostró la calidad de imagen de todas las secuencias probadas fue superior a 3D PDfs SPACE ( $p < 0.01$ ). 3D True-FISP tuvo el puntaje de cartílago combinado más alto (media: 3.4) y se desempeñó mejor en comparaciones de cartílago contra 3D PDfs SPACE en ambos grupos y 2D PDfs en voluntarios ( $p < 0.05$ ). 3D MEDIC se desempeñó mejor en 7 de 8 comparaciones ( $p < 0.05$ ) con respecto a ligamentos y TFCC. 2D PDfs proporcionó puntajes constantemente altos. El promedio general de SNR / CNR para 2D PDfs, 3D PDfs SPACE, 3D TrueFISP y 3D MEDIC fueron 68/65, 32/27, 45/47 y 57/45, respectivamente. Los PDfs 2D se desempeñaron mejor en la mayoría de las comparaciones SNR / CNR ( $p < 0.05$ ) y MEDIC 3D se desempeñó mejor dentro de las secuencias 3D ( $p < 0.05$ ). Entonces según Rehnitz C., et al. A excepción de 3D PDfs SPACE, todas las secuencias 3D y 2D probadas proporcionaron una alta calidad de imagen. 3D TrueFISP fue mejor para imágenes de cartílago, 3D MEDIC para ligamentos y TFCC y 2D PDfs para imágenes generales de muñeca. <sup>5</sup>

Según Bittersohl B., et al en el año 2015 en su estudio “Evaluación zonal de T2 \* y T1 Gd del cartílago de la articulación de la rodilla en varios grados histológicos de degeneración del cartílago: un estudio observacional in vitro”, realizaron una evaluación precisa del estado del cartílago la cual se está volviendo cada vez más importante para los médicos por ofrecer cirugías de preservación de articulaciones versus reemplazos de articulaciones. El objetivo de este estudio fue evaluar la validez de los mapas tridimensionales (3D), basados en eco de gradiente (GRE) T2 \* y T1 Gd para la evaluación de diversas severidades histológicas de degeneración en el cartílago de la articulación de la rodilla con posibles implicaciones clínicas. La RM y la evaluación histológica se realizaron en 36 muestras de cóndilo femoral lateral ex vivo. El protocolo de resonancia magnética incluyó una secuencia de combinación de

imágenes de datos multiecho GRE 3D para evaluar la desintegración de T2 \*, una secuencia 3D de estado estable de doble eco para la evaluación de la morfología del cartílago y una secuencia GRE 3D de doble ángulo de giro con examen de respiración interpolada volumétrica para la evaluación de T1 Gd. El análisis de la muestra histológica se realizó de acuerdo con el sistema Mankin. Los datos fueron analizados estadísticamente y correlacionados. Observaron una disminución significativa en los valores de T2 \* y T1 Gd con grados crecientes de degeneración del cartílago ( $p < 0.001$ ) y una correlación moderada entre T2 \* ( $r = 0.514$ ) / T1 Gd ( $r = 0.556$ ) y la clasificación histológica de Degeneración del cartílago ( $p < 0.001$ ). Además, observaron una variación zonal en los valores de T2 \* y T1 Gd que reflejan diferencias zonales características en la composición bioquímica del cartílago hialino. Por lo tanto, Bittersohl B., et al en su estudio describen el potencial del mapeo T2 \* y T1 Gd basado en GRE para identificar varios grados de daño del cartílago y que los cambios tempranos en zonas específicas pueden ayudar a los médicos a identificar métodos de intervención temprana que involucren el enfoque de preservación articular específico en lugar de seguir adelante con los procedimientos de reemplazo articular unicompartimental, bicompartimental o tricompartmental.<sup>6</sup>

Ante esto se formula la siguiente pregunta: ¿Con el uso de la secuencia volumétrica eco gradiente recombinada de ecos múltiples contribuye a una mayor visibilidad de las estructuras anatómicas en resonancia de rodilla?

## **1.2 IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN**

Es conocida la alta incidencia de lesiones de rodilla en nuestro país, entre las patologías más frecuentes encontramos la meniscopatía, la lesión de ligamentos y cartílago, que ocupa un lugar importante entre las afecciones del sistema osteomioarticular y principalmente en rodilla, porque forma la base estable para las piernas que nos permite realizar una serie de diversas actividades. Cuando hay sospecha de una lesión de este tipo el primer paso es la realización de la anamnesis y el examen físico detallado y minucioso; que ha sido comparado en varios estudios con la RM y la artroscopia. Sin embargo, se ha demostrado que la RM tiene una alta validez diagnóstica para las lesiones meniscales y de ligamentos, pese a que la artroscopia es un procedimiento altamente sensible en el diagnóstico y tratamiento,

es invasivo y tiene complicaciones potenciales que la hace sopesarse frente a sus beneficios.

Teniendo en cuenta que las secuencias volumétricas son complementarias al protocolo normal de rodilla, ya que entregan más información que las biplanares; la más usadas son las de origen espín eco, sin embargo, estudios previos demostraron que las secuencias eco gradientes entregan con mayor calidad las imágenes de rodilla, por lo que es de interés del tecnólogo médico en radiología realizar mejores adquisiciones de imágenes para lograr un óptimo diagnóstico. En nuestro medio existen pocos estudios sobre la eficacia diagnóstica de la RM en meniscopatía, y del reconocimiento de sus características mediante este examen.

Con los resultados de este estudio se espera mejorar la capacidad de reconocer las características de la rodilla, que nos permitirá revalorar a la RM como pilar diagnóstico de dicha patología. Los resultados de esta investigación podrían servir como fuente de información para futuros proyectos. Sus conclusiones podrán contribuir a generar nuevos algoritmos radiológicos. Esperando que sirva de orientación a los tecnólogos médicos en el área de radiología para la adquisición correcta de las imágenes y que puedan ser de valor diagnóstico.

## **1.3 OBJETIVOS**

### **1.3.1 Objetivo general**

- Evaluar el uso de la secuencia eco gradiente re combinada de eco múltiple en resonancia magnética de rodilla.

### **1.3.2 Objetivos específicos**

- Describir la visibilidad de imagen en la resonancia magnética de rodilla utilizando la secuencia volumétrica eco gradiente re combinada de ecos múltiples según los criterios establecidos.
- Describir la visibilidad de imagen en la resonancia magnética de rodilla utilizando la secuencia eco espín 3D según los criterios establecidos.
- Determinar las diferencias estadísticas del uso de ambas secuencias.
- Determinar la diferencia de visibilidad en cuanto a los datos sociodemográficos.

## **1.4 BASES TEÓRICAS**

### **1.4.1 BASE TEÓRICA**

#### **1.4.1.1. RESONANCIA MAGNÉTICA**

El fenómeno de resonancia magnética (RM) fue descrito por primera vez experimentalmente por Bloch y Purcell en 1946, por lo que ambos recibieron el Premio Nobel de Física en 1952. La técnica ha evolucionado rápidamente desde entonces, tras la introducción de Wide de imanes superconductores (hace aproximadamente 30 años), que permiten el desarrollo de aplicaciones clínicas. Las primeras imágenes clínicas de resonancia magnética se produjeron en Nottingham y Aberdeen en 1980, y la resonancia magnética (MRI) es ahora una herramienta clínica poderosa y ampliamente disponible. Este artículo cubre una breve sinopsis de los principios básicos de la IRM, seguida de una descripción general de las aplicaciones actuales en la práctica médica.<sup>7</sup>

La resonancia magnética (MR) es la tecnología de imagen más compleja disponible para los médicos. Mientras que la mayoría de las tecnologías de imágenes representan diferencias en una u ocasionalmente dos características tisulares, la imagen por resonancia magnética tiene cinco variables tisulares: densidad de espín, tiempos de relajación T1 y T2 y flujos y cambios espectrales, a partir de los cuales construir sus imágenes. Estas variables se pueden combinar de varias maneras seleccionando secuencias de pulsos y tiempos de pulso para enfatizar cualquier combinación deseada de características de tejido en la imagen. El usuario del sistema MR determina esta selección antes de recopilar los datos de imágenes. Si la selección no es óptima, el proceso de imagen debe repetirse a un costo de tiempo y recursos.

La selección óptima de los procedimientos de imágenes de RM y la interpretación adecuada de las imágenes resultantes requieren una comprensión profunda de los principios básicos de las imágenes de RM. Esta comprensión debería incluir al menos los rudimentos de cómo se produce una señal de imagen de RM y por qué se descompone con el tiempo; la importancia de las constantes de relajación; los principios de los métodos de escaneo como la recuperación de saturación, la recuperación de inversión y el eco de rotación; cómo se utilizan los datos obtenidos

por estos métodos para formar una imagen, y cómo se cumplen los datos de imágenes mediante procesos multicorte y volumétricos. Al seleccionar una unidad de imágenes de RM, es útil la información sobre diferentes diseños de imanes (resistivos, superconductores y permanentes). Aunque no se cree que los bioefectos estén asociados con un examen de RM, algunos conocimientos sobre los intentos de identificar bioefectos son útiles para aliviar la preocupación en los pacientes. <sup>8</sup>

## **GENERALIDADES**

Todos los núcleos atómicos consisten en protones y neutrones, con una carga neta positiva. Ciertos núcleos atómicos, como el núcleo de hidrógeno,  $1\text{ H}$ , o el núcleo de fósforo,  $31\text{ P}$ , poseen una propiedad conocida como "spin", que depende del número de protones. Esto puede concebirse como el núcleo girando alrededor de su propio eje, aunque esta es una analogía matemática. El núcleo en sí no gira en el sentido clásico, pero en virtud de sus partes constituyentes induce un momento magnético, generando un campo magnético local con los polos norte y sur. La descripción mecánica cuántica de este imán dipolar es análoga a la mecánica clásica de los objetos giratorios. El dipolo en sí es análogo a un imán de barra, con polos magnéticos alineados a lo largo de su eje de rotación. <sup>9</sup>

La aplicación de un fuerte campo magnético externo ( $B_0$ ) alinea el núcleo en paralelo o perpendicular al campo externo. Una solución líquida que contiene muchos espines nucleares, colocada dentro del campo  $B_0$ , contendrá espines nucleares en uno de los dos estados de energía: un estado de baja energía (orientado en paralelo al campo magnético) o un estado de alta energía (orientado perpendicularmente a la dirección del campo magnético). En sólidos o líquidos, tenderá a haber un exceso de giros en la misma dirección que  $B_0$ . Aunque un imán de barra se orientaría completamente paralelo o antiparalelo al campo, el núcleo tiene un momento angular debido a su rotación, por lo que girará, o precederá, alrededor del eje  $B_0$ . Este comportamiento a menudo se compara con el movimiento oscilante de un giroscopio bajo la influencia del campo magnético de la Tierra y explica el uso de "giro" para explicar lo que en realidad es un fenómeno mecánico cuántico. La velocidad de rotación alrededor de la dirección del campo es la frecuencia de



Larmor. Esto es proporcional a la intensidad del campo y se describe mediante la ecuación de Larmor .<sup>10</sup>

Los núcleos que poseen espín pueden excitarse dentro del campo magnético estático,  $B_0$ , mediante la aplicación de un segundo campo magnético de radiofrecuencia (RF)  $B_1$ , aplicado perpendicular a  $B_0$ . La energía de RF generalmente se aplica en pulsos cortos, cada uno dura microsegundos. La absorción de energía por el núcleo provoca una transición de niveles de energía más altos a más bajos y viceversa en la relajación. La energía absorbida (y posteriormente emitida) por los núcleos induce un voltaje que puede ser detectado por una bobina de alambre sintonizada adecuadamente, amplificada y mostrada como la "desintegración de inducción libre" (FID). En ausencia de pulsaciones continuas de RF, los procesos de relajación devolverán el sistema al equilibrio térmico. Por lo tanto, cada núcleo resonará a una frecuencia característica cuando se coloque dentro del mismo campo magnético. La energía requerida para inducir la transición entre los niveles de energía es la diferencia de energía entre los dos estados de espín nuclear. Esto depende de la intensidad del campo magnético  $B_0$  al que están sujetos los núcleos. La aplicación de un pulso de RF a la frecuencia resonante genera un FID. En la práctica, se aplican múltiples pulsos de RF para obtener múltiples FID, que luego se promedian para mejorar la relación señal-ruido (SNR). El FID promediado de señal es una señal de dominio de tiempo. Estará compuesto por contribuciones de diferentes núcleos dentro del entorno que se está estudiando (por ejemplo, agua libre y  $^1\text{H}$  unido al tejido). El FID promediado por señal se puede resolver mediante un proceso matemático conocido como transformación de Fourier, ya sea en una imagen (MRI) o en un espectro de frecuencia, que proporciona información bioquímica.<sup>9</sup>

## **GRADIENTES DE CAMPO**

La localización espacial de la señal MR en una región de interés requiere el uso de gradientes. Estas son variaciones adicionales espacialmente lineales en la intensidad del campo estático. Los gradientes se pueden aplicar en cualquier dirección ortogonal utilizando los tres conjuntos de bobinas de gradiente,  $G_x$ ,  $G_y$  y  $G_z$ , dentro del sistema MR. La precesión más rápida o más lenta se detecta como una señal de MR

más alta o más baja. Por lo tanto, las mediciones de frecuencia se pueden utilizar para distinguir las señales de MR en diferentes posiciones en el espacio y permitir la reconstrucción de imágenes en tres dimensiones.<sup>10</sup>

## **BOBINA DE RADIOFRECUENCIA**

Las bobinas del transmisor y el receptor pueden ser piezas de hardware separadas o individuales, dependiendo del área del cuerpo bajo examen y del experimento que se realiza. Al aplicar el punto B1 se aplica mediante una bobina transmisora envolvente, que rodea uniformemente el área de interés, como una bobina de cabeza. La bobina del receptor consiste en un bucle de cable, que puede colocarse directamente sobre la región de interés o combinarse dentro de la bobina del transmisor. Las bobinas de matriz en fases implican una serie de bobinas que reciben la señal MR simultáneamente e independientemente de una sola excitación. Si cada bobina está conectada a un receptor separado, entonces el ruido entre las bobinas no está correlacionado, lo que resulta en una relación señal/ruido más alta que si las bobinas estuvieran conectadas a un solo receptor. Los algoritmos matemáticos se pueden emplear para combinar los datos de las bobinas individuales para generar una imagen reconstruida óptima.<sup>10</sup>

## **IMÁGENES PARALELAS**

La imagen paralela es una técnica de RM diseñada para reducir el tiempo de exploración. La codificación de sensibilidad (SENSE<sup>™</sup>, Philips) y la adquisición simultánea de armónicos espaciales (SMASH) son dos ejemplos. SENSE funciona a través del submuestreo de los datos de MR y mediante la recopilación de datos simultáneamente de múltiples bobinas de imágenes. La reconstrucción de los datos requiere un conocimiento preciso de las sensibilidades de las bobinas individuales antes de la adquisición de los datos. Por lo tanto, una exploración de referencia que adquiere datos de bobina individual de baja resolución se adquiere antes de la secuencia de imagen principal. Por lo tanto, un factor SENSE de 2 puede reducir el tiempo de imagen hasta en un 50%. Sin embargo, con factores SENSE más altos puede haber una cantidad decreciente de señal MR que se registra.<sup>10</sup>

## **EL ESCÁNER DE RESONANCIA MAGNÉTICA**

Los escáneres de resonancia magnética de diagnóstico actuales utilizan imanes superconductores criogénicos en el rango de 0.5 Tesla (T) a 3 T. En comparación, el campo magnético de la Tierra es 0.5 Gauss (G), que es equivalente a 0.00005 T. Enfriando el imán a una temperatura cercana al cero absoluto (0 K) permite que se lleven a cabo corrientes tan enormes; esto se realiza más comúnmente por inmersión en helio líquido. Hasta hace poco, la mayoría de las investigaciones clínicas se realizaban con una intensidad de campo de 1,5 T. Sin embargo, los sistemas 3 T ahora están ampliamente disponibles y se utilizan regularmente en el entorno de la investigación, donde se exploran y optimizan las capacidades de los sistemas 3 T. Las ventajas de los sistemas de mayor intensidad de campo incluyen una mejor relación señal-ruido (SNR), mayor resolución espectral, espacial y temporal, y una cuantificación mejorada. La SNR mejorada puede cambiarse para permitir un tiempo de imagen reducido. Las desventajas inherentes incluyen susceptibilidad magnética, artefactos de corrientes parásitas e inestabilidad del campo magnético. <sup>11</sup>

La susceptibilidad magnética es el grado de magnetización que exhibe un tejido o material en respuesta a un campo magnético. Esto puede tener un efecto beneficioso o perjudicial en la calidad general de la imagen. Los artefactos de susceptibilidad magnética son más prominentes a 3 T en comparación con 1.5 T. El fenómeno puede ser beneficioso en la resonancia magnética funcional o de difusión al mejorar los contrastes de tejido, pero es desventajoso al producir vacíos de señal en las interfaces aire / tejido en las secuencias de difusión. Una corriente de Foucault es una corriente inducida generada debido a la interacción entre el campo magnético que cambia rápidamente y las estructuras conductoras dentro del escáner MRI. Las corrientes de Foucault pueden conducir a perturbaciones en el campo de gradiente, reduciendo la resolución de la imagen MR posterior. <sup>12</sup>

## **RESONANCIA MAGNÉTICA DE RODILLA**

El valor de las imágenes por resonancia magnética (IRM) para la imagen de la rodilla fue evidente casi inmediatamente después de la introducción de esta modalidad a

principios de la década de 1980. Con la introducción de bobinas especiales de extremidad estrechamente acopladas, sistemas de campo alto (1.5 a 7.0 T), sistemas abiertos, unidades de extremidades y otros avances técnicos, la utilidad de la resonancia magnética en la rodilla se ha expandido drásticamente. Estas capacidades han hecho de las imágenes de rodilla una de las aplicaciones de resonancia magnética más aceptadas. Los estudios han demostrado que la MRI es igualmente efectiva cuando lo solicitan los cirujanos ortopédicos y los médicos de atención primaria. La MRI también se ha demostrado como una técnica rentable al reducir las intervenciones quirúrgicas o artroscópicas innecesarias. La precisión diagnóstica mejorada se ha demostrado claramente y la MRI resultó en cambios en el manejo del paciente en el 41% de los pacientes. Los exámenes de RM obtenidos antes de estudios artroscópicos más costosos pueden reducir la necesidad de artroscopia en hasta el 42% de los pacientes. La literatura más reciente de Alioto et al. reveló que los exámenes de MR alteró beneficiosamente los planes de tratamiento del cirujano ortopédico en el 18% de los pacientes. Además, encontraron que la resonancia magnética era más útil en el proceso de toma de decisiones cuando la patología involucraba el menisco o las superficies condrales. La resonancia magnética no fue tan útil para evaluar la insuficiencia del ligamento cruzado anterior (LCA).<sup>13</sup>

## **TÉCNICAS**

Las técnicas utilizadas para evaluar la rodilla deben adaptarse a la indicación clínica y al sistema de imágenes que se emplea. Aunque se pueden usar muchas técnicas y planos de imagen, la siguiente discusión está orientada hacia el examen de detección de rutina que se usa comúnmente para evaluar la mayoría de los trastornos articulares y periarticulares de la rodilla.

### **Posicionamiento y Selección de Bobina**

Típicamente, el paciente se coloca en posición supina con la rodilla colocada en una bobina de extremidad estrechamente acoplada (Fig. 1). La rodilla puede rotarse externamente 15 ° a 20 ° para facilitar la visualización del LCA en imágenes sagitales. Esta práctica no se realiza rutinariamente en todos los centros de resonancia magnética. La rodilla debe flexionarse ligeramente (5° a 10°) para

aumentar la precisión de la evaluación del compartimento rotulofemoral y la alineación rotuliana.<sup>14</sup>

La flexión o hiperextensión excesiva no permite una evaluación precisa de la alineación rotuliana. Se pueden requerir diferentes sistemas y posiciones de la bobina si se requieren estudios de movimiento para la evaluación patelofemoral. En la mayoría de los casos se usa una bobina de volumen para imágenes de 1.5 y 3.0 T. Antonio et al. agregó imágenes dirigidas utilizando una bobina de recepción de bucle de 4 cm para obtener más detalles en el área de interés. Se utiliza un campo de visión de 10 cm con una matriz de  $256 \times 512$  (mostrada en  $512 \times 512$ ). La mayoría de los generadores de imágenes de campo alto permiten un movimiento más limitado que los pórticos abiertos de las unidades de campo más bajo. Las nuevas unidades de extremidades también limitan las opciones de posicionamiento.<sup>15</sup>

### **Secuencias de pulso / planos de imagen**

Al seleccionar las secuencias de pulso, los médicos tienen muchas opciones: secuencias de eco de giro, secuencias de eco de giro rápido (FSE), varias secuencias de eco de gradiente (GRE), imágenes de difusión ponderadas e imágenes tridimensionales (Tabla 7.1). Los requisitos de contraste en las imágenes de rodilla requieren alguna variación en las secuencias. Las imágenes de desgarros meniscales se obtienen mejor con secuencias de resonancia magnética que no tienen un peso puramente T1 o T2.<sup>16-18</sup>

Otras estructuras, como los ligamentos, se evalúan mejor con imágenes ponderadas en T2. Un requisito técnico que no debe subestimarse es la necesidad de utilizar una geometría de imagen adecuada. El menisco y los ligamentos cruzados son estructuras complejas, y no es razonable esperar poder evaluarlos de manera confiable utilizando una orientación de corte único.<sup>19,20</sup>

Las secuencias de pulso que ahora están ampliamente disponibles para imágenes de rodilla incluyen técnicas de spin-echo y FSE, técnicas GRE, versiones tridimensionales de transformación de Fourier (3DFT). También se pueden seleccionar secuencias de recuperación de tiempo de inversión corta (STIR) y FSE

STIR. En la categoría spin-echo, podemos considerar secuencias cortas de tiempo de repetición / tiempo de eco (TR / TE) y secuencias largas de múltiples secuencias TR. En este momento, parece haber poco para recomendar el uso exclusivo de secuencias cortas de eco de giro TR / TE para imágenes de rodilla. Aunque técnicamente poco exigentes, se adquieren rápidamente y son sensibles a las lesiones de la médula espinal, solo proporcionan un bajo contraste para las lesiones meniscales, no son adecuadas para demostrar lesiones ligamentosas agudas o la interfaz entre el líquido articular y el cartílago articular, y requieren una ventana especial durante la fotografía. Las largas secuencias de giro Multi-Echo TR son muy efectivas para la imagen de la rodilla. Un primer eco corto proporciona un contraste intermedio que es excelente para identificar lesiones meniscales, y un segundo eco largo proporciona un contraste ponderado en T2 que es crítico para la evaluación de los ligamentos cruzados y otras estructuras.<sup>21</sup>

Un enfoque comúnmente utilizado para obtener imágenes de rodilla es realizar adquisiciones sagitales y coronales de spin-echo (Fig. 2). También obtenemos imágenes axiales, aunque ya no buscamos la utilidad de los planos de imagen radial. El enfoque técnico exacto dependerá del hardware de imagen utilizado. Hemos encontrado que los parámetros resumidos en la Tabla 7.1 son eficientes y confiables usando un generador de imágenes de 1.5 T. Las secuencias TR largas de múltiples secuencias tienen las ventajas de un alto rendimiento de corte (en términos de imágenes por unidad de tiempo) y características de contraste favorables. Tienen la desventaja de requerir tiempos de adquisición más largos, y las largas imágenes TE T2 son técnicamente exigentes en términos de rendimiento de la cámara.<sup>22,23</sup>

En los últimos años, las nuevas secuencias FSE han reemplazado esencialmente las secuencias convencionales de eco de espín. Estas secuencias permiten, en teoría, una adquisición de datos más rápida con ecos de espín repetidos después de un pulso de 180 °. Los ecos tienen diferentes grados de codificación de fase y todos contribuyen a una sola imagen. Hemos utilizado esta técnica con moderación en la rodilla, ya que las secuencias FSE TE de acción corta y larga parecen tener menos supresión de contrapeso que las secuencias convencionales de spin-eco, aunque las secuencias se pueden realizar en la mitad del tiempo.<sup>24, 25</sup>

Cuando seleccionamos secuencias FSE, generalmente agregamos supresión de grasa. Rubin et al. informaron que las secuencias FSE eran menos útiles que las secuencias convencionales de spin-eco para la detección de desgarros meniscales. Escobedo et al.<sup>38</sup> informaron que las secuencias de FSE con un tren de eco corto eran comparables a las imágenes de densidad de protones (SE 2,000 / 20) y podían realizarse en 5 minutos y 20 segundos en comparación con 7 minutos y 38 segundos para las secuencias de Spin echo.<sup>26</sup>

Las técnicas GRE (Fig. 3) han visto un uso creciente de imágenes musculoesqueléticas en los últimos años. Proporcionan capacidades interesantes en términos de contraste y velocidad. Estas técnicas se pueden dividir ampliamente en secuencias de "estado estable", como el estado estable recuperado por gradiente (GRASS) y la obtención de imágenes rápidas con precesión libre de estado estable (FISP), y secuencias "estropeadas", como disparo único Ángulo rápido (FLASH) y GRASS dañado.<sup>27,28</sup>

Comúnmente usamos imágenes de estado estable de doble eco (DESS) para nuestro examen rutinario de rodilla en el plano coronal. Las adquisiciones de GRE multicorte se pueden realizar de dos maneras: adquiriendo secuencialmente cada sector individualmente, adquiriendo los sectores de forma intercalada, imágenes de espín-eco similares. En la primera alternativa, el TR debe ser muy corto para que el tiempo total de obtención de imágenes para adquirir el conjunto completo de cortes no sea excesivamente largo. Resulta que para las imágenes de rodilla con GRE, el enfoque de TR corto, secuencial y de corte único es menos favorable que un enfoque de TR multicorte largo. En la aplicación específica de imágenes de rodilla, el TR más largo del enfoque intercalado tiene el efecto de mejorar el contraste y las características de señal a ruido de las imágenes, en comparación con los ecos de gradiente TR cortos (Tabla 7.1). Los GRE de TR largo y TE medio proporcionan un excelente contraste para delinear desgarros meniscales. Una ventaja de esta técnica es que no se requieren ventanas especiales de las imágenes en la fotografía. Las secuencias GRE de TR largas pueden proporcionar un contraste ponderado en T2 muy pronunciado para representar lesiones ligamentosas. Las imágenes Long-TR GRE parecen tener capacidades especiales para representar lesiones condrales y osteocondrales como se

muestra en estas imágenes, pero aún no se han explorado por completo. La mayoría de los autores ahora abogan por la adquisición de 3DFT para imágenes de rodilla. La gran atracción de esta técnica es que un conjunto de datos de volumen de alta resolución puede procesarse retrospectivamente para generar cualquier plano de sección arbitrariamente orientado (Tabla 7.1). Las imágenes tridimensionales pueden ser particularmente útiles para evaluar el cartílago articular <sup>29,30</sup>

Las siguientes son las ventajas de la imagen tridimensional: La capacidad de adquirir secciones delgadas sin espacios y el potencial de renderizado y reformato tridimensional. La desventaja de las imágenes 3DFT es que los costos incluyen un requerimiento significativamente mayor de recursos como potencia de cómputo, memoria, pantalla y almacenamiento. Otras preocupaciones menos establecidas son que los exámenes pueden tomar más tiempo para interpretar, dado que se deben ver más secciones y que puede haber una penalización en la señal, el ruido y el contraste, lo que acompaña el requisito de resolución isotrópica en imágenes tridimensionales. Esto se impone por el corto tiempo de repetición que debe usarse. Las secuencias adicionales comúnmente empleadas o utilizadas como alternativas incluyen secuencias FSE STIR, imágenes FSE ponderadas en T2, y ocasionalmente realizar imágenes axiales ponderadas en T2 convencionales para la evaluación de lesiones en masa. Las secuencias STIR rápidas son útiles para la detección de anomalías sutiles de tejidos blandos y médula (Tabla 7.1). <sup>31,32</sup>

El ácido pentaacético de gadolinio-dietilentriamina (Gd-DTPA) también se ha utilizado para evaluar la rodilla. Sin embargo, no se ha establecido claramente la necesidad de un medio de contraste intraarticular para los exámenes convencionales de la rodilla. El gadolinio intravenoso puede ser útil en ciertas artropatías para mejorar la sinovial y el líquido articular y para evaluar el cartílago y reparaciones meniscales. <sup>33-35</sup>

## **ANATOMÍA**

Los múltiples planos de imagen utilizados para evaluar la rodilla aumentan la necesidad de comprender completamente la anatomía articular y periarticular en todos los planos de imagen de uso común. Además, un conocimiento profundo de



esta anatomía es esencial. Seleccione adecuadamente planos de imagen especiales para demostrar adecuadamente ciertas estructuras anatómicas.<sup>36-38</sup>

### **Anatomía ósea y articular**

La rodilla está formada por las articulaciones condilares femorales y tibiales. La articulación tibiofibular, aunque a menudo se considera parte de la rodilla, no es realmente una parte de la verdadera articulación de la rodilla. La rodilla es principalmente una articulación articulada que está protegida anterior y posterior por músculos con uniones ligamentosas especiales a la cápsula.<sup>39</sup>

Las superficies articulares de los cóndilos femorales y los cóndilos tibiales están cubiertas con cartílago hialino. El cartílago hialino tiene cuatro zonas con variaciones en los condrocitos, la orientación de las fibras de colágeno y los proteoglicanos. Las características de la imagen de RM descrita en el cartílago articular normal y anormal se deben a la variación en el contenido normal del cartílago hialino. El cartílago normal es 60% a 80% de agua. El colágeno constituye el 50% del peso del cartílago y los proteoglicanos contribuyen del 30% al 35%.<sup>40</sup>

Los cóndilos femorales son ovales en la parte delantera y redondeados en la parte posterior para proporcionar una mayor estabilidad en la extensión y un mayor movimiento y rotación en la flexión. El cóndilo femoral medial es más grande e importante en la transmisión de carga a través de la rodilla. Los cóndilos tibiales medial y lateral forman la porción articular expandida de la tibia. Los cóndilos están separados por la eminencia intracondilar que sirve para la unión cruzada. La eminencia intercondilar tiene tubérculos medial y lateral. Las superficies que soportan el peso de los cóndilos tibiales y femorales están separadas por meniscos fibrocartilaginosos. Los meniscos son triangulares cuando son tangencialmente y más gruesos lateralmente que medialmente.<sup>39</sup>

La rótula es el hueso sesamoideo más grande del cuerpo y se desarrolla en el tendón del cuádriceps (mecanismo extensor). La retinacula rotuliana está formada por expansiones en el tendón y la fascia del cuádriceps que se extienden desde los lados de la rótula hasta los cóndilos femoral y tibial. La rótula se divide en varios tipos de

Wiberg. Las facetas medial y lateral son del mismo tamaño en el tipo I. El tipo II, la configuración más común, tiene una faceta medial más pequeña que la lateral. El tipo III tiene una faceta medial muy pequeña que es convexa y una faceta lateral grande y cóncava. Ambas facetas están cubiertas con cartílago hialino y se ven más fácilmente en las imágenes axiales de RM. <sup>41,42</sup>

La cápsula de la rodilla está revestida con una membrana sinovial que se subdivide en varios compartimentos comunicantes. Anteriormente, la membrana sinovial se unía a los márgenes articulares de la rótula. Desde los lados medial y lateral, la membrana sinovial se extiende circunferencialmente, en contacto con la retinacula. Desde la parte inferior de la rótula, la membrana sinovial se extiende hacia abajo y hacia atrás y está separada del ligamento rotuliano por la almohadilla de grasa infrapatelar. En el margen inferior de la rótula hay un pliegue central, el pliegue sinovial infrapatelar que a veces también se llama ligamento mucoso. Esta estructura está unida por dos pliegues o pliegues alar menores que se extienden hacia abajo desde los lados de la rótula. A medida que el pliegue sinovial se extiende hasta la muesca femoral, se une a la fosa intracondilar del fémur arriba. La membrana se despliega en sus lados medial y lateralmente para cubrir el frente y los lados de la unión femoral del ligamento cruzado posterior (PCL). Más abajo, la membrana sinovial continúa hacia el área intracondilar de la tibia que cubre la unión del LCA. Debido al hecho de que el pliegue se une tanto al fémur como a la tibia, de hecho, divide la rodilla en cavidades sinoviales media y lateral separadas por el espacio extra-sinovial que alberga los ligamentos cruzados. La membrana sinovial se extiende superiormente desde el margen superior de la rótula durante una distancia variable y se aplica estrechamente al músculo cuádriceps. Luego se refleja en la cara frontal del fémur. Esto forma el saco suprapatelar que se encuentra entre los cuádriceps y el margen anterior del fémur. <sup>43</sup>

A lo largo de los aspectos medial, lateral y posterior de la cápsula, la membrana sinovial se adhiere al fémur en los bordes de las superficies articulares en la parte posterior. Media y lateralmente, pasa desde los márgenes articulares hacia abajo para unirse a los márgenes articulares de los cóndilos tibiales. El espacio intrasinovial que se extiende desde la fosa intracondilar superior al área intracondilar de la tibia aloja

inferiormente los ligamentos cruzados. Los ligamentos cruzados están, por lo tanto, cubiertos por la membrana sinovial superior, medial, lateral y anterior, pero no posteriormente. Posterolateralmente, la membrana sinovial está separada de la cápsula fibrosa por el tendón poplíteo. No es inusual identificar una bolsa a lo largo del tendón poplíteo que se comunica con el espacio articular posterolateralmente. Las otras bolsas comunes alrededor de la rodilla se enumeran en la Tabla 7. También hay una extensión sinovial lateral que puede estar implicada en el síndrome de la banda iliotibial.<sup>13</sup>

La cápsula fibrosa y los ligamentos periarticulares de la rodilla son importantes para el soporte y deben entenderse si se desea evaluar completamente las imágenes de RM de la rodilla. Anteriormente, la cápsula de la rodilla se reemplaza esencialmente por el cuádriceps y su tendón, la rótula, y el ligamento rotuliano y la retinacula. Medial y lateralmente, la cápsula se une al fémur justo fuera de la membrana sinovial y se extiende desde el margen articular de los cóndilos femorales hasta el margen articular de la tibia. Lateralmente, el soporte ligamentoso primario es proporcionado por el ligamento colateral lateral o fibular. El ligamento colateral lateral está claramente separado de la cápsula. Las estructuras de soporte posterolateral son restricciones para prevenir la angulación en varo y la rotación externa de la tibia. Las restricciones principales son los ligamentos fabellofibular y arqueado y el músculo poplíteo y el tendón. El ligamento coronario, el ligamento de Winslow y el ligamento colateral lateral son secundarios. restricciones.<sup>44,45</sup>

La cápsula medial está soportada por el ligamento colateral medial o tibial. Las características mediales únicas incluyen el hecho de que el ligamento colateral medial (MCL) se combina con la cápsula y el menisco medial se une a la cápsula. Las estructuras de soporte posteromediales se dividen clásicamente en tres capas. La primera capa o la capa superficial está compuesta de extensiones fasciales del sartorio y el vasto interno. La capa intermedia consiste en el MCL y el ligamento oblicuo posterior. El MCL se extiende desde el cóndilo femoral para unirse a la tibia de 5 a 7 cm por debajo de la línea de la articulación y profundamente a los tendones de la gracilis y la semitendinosus. El ligamento oblicuo posterior se encuentra posterior al MCL y se extiende desde el tubérculo aductor hasta el menisco

posteromedial. La tercera capa o capa profunda es la cápsula articular. El ligamento coronario es la porción de la cápsula a la que está unido el menisco. la tibia. Este ligamento tiene cierta laxitud que permite un ligero movimiento de los meniscos en la tibia. <sup>46</sup>

Los ligamentos cruzados son intraarticulares, pero se encuentran fuera del compartimento sinovial de la rodilla y están cubiertos por la membrana sinovial anterior, medial y lateralmente, pero no posteriormente. El LCA surge de la superficie no articular anterior del área intracondilar de la tibia adyacente al cóndilo medial. Se extiende oblicua, superior y posterior para unir el lado medial del cóndilo femoral lateral. El LCA tiene una variabilidad significativa en su apariencia y es típicamente más delgado y más largo que el cruzado posterior. Esto y su curso oblicuo explican algunas de las dificultades encontradas en la evaluación de esta estructura con MRI (Fig. 7.15A). El LCA tiene aproximadamente 32 mm de longitud y contiene dos secciones funcionales denominadas bandas anteromediales y posterolaterales. Los términos utilizados para cada banda o paquete están relacionados con sus respectivas inserciones en la tibia. Los paquetes son paralelos en extensión y retorcidos 90° durante la flexión de la rodilla. El haz anteromedial alcanza la tensión máxima a 60 ° a 90 ° de flexión. El paquete posterolateral es laxo durante la flexión y se pone tenso durante la extensión. Los paquetes de LCA resisten la traducción anterior de la tibia en el fémur. La banda posterolateral mantiene la estabilidad rotacional en la rodilla. <sup>47</sup>

La PCL es la restricción principal para la traducción posterior de la rodilla. La PCL también es un soporte secundario para varo, valgo y rotación externa de la rodilla. Al igual que el LCA, está compuesto por dos haces distintos. El haz anterolateral está tenso a aproximadamente 90 ° de flexión y el haz posteromedial está tenso cerca de la extensión completa. La PCL surge del área intercondilar posterior y pasa oblicuamente hacia arriba y hacia adelante en un plano casi sagital para unirse a la fosa intercondilar anterior de la superficie lateral del cóndilo femoral medial (Figs. 7.12 y 7.15). El cruzado posterior, debido a su mayor diámetro transversal y su curso sagital recto, se identifica constantemente en Imágenes sagitales de RM. <sup>48</sup>

Los meniscos de la rodilla están compuestos por tres capas de colágeno. Estos haces de colágeno están orientados longitudinalmente con fibras radiales interpuestas entre estas capas desde la periferia hasta el ápice del menisco. Se ha sugerido que la orientación de las capas explica el origen de la mayoría de las roturas meniscales, ya que parecen alinearse con el eje de las fibras de colágeno. Los meniscos fibrocartilagosos tienen una forma diferente, con el menisco medial siendo más grande y grueso en diámetro transversal posterior que anterior. El menisco lateral tiene más forma de C y un ancho uniforme. A pesar de la diferencia de forma, el menisco medial cubre menos superficie articular (50%) en comparación con el 70% de cobertura del menisco lateral. Existen varios aditamentos ligamentosos que pueden causar confusión en las imágenes de RM. Por ejemplo, la asta posterior del menisco lateral se aplica estrechamente a la PCL y puede emitir una banda de fibras, denominada ligamento meniscofemoral, que sigue a la PCL hasta su unión en el fémur. Entre los cuernos anteriores del menisco medial y lateral hay una banda transversal de fibras denominada ligamento transversal de la rodilla. Esto puede confundirse fácilmente con una rotura meniscal anterior, especialmente en el lado medial. Otra variante, el ligamento meniscomeniscal, también puede confundirse con la patología meniscal. El ligamento meniscomeniscal medial se extiende desde la asta anterior del menisco medial hasta la asta posterior del menisco lateral. El ligamento meniscomeniscal lateral se extiende desde el menisco anterolateral al posteromedial. Las uniones centrales de ambos meniscos se definen como los ligamentos de la raíz anterior y posterior. La porción interna del menisco triangular es avascular y recibe nutrición de la membrana sinovial. El menisco periférico tiene un rico aporte vascular, por lo que las lágrimas periféricas pueden curar.<sup>39-41</sup>

Hay varias almohadillas de grasa alrededor de la rodilla ubicadas entre la cápsula articular y el revestimiento sinovial de la rodilla. En la cara anterior de la rodilla hay tres almohadillas de grasa que incluyen Hoffa, suprapatelar anterior (cuádriceps) y una almohadilla de grasa suprapatelar posterior anterior a el fémur. La almohadilla de grasa Hoffa está bordeada por el polo inferior de la rótula superior, el tendón rotuliano anterior, la cápsula articular posterior y la bolsa infrapatelar profunda inferior. El ligamento transversal se puede ver en el aspecto posterior de la almohadilla de grasa Hoffa.<sup>49</sup>

## **Secuencias tridimensionales de pulso MRI**

Se ha estudiado y utilizado una variedad de secuencias de pulsos de resonancia magnética 3D en la práctica clínica. Estos incluyen secuencias de adquisición de eco de gradiente y FSE 3D (Tabla 1).

### **Secuencias de pulso 3D de eco degradado**

De las secuencias de pulso de gradiente de eco 3D, el eco recuperado de gradiente estropeado ponderado en T1 (SPGR) (Fig. 3) y las secuencias FLASH han sido las adquisiciones volumétricas 3D más utilizadas, particularmente para la evaluación del cartílago articular. Las desventajas potenciales de estas técnicas de imagen en 3D con eco de gradiente incluyen tiempos de adquisición relativamente largos y sensibilidad inherente a los efectos de desfase y susceptibilidad intravoxel, que pueden ser problemáticos en la imagen de pacientes postoperatorios. Estas secuencias de pulso se obtienen típicamente con supresión de grasa o excitación del agua para reducir el artefacto de desplazamiento químico entre el agua y la grasa en las interfaces del tejido agua-grasa y para aumentar el rango de contraste dinámico de las imágenes resultantes.

Una técnica de imagen basada en la excitación del agua, como la que se usa comúnmente con las adquisiciones de FLASH, permite la excitación selectiva de protones no unidos a la grasa sin la necesidad de un pulso de supresión de grasa espectral y con la ventaja de reducir los tiempos inherentes de adquisición de imágenes. Otras técnicas de resonancia magnética de eco de gradiente 3D incluyen el estado estable de eco dual (DESS), la combinación de imágenes de datos multiecho (MEDIC) (Fig. 4) y la precesión libre de estado estable (SSFP), tales como imágenes rápidas verdaderas con precesión en estado estacionario (FISP verdaderas) y proyección isotrópica ampliamente submuestreada (VIPR) -SSFP. Estas técnicas producen imágenes con líquido articular de alta intensidad de señal y los efectos artrográficos asociados para la detección de anomalías del cartílago morfológico de superficie en comparación con el líquido articular característico de baja intensidad de señal en imágenes obtenidas con secuencias de pulso SPGR. Reeder y col. describió una adquisición de SSFP con una técnica multipunto de separación de grasa-agua

MRI. La separación resultante de grasa y agua con tales adquisiciones de imágenes es relativamente inmune a las inhomogeneidades del campo magnético, y el tiempo de imagen es considerablemente más corto que con las secuencias de pulsos SPGR. Sin embargo, las desventajas potenciales de las secuencias de pulso SSFP son una mayor sensibilidad a los artefactos de susceptibilidad y fenómenos de ángulo mágico.

A pesar de estos desarrollos y modificaciones, la imagen de eco de gradiente de los tejidos musculoesqueléticos muestra características de contraste de imagen diferentes a las de las secuencias de pulso FSE comúnmente utilizadas en la evaluación de las articulaciones. Esta diferencia puede limitar su adopción en la práctica clínica como un reemplazo viable para las secuencias de pulso estándar 2D FSE.<sup>50</sup>

### **Secuencias tridimensionales de pulso de eco de giro rápido**

En un intento por hacer coincidir más estrechamente las características de contraste de la imagen de las secuencias de pulso FSE utilizadas habitualmente, los investigadores han estudiado las secuencias de pulso 3D FSE que implican imágenes paralelas, trenes de eco largos y grandes factores turbo para reducir el tiempo de imágenes 3D FSE. Las similitudes en las características de contraste con las secuencias FSE más utilizadas habitualmente harían que estas secuencias de pulso sean una opción más atractiva que las secuencias de pulso 3D de eco degradado.

Dichas secuencias de pulsos 3D FSE incluyen la perfección de muestreo con contraste optimizado para la aplicación con diferentes evoluciones de ángulo de giro (SPACE) (Figs. 1D – 1F) y adquisición extendida de tren de eco (XETA) y adquisición de cubo FSE. La ponderación del contraste de la imagen con tales técnicas de adquisición se puede ajustar de acuerdo con los ángulos de giro de reenfoque utilizados para producir la ponderación T1, intermedia y T2 con o sin supresión de grasa. La adición de supresión de grasa a las imágenes XETA o FSE-Cube no prolonga el tiempo de adquisición. Friedrich y col. realizaron una evaluación cuantitativa y cualitativa de los tejidos musculoesqueléticos con varias secuencias de resonancia magnética en 3D a 3 T, incluyendo FISP, FLASH y ESPACIO verdaderos. También investigaron DESS ponderado individualmente, que

combinó imágenes FISP con imágenes rápidas invertidas con imágenes de precesión en estado estacionario (PSIF). La relación señal / ruido (SNR) observada para el cartílago fue más alta para el ESPACIO seguido de DESS, FLASH y FISP verdadero. Con respecto a la relación de contraste de cartílago a fluido a ruido (CNR), cuya optimización es crítica en la evaluación del cartílago articular, FLASH tuvo un CNR sustancialmente más bajo que DESS, FISP verdadero y ESPACIO. Los autores también señalaron que las adquisiciones de ESPACIO y FLASH fueron menos sensibles a los artefactos, siendo el verdadero FISP particularmente susceptible a los artefactos. En otra investigación, el cartílago tenía una SNR alta en las imágenes XETA, aunque la CNR de cartílago a fluido era más baja que la observada con secuencias de FSE 2D de peso intermedio.<sup>50</sup>

## SEÑAL DE RESONANCIA MAGNÉTICA

La señal es una representación de la magnetización MR medida de un vóxel o colección de vóxeles. Cuando se mide en una colección de vóxeles, como en una región de interés (ROI) que abarca una lesión, órgano o región prescrita en un uniforme En segundo plano, la señal se promedia sobre cada uno de los N píxeles en el ROI:

$$S_{\text{mean}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N S_i$$

Donde  $S_i$  es la señal en el  $i$ th píxel, y la suma  $\Sigma$  suma la señal de todos los N píxeles,  $i = 1$  a N. La división por N toma la media de esas N señales mediciones. Cuando se adquieren datos de imagen, los valores de ganancia del receptor RF se ajustan a asegúrese de que las señales medidas estén en el rango dinámico correcto para la recolección y almacenamiento. Como las señales de MRI se almacenan en formato digital, el rango dinámico típico de la señal de un vóxel es una potencia de dos: la digitalización de 12 bits da como resultado  $2^{12}$  o 4.096 valores de señal posibles, la digitalización de 14 bits da como resultado  $2^{14}$  o 16.384 señales posibles valores, al igual que en la mamografía digital. Como típicamente se incluye cero, magnitud las



señales medidas en un escáner MR varían de 0 a 4095 para la digitalización de 12 bits, 0 a 16,383 para digitalización de 14 bits. <sup>51</sup>

## **RUIDO EN LA IMÁGEN DE RESONANCIA MAGNÉTICA**

Ruido es un término general que describe las variaciones de píxel a píxel en la señal. El ruido en una región de interés local (ROI) puede describirse por la desviación estándar de los valores de señal de píxeles en esa región:

$$\sigma = \frac{1}{(N-1)} \sqrt{\sum_{i=1}^N (S_i - S_{\text{mean}})^2}$$

donde  $\sigma$  es la desviación estándar del valor de la señal, N es el número de píxeles contenidos en el ROI, el símbolo S indica la suma de todos los N píxeles en el ROI, y la suma tomada es el cuadrado de la diferencia entre la señal de cada píxel individual ( $S_i$ ) y la media de las señales promediadas sobre todos los N píxeles,  $S_{\text{mean}}$ , definidos en la ecuación. Se toma la raíz cuadrada de la suma completa antes de dividirla por el número de grados de libertad, N-1. Cuanto mayor sean las desviaciones de la media para cada píxel individual, cuanto mayor sea la desviación estándar medida o el ruido.

Hay dos tipos principales de ruido. El primero es el ruido gaussiano, también descrito como ruido aleatorio o "moteado cuántico", que es una variación de señal no estructurada de píxel a píxel. El ruido gaussiano es responsable de la apariencia de "sal y pimienta" de una imagen de un fantoma uniforme. Se debe a fluctuaciones aleatorias en la medida señal de punto de datos a punto de datos o vista a vista, incluso en un objeto uniforme. Eso puede deberse a fluctuaciones en la electrónica o fluctuaciones de la señal en la muestra. El segundo tipo de ruido es el ruido estructurado, que aparece como líneas, rayas o manchas que son más claras u oscuras que el tejido normal. El ruido estructurado es el tipo de ruido que ocurre en los artefactos de la imagen (p. Ej., Movimiento fantasma, artefactos de truncamiento, artefactos de envoltura). Tanto moteado cuántico como estructurado el ruido puede

confundir la interpretación de la imagen al enmascarar la visibilidad de las lesiones de bajo contraste. El ruido se mide mejor desde el fondo de una imagen clínica.<sup>51</sup>

### **RELACIÓN SEÑAL RUIDO**

Las relaciones señal / ruido (SNR) describen la señal en un solo tejido en relación con las variaciones de píxel a píxel en ese tejido o las variaciones de píxel a píxel en un tejido de fondo. La relación señal / ruido representan mejor la calidad de imagen que la señal o ruido solo, ya que tanto la señal como el ruido afectan la capacidad de detectar estructuras o lesiones de bajo contraste. Para una región de imagen con señal  $S$  y ruido  $\sigma$ , SNR se define como la relación de dos:

$$\text{SNR} = S/\sigma.$$

SNR es una buena métrica para la calidad general de la imagen, ya que describe cuantitativamente cómo tanto la señal se eleva por encima de las variaciones de píxel a píxel. En general, cuanto mayor sea la SNR en una imagen, la imagen más suave y atractiva es para el lector.

### **RELACIÓN CONTRASTE RUIDO**

El contraste se refiere a la diferencia de señal entre una lesión y su fondo. Contraste a ruido se define como la relación entre la diferencia de señal (contraste) y el ruido. nivel en la imagen:

$$\text{CNR} = \frac{(S_{\text{lesion}} - S_{\text{background}})}{\sigma}$$

CNR es una excelente métrica cuantitativa para la detección de lesiones de bajo contraste, ya que describe la diferencia entre la señal de lesión y la señal de fondo se eleva por encima de las variaciones de píxel a píxel, ya sea en el fondo o en ambos tejidos. Es una práctica común medir la desviación estándar (ruido) en el tejido de fondo solo, ya que ese es el fondo sobre el que debe estar la lesión detectada.

Además, el ruido de fondo suele ser representativo de ruido en la propia lesión, ya que el ruido se propaga uniformemente a través de una imagen de RM. Si los niveles de ruido en la lesión y el fondo son diferentes debido a las diferencias de

heterogeneidad del tejido, entonces  $\sigma$  en la ecuación se puede estimar mejor combinando el ruido de cada tejido en cuadratura: <sup>51</sup>

$$\sigma = (1/2) \sqrt{(\sigma_{\text{lesion}}^2 + \sigma_{\text{bkgd}}^2)}.$$

#### 1.4.2 DEFINICIÓN DE TÉRMINOS

- SECUENCIA VOLUMETRICA: adquisiciones isotrópicas en 3D con capacidad de realizar reformateo multiplanar posterior a la adquisición. <sup>50</sup>
- ECO GRADIENTE RECOMBINADA DE ECOS MÚLTIPLES: utiliza múltiples ecos para generar imágenes de alta resolución de la columna cervical con excelente diferenciación de materia gris-blanca. Al combinar ecos tempranos con alta SNR y ecos tardíos con contraste mejorado, el resultado es un contraste de cordón mejorado dentro de la columna vertebral. <sup>50</sup>
- RESONANCIA MAGNÉTICA: consiste en la obtención de imágenes radiológicas de la zona anatómica que se desea estudiar mediante el empleo de un campo electromagnético (imán), un emisor/receptor de ondas de radio y un ordenador. <sup>10</sup>
- RODILLA: articulación más grande del organismo, vulnerable a traumatismos directos, hace que las lesiones de rodilla sean muy frecuentes a lo largo de la vida. Tiene múltiples funciones como soporte del peso del cuerpo, sistema de adaptación al terreno. <sup>10</sup>

#### 1.4.3 FORMULACIÓN DE HIPÓTESIS

El uso de la secuencia eco gradiente recombina de ecos múltiples nos dará una excelente visibilidad de las estructuras anatómicas en resonancia magnética de rodilla.

## **CAPÍTULO II**

### **MÉTODOS**

## **2.1 DISEÑO METODOLÓGICO**

### **2.1.1 TIPO DE ESTUDIO**

El presente estudio fue de enfoque cuantitativo, de tipo observacional, prospectivo y de corte transversal según el número de mediciones a una variable.

### **2.1.2 DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN**

El estudio fue de diseño descriptivo ya que va a señalar el uso de las secuencias MERGE 3D y CUBE 3D en las resonancias magnéticas de rodilla.

### **2.1.3 POBLACIÓN**

La población estuvo conformada por 240 estudios de resonancia magnética de rodilla de abril a agosto del 2020.

### **2.1.4 MUESTRA Y MUESTREO**

Muestra: conformado por 208 estudios de resonancia magnética de rodilla. Teniendo en cuenta los criterios de inclusión y de exclusión. (ANEXO 2).

Muestreo: probabilístico, aleatorio simple

#### **2.1.4.1 Criterios de inclusión**

- Imágenes correspondientes a pacientes mayores de 18 años.
- Imágenes correspondientes al año 2020.
- Imágenes correspondientes a pacientes sin diagnóstico previo.

#### **2.1.4.2 Criterios de exclusión**

- Imágenes de pacientes con implantes metálicos.

### **2.1.5 VARIABLES**

- Secuencia eco gradiente recombinada de eco múltiple

- Paciente que se realizara la resonancia magnética de rodilla.

## **2.1.6 TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS**

La técnica utilizada fue la de la observación y del análisis documental. Como instrumento de recolección de datos se utilizó una ficha de recolección de datos (ANEXO 1) que constó de tres partes:

Primera parte: corresponderá a la recolección de las características sociodemográficas.

Segunda parte: recolección de los datos referentes a la visibilidad de las imágenes obtenidas mediante la secuencia ecogradiante recombinada de ecos múltiples.

Tercera parte: recolección de los datos referentes a la visibilidad de las imágenes obtenidas mediante la secuencia volumétrica spin eco.

Para la recolección de datos de la visibilidad de imagen, se utilizó como instrumento una escala valorativa de tipo VGA de 4 puntos (1- Deficiente, 2- Regular, 3- Bueno, 4- Excelente), que será realizada por observador experimentado de CEREMA.

## **2.1.7 PROCEDIMIENTOS Y ANÁLISIS DE DATOS**

### **Procedimientos**

Los procedimientos realizados iniciaron con la aprobación del proyecto por la Escuela Académico Profesional de Tecnología Médica de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos.

Posteriormente se solicitó el permiso mediante una solicitud (ANEXO 3) al médico jefe del servicio de radiología con la finalidad de obtener la autorización y las facilidades para realizar el estudio.

Con los permisos respectivos, se procedió a recolectar los datos bajo los criterios de selección en una ficha de recolección de datos.

Todos estos datos fueron visualizados mediante un sistema de almacenamiento y distribución de las imágenes (PACS) con el sistema de información radiológica (RIS) del centro de resonancia magnética CEREMA. Las imágenes fueron adquiridas previamente con un resonador marca General Electric mediante el siguiente protocolo (ANEXO 6).

Para la valoración de la calidad de imagen de la resonancia magnética de rodilla se empleó una guía recomendada por la comisión de la comunidad europea.

### **Análisis de datos**

La información recolectada fue colocada en tablas de Excel para el análisis posterior. Las variables cualitativas fueron expresadas mediante frecuencias y porcentajes. Para la comparación de las variables se evaluó la distribución de ellas mediante la prueba de normalidad Kolmogorov Smirnov, para determinar la prueba estadística apropiada para hallar las diferencias estadísticas, como la prueba paramétrica, chi cuadrado para muestras relacionadas si los datos presentan distribución normal o la prueba no paramétrica de rangos y signos de Wilcoxon si no presenta distribución normal.

Además, sobre las puntuaciones de calificación de la calidad de la imagen, destacaron los criterios anatómicos para cada plano de exploración que puntuaron significativamente más bajo ( $p \leq 0,05$ ) que la puntuación umbral de 3. Esta puntuación se identificó como la puntuación por debajo del cual las estructuras anatómicas no lo harían. estar suficientemente visualizados para permitir un diagnóstico adecuado.<sup>52</sup>

### **2.1.8 CONSIDERACIONES ÉTICAS**

Se tomó en cuenta las siguientes consideraciones éticas

- Autorización por parte del jefe del servicio de resonancia magnética para la recolección de datos. (ANEXO 3).

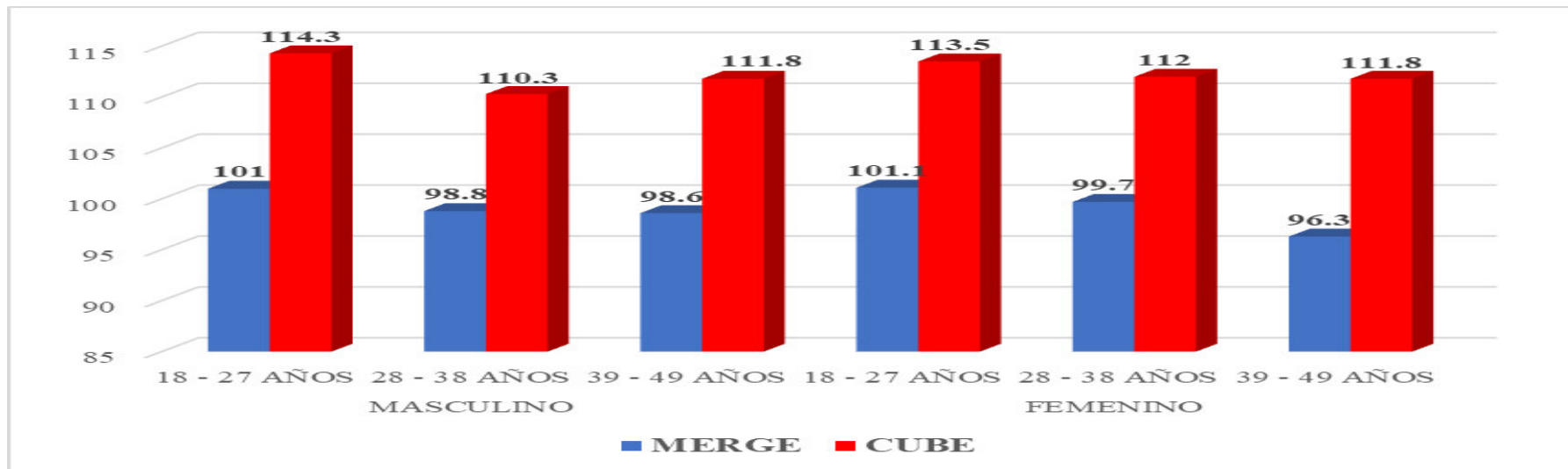
**CAPÍTULO III**  
**RESULTADOS**



### 3.1 RESULTADOS

Los datos fueron recolectados en el Centro de Resonancia Magnética CEREMA de la ciudad de Lima durante los meses de abril a agosto del 2020 donde se obtuvieron y revisaron 208 imágenes de resonancia magnética de rodilla, de las cuales serán analizadas 104 con las secuencias MERGE 3D y CUBE 3D.

**Gráfico 1. Uso de las secuencias MERGE 3D y CUBE 3D en resonancia magnética de rodilla según sexo y edad**

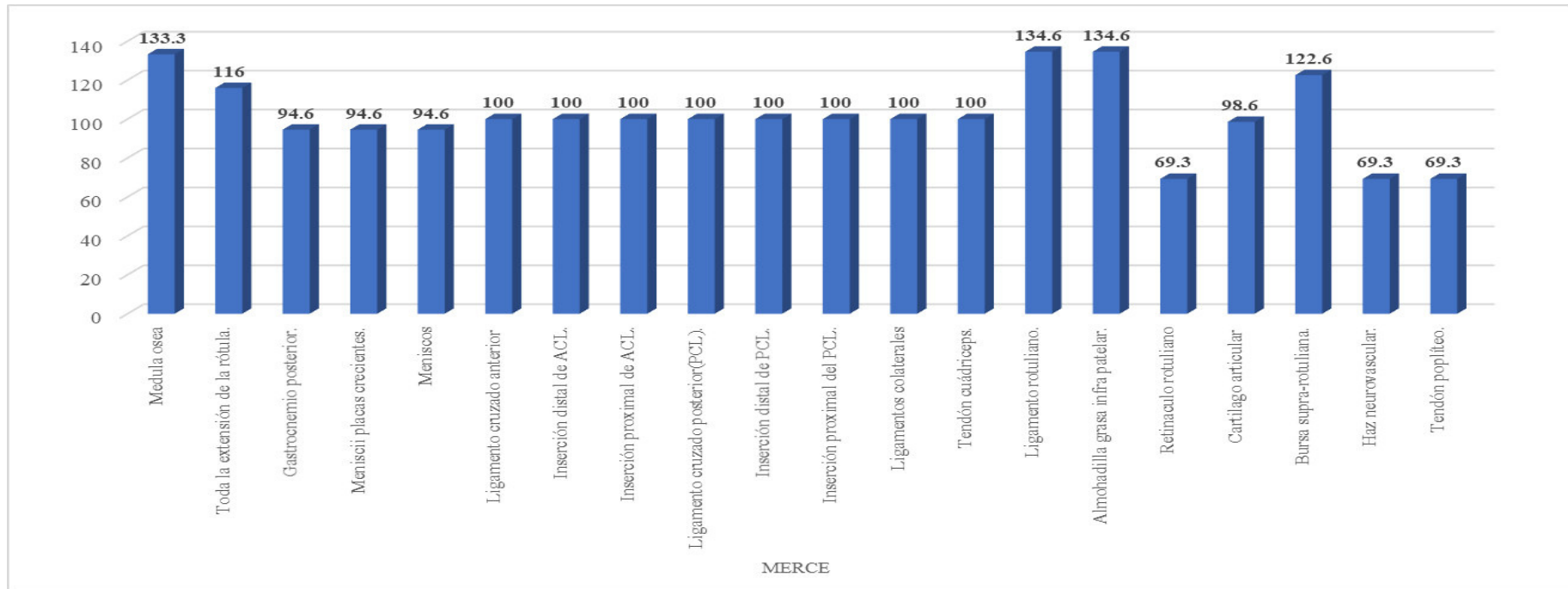


*Fuente: Elaboración propia*

En el gráfico 1 se puede apreciar la comparación del sexo y edad en relación a las resonancias magnéticas de rodilla de las secuencias MERGE 3D y CUBE 3D, los varones de 18 a 27 años el resultado con la secuencia MERGE 3D obtuvo una visibilidad de 101 y con las secuencias CUBE 3D 114.3, en los varones de 28 a 38 años el MERGE 3D obtuvo 98.8 y el CUBE 3D 110.3, en los varones de 39 a 49

años el MERGE 3D fue de 98.6 y el CUBE 3D de 111.8, las mujeres de 18 a 27 años obtuvieron en relación a la visibilidad de imagen de la secuencia MERGE 3D 101.1 y con la secuencia CUBE 3D 113.5, las que tuvieron de 28 a 38 años con el MERGE 3D obtuvieron 99.7 y con el CUBE 3D 112, finalmente las que tuvieron de 39 a 49 años con la secuencia MERGE se obtuvo 96.3 y con el CUBE 111.8, se observa que no existen diferencias significativas en relación al sexo o edad, obteniendo los valores más altos a las secuencias CUBE 3D.

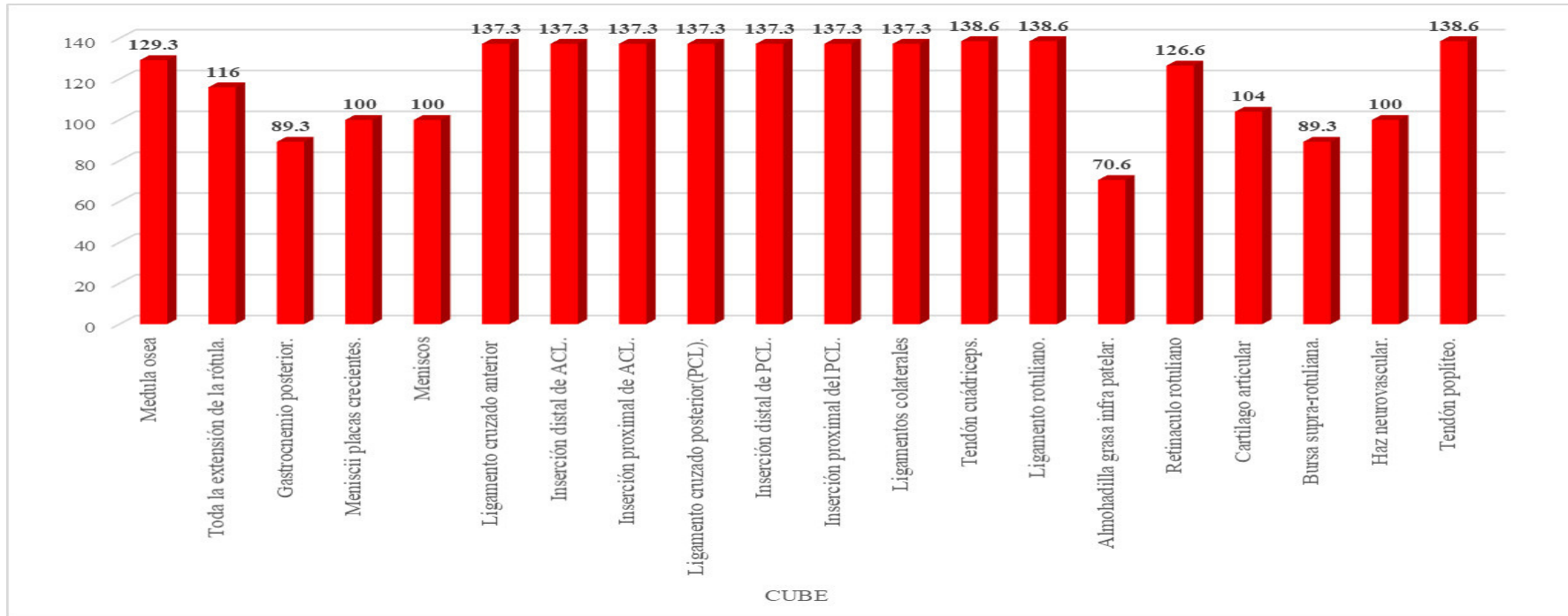
**Gráfico 2. Uso de la secuencia volumétrica eco gradiente recombinada de ecos múltiples en resonancia magnética de rodilla según indicadores anatómicos**



*Fuente: Elaboración propia*

En el gráfico 2 se puede ver el análisis por indicadores anatómicos de las imágenes por resonancia magnética de la secuencia MERGE 3D, donde se pudo observar que existen valores altos en los indicadores Médula ósea, toda la extensión de la rótula, ligamento rotuliano, almohadilla grasa infra patelar y la bursa supra-rotuliana con 133.3, 116, 134.6, 134.6 y 122.6 puntos respectivamente, mientras que se observaron valores bajos en el retináculo rotuliano, el haz neurovascular y el tendón poplíteo con 69.3 puntos.

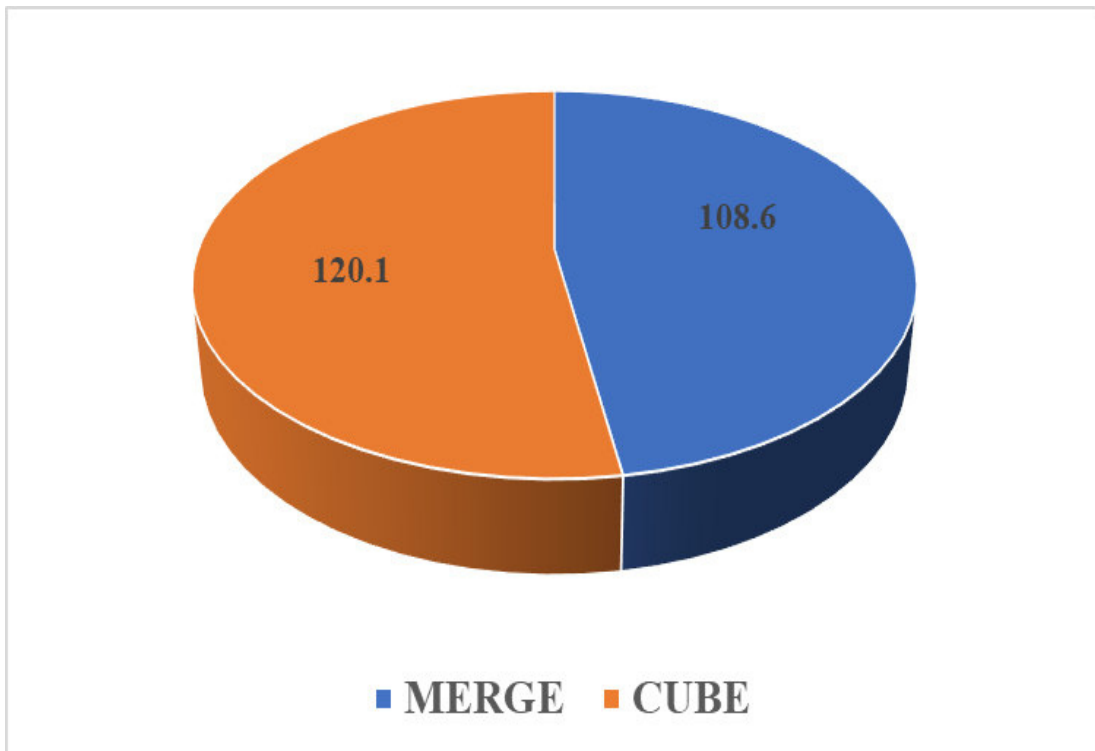
**Gráfico 3. Uso de la secuencia volumétrica Spin eco en resonancia magnética de rodilla según indicadores anatómicos**



*Fuente: Elaboración propia*

En el gráfico 3 con respecto a los indicadores anatómicos de la resonancia magnética de la secuencia CUBE 3D se pudo observar que los puntajes obtenidos fueron adecuados en la mayoría de los indicadores, siendo mayores que 100, pero existieron algunos indicadores que presentaron valores menores siendo estos el gastrocnemio posterior con 89.3 puntos, almohadilla grasa infra patelar con 70.6 y la bursa supra-rotuliana con 89.3 puntos.

**Gráfico 4. Comparación entre el uso de la secuencia volumétrica eco gradiente re combinada de ecos múltiples y Spin eco en resonancia magnética de rodilla**



*Fuente: Elaboración propia*

En el gráfico 4 se puede verificar la comparación entre las puntuaciones de las resonancias magnéticas de rodilla de las secuencias MERGE 3D y CUBE 3D, evidenciándose un mejor resultado en las resonancias realizadas por la secuencia CUBE 3D, teniendo como puntaje promedio del total de pacientes 120.1 puntos, en contraste se puede observar que las resonancias realizadas por la secuencia MERGE 3D llegaron en promedio a tener 108.6 puntos, existiendo una diferencia entre ambas.

## **CAPÍTULO IV**

### **DISCUSIÓN**

## 4.1 DISCUSIÓN

El uso de secuencias volumétricas eco gradiente recombina de ecos múltiples y Spin eco son efectivas para la medición y presentación de imágenes, por lo que es importante verificar y tener en cuenta los indicadores anatómicos que se deben identificar para valorar correctamente la imagen y su puntuación a través del instrumento de S. Attard et al. / Radiography xxx (2018), donde se establece sobre las puntuaciones de calificación de la calidad de la imagen, destacaron los criterios anatómicos para cada plano de exploración que puntuaron significativamente más bajo ( $p \leq 0,05$ ) que la puntuación umbral de 3, por lo que es el punto de partida para evaluar la visibilidad de las imágenes por resonancia magnética.

Por otro lado, no existen características diferentes en las resonancias magnéticas de pacientes de sexo femenino o masculino y tampoco de las edades de los pacientes, ya que se evidenció que las diferencias entre ambas secuencias fueron propias del tipo y características de cada secuencia y no del sexo o edad de los pacientes.

Así mismo, como menciona Wuennemann, las imágenes tridimensionales ecogradientes aumentaran la visibilidad de lesiones pequeñas sobre todo en estructuras fibrocartilaginosas y ligamentosas. Aumenta la visibilidad también porque nos permite reconstrucciones multiplanares.

En el análisis de los resultados de las imágenes de resonancia magnética y de las puntuaciones obtenidas con la secuencia MERGE 3D se pudo observar que los valores obtenidos fueron en promedio adecuados y presentaron valores sobresalientes en especial en las imágenes de medula ósea con 133.3 puntos, el ligamento rotuliano y almohadilla grasa infra patelar con 134.6 puntos, finalmente no es recomendable su uso para la obtención de imágenes anatómicas de retináculo rotuliano, haz neurovascular y el tendón poplíteo ya que solo obtuvieron 69.3 puntos.

En el análisis de los resultados de las imágenes de resonancia magnética y puntuaciones que se obtuvieron en la secuencia CUBE 3D donde obtuvieron mejores valores en relación al análisis de los indicadores anatómicos, teniendo mayor cantidad de indicadores con altos valores como en el caso de la medula ósea con 129.3, toda la extensión de la rótula con 116 puntos, el retináculo rotuliano con 126.6 puntos y los valores mas altos fueron los correspondientes al ligamento cruzado anterior, inserción distal de ACL, inserción proximal de ACL, ligamento cruzado posterior, inserción distal de PCL, inserción proximal de PCL y ligamentos colaterales con 137.3 puntos y los mas altos y recomendados son el tendón cuádriceps, el tendón poplíteo y el ligamento rotuliano con 138.6 puntos, pero no es recomendable en la toma de imágenes del gastrocnemio posterior y la bursa supra-rotuliana por tener 89.3 puntos y menos aun en el caso de la almohadilla grasa infra patelar con 70.6 puntos. Es recomendable su uso para la evaluación de los ligamentos en general.



**CAPÍTULO V**  
**CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

## 5.1 CONCLUSIONES

- Se concluye que la edad y sexo no influyen en la visibilidad de la imagen en la resonancia magnética de rodilla tanto las secuencias volumétricas eco gradiente recombinada de ecos múltiples y Spin eco evidenciaron resultados similares según ambas características individuales del paciente.
- Las imágenes obtenidas por la secuencia MERGE 3D tienen una visibilidad considerable, teniendo en cuenta que de los indicadores anatómicos se encontró una cantidad de indicadores que presentaron valores mayores a 100 puntos, por ende, presentan buena calidad.
- Las imágenes obtenidas por la secuencia Cube 3D tienen una visibilidad buena, presentando la mayoría de sus indicadores por valores mayores a los 100 puntos, teniendo solo 3 indicadores por debajo de ese valor, se le considera ideal para la evaluación de ligamentos, tendones y médula ósea.
- Las imágenes de resonancia magnética obtenidas por la secuencia CUBE 3D tienen prioridad en las imágenes de tendones, medula ósea y ligamentos y la secuencia MERGE 3D en la obtención de imágenes del ligamento rotuliano y almohadilla grasa infra patelar.

## 5.2 RECOMENDACIONES

- Se recomienda la utilización de la secuencia CUBE 3D en las imágenes de resonancia magnética específicas como los ligamentos, tendones y medula ósea, se evidenció su eficacia en la zona de la rodilla, para lo que se hace énfasis en su uso y verificación de calidad de imágenes para un mejor diagnóstico.
- Se recomienda el uso de la secuencia MERGE 3D en casos específicos como del ligamento rotuliano y almohadilla grasa infra patelar. Además de verificar su eficacia en evaluaciones periódicas.
- Se recomienda finalmente realizar estudios futuros sobre la efectividad de ambas secuencias en la obtención de imágenes en zonas específicas como la rodilla para tener mejor evidencia y proponer nuevos usos de las secuencias MERGE 3D y CUBE 3D.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Prickett WD, Ward SI, Matava MJ. Magnetic Resonance Imaging of the Knee. *Sports Med.* 1 de diciembre de 2001;31(14):997-1019.
2. Dinamarca O V, Schiappacasse F G, Tarsetti C F, Castro F A, Valderrama J C. Resonancia magnética de rodilla: Estudio comparativo entre secuencia Spin Echo Volumétrica y tradicional de corte grueso. *Rev Chil Radiol.* 2011;17(1):5-11.
3. Wuennemann F, Kintzelé L, Zeifang F, Maier MW, Burkholder I, Weber M-A, et al. Diagnostic performance of 3D-multi-Echo-data-image-combination (MEDIC) for evaluating SLAP lesions of the shoulder. *BMC Musculoskelet Disord.* diciembre de 2019;20(1):598.
4. Mars M, Tbini Z, Chelli M, Ladeb F. Comparison of 3D MR imaging sequences in knee articular cartilage at 1.5 T. *Biomed Res.* 1 de enero de 2018;29.
5. Rehnitz C, Klaan B, von Stillfried F, Amarteifio E, Burkholder I, Kauczor H, et al. Comparison of Modern 3D and 2D MR Imaging Sequences of the Wrist at 3 Tesla. *RöFo - Fortschritte Auf Dem Geb Röntgenstrahlen Bildgeb Verfahr.* 3 de mayo de 2016;188(08):753-62.
6. Bittersohl B, Hosalkar HS, Miese FR, Schibensky J, König DP, Herten M, et al. Zonal T2\* and T1Gd assessment of knee joint cartilage in various histological grades of cartilage degeneration: an observational in vitro study. *BMJ Open* [Internet]. 1 de febrero de 2015 [citado 16 de febrero de 2020];5(2). Disponible en: <https://bmjopen.bmj.com/content/5/2/e006895>
7. Hendee WR, Morgan CJ. Magnetic resonance imaging. Part I--physical principles. *West J Med.* octubre de 1984;141(4):491-500.
8. Grover VPB, Tognarelli JM, Crossey MME, Cox IJ, Taylor-Robinson SD, McPhail MJW. Magnetic Resonance Imaging: Principles and Techniques: Lessons for Clinicians. *J Clin Exp Hepatol.* septiembre de 2015;5(3):246-55.

9. McMahon KL, Cowin G, Galloway G. Magnetic Resonance Imaging: The Underlying Principles. *J Orthop Sports Phys Ther.* noviembre de 2011;41(11):806-19.
10. Westbrook C, Roth CK, Talbot J. MRI in Practice [Internet]. New York, NY: John Wiley & Sons; 2011 [citado 11 de noviembre de 2019]. Disponible en: <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:101:1-201502136658>
11. Di Costanzo A, Trojsi F, Tosetti M, Giannatempo GM, Nemore F, Piccirillo M, et al. High-field proton MRS of human brain. *Eur J Radiol.* noviembre de 2003;48(2):146-53.
12. Soher BJ, Dale BM, Merkle EM. A review of MR physics: 3T versus 1.5T. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* agosto de 2007;15(3):277-90, v.
13. Alioto RJ, Browne JE, Barnthouse CD, Scott AR. The influence of MRI on treatment decisions regarding knee injuries. *Am J Knee Surg.* 1999;12(2):91-7.
14. Hayes CW, Conway WF. Normal anatomy and magnetic resonance appearance of the knee. *Top Magn Reson Imaging TMRI.* 1993;5(4):207-27.
15. Antonio GE, Griffith JF, Yeung DKW. Small-field-of-view MRI of the knee and ankle. *AJR Am J Roentgenol.* julio de 2004;183(1):24-8.
16. Quaia E, Toffanin R, Guglielmi G, Ukmar M, Rossi A, Martinelli B, et al. Fast T2 mapping of the patellar articular cartilage with gradient and spin-echo magnetic resonance imaging at 1.5 T: validation and initial clinical experience in patients with osteoarthritis. *Skeletal Radiol.* junio de 2008;37(6):511-7.
17. Welsch GH, Mamisch TC, Domayer SE, Dorotka R, Kutscha-Lissberg F, Marlovits S, et al. Cartilage T2 assessment at 3-T MR imaging: in vivo differentiation of normal hyaline cartilage from reparative tissue after two cartilage repair procedures--initial experience. *Radiology.* abril de 2008;247(1):154-61.
18. Kijowski R, Blankenbaker DG, Woods MA, Shinki K, De Smet AA, Reeder SB. 3.0-T evaluation of knee cartilage by using three-dimensional IDEAL GRASS imaging: comparison with fast spin-echo imaging. *Radiology.* abril de 2010;255(1):117-27

19. Berquist TH. Magnetic resonance imaging of musculoskeletal neoplasms. Clin Orthop. julio de 1989;(244):101-18.
20. MRI of the Musculoskeletal System, 5th ed. Radiology. 1 de enero de 2008;246(1):56-7.
21. Escobedo EM, Hunter JC, Zink-Brody GC, Wilson AJ, Harrison SD, Fisher DJ. Usefulness of turbo spin-echo MR imaging in the evaluation of meniscal tears: comparison with a conventional spin-echo sequence. AJR Am J Roentgenol. noviembre de 1996;167(5):1223-7.
22. Brossmann J, Preidler KW, Daenen B, Pedowitz RA, Andresen R, Clopton P, et al. Imaging of osseous and cartilaginous intraarticular bodies in the knee: comparison of MR imaging and MR arthrography with CT and CT arthrography in cadavers. Radiology. agosto de 1996;200(2):509-17.
23. Kaplan PA, Dussault RG. Magnetic resonance imaging of the knee: menisci, ligaments, tendons. Top Magn Reson Imaging TMRI. 1993;5(4):228-48.
24. Ruwe PA, Wright J, Randall RL, Lynch JK, Jokl P, McCarthy S. Can MR imaging effectively replace diagnostic arthroscopy? Radiology. mayo de 1992;183(2):335-9.
25. Hayes CW, Conway WF. Evaluation of articular cartilage: radiographic and cross-sectional imaging techniques. Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc. mayo de 1992;12(3):409-28.
26. Rubin DA, Kneeland JB, Listerud J, Underberg-Davis SJ, Dalinka MK. MR diagnosis of meniscal tears of the knee: value of fast spin-echo vs conventional spin-echo pulse sequences. AJR Am J Roentgenol. mayo de 1994;162(5):1131-5.
27. Recht M, White LM, Winalski CS, Miniaci A, Minas T, Parker RD. MR imaging of cartilage repair procedures. Skeletal Radiol. abril de 2003;32(4):185-200.
28. Murphy BJ. Evaluation of grades 3 and 4 chondromalacia of the knee using T2\*-weighted 3D gradient-echo articular cartilage imaging. Skeletal Radiol. junio de 2001;30(6):305-11.

29. Sonin AH, Pensy RA, Mulligan ME, Hatem S. Grading articular cartilage of the knee using fast spin-echo proton density-weighted MR imaging without fat suppression. *AJR Am J Roentgenol.* noviembre de 2002;179(5):1159-66.
30. Goodwin DW, Wadghiri YZ, Zhu H, Vinton CJ, Smith ED, Dunn JF. Macroscopic structure of articular cartilage of the tibial plateau: influence of a characteristic matrix architecture on MRI appearance. *AJR Am J Roentgenol.* febrero de 2004;182(2):311-8.
31. Arndt WF, Truax AL, Barnett FM, Simmons GE, Brown DC. MR diagnosis of bone contusions of the knee: comparison of coronal T2-weighted fast spin-echo with fat saturation and fast spin-echo STIR images with conventional STIR images. *AJR Am J Roentgenol.* enero de 1996;166(1):119-24.
32. Ha TP, Li KC, Beaulieu CF, Bergman G, Ch'en IY, Eller DJ, et al. Anterior cruciate ligament injury: fast spin-echo MR imaging with arthroscopic correlation in 217 examinations. *AJR Am J Roentgenol.* mayo de 1998;170(5):1215-9.
33. Horton LK, Jacobson JA, Lin J, Hayes CW. MR Imaging of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Graft. *Am J Roentgenol.* 1 de octubre de 2000;175(4):1091-7.
34. White LM, Schweitzer ME, Weishaupt D, Kramer J, Davis A, Marks PH. Diagnosis of Recurrent Meniscal Tears: Prospective Evaluation of Conventional MR Imaging, Indirect MR Arthrography, and Direct MR Arthrography. *Radiology.* 1 de febrero de 2002;222(2):421-9.
35. Magee T, Shapiro M, Williams D. Prevalence of meniscal radial tears of the knee revealed by MRI after surgery. *AJR Am J Roentgenol.* abril de 2004;182(4):931-6.
36. Mesgarzadeh M, Moyer R, Leder DS, Revesz G, Russoniello A, Bonakdarpour A, et al. MR imaging of the knee: expanded classification and pitfalls to interpretation of meniscal tears. *RadioGraphics.* 1 de mayo de 1993;13(3):489-500.

37. Mesgarzadeh M, Schneck CD, Bonakdarpour A. Magnetic resonance imaging of the knee and correlation with normal anatomy. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc.* julio de 1988;8(4):707-33.
38. Rubin DA, Kettering JM, Towers JD, Britton CA. MR imaging of knees having isolated and combined ligament injuries. *AJR Am J Roentgenol.* mayo de 1998;170(5):1207-13.
39. Hodler J, Resnick D. Current status of imaging of articular cartilage. *Skeletal Radiol.* noviembre de 1996;25(8):703-9.
40. Frank LR, Wong EC, Luh WM, Ahn JM, Resnick D. Articular cartilage in the knee: mapping of the physiologic parameters at MR imaging with a local gradient coil--preliminary results. *Radiology.* enero de 1999;210(1):241-6.
41. Hodler J, Resnick D. Chondromalacia patellae. *AJR Am J Roentgenol.* enero de 1992;158(1):106-7.
42. Wibeg G. Roentgenographs and Anatomic Studies on the Femoropatellar Joint: With Special Reference to Chondromalacia Patellae. *Acta Orthop Scand.* enero de 1941;12(1-4):319-410.
43. Lee K, Siegel MJ, Lau DM, Hildebolt CF, Matava MJ. Anterior cruciate ligament tears: MR imaging-based diagnosis in a pediatric population. *Radiology.* diciembre de 1999;213(3):697-704.
44. Miller TT, Gladden P, Staron RB, Henry JH, Feldman F. Posterolateral stabilizers of the knee: anatomy and injuries assessed with MR imaging. *AJR Am J Roentgenol.* diciembre de 1997;169(6):1641-7.
45. Haims AH, Medvecky MJ, Pavlovich R, Katz LD. MR imaging of the anatomy of and injuries to the lateral and posterolateral aspects of the knee. *AJR Am J Roentgenol.* marzo de 2003;180(3):647-53.
46. Loredó R, Hodler J, Pedowitz R, Yeh LR, Trudell D, Resnick D. Posteromedial corner of the knee: MR imaging with gross anatomic correlation. *Skeletal Radiol.* junio de 1999;28(6):305-11.



47. Giaconi JC, Allen CR, Steinbach LS. Anterior cruciate ligament graft reconstruction: clinical, technical, and imaging overview. *Top Magn Reson Imaging TMRI*. junio de 2009;20(3):129-50.
48. Magee TH, Hinson GW. MRI of meniscal bucket-handle tears. *Skeletal Radiol*. septiembre de 1998;27(9):495-9.
49. Jacobson JA, Lenchik L, Ruhoy MK, Schweitzer ME, Resnick D. MR imaging of the infrapatellar fat pad of Hoffa. *RadioGraphics*. 1 de mayo de 1997;17(3):675-91.
50. Naraghi A, White LM. Three-dimensional MRI of the musculoskeletal system. *AJR Am J Roentgenol*. septiembre de 2012;199(3):W283-293.
51. Signal, Noise, Signal-to-Noise, and Contrast-to-Noise Ratios. En: *Breast MRI* [Internet]. New York, NY: Springer New York; 2008 [citado 11 de noviembre de 2019]. p. 93-111. Disponible en: [http://link.springer.com/10.1007/978-0-387-73507-8\\_7](http://link.springer.com/10.1007/978-0-387-73507-8_7)
52. Attard S, Castillo J, Zarb F. Establecimiento de la calidad de imagen para la resonancia magnética de la articulación de la rodilla mediante una lista de criterios anatómicos. *Rev ELSEVIER*. Vol. 24. N°. 3. Malta. 2017. [Citado el 19 de diciembre del 2019]. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1078817418300129>

## **ANEXOS**

# ANEXO N° 1: INSTRUMENTOS

UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS  
FACULTAD DE MEDICINA HUMANA  
ESCUELA ACADÉMICO PROFESIONAL DE TECNOLOGÍA MÉDICA

## FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

**TÍTULO: “USO DE LA SECUENCIA VOLUMÉTRICA ECO GRADIENTE RECOMBINADA DE ECOS MÚLTIPLES EN RESONANCIA MAGNÉTICA DE RODILLA”**

**RESPONSABLE: Bravo Guillermo, Santiago Valentin**

**FICHA N°.....**

### DATOS DEL PACIENTE

#### 1. EDAD:

19 – 29 ( )

30 – 39 ( )

40 – 49 ( )

#### 2. SEXO

a) MASCULINO ( )

b) FEMENINO ( )

### CRITERIOS ANATÓMICOS PARA LA CALIDAD DE IMAGEN

SECUENCIA	MERGE 3D			
	CUBE 3D			
ESCALA	4	3	2	1
Fémur distal.				
Tibia proximal y peroné.				
Toda la extensión de la rótula.				
Gastrocnemio posterior.				
Meniscus placas crecientes.				
Cuerpo meniscal medial.				
Cuerno anterior del menisco medial.				
Cuerno posterior del menisco medial.				
Cuerpo meniscal lateral.				

Cuerno anterior del menisco lateral.				
Cuerno posterior del menisco lateral.				
Ligamentos cruzados.				
Ligamento cruzado anterior(LCA)				
Inserción distal de ACL.				
Inserción proximal de ACL.				
Ligamento cruzado posterior(PCL).				
Inserción distal de PCL.				
Inserción proximal del PCL.				
Ligamentos colaterales.				
Ligamento colateral medial/tibial.				
Ligamento colateral lateral/fibular.				
Tendón cuádriceps.				
Ligamento rotuliano.				
Almohadilla grasa infra patelar.				
Retináculo rotuliano.				
Retináculo rotuliano medial.				
Retináculo rotuliano lateral.				
Cartílago articular.				
Cartílago articular patelofemoral.				
Cartílago articular tibio-femoral.				
Bursa supra-rotuliana.				
Haz neurovascular.				
Tendón poplíteo.				

*Fuente: S. Attard et al. / Radiography xxx (2018) 1e8*

## ANEXO N° 2: FÓRMULAS ESTADÍSTICAS: TAMAÑO DE LA MUESTRA

$$n = \frac{N * Z^2 p * q}{d^2 * (N - 1) + Z^2 p * q}$$

- N = Total de la población
- Z = 1.962 (si la seguridad es del 95%)
- p = proporción esperada (en este caso 40% = 0.4)
- q = 1 – p (en este caso 1-0. = 0.6)
- d = precisión (en este caso deseamos un 5%).

$$n = \frac{(240)(1.96)^2 (0.6)(0.4)}{(0.05)^2 (240 - 1) + (1.96)^2 (0.4)(0.6)} = 208$$

## ANEXO N° 3: SOLICITUD DE PERMISO



UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS

Facultad Medicina San Fernando

Escuela Profesional de Tecnología Médica

(Universidad del Perú, DECANA DE AMERICA)

Dr(a):

**CARLOS MARTINOT LUYO**

Gerente general de Centro de Resonancia Magnética

**Ref.: solicitud de autorización para realizar investigación.**

Santiago Valentin Bravo Guillermo identificado con DNI 73147173, teniendo la necesidad de aplicar mi tesis en el "Centro de Resonancia Magnética" solicito la autorización para la ejecución de la tesis cuyo título es:

**"USO DE LA SECUENCIA VOLUMÉTRICA ECO GRADIENTE RECOMBINADA DE ECOS MÚLTIPLES EN RESONANCIA MAGNÉTICA DE RODILLA".**

Así mismo, solicito las facilidades para la obtención de los datos para la ejecución de la tesis.

El estudio cumple los requisitos del comité de ética de la UNMSM, se protegerá la confidencialidad de la información obtenida y establezco un compromiso de presentar el trabajo previo a la publicación.

Agradeciendo la atención prestada, me despido esperando pronta respuesta.

Santiago Valentin Bravo Guillermo

DNI:73147173

**Aprobado**

LIC. JAMER CHAVEZ RODRIGUEZ  
Tecnólogo Médico  
CTMP- 4538

## ANEXO N° 4: CERTIFICADO DE VALIDEZ DEL INSTRUMENTO

### VALIDEZ DE CONTENIDO: INDICE DE APROBACIÓN DE EXPERTOS

<b>CRITERIOS</b>	<b>N° de Jueces</b>			<b>Valor</b>
	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	
1. <i>El instrumento recoge información que permite dar respuesta al problema de investigación.</i>	1	1	1	3
2. <i>El instrumento propuesto responde a los objetivos del estudio.</i>	1	1	1	3
3. <i>La estructura del instrumento es adecuada</i>	1	1	1	3
4. <i>Los ítems (preguntas) del instrumento están correctamente formuladas. (claros y entendibles)</i>	1	1	1	3
5. <i>Los ítems (preguntas) del instrumento responden a la Operacionalización de la variable.</i>	1	1	1	3
6. <i>La secuencia presentada facilita el desarrollo del instrumento.</i>	1	1	1	3
7. <i>Las categorías de cada pregunta (variables) son suficientes.</i>	1	1	1	3
8. <i>El número de ítems (preguntas) es adecuado para su aplicación.</i>	1	1	1	3

Se ha considerado lo siguiente:

1 (SI) = De acuerdo

0 (NO) = En desacuerdo

$$b: Ta \times 100 / (Ta + Td) * c$$

$$b: 24 \times 100 / (24+0) = 100\%$$

**CERTIFICADO DE VALIDEZ DE CONTENIDO DEL INSTRUMENTO JUICIO DE EXPERTOS**

Nombre del Experto: Luis Alberto Perez Mendoza.

Profesión: Tecnólogo Médico en Radiología

Ocupación: Resonancia Magnética

Grado Académico: Licenciado

Teniendo como base los criterios que a continuación se presenta, le solicitamos su opinión sobre el instrumento que se adjunta. Marque con una X (aspa) en SI o NO en cada criterio según su opinión. Marque SI, cuando el ítem cumpla con el criterio señalado o NO cuando no cumpla con el criterio.

CRITERIOS	Opinión		
	SI	No	Observación
1. El instrumento recoge información que permite dar respuesta al problema de investigación.	X		
2. El instrumento propuesto responde a los objetivos del estudio.	X		
3. La estructura del instrumento es adecuado	X		
4. Los ítems (preguntas) del instrumento están correctamente formuladas. (claros y entendibles)	X		
5. Los ítems (preguntas) del instrumento responden a la Operacionalización de la variable.	X		
6. La secuencia presentada facilita el desarrollo del instrumento.	X		
7. Las categorías de cada pregunta (variables) son suficientes.	X		
8. El número de ítems (preguntas) es adecuado para su aplicación.	X		

Opinión de aplicabilidad:      **Aplicable** [X]

Aplicable después de corregir [ ]

No aplicable [ ]

DNI: 25849855

Especialidad del validador: Resonancia Magnética

CEREMA S.A.C.  
CENTRO DE RESONANCIA MAGNÉTICA S.A.C.  
Firma de Experto  
Luis Alberto Perez Mendoza  
TECNÓLOGO MÉDICO  
E.T.M.P. 5093

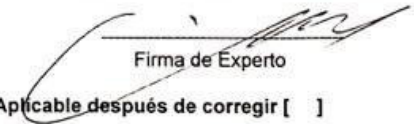


**CERTIFICADO DE VALIDEZ DE CONTENIDO DEL INSTRUMENTO JUICIO DE EXPERTOS**

Nombre del Experto: JAVIER CHAVEZ RODRIGUEZ  
 Profesión: TECNOLOGO MEDICO  
 Ocupación: RESONANCIA MAGNETICA  
 Grado Académico: LICENCIADO

Teniendo como base los criterios que a continuación se presenta, le solicitamos su opinión sobre el instrumento que se adjunta. Marque con una X (aspa) en SI o NO en cada criterio según su opinión. Marque SI, cuando el ítem cumpla con el criterio señalado o NO cuando no cumpla con el criterio.

CRITERIOS	Opinión		
	SI	No	Observación
1. El instrumento recoge información que permite dar respuesta al problema de investigación.	/		
2. El instrumento propuesto responde a los objetivos del estudio.	X		
3. La estructura del instrumento es adecuado	X		
4. Los ítems (preguntas) del instrumento están correctamente formuladas. (claros y entendibles)	X		
5. Los ítems (preguntas) del instrumento responden a la Operacionalización de la variable.	X		
6. La secuencia presentada facilita el desarrollo del instrumento.	X		
7. Las categorías de cada pregunta (variables) son suficientes.	X		
8. El número de ítems (preguntas) es adecuado para su aplicación.	X		

  
Firma de Experto

Opinión de aplicabilidad:   Aplicable            Aplicable después de corregir [   ]   
   No aplicable [   ]

DNI: 09720925

Especialidad del validador: Resonancia Magnética

CEREMA S.A.C.  
CENTRO DE RESONANCIA MAGNÉTICA S.A.C.  
**Lic. Javier Chávez Rodríguez**  
TECNOLOGO MÉDICO  
CTMP 4538



## EXO N° 6: OPERACIONALIZACION DE VARIABLES

Variable	Definición	Dimensión	Tipo de variable	Escala de medición	Indicadores	Valores finales	Fuente de recolección	Instrumento
Secuencia eco gradiente recombinada de ecos múltiples	Técnica potenciada en T2 de imagen basada en pulsos de radiofrecuencia y gradientes.	Secuencia volumétrica	Cuantitativa	Politómica	Indicadores anatómicos	1- Deficiente, 2- Regular, 3- Bueno, 4- Excelente	Imagen de resonancia magnética de rodilla	Ficha de recolección de datos
Paciente	Persona que sufre de dolor y malestar, en este caso para su diagnóstico se utilizara un campo magnético y ondas de radio.	Datos sociodemo Gráficos.	Cuantitativa	Ordinal	Edad	- 18 a 27 - 28 a 38 - 39 a 49	Imagen de resonancia magnética de rodilla	Ficha de recolección de datos
			Cualitativa	Nominal	Sexo	M F		

## ANEXO N° 7: TABLAS

**Tabla anexa 1. Uso de la secuencia volumétrica eco gradiente recombinada de ecos múltiples Y Spin eco en resonancia magnética de rodilla según sexo y edad**

SEXO	EDAD	MERGE	CUBE
MASCULINO	18 - 27 AÑOS	101	114.3
	28 - 38 AÑOS	98.8	110.3
	39 - 49 AÑOS	98.6	111.8
FEMENINO	18 - 27 AÑOS	101.1	113.5
	28 - 38 AÑOS	99.7	112
	39 - 49 AÑOS	96.3	111.8

**Tabla anexa 2. Uso de la secuencia volumétrica eco gradiente recombinada de ecos múltiples en resonancia magnética de rodilla según indicadores anatómicos**

DIMENSIONES	INDICADORES	VALORES	PROM
	Fémur distal	133.3	<b>133.3</b>
<b>Medula ósea</b>	Tibia proximal y peroné	133.3	
<b>Toda la extensión de la rotula</b>	Toda la extensión de la rotula	116	<b>116</b>
<b>Gastrocnemio posterior</b>	Gastrocnemio posterior	94.6	<b>94.6</b>
<b>Meniscus placas crecientes</b>	Meniscus placas crecientes	94.6	<b>94.6</b>
	Cuerpo meniscal medial	94.6	
	Cuerno anterior del menisco medial	94.6	
<b>Meniscos</b>	Cuerno posterior del menisco medial	94.6	<b>94.6</b>
	Cuerpo meniscal lateral	94.6	
	Cuerno anterior de menisco lateral	94.6	
	Cuerno posterior del	94.6	

	menisco lateral		
	Ligamentos cruzados	100	<b>100</b>
<b>Ligamentos</b>	Ligamento cruzado anterior (LCA)	100	
<b>Inserción distal de ACL</b>	Inserción distal de ACL	100	<b>100</b>
<b>Inserción proximal de ACL</b>	Inserción proximal de ACL	100	<b>100</b>
<b>Ligamento cruzado posterior (PCL)</b>	Ligamento cruzado posterior	100	<b>100</b>
<b>Inserción distal de PCL</b>	Inserción distal de PCL	100	<b>100</b>
<b>Inserción proximal PCL</b>	Inserción proximal PCL	100	<b>100</b>
	Ligamentos colaterales	100	
	Ligamento colateral medial/tibial	100	
<b>Ligamentos colaterales</b>	Ligamento colateral lateral/fibular	100	<b>100</b>
<b>Tendón cuádriceps</b>	Tendón cuádriceps	134.6	<b>134.6</b>
<b>Ligamento rotuliano</b>	Ligamento rotuliano	134.6	<b>134.6</b>
<b>Almohadilla grasa infra patelar</b>	Almohadilla grasa infra patelar	69.3	<b>69.3</b>
	Retináculo rotuliano	98.6	
<b>Retináculo rotuliano</b>	Retináculo rotuliano medial	98.6	98.6
	Retináculo rotuliano lateral	98.6	
	Cartílago articular	122.6	
	Cartílago articular patelo-femoral	122.6	
<b>Cartílago articular</b>	Cartílago articular tibio-femoral	122.6	<b>122.6</b>
<b>Bursa supra-rotuliana</b>	Bursa supra-rotuliana	69.3	<b>69.3</b>
<b>Haz neurovascular</b>	Haz neurovascular	69.3	<b>69.3</b>
<b>Tendón poplíteo</b>	Tendón poplíteo	134.6	<b>134.6</b>

**Tabla anexa 3. Uso de la secuencia volumétrica Spin eco en resonancia magnética de rodilla según indicadores anatómicos.**

<b>DIMENSIONES</b>	<b>INDICADORES</b>	<b>VALORES</b>	<b>PROM</b>
	Fémur distal	129.3	<b>129.3</b>
<b>Medula ósea</b>	Tibia proximal y peroné	129.3	
<b>Toda la extensión de la rotula</b>	Toda la extensión de la rotula	116	<b>116</b>
<b>Gastrocnemio posterior</b>	Gastrocnemio posterior	89.3	<b>89.3</b>
<b>Meniscus placas crecientes</b>	Meniscus placas crecientes	100	<b>100</b>
	Cuerpo meniscal medial	100	
	Cuerno anterior del menisco medial	100	
<b>Meniscos</b>	Cuerno posterior del menisco medial	100	<b>100</b>
	Cuerpo meniscal lateral	100	
	Cuerno anterior de menisco lateral	100	
	Cuerno posterior del menisco lateral	100	
	Ligamentos cruzados	137.3	
<b>Ligamentos</b>	Ligamento cruzado anterior (LCA)	137.3	<b>137.3</b>
<b>Inserción distal de ACL</b>	Inserción distal de ACL	137.3	<b>137.3</b>
<b>Inserción proximal de ACL</b>	Inserción proximal de ACL	137.3	<b>137.3</b>
<b>Ligamento cruzado posterior (PCL)</b>	Ligamento cruzado posterior	137.3	<b>137.3</b>
<b>Inserción distal de PCL</b>	Inserción distal de PCL	137.3	<b>137.3</b>
<b>Inserción proximal PCL</b>	Inserción proximal PCL	137.3	<b>137.3</b>
	Ligamentos colaterales	137.3	
	Ligamento colateral medial/tibial	137.3	

<b>Ligamentos colaterales</b>	Ligamento colateral lateral/fibular	137.3	<b>137.3</b>
<b>Tendón cuádriceps</b>	Tendón cuádriceps	138.6	<b>138.6</b>
<b>Ligamento rotuliano</b>	Ligamento rotuliano	138.6	<b>138.6</b>
<b>Almohadilla grasa infra patelar</b>	Almohadilla grasa infra patelar	70.6	<b>70.6</b>
	Retináculo rotuliano	126.6	
<b>Retináculo rotuliano</b>	Retináculo rotuliano medial	126.6	<b>126.6</b>
	Retináculo rotuliano lateral	126.6	
	Cartílago articular	104	
<b>Cartílago articular</b>	Cartílago articular patelo-femoral	104	<b>104</b>
	Cartílago articular tibio-femoral	104	
<b>Bursa supra-rotuliana</b>	Bursa supra-rotuliana	89.3	<b>89.3</b>
<b>Haz neurovascular</b>	Haz neurovascular	100	<b>100</b>
<b>Tendón poplíteo</b>	Tendón poplíteo	138.6	<b>138.6</b>

**Tabla anexa 4. Comparación entre el uso de la secuencia volumétrica eco gradiente recombinada de ecos múltiples y Spin eco en resonancia magnética de rodilla**

<b>SECUENCIAS</b>	<b>Valor Mínimo</b>	<b>Valor Máximo</b>	<b>PROMEDIO</b>
MERGE 3D	69.3	134.3	108.6
CUBE 3D	70.6	138.6	120.1

## ANEXO N° 8: FIGURAS E IMÁGENES

### FIGURAS

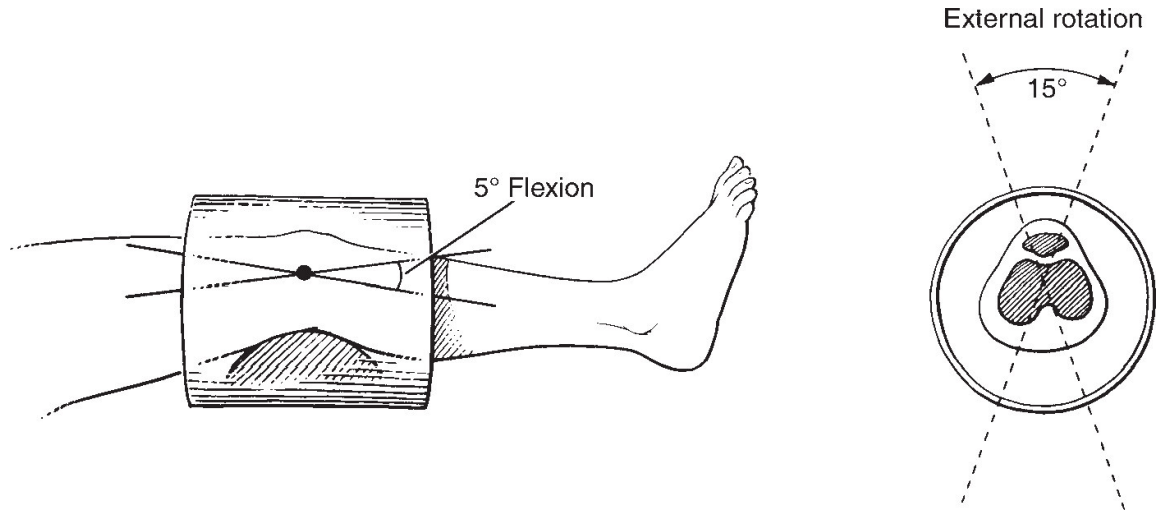


Fig 1. Rodilla posicionada en una bobina de volumen. La rodilla se flexiona de 5 ° a 10 ° y puede rotarse externamente 15 °.

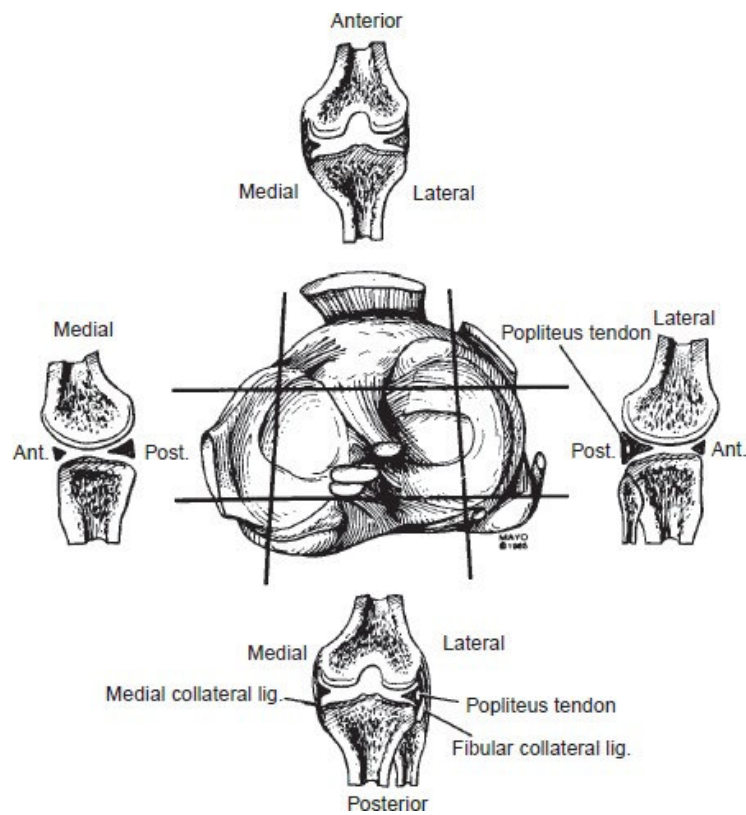


Fig 2. Anatomía axial de la rodilla y secciones coronal y sagital seleccionadas.



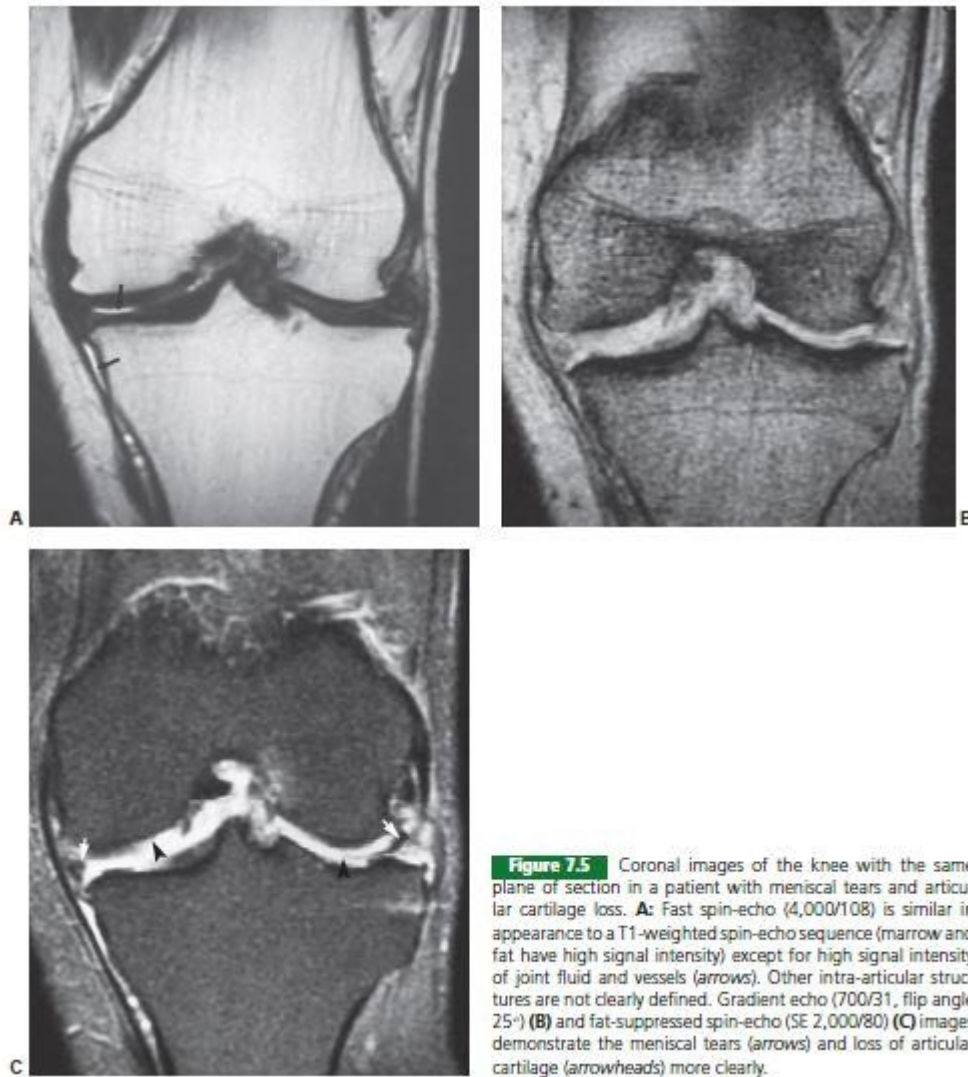


Fig 3. Imágenes coronales de la rodilla con el mismo plano de sección en una paciente con desgarros meniscales y pérdida de cartílago articular. R: El eco de giro rápido (4,000 / 108) es similar en apariencia a una secuencia de eco de giro ponderada en T1 (la médula y la grasa tienen una alta intensidad de señal) excepto por la alta intensidad de señal del líquido articular y los vasos (flechas). Otras estructuras intraarticulares no están claramente definidas. Las imágenes de eco de gradiente (700/31, ángulo de giro de 25 °) (B) y spin-echo suprimido de grasa (SE 2,000 / 80) (C) demuestran las roturas meniscales (flechas) y la pérdida de cartílago articular (puntas de flecha) más claramente.