



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO

HOSPITAL ÁNGELES

FACULTAD DE MEDICINA

**CUANTIFICACIÓN DEL VOLUMEN RELATIVO
DAÑADO DEL CARTÍLAGO ARTICULAR DE LA
RODILLA MEDIANTE MAPAS DE
TIEMPOS DE RELAJACIÓN T2**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE :

**MAESTRO EN CIENCIAS CON ESPECIALIDAD EN
FÍSICA MÉDICA**

PRESENTA

ÓSCAR DARÍO CARREÓN VALDÉS

Comité de Tutores: M. EN C. ELENI MITSOURA
DR. MARCELO FCO. LUGO LICONA

Revisores: DR. EUGENIO TORRES GARCÍA
DR. ALBERTO HARDY PERÉZ
DR. ALBERTO ROLDÁN-VALADÉZ
DRA. KEILA ISAAC OLIVÉ
DR. MIGUEL ÁNGEL CAMACHO LÓPEZ



Toluca, México. Diciembre de 2013

Éste trabajo se llevó a cabo en el Hospital Ángeles de las Lomas, ubicado en la Vialidad de la Barranca No. 22, Col. Valle de las Palmas, Huixquilucan, Estado de México.

AGRADECIMIENTOS

El autor desea agradecer al Dr. Marcelo Francisco Lugo Licon, su dirección, sabiduría y paciencia en la dirección de ésta Tesis, así mismo por su amistad y enseñanza.

A la M. en C. Eleni Mitsoura, por su gran apoyo en la dirección de la presente Tesis, todas las recomendaciones y correcciones, de igual manera por su gran sabiduría y paciencia.

A cuerpo de docentes de la Maestría en Física Médica, quienes con sus conocimientos y esfuerzos me han formado como un nuevo miembro de la comunidad científica.

Al hospital Ángeles de las Lomas y las maravillosas personas que ahí trabajan, en especial a la Doctora Beatriz Elías Pérez por permitirme elaborar este proyecto con los materiales que se proporcionaron y que sin ellos sería imposible.

A la Universidad Autónoma del Estado de México, por permitirme estudiar en sus planteles y sobre todo por las becas otorgadas (escolaridad y enlace).

A mi familia por el apoyo incondicional que siempre me ha mostrado.

ÍNDICE

RESUMEN - ABSTRACT	5
ABREVIATURAS	6
ÍNDICE DE FIGURAS	7
ÍNDICE DE TABLAS	9

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

10

1.1 OBJETO DE ESTUDIO	13
1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	13
1.3 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	13
1.4 HIPÓTESIS	13
1.5 OBJETIVO GENERAL	14
1.6 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	14

CAPÍTULO 2

MARCO TEÓRICO

15

2.1 ANATOMÍA DE LA RODILLA	16
2.1.1 Superficies articulares	17
2.1.2 Meniscos interarticulares	17
2.1.3 Medios de unión	17
2.1.4 Cartílago articular	18
2.1.4.1 Lesiones del cartílago de la rodilla	19
2.2 IMAGEN POR RESONANCIA MAGNÉTICA	21
2.2.1 Magnetización neta	21
2.2.2 Magnetización del vóxel de un tejido	27
2.2.3 Excitación nuclear por un pulso de radiofrecuencia	29
2.2.3.1 Selección en la IRM	31
2.2.4 Relajación Nuclear	32
2.2.5 Contraste en IRM	33
2.2.5.1 Imágenes ponderadas en T1	33
2.2.5.2 Imágenes ponderadas en T2	35
2.2.5.3 Imágenes ponderadas en densidad de protones	38
2.2.6 FID (Free Induction Decay)	39
2.2.7 Señal de eco	39
2.2.8 Estudios cuantitativos en IRM	41
2.2.8.1 Relaxometría	42
2.3 EVALUACIÓN NO INVASIVA DEL CARTÍLAGO DE LA RODILLA	44
2.4 ANTECEDENTES DE ESTUDIOS DE RELAXOMETRÍA	45

3.1 PROTOCOLO GENERAL DE RODILLA	50
3.1.1 Relación señal/Ruido	50
3.1.2 Ancho de banda	50
3.1.3 Antenas receptoras	51
3.1.4 Resolución espacial y de contraste	51
3.2 ELEMENTOS DEL EQUIPO DE ADQUISICIÓN	52
3.2.1 Equipo de resonancia magnética	52
3.2.2 Estación de trabajo	53
3.2.3 Posición del paciente y colocación de las bobinas	53
3.3 SECUENCIAS DEL EXAMEN	54
3.3.1 T2 Star P2-Anatomical 11 ecos	54
3.4 EXTRACCIÓN E INDEXACIÓN DE ARCHIVOS DICOM	56
3.5 MODELO MATEMÁTICO	57
3.6 PACIENTES	59
3.7 ALGORITMO DE PROGRAMACIÓN	60
3.7.1 Lectura de Archivos	61
3.7.2 Máscara	63
3.7.3 Ajustes	65
3.7.4 Exportación de archivos	67

4.1 MAPAS DE RELAJACIÓN	69
4.2 MAPAS DE CURVAS DE NIVEL EN EXCEL	73
4.3 VALORACIÓN DEL ALGORITMO MEDIANTE MUESTRAS DE ARTROSCOPIA	73
4.4 DISCUSIÓN	75

REFERENCIAS	79
ANEXOS	82
1 - Estudio completo de la cuantificación del daño mediante los mapas de relajación para un paciente	83
2 - Capturas de pantalla de la secuencia utilizada	91
3 - Muestras de artroscopía de diversos pacientes	94

RESUMEN

La resonancia magnética de cartílago articular se ha mostrado recientemente como un instrumento para la caracterización de la morfología, la bioquímica y la función del cartílago de la rodilla. Esta tecnología puede aportar el cálculo de volumen y espesor del cartílago, así mismo se puede realizar la medición de los tiempos de relajación (T1 y T2).

Los estudios transversales y longitudinales que utilizan estas técnicas de imagen son prometedores para la evaluación de cartílago y para el estudio de la osteoartritis y otras enfermedades asociadas a la movilidad.

Esta tesis describe la implementación de un sistema de procesamiento de imágenes médicas que respeta las especificaciones del DICOM estándar. El proyecto propone un método que consiste en la elaboración de un algoritmo de procesamiento aplicado a las imágenes de DICOM que corresponden a una secuencia T2 con el fin de obtener los mapas de éste mismo parámetro con los cuales se hizo la cuantificación de alteraciones en el cartílago. Las mediciones fueron hechas mediante un equipo Verio de SIEMENS con un campo magnético a 3.0 T. Se aplicó este estudio a 18 pacientes con un rango de edad de 40 ± 14 años. Por tratarse de una propuesta de método, no se realizó estudio estadístico alguno.

Palabras clave: Cartílago articular, Resonancia Magnética, Mapas T2, Relaxometría.

ABSTRACT

Magnetic resonance imaging of articular cartilage has recently been shown as a tool for characterizing the morphology, biochemistry and function of the knee cartilage. This technology perform a calculation of the cartilage volume and thickness, as well as it can perform the measurement of relaxation times (T1 and T2).

The transverse and longitudinal studies using these imaging techniques are promising for assessment of cartilage and the study of osteoarthritis and other sickness associated with the patient's mobility.

This thesis describes the implementation of an image processing system that keep medical DICOM standard specifications. The project involves the development of a processing algorithm applied to DICOM images corresponding to a T2 sequence, to obtain maps of this same parameter with which made the quantification of cartilage damage is made. The measurements were performed with a Siemens Verio resonator using a magnetic field of 3.0 T. This study was applied to 18 patients with an age range of 40 ± 14 years. Due to this being a method proposal, no statistical study was applied.

Keywords: Articular cartilage, Magnetic resonance, T2 maps, Relaxometry.

ABREVIATURAS

- ADC:** Conversor analógico-digital.
- DICOM:** Protocolo de imágenes digitales y comunicación en medicina (*Digital Imaging and Communication in Medicine*)
- FOV:** Tamaño de campo de visión (*Field of view*)
- IRM:** Imagen de resonancia magnética.
- IS:** Intensidad de la señal de resonancia magnética.
- RF:** Radiofrecuencia.
- RM:** Resonancia magnética.
- RMN:** Resonancia magnética nuclear.
- ROI:** Región de interés, *Region Of Interest*.
- SNR:** Relación señal-ruido (*Signal Noise Ratio*)
- T1:** Tiempo que tarda la magnetización en recuperar un 63% de su valor inicial. Se denomina el nombre de tiempo de relajación longitudinal.
- T2:** Tiempo que tiene que transcurrir para que la magnetización transversal pierda un 63% de su valor. Se denomina tiempo de relajación transversal.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1	Posición anatómica de la rodilla	16
Figura 2	Composición del cartílago articular	18
Figura 3	Fibras colágenas del cartílago articular	18
Figura 4	Momento magnético	22
Figura 5	Grupo de protones en ausencia de campo magnético	23
Figura 6	Protón dentro de un campo magnético	24
Figura 7	Grupo de protones en presencia de un campo magnético	25
Figura 8	Diagrama de Zeeman	26
Figura 9	Magnetización de un vóxel	28
Figura 10	Movimiento del vector de magnetización al presentarse ondas electromagnéticas	29
Figura 11	Excitación selectiva de los vóxeles de un tejido	31
Figura 12	Movimiento de relajación del vector de magnetización	32
Figura 13	Obtención de la señal eléctrica en una antena receptora durante la relajación	32
Figura 14	Forma exponencial creciente de la relajación longitudinal	33
Figura 15	Representación de una curva de relajación longitudinal	34
Figura 16	Diferencia de los T1 del agua y la grasa	35
Figura 17	Representación de la relajación transversal después de un pulso de 90°	36
Figura 18	Diferencia de los T2 del agua y la grasa	38
Figura 19	Free Induction Decay	39
Figura 20	Señales de eco con un tren de pulsos de 180°	40
Figura 21	Decaimiento biexponencial	43
Figura 22	Relaxometría de hígado	45
Figura 23	Relaxometría de mama	45
Figura 24	Relaxometría cerebral	46
Figura 25	Relaxometría del cartílago de la rodilla	47
Figura 26	Antena receptora utilizada para el protocolo de rodilla	51
Figura 27	Equipo Verio de SIEMENS del Hospital Ángeles de las Lomas	52
Figura 28	Estación de trabajo del equipo de resonancia	53
Figura 29	Logotipo de DicomWorks	56
Figura 30	Ubicación de la aplicación del algoritmo en el método	60
Figura 31	Módulos (procedimientos) del algoritmo empleado	61
Figura 32	Puntos sobre la imagen para ajustar <i>splines</i> cúbicos	64
Figura 33	Máscara del cartílago de la rodilla	64
Figura 34	Inclusión de las intensidades de señal de los vóxeles en gráficas de dispersión	65
Figura 35	Ecos incluidos en el ajuste de curva	66

Figura 36	Ajuste de curva	67
Figura 37	Histograma de los ajustes de curva de un corte 3, paciente 4	69
Figura 38	Mapa T2 del cartílago cuantificado	70
Figura 39	Histograma de los valores de T2 del paciente 3, corte 6	71
Figura 40	Mapas de T2 con valores mayores a 45 ms formando el volumen del daño	72
Figura 41	Mapa T2 en Microsoft Excel	73
Figura 42	Mapa T2 en comparación con la artroscopía	74

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1	Referencias de T2 para cartílago sano	48
Tabla 2	Parámetros de la secuencia	55

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

- 1.1 OBJETO DE ESTUDIO
- 1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA
- 1.3 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN
- 1.4 HIPÓTESIS
- 1.5 OBJETIVO GENERAL
- 1.6 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Existe generalmente una patología asociada con la afectación de la articulación de la rodilla: la artritis de rodilla, que cuenta con 3 tipos básicos: el primero de ellos es la osteoartritis, es la forma más común y suele ser una enfermedad degenerativa lentamente progresiva en que se desgasta gradualmente el cartílago de la articulación. Frecuentemente afecta a la gente de edad media y avanzada.

Por otra parte, la artritis reumatoide (también conocida como RA, por sus siglas en inglés) es un tipo de artritis inflamatoria que puede destruir el cartílago de la articulación. La RA puede ocurrir a cualquier edad y generalmente afecta ambas rodillas. El tercer tipo es la artritis postraumática, este tipo de artritis puede desarrollarse después de un daño y es parecida a la osteoartritis, puede desarrollarse años después de una fractura, desgarro del menisco o daño al ligamento¹.

Las lesiones de los cartílagos articulares son habituales en las distintas articulaciones y sus etiologías son multifactoriales, incluyendo causas traumáticas, artropatías inflamatorias, infecciosas (artritis séptica) y causas degenerativas. Las lesiones de origen degenerativo son las más frecuentes, siendo un problema de salud pública importante por el alto costo económico y social que representan los gastos directos o indirectos en relación al tratamiento y ausencia laboral. Se calcula que aproximadamente el 75% de la población mayor de 75 años presentan artrosis².

También se puede mencionar que debido a los grandes avances en la calidad de la salud pública el envejecimiento de nuestra población es cada vez mayor. La osteoartritis es una enfermedad de las más frecuentes que afectan el sistema músculo-esquelético por lo que constituye una causa importante en la búsqueda de asistencia médica. La Osteoartritis (OR) tiene un costo económico, social y psicológico en dependencia de su propia magnitud. Cada año aproximadamente 39 millones de personas son atendidas por esta enfermedad, de ellos más de 500 000 necesitan hospitalización. Se estima que para el año 2020 más de 60 millones serán afectados en los E.U. y de ellos 11,6 millones tendrán limitación de sus actividades. La OR puede ser de tipo primaria o secundaria, según la gravedad. La primaria es de mayor incidencia según Cole³. La causa exacta de esta enfermedad aún se encuentra bajo discusión pero la mayoría de los autores coinciden que se debe a la combinación estrecha de factores bioquímicos y mecánicos^{4,5}. La presentación clínica de esta enfermedad puede variar desde una forma asintomática a otra severa con gran compromiso articular.

La osteoartritis es la principal enfermedad reumática que presenta la rodilla a nivel mundial y constituye una de las principales causas del dolor articular y discapacidad en la población adulta. Se estima que más del 80% de las personas mayores de 60 años tienen, al menos en una articulación, evidencia radiológica de daño articular a consecuencia de la Osteoartritis⁶. Los factores que se han asociado con el desarrollo de la enfermedad además de la edad y el sexo, son la obesidad, trauma, factores genéticos y mecánicos relacionados con la ocupación, así como cirugías previas⁷.

En México, la prevalencia de osteoartritis se reporta de 2.3% (Intervalo de confianza de 95%) en la población adulta⁸, sin embargo, puede variar entre regiones del país. En reporte de una población rural de la región sur del país se encontró una prevalencia relativamente mayor al 5.8% (Intervalo de confianza de 95%)⁹. De acuerdo a los reportes estadísticos del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), la osteoartritis constituye una de los diez principales motivos de consulta en el primer nivel de atención médica¹⁰.

El diagnóstico de osteoartritis se establece básicamente con los datos clínicos¹¹, mientras que, para establecer el pronóstico y seleccionar el tratamiento se requieren además identificar por medio de estudios radiológicos los cambios osteoarticulares que están presentes en la rodilla afectada⁷.

El diagnóstico clínico de la insuficiencia del cartílago articular está sometido, según algunos investigadores, a criterios subjetivos por lo que su sensibilidad es baja¹². La Resonancia Magnética Nuclear (RMN) desde principio de la década de los años 80 se ha convertido en el estándar de la evaluación no invasiva de las lesiones de rodilla¹³ aunque es un método diagnóstico con un alto coste económico siendo importante la evaluación coste/efectividad.

La revisión realizada por Gelb¹⁴ recoge estudios que se refieren a individuos asintomáticos que presentan hallazgos patológicos en la RMN y apunta que los falsos positivos (F.P.) y falsos negativos (F.N.) pueden confundir tanto al paciente como al médico. Un resultado positivo en la RMN, en ausencia de datos clínicos en los que apoyar el diagnóstico, no nos debe llevar a errores¹⁴.

Con la intención de apoyar el quehacer médico y proporcionar otra opción de diagnóstico para los pacientes, se decidió construir el siguiente método, que sea a la vez no invasivo, accesible y confiable para el diagnóstico de enfermedades relacionadas con la articulación de la rodilla, dada la prevalencia de patologías que afectan esta zona anatómica y que en frecuentes ocasiones se manifiesta por dolor fuerte que inmediatamente debe ser atendido.

Es necesario contar con un instrumento de apoyo para el diagnóstico, ya que en frecuentes ocasiones donde se presentan patologías asociadas con el cartílago articular, estas suelen ser progresivas y con el tiempo traen importantes repercusiones en las personas que las padecen, mermando la calidad de vida del paciente. Se tiene confianza en que esta propuesta resulte más efectiva y más económica tanto para el diagnóstico como para seguimiento en la evolución clínica de los pacientes, a la vez que sea más accesible en un futuro para todo tipo de personas.

A la vez, se consideró que se puede llegar a ser un excelente instrumento para escrutinio de dichas patologías, por igual tendría utilidad en hospitales que cuenten con equipo de resonancia magnética. En pacientes adultos y adultos mayores sería de provecho en el control y seguimiento del desgaste de la articulación, para evitar en medida de lo posible llegar al tratamiento quirúrgico que muchos de estos pacientes requieren, con las repercusiones que este conlleva para el propio paciente, así como el importante incremento de costos.

La principal razón por la cual se hace esta investigación es utilizar este método para cuantificar la porción de cartílago de la rodilla dañada, ya que al ser un método no invasivo es una opción viable que se pretende utilizar como apoyo a un diagnóstico acertado para el médico ortopedista. Esta porción o volumen le dará al médico especialista una idea de la gravedad del caso que se esté estudiando en el momento y a su vez funciona como un complemento para el diagnóstico temprano del daño en el cartílago articular de la rodilla y se logre establecer un tratamiento oportuno.

OBJETO DE ESTUDIO

Existen padecimientos del sistema musculoesquelético que se presentan con frecuencia, siendo el desgaste en la articulación de la rodilla uno de los motivos de consulta externa otorgada en primer nivel de atención por los médicos generales, quienes ordinariamente derivan a los pacientes a un segundo nivel de atención donde el especialista en traumatología y ortopedia realiza el manejo específico del caso. En 1980, con la aparición de la resonancia magnética, ésta se convirtió en un método de mayor utilidad en el campo de la medicina diagnóstica por su habilidad de definir detalles anatómicos normales y anormales en tejidos blandos.

A la articulación de la rodilla se le han determinado sus múltiples funciones que llevan a la búsqueda de mejores tratamientos para su conservación, por lo tanto, una mejoría en el tratamiento va de la mano de una mejoría en el diagnóstico de sus patologías. Esta investigación fue directamente orientada al refuerzo del diagnóstico de los pacientes con complicaciones en el cartílago articular de la rodilla remitidos por un médico ortopedista. En este trabajo se desarrolló un método cuantitativo para determinar el daño que se tiene en el cartílago mencionado. Al finalizar se corroboraron los resultados logrados por esta técnica con los que se obtengan mediante otro método (artroscopía) que fueron evaluados por un médico ortopedista. Para llevar a cabo este procedimiento se hicieron mediciones en los tiempos de relajación T2, esto se llevará a cabo mediante un sistema de resonancia magnética para la obtención de imágenes anatómicas.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Medir los tiempos de relajación T2 como método para determinar el volumen relativo dañado del cartílago articular de la rodilla.

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

Para calcular el volumen relativo dañado del cartílago articular de la rodilla ¿Puede ser una buena alternativa de diagnóstico la medición de los tiempos de relajación T2?

HIPÓTESIS

La medición del parámetro T2 es un método útil para calcular el volumen relativo dañado del cartílago articular de la rodilla.

OBJETIVO GENERAL

Determinar el volumen dañado del cartílago articular de la rodilla midiendo los tiempos de relajación T2 y construir los mapas de dicho parámetro con los que se evaluará el daño en el cartílago.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Adquirir las imágenes del cartílago articular de la rodilla mediante la resonancia magnética de pacientes remitidos por un ortopedista con las secuencias de protocolo de rodilla indicado.
- Convertir archivos DICOM extraídos de la base de datos de Siemens a archivos DICOM no protegidos llamados nativos.
- Crear algoritmo de programación para ajuste de curvas con puntos de dispersión.
- Obtener mapa de T2 de un corte original.
- Delimitar la región de interés mediante una máscara aplicada a las imagen DICOM.

CAPÍTULO 2

MARCO TEÓRICO

2.1 ANATOMÍA DE LA RODILLA

- 2.1.1 Superficies articulares
- 2.1.2 Meniscos interarticulares
- 2.1.3 Medios de unión
- 2.1.4 Cartílago articular
 - 2.1.4.1 Lesiones del cartílago de la rodilla

2.2 IMAGEN POR RESONANCIA MAGNÉTICA

- 2.2.1 Magnetización neta
- 2.2.2 Magnetización del vóxel de un tejido
- 2.2.3 Excitación nuclear por un pulso de radiofrecuencia
 - 2.2.3.1 Lesiones del cartílago de la rodilla
- 2.2.4 Relajación Nuclear
- 2.2.5 Contraste en IRM
 - 2.2.5.1 Imágenes ponderadas en T1
 - 2.2.5.2 Imágenes ponderadas en T2
 - 2.2.5.3 Imágenes ponderadas en densidad de protones
- 2.2.6 FID (Free Induction Decay)
- 2.2.7 Señal de eco
- 2.2.8 Estudios cuantitativos en IRM
 - 2.2.8.1 Relaxometría

2.3 EVALUACIÓN NO INVASIVA DEL CARTÍLAGO DE LA RODILLA

2.4 ANTECEDENTES DE ESTUDIOS DE RELAXOMETRÍA

2.1 ANATOMÍA DE LA RODILLA

El conocimiento del cuerpo humano desde el punto de vista anatómico y funcional nos ayuda a establecer los diagnósticos de normalidad o anormalidad. Siendo la anatomía la ciencia que estudia las formas y estructuras del cuerpo humano “se debe considerar como fundamento y elemento esencial de todo el arte de la medicina”, como lo escribió Andrés Vesalio (1543). Los estudios radiológicos facilitan el logro de una comprensión de la anatomía y la fisiología del ser vivo, debiendo tenerse en mente la importancia de las variaciones anatómicas¹⁰.

La rodilla está formada por los siguientes huesos: la extremidad inferior del fémur, la extremidad superior de la tibia y la cara posterior de la rótula. La articulación de la rodilla desde el punto de vista de su movilidad pertenece a las diartrosis ya que tiene importantes rangos de movimiento. Está constituida por dos articulaciones: la articulación entre el fémur y la tibia, y entre el fémur y la rótula (figura 1). Tomando en cuenta la forma de sus superficies la primera de estas pertenecen a la articulación femorotibial a las bicondileas, ya que con respecto al fémur sus superficies articulares corresponden a ambos cóndilos, los cuales se articulan a las cavidades glenoideas de la tibia, y la segunda es del tipo trocleartrosis puesto que el fémur en su extremidad inferior presenta como superficie articular la tróclea femoral constituida por dos superficies que convergen formando un surco garganta de la tróclea, lugar donde se articula la cara posterior de la rótula por medio de la cresta rotuliana, mientras que las superficies laterales excavadas se adaptan a las vertientes interna y externa de la misma.

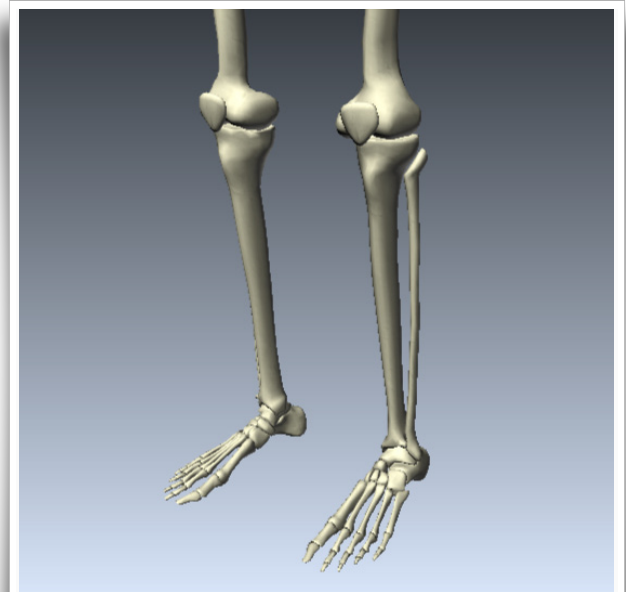


Fig.1

Posición anatómica de la rodilla, formada por la tibia, el peroné, la patela y el fémur.

2.1.1 Superficies articulares

La extremidad inferior del fémur presenta los cóndilos, la extremidad superior de la tibia presenta como superficies articulares las cavidades glenoideas, todas estas cubiertas por cartílago hialino, que es más grueso en el centro que en la periferia. Los cóndilos del fémur se corresponden con las cavidades glenoideas de la tibia, y el espacio intercondileo con el espacio interglenoideo. La rótula intermedia presenta en su cara posterior una superficie articular que ocupa los tres cuartos superiores de dicha cara para articularse con el fémur formando así la articulación femorrotuliana.

2.1.2 Meniscos interarticulares

Constituidos por fibrocartílago en forma de semianillo, más grueso en la periferia que en el centro, los meniscos se confunden con la cápsula articular. Los meniscos se llaman cartílagos semilunares o faciformes, siendo el externo casi circular, en tanto que el interno tiene la forma de la letra C. Ambos fibrocartílagos se hallan unidos por el ligamento transversal o ligamento yugal, que en forma de cinta fibrosa se extiende de la extremidad anterior del interno al borde anterior del externo, pasando por delante del ligamento cruzado anterior. Dicho ligamento transversal se halla cubierto por la masa adiposa anterior de la rodilla.

2.1.3 Medios de unión

Una cápsula articular comprende cuatro ligamentos periféricos y dos ligamentos cruzados. La cápsula se inserta a uno o dos centímetros del reborde cartilaginoso. Esta se halla perforada en su parte anterior por una amplia apertura que corresponde a la cara posterior de la rótula. La cápsula se adhiere igualmente a la circunferencia externa de los meniscos interarticulares, constituida por fibras longitudinales que van del fémur a la tibia, del fémur a la rótula y de ésta a la tibia,

entrecruzadas con fibras oblicuas de procedencias diversas. El ligamento anterior inserta fibras en el vértice de la rótula y se confunden con las que proceden del tendón del cuádriceps y descienden por la cara anterior de la rótula. Por abajo el ligamento anterior se inserta en el tercio inferior de la tuberosidad anterior de la tibia. La cara anterior o cutánea de este ligamento se halla cubierta por la aponeurosis femoral y por la piel. La cara posterior está en relación con la bolsa serosa pretibial y el paquete adiposo anterior de la rodilla. El ligamento posterior consta de dos partes laterales formadas por las llamadas conchas fibrosas y una parte media formada por dos haces el ligamento poplíteo oblicuo y el ligamento poplíteo arqueado.

Existen dos ligamentos laterales, el lateral interno que se inserta en la tuberosidad del cóndilo interno y el lateral externo que se inserta en la tuberosidad del cóndilo externo y por debajo de la apófisis estiloides del peroné. Existen dos ligamentos cruzados, el ligamento cruzado anterior que se inserta por abajo en la parte anterior e interna de la espina tibial y en la superficie preespinal, por arriba lo hace en la parte más posterior de la cara interna del cóndilo externo. El ligamento cruzado posterior se inserta en la superficie retroespinal y en la parte anterior de la cara intercondilea del cóndilo interno.

La membrana sinovial es la más amplia y complicada de todas. Por delante comienza en el borde del cartílago troclear del fémur, asciende revistiendo la cavidad supretroclear y la cara anterior del fémur hasta cinco o seis centímetros por encima del borde articular, se refleja después hacia adelante para cubrir la cara posterior del cuádriceps, donde se forma la bolsa subcrural o subcuadrípital¹¹.

2.1.4 Cartílago articular

El cartílago articular o cartílago hialino es de vital importancia en las articulaciones de tipo diartrosis (articulaciones con amplio rango de movimiento) y sus funciones principales son disipar y transmitir las fuerzas sobre las superficies articulares, amortiguar las cargas y proveer una superficie de deslizamiento adecuada entre las superficies articulares. Como características principales el cartílago hialino es un tejido avascular (se nutre a través del líquido sinovial), no tiene inervación y no tiene capacidad de regenerarse con el mismo tejido, solo presenta capacidad reparativa limitada con fibrocartílago, el que es de menor resistencia². Está compuesto por agua encapsulada en las fibras de colágeno y por condrocitos y proteoglicanos (figura 3).

Como se observa en la figura 2 el cartílago articular está organizado por zonas. La zona superficial, zona transicional, zona radial y zona calcificada. La zona superficial también llamada zona tangencial tiene células aplanadas. En esta región es donde este tejido está más expuesto a las fuerzas de tensión, compresión y cizallamiento, las fibras colágenas son más finas y se encuentran paralelas unas a otras y a la superficie articular. Además, en esta zona los proteoglicanos pequeños están más concentrados y están asociados a las fibras de colágenos, mientras que los proteoglicanos largos tienen poca concentración.

La zona superficial también llamada la piel del cartílago articular está compuesta por dos capas. Una superficial y brillante llamada por Mac Conaill lámina *splendens* que contiene fibras finas con pocos polisacáridos en la cual no existen células. La capa más profunda contiene los condrocitos elipsoidales los cuales se sitúan paralelos a la superficie articular, esta área profunda tiene una alta concentración de colágenos y una baja concentración de proteoglicanos. La presencia de las fibras proporciona a esta zona mayor fortaleza para resistir la tensión que las otras capas del cartílago más profundas¹⁵.

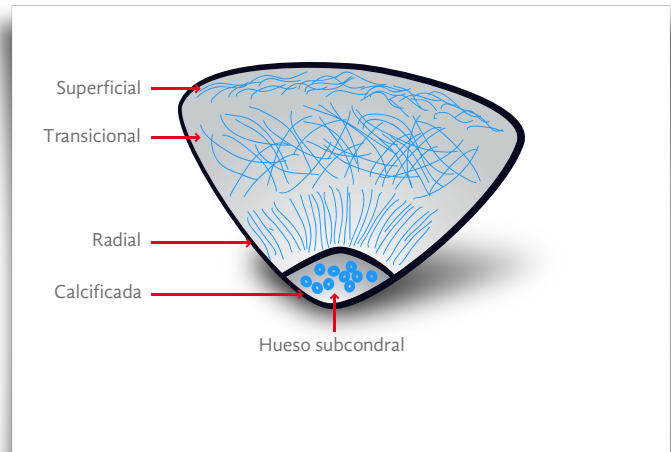


Fig.2

Fibras colágenas en el cartílago articular. La distribución de las fibras de colágeno del cartílago se dividen en: calcificada, radial, transicional y superficial, en dependencia de la cercanía con el hueso subcondral

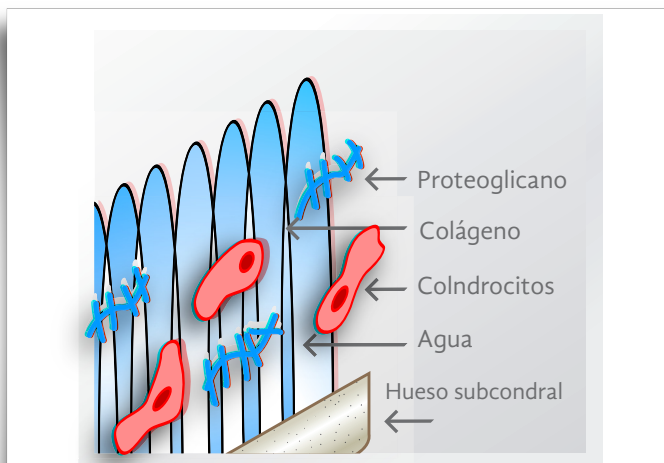


Fig.3

Composición del cartílago articular. El agua se mantiene encapsulada en las fibras de colágeno en un cartílago sano, los condrocitos y los proteoglicanos se encargan de nutrir al cartílago.

La zona media contiene células esféricas cercadas de un seno extracelular extenso. La zona radial, contiene la concentración más baja de células y las mismas se encuentran congregadas en conjuntos que se igualan a los condrocitos hipertróficos de la placa de crecimiento. La densidad celular disminuye desde la zona superficial a la profunda, en esta última representa la mitad o un tercio de las células de la capa superficial¹⁶.

Adyacente a la zona profunda se encuentra la zona delimitada por un borde llamado *tide mark* el cual puede ser observado en secciones con tinción de hematoxilina y eosina. Esta zona calcificada se forma como resultado de la osificación endocondral. Aunque el cartílago calcificado es normalmente reabsorbido y reemplazado por hueso maduro, esta zona persiste y actúa como un factor mecánico importante (zona de *buffer*), situada entre la zona no calcificada del cartílago articular y el hueso subcondral, además es la unión entre el cartílago y el hueso subcondral ya que esta zona tiene propiedades mecánicas intermedias¹⁷.

Con respecto a lo planteado anteriormente, el cartílago articular está aislado de las células medulares por esta zona calcificada, lo que imposibilita tener acceso a su vascularidad. Debido a esta poca irrigación sanguínea el cartílago articular tiene pocas posibilidades propias de reparación, ya que la respuesta a un daño o trauma de cualquier tejido del organismo está en dependencia de la hemorragia, la formación del coágulo de fibrina y la importante participación de mediadores factores de crecimiento. Por esta razón todo trauma que afecte los condrocitos y la matriz extracelular que no penetre al hueso subcondral tiene poca o ninguna capacidad de reparación.

La ruptura de la zona superficial incrementa considerablemente la permeabilidad del tejido así como las fuerzas de comprensión sobre la misma y constituye uno de los primeros cambios en la osteoartritis degenerativa. La destrucción de esta zona favorece la liberación de moléculas cartilaginosas dentro del líquido sinovial y estimula la respuesta inmune e inflamatoria¹⁵.

2.1.4.1 Lesiones del cartílago de la rodilla

Las lesiones más comunes que presenta la rodilla están dadas en los meniscos como primer lugar, los ligamentos cruzados, los ligamentos colaterales y las lesiones del cartílago. Dado que éste último provee una superficie de deslizamiento suave, absorbe impacto y tiene un coeficiente de fricción bajo, al dañarse a cierto grado suele presentarse como doloroso.

Las lesiones del cartílago pueden ser provocadas por múltiples factores:

- Rotación sobre un punto fijo
- Compresión axial
- Compresión lateral
- Cizallamiento
- Desgaste natural

Las lesiones del cartílago hialino cuales quiera que sean las causas (traumáticas, degenerativas, etc.) aumentan cada día más en nuestro medio, por la masividad de la práctica deportiva y sus consecuentes lesiones, en el incremento poblacional al envejecimiento, al incrementarse las expectativas de vida pero también por un mayor desarrollo en los medios diagnósticos¹⁸.

La creación de la Sociedad Internacional para la reparación del cartílago, da muestras de la importancia del tema y los esfuerzos que la comunidad médica internacional viene realizando para dar solución a tan grave problema de la actualidad. Se han realizado diversos estudios sobre los mecanismos fisiológicos de éste tejido y los factores que influyen en su crecimiento y deterioro^{19,20}.

Se conoce que el cartílago hialino aunque es metabólicamente activo, posee una limitada capacidad de reparación, por lo cual las lesiones de este tejido causan severa y progresiva inestabilidad articular culminando en la degradación del cartílago y destrucción de la superficie articular. El cartílago lesionado no solo crea un trastorno mecánico o en la cinemática de la articulación, sino que rompe un equilibrio biológico, en el que intervienen un número importante de mediadores bioquímicos que dan inicio a un proceso catabólico cuyos resultados y consecuencias son adversos por lo que hoy se trabaja en lograr una prolongación de la supervivencia del condrocito adulto y un aumento de la síntesis de la matriz intracelular²⁰.

El diagnóstico de estas lesiones ha sido posibilitado por diversas técnicas desarrolladas como el estudio del líquido sinovial, la IRM, etc. La visión directa de la lesión, mediante la artroscopía ha posibilitado además el desarrollo de procedimientos invasivos, como el implante de condrocitos autólogos, los injertos de cartílago autólogo, las perforaciones y micro fracturas en el tejido subcondral así como el simple rasurado²¹⁻²².

En la articulación de la rodilla el cartílago normalmente es grueso en correspondencia con la alta incidencia de fuerzas compresivas a que está sometida esta articulación. A pesar de estas características biológicas del cartílago en la zona, la mayor frecuencia de trauma sobre esta articulación y su papel protagónico en la carga de peso y la marcha, explican la alta frecuencia de estas lesiones en ellas.

Numerosos autores coinciden en señalar la edad como un factor de riesgo en la aparición de las lesiones en el cartílago articular, estos criterios concluyen que el 60 % de los pacientes mayores de 60 años se evaluaron entre regular y mal, poniendo de manifiesto la influencia negativa de la degeneración del cartílago²³⁻²⁴.

Algunos autores mencionan que la mayor frecuencia de las lesiones del cartílago se da en el sexo femenino (66.8 %) debido al importante déficit hormonal como factor predisponentes a estas lesiones sobre todo aquellas menopáusicas o con trastornos hormonales en edades tempranas de la vida. Al relacionar el peso corporal, se observaron que las lesiones condrales de los pacientes fueron peores cuando el exceso de peso era mayor, multiplicándose 6 veces el vector de fuerza sobre las rodillas durante la marcha como se ha señalado en la literatura, lo cual condiciona la lesión cartilaginosa²³.

Clínicamente las condropatías se presentan en forma de dolor, edemas, crujidos articulares y bloqueos de movimiento. En dependencia de la severidad, la Sociedad Internacional de Reparación del Cartílago (ICRS, por sus siglas en inglés) ha clasificado en grados las condropatías:

- Grado 0: Normal
- Grado I: Lesión superficial (fisura) - reblandecimiento
- Grado II: Lesión que afecta <50% de profundidad – despulimiento y fisura
- Grado III: Lesión que afecta >50% de profundidad -fragmentación
- Grado IV: Exposición de hueso subcondral

2.2 IMAGEN POR RESONANCIA MAGNÉTICA

La Imagen por Resonancia Magnética (IRM) es una disciplina relativamente nueva en la ciencia aplicada. Permite obtener imágenes de tejidos blandos en el cuerpo humano, así como de procesos metabólicos de forma no invasiva debido a la naturaleza de los campos magnéticos que utiliza²⁵. Presenta gran flexibilidad y sensibilidad ante un amplio rango de propiedades de los tejidos. Se basa en el hecho de que los núcleos atómicos del cuerpo humano responden a la aplicación de campos magnéticos externos. Es la aplicación del principio de Resonancia Magnética Nuclear (NMR) a la imagen radiológica. El adjetivo magnético se refiere a la utilización de campos magnéticos y resonancia se refiere a la necesidad de hacer coincidir la frecuencia de campos magnéticos oscilantes con la frecuencia de precesión del espín nuclear. El fenómeno de la Resonancia Magnética Nuclear se basa en la propiedad que presentan la mayor parte de los núcleos de poseer un momento angular intrínseco, el momento de espín nuclear²⁵.

El descubrimiento del fenómeno de NMR por Purcell y Bloch revolucionó en primer lugar la química analítica y después la imagen médica, abriendo una nueva dimensión en el diagnóstico por imagen. Este permite obtener imágenes de alta resolución y contraste, así como de procesos fisiológicos como el flujo sanguíneo y la difusión de moléculas de agua.

La Resonancia Magnética Nuclear (NMR) presenta también aplicaciones en bioquímica y química orgánica, permitiendo así el estudio de moléculas (espectroscopia NMR) y macromoléculas (NMR biomolecular). En un principio, la Imagen por Resonancia Magnética (IRM) se llamó imagen por Resonancia Magnética Nuclear (NMR *imaging*), pero pronto cambió de nombre debido a la presencia de la palabra nuclear en su primera acepción. El público percibía los dispositivos y la técnica en si relacionada con la energía nuclear, cuando en ningún caso lo está, pues no utiliza radiaciones ionizantes. La palabra nuclear tan sólo se refería al espín de los núcleos gracias al cual se pueden obtener las imágenes.

2.2.1 Magnetización neta

Los átomos están compuestos de tres partículas fundamentales: los protones, los cuales poseen carga positiva, los neutrones, que no poseen carga, y los electrones que tienen carga negativa. Los protones y neutrones están ubicados dentro del núcleo del átomo, mientras que los electrones están localizados en capas u orbitas alrededor del núcleo. Las propiedades más comunes para categorizar a los átomos son el número atómico y el peso atómico: el primero corresponde al número de protones en el núcleo, mientras que el segundo corresponde a la suma del número de protones y el número de neutrones. Los átomos con el mismo número atómico pero diferentes pesos atómicos son llamados isótopos, y en un átomo neutro el número de electrones es igual al número de protones. Los átomos con un déficit o exceso en el número de electrones son llamados iones²⁶.

Una tercera propiedad de los átomos es el espín del núcleo, esta se debe a que el núcleo presenta una rotación constante alrededor de un eje perpendicular a la dirección de rotación, a una velocidad determinada. El espín (I) se encuentra cuantizado a ciertos valores discretos, que dependen del número y peso atómico del núcleo particular, y toman tres posibles tipos de valores: cero, semi-enteros y enteros. Un núcleo no tiene

espín ($I=0$) si este tiene un número atómico par y un peso atómico par. Tales núcleos no interactúan con un campo magnético externo y no pueden ser estudiados usando RM. Un núcleo tiene un valor entero para I , si este tiene un peso atómico par y un número atómico impar. Un núcleo tiene un valor semi-entero para I si este tiene un peso atómico impar.

El núcleo ^1H posee un solo protón, tiene un espín semi-entero de $1/2$, es el isótopo más abundante del hidrógeno, su respuesta a un campo magnético aplicado es una de las más grandes, y el cuerpo humano está compuesto por tejidos que contienen principalmente agua y grasa, constituidos fundamentalmente por éste núcleo²⁶.

Se utiliza ^1H y no otros núcleos porque la concentración de estos últimos es baja en el cuerpo humano y porque la constante giromagnética (γ) de éste núcleo es muy alta.

Cabe mencionar que los valores del momento de espín I pueden variar entre las distintas partículas, debido a su diferente masa. En el caso de los protones y los electrones la relación entre sus masas es de $m_p/m_e = 1836$. La relación entre las razones giromagnéticas es $|\gamma_e| / \gamma_p = 658$. Esto es debido a la diferencia de masa de las dos partículas y es por ello que no se utiliza la imagen electrónica en lugar de la imagen protónica para obtener imágenes del cuerpo humano. La frecuencia de precesión de los campos magnéticos utilizados en NMR es proporcional a γ . Si se utilizaran los electrones, la frecuencia de los campos sería demasiado elevada y la liberación de energía en el cuerpo demasiado alta.

Por otra parte, un campo magnético es generado por cargas eléctricas en movimiento y la dirección del campo puede ser en el sentido horario o anti-horario con respecto a la dirección del flujo de corriente. La ley de Ampere determina la magnitud y dirección del campo magnético debido a la corriente. Así como las cargas eléctricas en movimiento generan campos magnéticos, el cambio de campos magnéticos genera corrientes eléctricas. Cuando un imán entra y sale de un circuito cerrado, una corriente oscilante es generada y cesa cuando el imán deja de moverse. Esta corriente es llamada corriente eléctrica inducida y es explicada por la ley de inducción de Faraday. El cambio del flujo magnético a través de un circuito cerrado induce una fuerza electromotriz (f.e.m.) en el circuito, lo que produce una corriente en el circuito. La f.e.m. inducida es proporcional a la tasa de cambio del campo magnético y al área del circuito, y está en dirección opuesta al cambio en el campo magnético que la produce.

Además de su espín, un núcleo cargado positivamente tiene un campo magnético local o momento magnético, que es fundamental para que se dé el fenómeno de RM. Un núcleo con espín tiene un eje de rotación que puede ser visto como un vector con una magnitud y dirección definida, y el momento magnético del núcleo es paralelo a dicho eje de rotación.

La figura 4 muestra una representación del momento magnético nuclear.

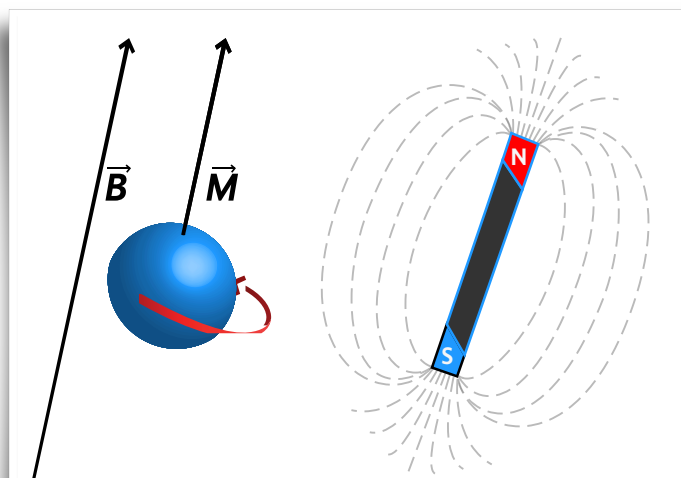


Fig. 4

Del lado izquierdo un núcleo con carga positiva rotando, produce un campo magnético conocido como momento magnético, paralelo al eje de rotación. A la derecha una analogía del núcleo con respecto a un imán.

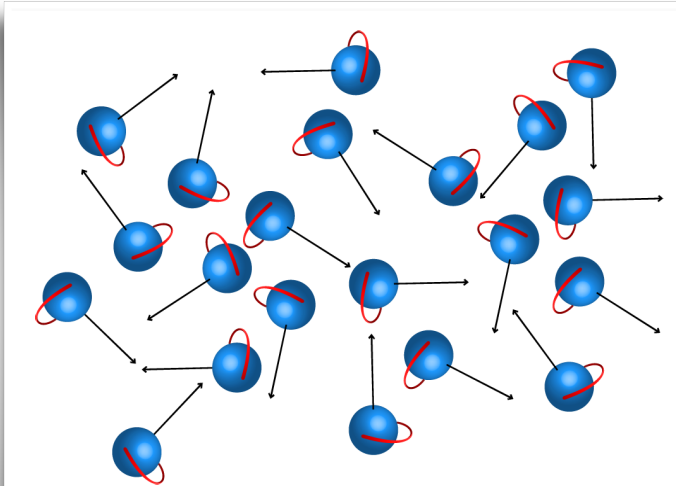


Fig. 5

Representación microscópica de un grupo de protones en ausencia de un campo magnético externo

En general, las mediciones de RM son hechas sobre grupos de espines más que sobre un solo espín, por lo tanto si se considera un volumen arbitrario de tejido que contiene hidrógeno, cada protón tiene un vector espín de igual magnitud. Sin embargo, los vectores de espín de un grupo de protones dentro del tejido, están orientados aleatoriamente en todas las direcciones, por lo tanto, al sumar todos los vectores espín se obtiene un vector resultante, cuyo valor puede ser cero, si no existe magnetización en el tejido. La figura 5 muestra la representación microscópica de los protones en ausencia de un campo magnético externo. Si el tejido es colocado dentro de un campo magnético B_0 , los protones individuales empiezan a precesar o rotar perpendicularmente a este campo, y se inclinan levemente fuera de su eje, pero su eje de rotación será paralelo al vector del campo B_0 . Esta leve inclinación es debida a la fuerza de repulsión entre el campo magnético B_0 y los momentos magnéticos.

Por lo tanto, cuando los núcleos son colocados en un campo magnético externo sus momentos magnéticos se alinean con las líneas de flujo del campo externo, lo que se denomina alineación. La precesión tiene una tasa constante y ocurre debido a la interacción del campo magnético con la carga positiva del núcleo. Por convención, B_0 y el eje de precesión están definidos en la dirección del eje z del sistema de coordenadas, tal como se ve en la figura 6. La coordenada z permanece constante pero las coordenadas x y y varían con el tiempo. La tasa o frecuencia de precesión es proporcional a la intensidad del campo magnético B_0 y es expresado por la ecuación de Larmor:

$$\omega = \frac{\gamma B_0}{2\pi} \quad (1)$$

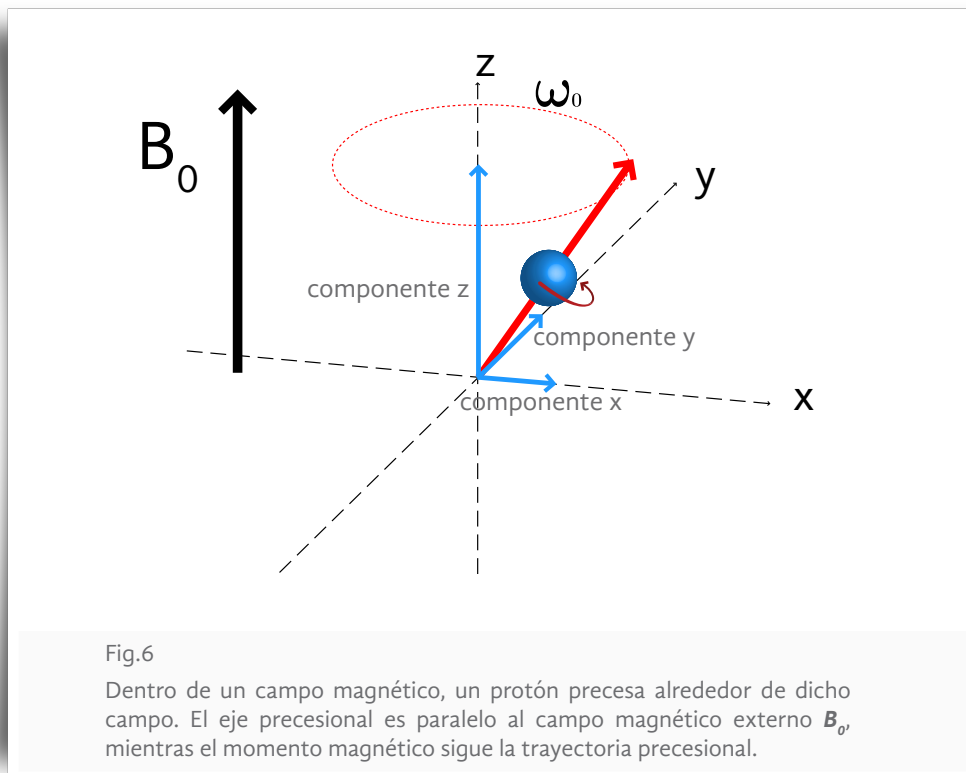
Donde ω es la frecuencia de Larmor en megahertz (MHz), B_0 es la intensidad del campo magnético en Tesla (T) que los protones experimentan, y γ es la constante giromagnética, con unidades $s^{-1}T^{-1}$ ^{26,27}.

Es bien sabido que la constante giromagnética para el núcleo de ^1H tiene el valor de:

$$\gamma = 2.675 \cdot 10^8 \text{ rad}/(\text{s} \cdot \text{T}) \text{ ó bien:}$$

$$\gamma = 42.58 \text{ MHz/T}$$

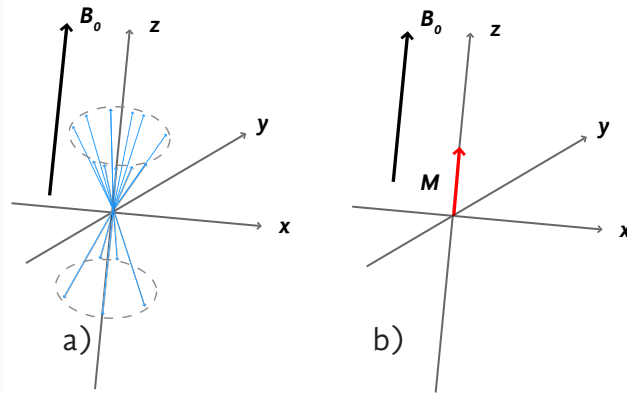
Recordando que $1\text{T} = 10^4 \text{ G (Gauss)}$.



La alineación puede ser explicada usando una teoría clásica o una teoría cuántica. La primera enfatiza en que la alineación puede ser de dos tipos: paralela, cuando los momentos magnéticos se alinean en la misma dirección del campo magnético externo, o antiparalela, cuando los momentos magnéticos se alinean en dirección opuesta al campo externo. A temperatura ambiente, existen siempre más núcleos con sus momentos magnéticos alineados paralelamente al campo externo que alineados antiparalelamente, por lo tanto, el vector de magnetización neta, el cual refleja el balance entre los momentos magnéticos paralelos y antiparalelos, se alinea paralelamente al campo externo. La figura 7 muestra una representación microscópica y macroscópica de un grupo de protones en presencia de un campo magnético externo.

Fig. 7

Representación a) microscópica y b) macroscópica de un grupo de protones en presencia de un campo magnético externo. Los protones tomarán una trayectoria en forma de dos conos, uno con una componente z positiva y la otra con una componente z negativa. Debido a que existen más protones en el cono superior, existirá un vector suma diferente de cero, cuya magnitud es constante y será paralelo a \mathbf{B}_0 .



Mientras que, la teoría cuántica usa el nivel de energía de los núcleos para explicar la alineación. Existen ciertos factores que determinan si el momento magnético de un núcleo se alinea en la dirección paralela o antiparalela, ellos son: la magnitud del campo magnético externo \mathbf{B}_0 y el nivel de energía de los núcleos.

De acuerdo a la teoría cuántica, los momentos magnéticos de los núcleos de hidrógeno, se alinean en presencia de un campo magnético presentándose un desdoblamiento de los niveles de energía de los núcleos, por lo tanto se producirán dos estados de energía. Esto es conocido como interacción Zeeman y causa una diferencia en la energía entre los protones alineados paralelamente y los alineados de forma antiparalela, cuya magnitud es proporcional a \mathbf{B}_0 . Dicha diferencia de energía está dada por:

$$\Delta E = h\omega \quad (2)$$

Por lo tanto, al colocar el núcleo bajo un campo magnético, la interacción entre el momento magnético nuclear y el campo magnético externo promoverá que los dos estados de espín dejen de tener la misma energía. La energía del momento magnético bajo la influencia del campo magnético \mathbf{B}_0 está dado por el producto escalar negativo de los vectores:

$$E = -\boldsymbol{\mu} \cdot \mathbf{B}_0 \quad (3)$$

El momento magnético $\boldsymbol{\mu}$ puede expresarse como:

$$\boldsymbol{\mu} = \gamma \hbar \mathbf{I} \quad (4)$$

Donde $\hbar \mathbf{I}$ es el momento angular del núcleo y γ es la razón giromagnética. Si $\mathbf{I} = \pm 1/2$, como el caso del ^1H , la energía E puede tomar valores $-\gamma \hbar \mathbf{B}_0 / 2$ si $\boldsymbol{\mu}$ es paralelo a \mathbf{B}_0 , ó $\gamma \hbar \mathbf{B}_0 / 2$ si $\boldsymbol{\mu}$ es antiparalelo a \mathbf{B}_0 . Por lo tanto la diferencia de energía entre los dos estados es:

$$\Delta E = \gamma \hbar B_0 \quad (5)$$

Esta diferencia se traduce en una pequeña mayoría de espines en el estado de baja energía. Así, la absorción de resonancia ocurre cuando esta diferencia de energía es excitada por radiación electromagnética de la misma frecuencia, la cual corresponde al intervalo de radiofrecuencias del espectro, es decir la frecuencia de Larmor:

$$\omega = \frac{\Delta E}{h} = \frac{\gamma B_0}{2\pi} \quad (6)$$

El resultado de la interacción de Zeeman es que los espines en las dos orientaciones, paralela (también llamados *spin up*) y antiparalela (*spin down*), tienen diferentes energías. La orientación que es paralela a B_0 es de menor energía que la orientación antiparalela, por lo tanto para un grupo de protones, muchos de ellos se orientarán de forma paralela a B_0 en vez de ser orientados en forma antiparalela; es decir que hay una polarización inducida por el campo magnético para la orientación del espín. El número exacto de protones en cada nivel de energía está gobernado por una distribución de Boltzmann:

$$\frac{N_{arriba}}{N_{abajo}} = e^{-\frac{\Delta E}{KT}} \quad (7)$$

Donde N_{arriba} es el número de protones en el nivel de energía superior, N_{abajo} es el número de protones en el nivel de energía inferior, K es la constante de Boltzmann ($1.38066 \times 10^{-23} \text{ JK}^{-1}$) y T es la temperatura absoluta. ΔE la diferencia energética entre los dos estados, B es la intensidad del campo magnético en Tesla, h la constante de Planck ($6.062608 \times 10^{-34} \text{ Js}$) y γ la razón giromagnética ($2.6751978 \times 10^8 \text{ s}^{-1} \text{ T}^{-1}$ para el ^1H).

La figura 8 muestra un diagrama de Zeeman y el comportamiento de los protones en presencia de un campo magnético externo.

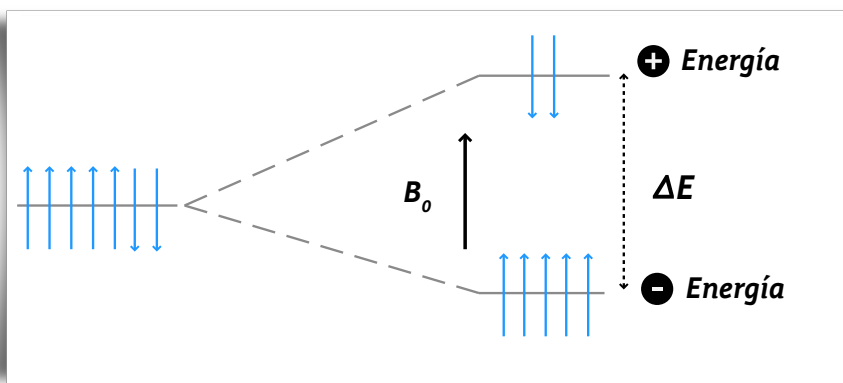


Fig. 8

Dentro de un campo magnético, un protón precesa alrededor de dicho campo. El eje precesional es paralelo al campo magnético externo B_0 , mientras el momento magnético sigue la trayectoria precesional.

Debido a que la separación entre los niveles de energía ΔE depende de la intensidad del campo B_0 , el número exacto de espines en cada nivel también depende de B_0 y se incrementa cuando aumenta B_0 . Debido al número diferente de protones en cada nivel de energía, el vector suma de los espines será diferente de cero y apuntará paralelo al campo magnético externo. En otras palabras, el tejido empezará a polarizarse o magnetizarse en presencia de B_0 con un valor M , conocido como la magnetización neta, cuyo vector tendrá la misma dirección que B_0 y permanecerá constante respecto al tiempo. Para diferentes tejidos, la magnitud de M es proporcional a B_0 :

$$M = \chi B_0 \quad (8)$$

Donde χ es conocida como la susceptibilidad magnética. Este comportamiento con M alineado a lo largo del campo magnético sin ninguna componente transversal, es la configuración normal o el estado de equilibrio de los protones. Esta configuración de espines presenta la menor energía y es el arreglo al cual los protones naturalmente intentan retornar luego de cualquier perturbación, como la absorción de energía. La magnetización inducida M es la fuente de la señal para todos los sistemas de RM, por lo tanto entre mayor sea el campo magnético externo, mayor será el valor de M y más grande será la señal de RM²⁶⁻²⁸.

2.2.2 Magnetización del vóxel de un tejido

En realidad, el campo magnético B que percibe el núcleo es la suma vectorial de tres componentes: el campo magnético principal creado por el imán B_0 , un segundo campo magnético mucho más pequeño (del orden de 10^{-3} respecto a B_0) añadido externamente para trabajar con la señal de resonancia y que corresponde al campo magnético de los gradientes (B_{GRAD}), y por último un campo magnético a nivel molecular mucho más pequeño (del orden de 10^{-6} respecto a B_0) que es percibido individualmente por cada núcleo en función de la estructura bioquímica de su entorno, llamada campo magnético bioquímico (B_{BIOQ}). Es decir que:

$$B = B_0 + B_{BIOQ} + B_{GRAD} \quad (9)$$

Por lo tanto, cada núcleo dentro de un elemento de volumen percibe un campo magnético distinto lo que originará dispersiones en las frecuencias de resonancia²⁶.

Si se somete un elemento de volumen del paciente o vóxel a un campo magnético B_0 , la multitud de núcleos de hidrógeno que contiene se ven obligados a precesar y sus espines se orientarán, formando la misma angulación, respecto a la dirección del campo magnético, pero sus frecuencias de precesión serán ligeramente distintas ya que dependen del entorno bioquímico. Por lo tanto al no tener exactamente la misma frecuencia, aunque se muevan manteniendo la misma angulación unos se adelantan respecto a los otros, es decir se desfasan. La señal de base para obtener la imagen depende del valor de M . Si aumenta el valor del campo magnético al que está sometido el vóxel, disminuye el cociente entre N_{arriba}/N_{abajo} en consecuencia aumenta M con lo que se obtiene mayor señal.

En imágenes de resonancia magnética, el computador interpreta una única señal que proviene de cada vóxel, que es el resultado de todos los movimientos de precesión. Si imaginamos todos los espines trasladados al punto central del vóxel, tal como se muestra en la figura 9, tendríamos la formación de dos conjuntos que se moverían precesando desfasados sobre dos conos, nuevamente el cono de los núcleos *up* y el cono de los núcleos *down*. El vector resultante estaría sobre el eje del cono apuntando en la dirección del campo magnético, y constituye la magnetización neta \mathbf{M} del elemento de volumen o vóxel. Por la mayor abundancia de los estados menos energéticos, la magnetización del elemento de volumen \mathbf{M} tiene el sentido y la dirección de \mathbf{B}_0 . En cuanto a su valor, depende de la diferencia entre las dos poblaciones nucleares y por tanto está relacionado con la cantidad de núcleos dentro del vóxel ya que si estos aumentan, aumentará la proporción de la distribución, por lo tanto, el valor de la magnetización está relacionado con la densidad de núcleos en el vóxel²⁶⁻²⁸.

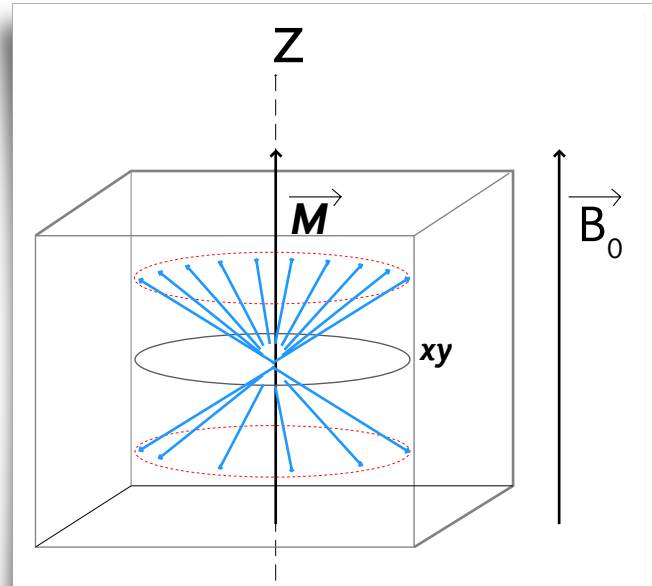


Fig. 9

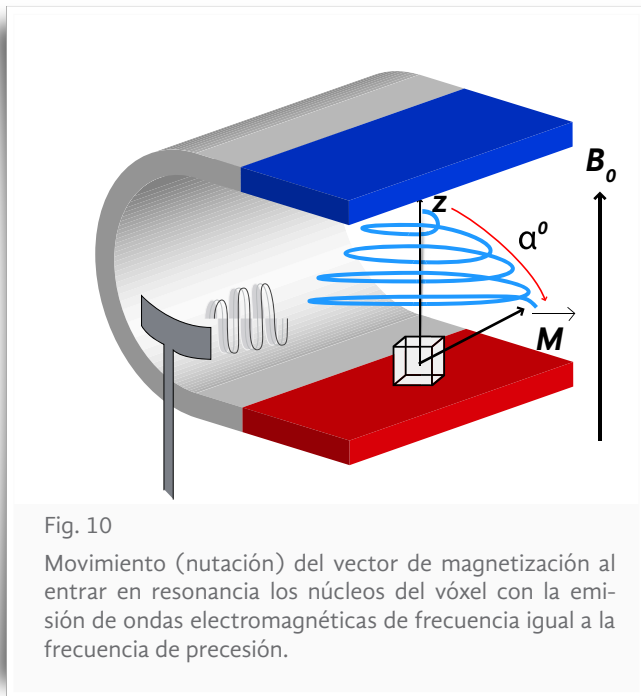
Magnetización de un vóxel. Se define al eje +z como el eje longitudinal, y el plano x,y perpendicular, se denomina plano transversal.

2.2.3 Excitación nuclear por un pulso de radiofrecuencia

Si se coloca una bobina emisora en la dirección de máxima emisión, orientada hacia el vóxel sobre el plano transversal, y se cambia la frecuencia de emisión. Cuando se emita a una determinada frecuencia que coincida con la frecuencia del movimiento de precesión, los núcleos absorben energía, es decir, entran en resonancia. A partir de diferentes secuencias de pulsos a RF se obtiene información acerca de la estructura de moléculas, biomoléculas o de la composición de tejidos²⁹.

Desde el punto de vista cuántico, un espín en estado **up** pasaría al estado **down** al absorber selectivamente un valor energético exactamente igual a la diferencia de los niveles energéticos que le impone el valor del campo magnético. Cuando los núcleos del vóxel entran en resonancia, la magnetización **M** se desplaza realizando un movimiento de giro en espiral respecto a la dirección de **B₀** a la frecuencia de precesión y el extremo se va separando de su posición de equilibrio moviéndose sobre una esfera imaginaria. Esto se conoce como movimiento de nutación (figura 10).

La nutación de la magnetización se debe a que la onda de radiofrecuencia crea una fuerza que actúa sobre el plano transversal y le obliga a desplazarse de la posición de equilibrio. En cada punto del espacio, una onda electromagnética está compuesta de un campo eléctrico y un campo magnético que se propagan a la frecuencia de emisión en forma de movimientos sinusoidales en planos perpendiculares entre sí.



El movimiento del vector de magnetización es medible a escala macroscópica y representa la entrada en resonancia de los miles de millones de núcleos de hidrógeno que pueden existir en un elemento de volumen. Debido a que cada núcleo entrará en resonancia a una frecuencia específica determinada por la ecuación de Larmor en función del campo magnético externo que percibe y del entorno bioquímico en que se encuentre, la emisión de radiofrecuencia contiene un ancho de banda de la amplitud adecuada para que puedan entrar en resonancia los núcleos de hidrógeno de interés. Este ancho de banda es del orden de los kHz y está situado simétricamente a la frecuencia impuesta por el campo magnético principal²⁶⁻²⁸.

La separación del vector de magnetización con respecto a la posición de equilibrio se determina por el ángulo α ó ángulo de inclinación ó *flip angle*, cuyo valor depende, entre otros factores, de la potencia y del tiempo de la emisión de la RF. En la generación de la IRM la duración de la emisión de RF es de microsegundos por lo que se denomina pulso de RF y se cuantifica por el valor del *flip angle*.

Después de un pulso de 90° , la componente longitudinal de la magnetización es nula ya que la magnetización está sobre el plano x,y . Por lo tanto, en esta posición el número de núcleos de estado *up* iguala al número de núcleos en estado *down*, es decir que se llega a un estado de saturación. Un vóxel estará más saturado después de un pulso, cuanto menor sea la componente longitudinal de la magnetización. Aparte del desplazamiento de la magnetización, uno de los efectos de la emisión de radiofrecuencia es que inmediatamente después de aplicar un pulso RF los espines están moviéndose exactamente a la misma frecuencia, es decir a la frecuencia de emisión. Por tanto inmediatamente después de un pulso de radiofrecuencia los espines están en fase, pero a medida que pasa el tiempo se van desfasando dependiendo de la diversidad de campos magnéticos que perciban individualmente los núcleos del vóxel²⁶⁻²⁸.

Cuando el transmisor de la señal RF es apagado, los protones inmediatamente son realineados a su orientación de equilibrio original, emitiendo energía con una frecuencia ω , además, el vector de magnetización neta empezará a precesar con respecto a B_0 . Si una bobina receptora es colocada perpendicularmente al plano transversal, los protones inducen un voltaje en la bobina durante la precesión. Este voltaje inducido, que corresponde a la señal de RM, es conocido como el decaimiento de inducción libre o FID (*Free Induction Decay*).

La magnitud inicial de la señal de la FID depende del valor de M_0 inmediatamente antes del pulso de 90° . La FID decae con el tiempo así como muchos protones dan su energía absorbida a través del proceso conocido como relajación y la coherencia o uniformidad del movimiento del protón se va perdiendo.

En general, tres aspectos de una señal de RM son de interés: su magnitud, su frecuencia y su fase relativa a la fase del transmisor de RF. La magnitud de la señal está relacionada con el valor de M inmediatamente anterior al pulso RF. La frecuencia de la señal está relacionada con la influencia del campo magnético sobre los protones. Si todos los protones experimentan el mismo campo magnético B_0 , entonces únicamente una sola frecuencia estará presente con

la FID. En realidad, existen varios campos magnéticos, y con varias frecuencias, las señales de RM aparecerán después del pulso RF. Estas señales se superponen, así que la FID contiene varias frecuencias que varían en función del tiempo.

Para examinar la señal de múltiples componentes frecuenciales se utiliza la transformada de Fourier. En el espectro del dominio de las frecuencias, la señal de RM es mapeada relativamente a una frecuencia de referencia que típicamente es la del transmisor *ftr*. El estar en éste dominio provee una forma simple de examinar el ambiente magnético que experimentan los protones.

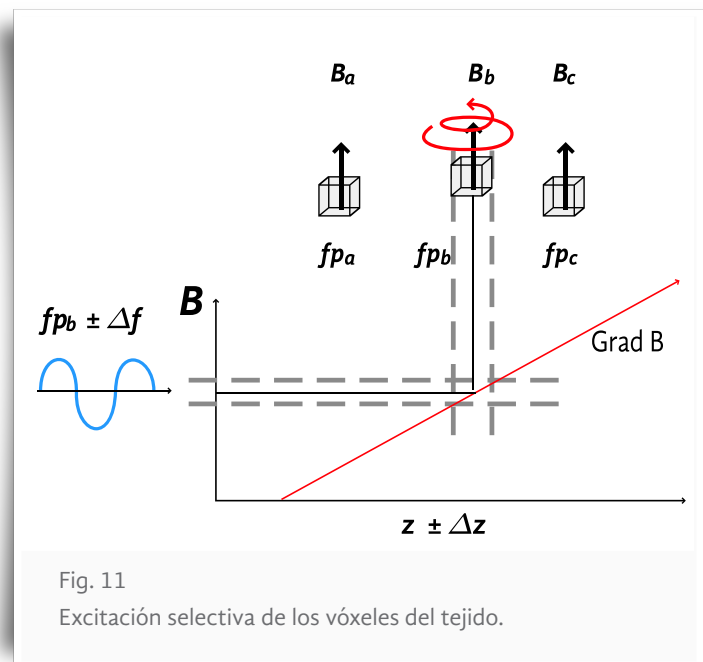
Debido a que la precesión es de naturaleza continua, la señal de RM es continua o analógica. Sin embargo, las técnicas de post-procesamiento tales como la transformada de Fourier, requiere una representación digital de la señal. Para producir una forma digital de la señal, la FID es medida o muestreada usando un conversor analógico-digital (ADC). En muchos casos, las frecuencias de resonancia de los protones son más grandes que lo que muchos ADC puedan procesar, por lo tanto una señal de diferencia de coherencia de fase es generada basada en la frecuencia y fase del pulso RF de entrada, por lo tanto la señal realmente digitalizada es la señal medida relativa a *ftr*. Bajo condiciones normales, esta señal demodulada es digitalizada bajo un determinado tiempo de muestreo y limitada por una máxima frecuencia o frecuencia de Nyquist. Para excluir frecuencias más grandes que la de Nyquist, se utiliza un filtro pasa-bajas antes de la digitalización. Las frecuencias excluidas por dicho filtro corresponderán usualmente a ruido, mejorando así la relación señal ruido (SNR) de la medición.

2.2.3.1 Selección en la IRM

La resonancia magnética es un fenómeno muy selectivo, de manera que si se tienen dos vóxeles, puestos bajo distintos campos magnéticos, se pueden excitar selectivamente uno u otro con tan sólo cambiar la frecuencia de emisión de la antena.

La imposición de un gradiente magnético (**Grad B**) implica que los núcleos perciban un campo magnético distinto según su posición (z). Aparte de las variaciones del entorno bioquímico, de un orden de magnitud muy inferior, se puede hacer entrar en resonancia selectivamente todos los núcleos que estén dentro de las posiciones excitadas con la banda de frecuencias empleada en el pulso emisor.

Con ello se excitarán todos los vóxeles contenidos en un plano perpendicular a la dirección del gradiente y cuyo grosor dependerá, una vez definido el valor del gradiente, del ancho de banda utilizado en el pulso emisor. En la figura 11 se observan tres vóxeles bajo campos magnéticos de distinto valor B_a , B_b y B_c , y por lo tanto con frecuencias de resonancia distintas. Al emitir un pulso de RF a la frecuencia f_b , tan solo el vóxel correspondiente a esta frecuencia entrará en resonancia. El establecimiento de un gradiente magnético (**Grad B**) en una dirección (z), implica que existan diferentes frecuencias en los núcleos de un vóxel. Para que entren en resonancia, la frecuencia de la emisión tiene que ser la que corresponde al punto central del vóxel junto con un ancho de banda de frecuencias adecuada al grosor del vóxel, y el ancho de banda se sitúa simétricamente alrededor de la frecuencia principal.



2.2.4 Relajación Nuclear

Una vez finalizada la emisión de la RF, la magnetización vuelve a su posición inicial mediante un proceso de liberación energética denominado relajación. La relajación se produce ya que los núcleos desprenden el exceso energético que han absorbido al entrar en resonancia. La relajación termina cuando la proporción de núcleos del vóxel entre los estados energéticos *spin up/spin down* coincide con el equilibrio Boltzmanniano.

La relajación energética no es un proceso espontáneo sino que requiere de estructuras del entorno que sean capaces de absorber las energías que van a liberar los núcleos. Esta energía liberada por los núcleos es del mismo orden de magnitud del que utilizan las moléculas para sus movimientos Brownianos, por lo que durante la relajación nuclear se produce una transferencia de energía desde los núcleos a las estructuras moleculares circundantes. Es debido a esto, que la liberación energética se ve muy influenciada por el medio histológico en el que se encuentran los núcleos.

Las estructuras bioquímicas del entorno nuclear susceptibles de intercambiar energía con los núcleos, reciben el nombre de red o medio. Esta dependencia del medio implica que la forma en que la magnetización vuelve a su posición inicial después del pulso de RF sea muy variable, lo que afectará también la señal inducida y por último la imagen. La figura 12 muestra el movimiento del vector de magnetización neta durante el proceso de relajación nuclear y la figura 13 muestra la obtención de la señal de relajación en una antena receptora al mismo tiempo.

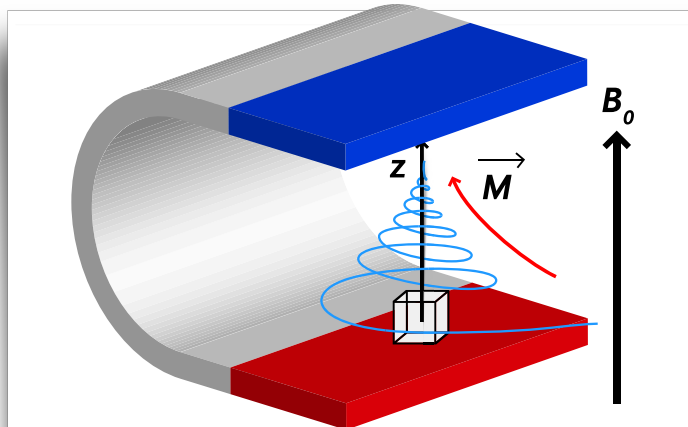


Fig. 12
Movimiento del vector de magnetización neta durante la relajación.

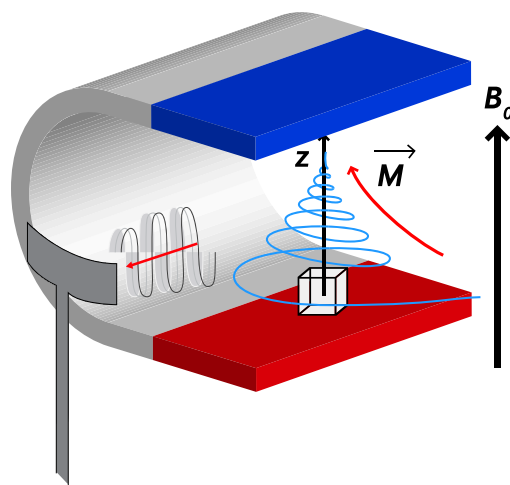


Fig. 13
Obtención de la señal eléctrica en una antena receptora durante la relajación, después de un pulso de 90°, induciéndose una señal sinusoidal amortiguada.

Estudiando la señal de relajación se puede obtener información sobre la densidad de núcleos de hidrógeno existentes en el vóxel y también información relacionada con el medio mediante los parámetros T1, T2 y T2*³⁰, que se obtendrán estudiando la relajación nuclear sobre el eje longitudinal y sobre el plano transversal. Las imágenes de RM reflejan en mayor o menor grado cada uno de estos parámetros, por lo tanto se puede potenciar una imagen en uno de ellos mediante la programación de secuencias de pulsos adecuadas.

2.2.5 Contraste en IRM

Una imagen tiene contraste si existen áreas de alta señal o blanco, así como áreas de baja señal o negro, además de señales intermedias entre estos dos valores. Para imágenes ponderadas en T2, un tejido tiene una alta señal (blanco) si tiene una componente transversal de magnetización grande, lo que hace que la amplitud recibida por la bobina sea grande, y por lo tanto se induce un mayor voltaje, mientras que un tejido tiene una baja señal (negro) si tiene una componente transversal de magnetización pequeña, lo que hace que el voltaje inducido en la bobina sea menor. El contraste de la IRM es controlado principalmente por los siguientes parámetros: el tiempo de repetición (TR), que es el tiempo desde la aplicación de un pulso de RF hasta la aplicación del siguiente pulso, y el tiempo de eco (TE), que es el tiempo entre un pulso de excitación RF y la recolección de la señal. Ambos tiempos son medidos en milisegundos (ms).

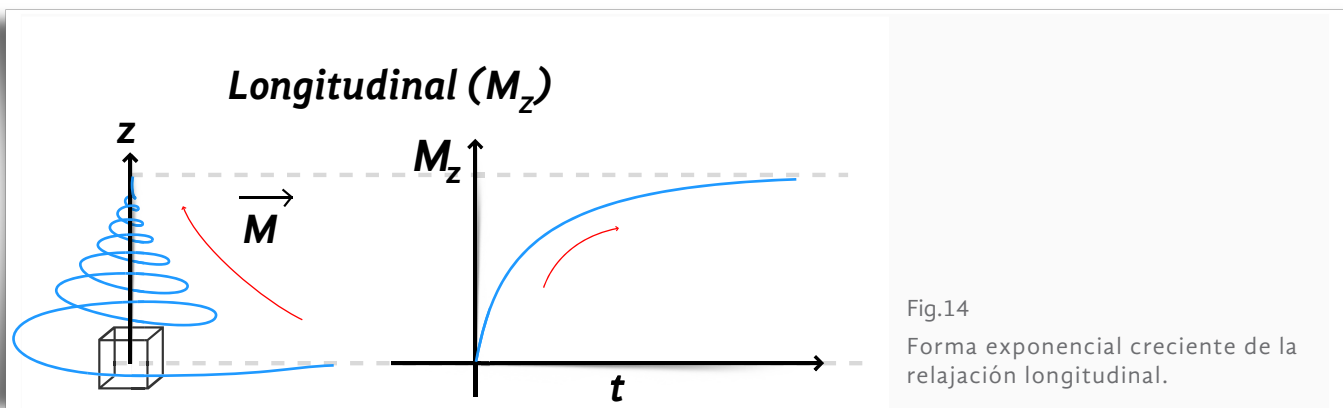
2.2.5.1 Imágenes ponderadas en T1

Durante la relajación los núcleos van liberando su exceso energético y una vez finalizada la relajación el vector magnetización recuperará su valor inicial alineado con el campo magnético. Por lo tanto, el estudio de la relajación longitudinal (M_z) da idea de la rapidez con que se alcanza de nuevo el estado inicial. La relajación longitudinal tiene la forma de una exponencial creciente regulada por una constante de tiempo expresada en milisegundos llamada T1. Cuanto menor es el valor de T1, más rápidamente se alcanza el estado de equilibrio, es decir, la relajación es más rápida. Por tanto un T1 corto corresponde a una liberación rápida de energía.

El valor de la magnetización está dada por:

$$M(t) = M_0(1 - e^{-\frac{t}{T1}}) \quad (10)$$

Donde t es el tiempo seguido del pulso RF. Se puede deducir que después de tres periodos T1 de tiempo, M habrá retornado al 95% de su valor inicial M_0 antes del pulso de excitación. De esta fórmula deducimos que, cuando el tiempo transcurrido a partir del pulso inicial (t) sea igual a T1, M_z/M_0 será igual a 0.63, lo que equivale a decir que el T1 es el tiempo que tarda la magnetización en recuperar un 63% de su valor inicial. Generalmente, T1 recibe el nombre de tiempo de relajación longitudinal. La Figura 14 muestra la forma exponencial creciente de la relajación longitudinal, y en la Figura 15 se observa una representación de la relajación longitudinal con respecto a diferentes valores de T1.



Desde el punto de vista biofísico la liberación energética es un intercambio energético del núcleo con el medio (interacción espín-red) con lo que el valor de T1 es fuertemente dependiente del tipo y movilidad de las moléculas con las que el núcleo se relaciona.

La relajación de la magnetización longitudinal se debe al intercambio de energía de los espines con el medio a través de movimientos moleculares y vibratorios en la red. Este intercambio sólo puede realizarse para valores discretos de energía, por lo que algunos tipos de estructuras son más eficientes a la hora de permitir el intercambio, ya que sus energías vibratorias y rotacionales se encuentran más cercanas a la frecuencia de Larmor. Es decir, el tiempo de relajación espín-red tiene que ver con la capacidad de los núcleos de hidrógeno para ceder energía al medio y absorberla del mismo.

La transferencia de energía es más eficiente cuando las frecuencias naturales del medio (traslación, rotación y vibración) se acercan a la frecuencia de Larmor de los protones.

En las moléculas intermedias como los lípidos, el procedimiento más frecuente es la liberación energética intramolecular, por ello la liberación energética está muy facilitada y en consecuencia tienen un T1 corto. Por el contrario, en las moléculas de agua el proceso de liberación energética depende de la facilidad de correlacionarse con otras moléculas que puedan absorber la energía, La molécula de agua es de pequeño tamaño, rota y vibra rápidamente, sus frecuencias son demasiado rápidas respecto a la frecuencia de Larmor para permitir un intercambio eficaz de energía entre los espines y el medio.

Las estructuras sólidas, como los huesos o las proteínas, presentan protones relativamente inmóviles con frecuencias menores que la frecuencia de Larmor, de forma que no facilitan la relajación de los espines al equilibrio.

Los valores de T1 aumentan con el valor del campo magnético. El tiempo de relajación T1 es el tiempo de relajación espín-red, que mide la rapidez con la que los momentos magnéticos asociados a los espines vuelven a su situación de equilibrio, gobierna la evolución de la magnetización longitudinal y es constante para una sustancia y un campo magnético dados³¹.

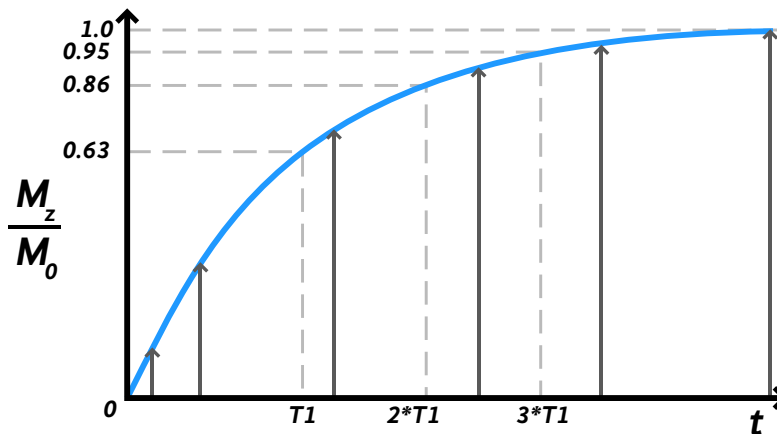


Fig. 15
Representación de una curva de relajación longitudinal.

Para obtener una imagen ponderada en T1, se envía un pulso de un determinado ángulo sobre los diversos vóxeles, se deja pasar un cierto tiempo para que los núcleos liberen su energía según su entorno y se lee el valor de sus respectivas relajaciones longitudinales. Si tienen T1 diferentes, se obtendrán valores diferentes, que serán escalados en niveles de grises para obtener la imagen.

Si el tiempo de lectura es muy largo todos los núcleos se relajarán y lo que se leería sería el valor de la magnetización inicial. Se puede considerar como una imagen estándar de referencia en T1 aquella en que los vóxeles con valores de T1 cortos se representan en gran intensidad y los vóxeles con valores de T1 largos tenderán al negro. Es decir que una imagen estándar en T1 es aquella en la que la intensidad de la señal es inversamente proporcional al valor de T1 y por tanto directamente proporcional a la facilidad de la relajación energética.

La Figura 16 expone las diferencias entre los valores de T1 del agua y la grasa, lo que se traduce en que la grasa se verá hiperintensa y el agua hipointensa.

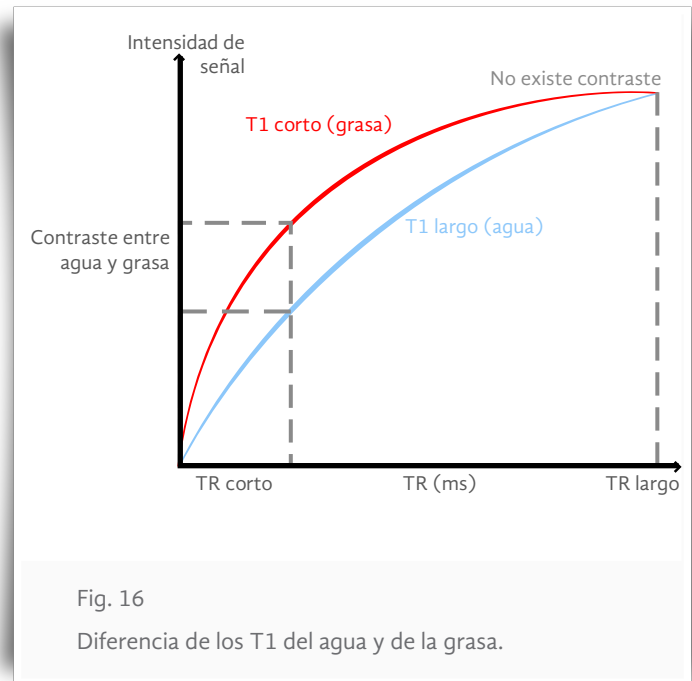


Fig. 16

Diferencia de los T1 del agua y de la grasa.

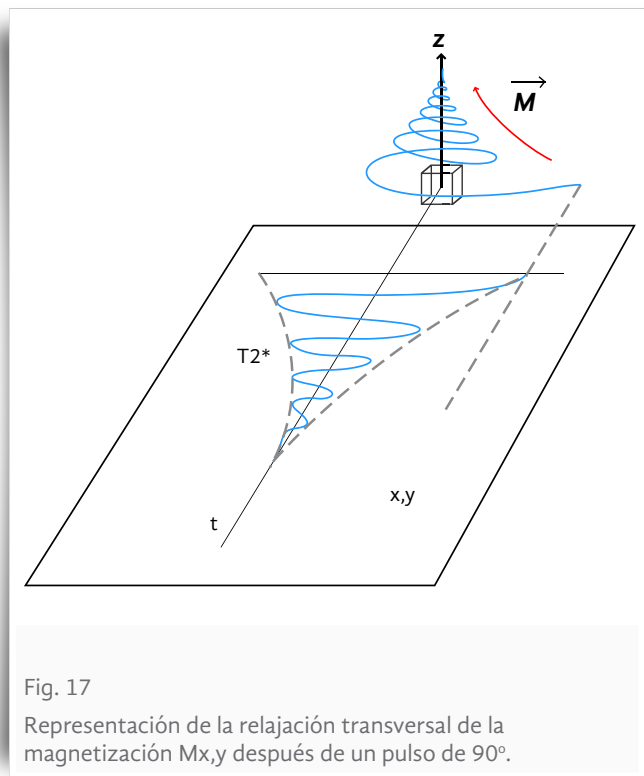
2.2.5.2 Imágenes ponderadas en T2

Aparte de la información sobre la facilidad en la relajación energética que suministra la relajación longitudinal (M_z), se puede obtener otra información relacionada con la estructura bioquímica del medio, estudiando las variaciones con el tiempo de la componente sobre el plano transversal x,y de la magnetización durante su relajación o relajación transversal ($M_{x,y}$). Cuando $M_{x,y}$ sea igual a cero, implica que el vector de magnetización se ha alineado sobre el eje z con el campo magnético principal. Si se representa sobre el plano transversal la evolución de la proyección de los espines con el tiempo después de un pulso de 90° , se observará que inmediatamente después del pulso están en fase, y a medida que pasa el tiempo, esta coherencia se va perdiendo, desfasándose progresivamente, debido a las diferencias en los campos magnéticos que individualmente perciben los núcleos del vóxel. La figura 17 muestra un esquema de la relajación transversal de la magnetización $M_{x,y}$.

Durante la relajación, cada núcleo libera su exceso energético a una frecuencia que depende del campo magnético que percibe localmente. El valor del campo magnético percibido por el núcleo, aparte del campo magnético externo, depende del entorno bioquímico en que se encuentra, ya que todas las cargas eléctricas en movimiento de su entorno modifican localmente el valor del campo magnético. Esta influencia del entorno bioquímico se conoce como interacción espín-espín. Si los núcleos de un vóxel estuvieran totalmente aislados (interacción espín-espín nula) y percibieran únicamente el campo magnético externo creado por el imán y suponiendo que su valor fuese perfectamente idéntico en todo el vóxel, todos los núcleos liberarían su energía a la misma frecuencia y el proceso de relajación sería coherente y sincrónico.

Por el contrario si los núcleos del vóxel forman parte de compuestos químicos distintos, los campos localmente percibidos son ligeramente distintos (interacción espín-espín no nula) lo que origina que cada núcleo libere la energía a frecuencias distintas originándose una relajación incoherente. El sincronismo en la relajación del vóxel depende por tanto de las heterogeneidades del campo magnético externo en el vóxel y de las características tisulares internas, es decir de una función de la composición y estructura molecular en el vóxel.

En el agua libre debido a la movilidad de las moléculas, la resultante promedio de las variaciones magnéticas locales es prácticamente nula, con lo que la interacción espín-espín es de escasa trascendencia y habrá una gran coherencia en la relajación. Por el contrario, en los tejidos en los que el agua está ligada, los núcleos percibirán campos magnéticos distintos en función de las diferentes estructuras bioquímicas de sus alrededores lo que implicará una gran incoherencia (interacción espín-espín elevada) en la relajación de los núcleos.



El sincronismo en la relajación nuclear del vóxel se observa estudiando la relajación transversal $M_{x,y}$. En efecto, si dentro del vóxel los núcleos tienen una relajación incoherente, cada núcleo emite a frecuencias distintas. Los espines de los núcleos que emiten a frecuencias más elevadas precesan a frecuencias mayores y en consecuencia las proyecciones sobre el plano transversal de sus espines, se adelantan respecto a los que emiten a frecuencias más bajas. Ello origina que en el plano transversal se alcance rápidamente la orientación al azar. Por el contrario si dentro del vóxel la relajación es muy coherente, todos los núcleos liberan la energía a frecuencias muy similares, lo que origina un gran sincronismo y muy poco desfase. En consecuencia se tardará mucho en que los espines alcancen la orientación al azar y por tanto el vector magnetización vuelva a su posición inicial.

La evolución de la magnetización transversal con el tiempo hasta que se anula, corresponde a una senoide a la frecuencia de relajación, amortiguada por una exponencial decreciente. El decaimiento exponencial de la envolvente está regulada por un parámetro llamado $T2^*$, si se consideran todos los factores que influyen sobre el asincronismo de los núcleos, o $T2$ si no se consideran ni la influencia de las heterogeneidades del campo magnético externo ni las variaciones locales magnéticas que actúan de forma fija sobre los núcleos. Por tanto, $T2$ nos indica el asincronismo de los núcleos del vóxel durante la relajación debido a las influencias espín-espín aleatorias que dependen de la composición y estructuración propias del tejido.

Si suponemos un campo externo perfectamente homogéneo y un tejido sin variaciones magnéticas locales fijas, el $T2$ coincide con el $T2^*$. Por lo general, el $T2^*$ siempre es menor que el $T2$ ya que cuando se contemplan todas las causas que pueden producir asincronismo la relajación es mucho más incoherente. Si se considera únicamente la relajación transversal de la magnetización en el vóxel, como originada solo por los factores que intervienen en $T2$, la envolvente exponencial que regula el decrecimiento está dada por:

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0) e^{-\frac{t}{T2}} \quad (11)$$

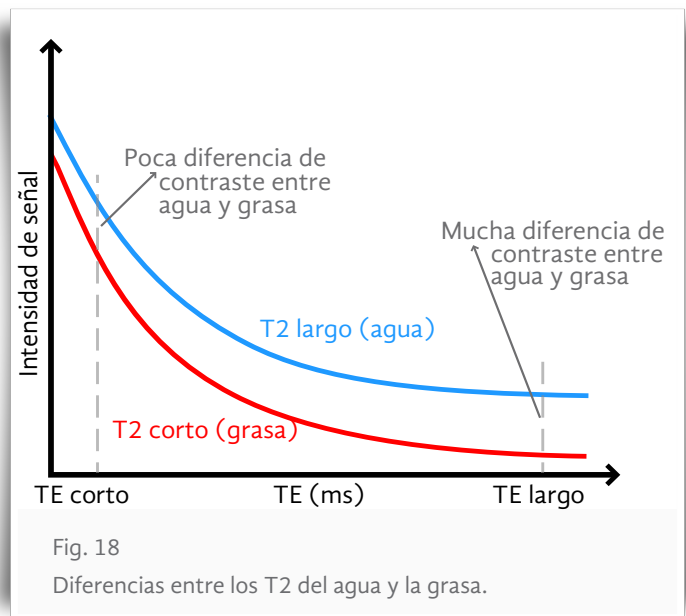
Cuando $t = T2$, $M_{x,y}(t) / M_{x,y}(0)$ es igual a 0.37, es decir que el $T2$ es el tiempo que tiene que transcurrir para que la magnetización transversal pierda un 63% de su valor. La constante $T2$ recibe el nombre de tiempo de relajación espín-espín o tiempo de relajación transversal, ya que viene determinada por la proyección de la relajación sobre el plano x,y . Una curva de magnetización que decrece rápidamente, implica un valor de $T2$ bajo, indicando un gran asincronismo en la relajación (alta influencia espín-espín). El tiempo $T2$ se mide en milisegundos.

El tiempo de relajación espín-espín viene determinado por la rapidez con la que se produce el desfase en los espines, y dependerá también del tipo de sustancia con la que se trabaje.

Las moléculas de agua presentan un movimiento rápido, por lo que la falta de homogeneidad en el campo magnético influencia rápidamente. Se produce un desfase lento ($T2 \gg$). Además debido a su estructura molecular, la interacción entre los espines de hidrógeno es pequeña. Los sólidos, en cambio, son un tejido muy compacto con grandes interacciones espín-espín ($T2 \ll$), es decir, grandes alteraciones de campo magnético local. Por último la grasa presenta un comportamiento intermedio entre los sólidos y el agua.

Se puede obtener una imagen en la que el contraste entre los vóxeles potencie su diferencia en los valores de T2. Una imagen potenciada en T2 da idea de la estructura molecular en el vóxel por medio del sincronismo en la relajación. En una imagen ponderada en T2, la intensidad de la señal es directamente proporcional al valor del T2, es decir que, a mayor señal, mayor coherencia en la relajación y menor influencia entre núcleos. Los líquidos en reposo tienen una alta señal de resonancia en imágenes ponderadas en T2. Si la imagen obtenida no está corregida por las heterogeneidades del campo magnético externo ni de los efectos de las variaciones de susceptibilidad fijas, la imagen será ponderada en T2* siempre que los líquidos aparezcan hiperintensos.

La Figura 18 expone las diferencias entre los valores de T2 del agua y la grasa, lo que se traduce en que la grasa se verá hipointensa y el agua hiperintensa.



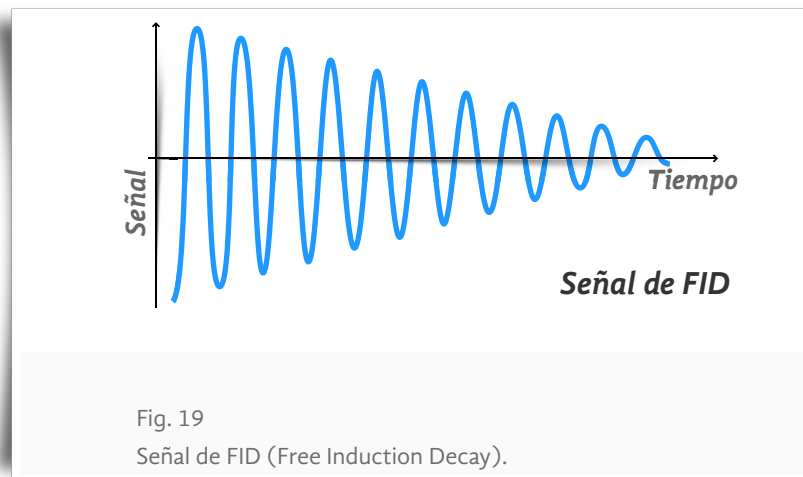
2.2.5.3 Imágenes ponderadas en densidad de protones

El valor de la magnetización es proporcional a la densidad de núcleos de hidrógeno que contiene el vóxel. Dos vóxeles con distinta densidad protónica tienen magnetizaciones e intensidades distintas. Después de enviar a ambos vóxeles un pulso de 90°, el valor inicial de la señal recogida en la bobina receptora será proporcional a sus densidades respectivas. Por lo tanto, se puede obtener una imagen en la que la intensidad sea directamente proporcional a la densidad de núcleos de hidrógeno. Puede ser que no todos los núcleos del elemento de volumen entren en resonancia. En efecto, el núcleo está precesando a la frecuencia impuesta por el campo magnético externo B_0 más las pequeñas variaciones originadas por los otros núcleos y cargas eléctricas en movimiento de su entorno.

Para obtener una imagen ponderada en densidad protónica, uno de los procedimientos que se pueden realizar, consiste en enviar pulsos de 90° separados por un tiempo de repetición (TR) suficientemente largo para que la magnetización se reestablezca. Después de cada pulso de 90° la amplitud inicial de la FID es proporcional a la densidad de núcleos del vóxel que han entrado en resonancia.

2.2.6 FID (Free Induction Decay)

Una vez que se apaga el impulso de radiofrecuencia, el sistema se relaja al equilibrio. Las bobinas de recepción de señales suelen encontrarse siempre en el plano xy. Al encontrarse estas bobinas en un plano perpendicular al eje z, sólo las componentes transversales son capaces de generar variaciones de flujo en las bobinas de recepción, es decir, sólo estas permiten observar la relajación de la magnetización al equilibrio. Obtenemos por esto la inducción de una corriente eléctrica en la antena según la Ley de Faraday. La señal detectada en la antena se denomina FID (Free Induction Decay) como consecuencia de la variación de flujo de la magnetización transversal. La siguiente figura muestra el libre decaimiento mencionado (figura 19).



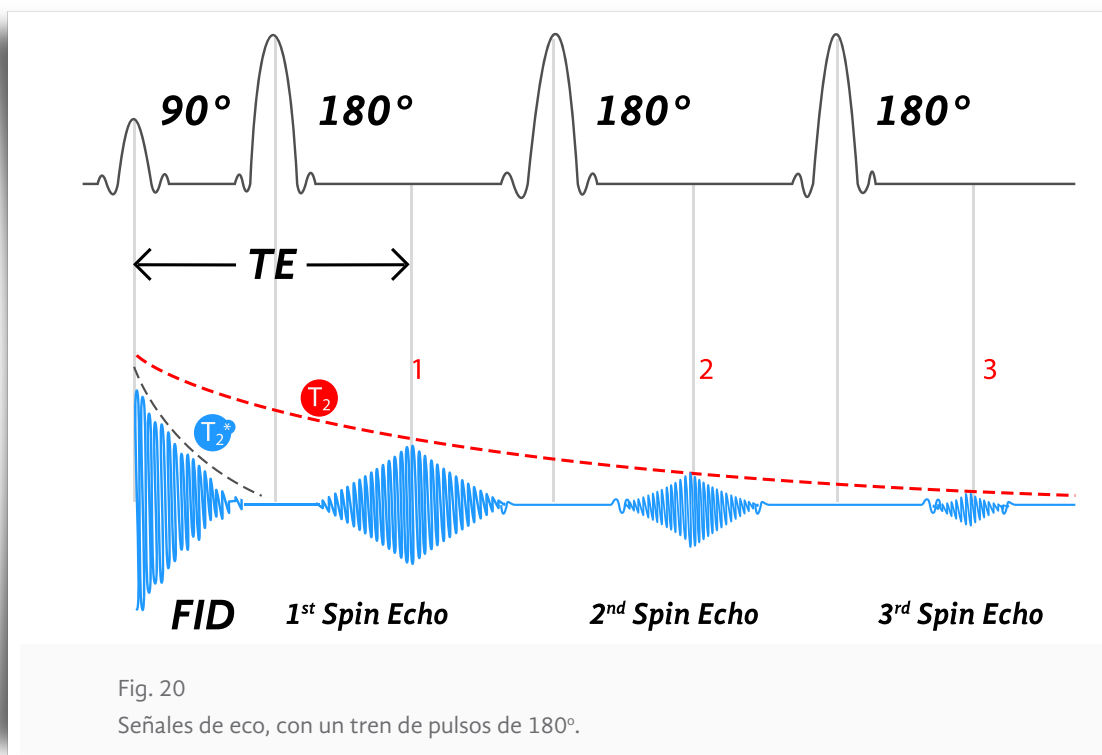
2.2.7 Señal de eco

Después del pulso de RF, generalmente a 90° , es decir, M_z se abate 90° (pasa a encontrarse sobre el plano xy) la magnetización transversal debería decaer con una constante de tiempo T_2 . A causa de la falta de homogeneidad del campo magnético se observa un decaimiento más rápido, con constante de tiempo T_2^* .

Como se introdujo anteriormente, la pérdida de magnetización transversal debida a T_2^* es recuperable. Si aplicamos sobre el sistema un pulso de reenfoque que obligue a refasarse a los espines, un pulso de 180° sobre el plano xy, se puede recuperar la señal perdida y obtener una señal de eco.

Las pérdidas debidas a T_2 no son recuperables, pues están ligadas a variaciones locales, aleatorias y temporales de los campos. La figura siguiente muestra la relajación T_2 frente a la relajación T_2^* , combinación de las pérdidas de fase recuperables y no recuperables debidas a la falta de uniformidad del campo.

La figura 20 ilustra gráficamente la pérdida de la intensidad de la señal debido al desfase de los espines.



2.2.8 Estudios cuantitativos en IRM

Tal como lo menciona Bhavya et al. los parámetros fundamentales que comúnmente se pueden cuantificar en IRM son la densidad de protones, la difusión, relajación de T1, la relajación de T2 y T2*, y la transferencia de magnetización³².

La densidad de protones es un parámetro físico que existe sin la presencia de un campo magnético externo. La densidad de protones es una expresión de la concentración de protones de hidrógeno relativa en un determinado tejido. Dado que protones de hidrógeno son la fuente de la señal en imágenes de RM, su concentración relativa es un factor que es proporcional a la intensidad de la señal. El término densidad de protones normalmente se refiere a los protones de ¹H móviles. Esta definición excluye a muchos protones inmóviles, tales como los de muchos lípidos.

La densidad de protones es evaluado mediante el uso de secuencias de pulsos con tiempo de eco (TE) ultracorto. Como se reduce el TE mínimo, la densidad de protones se incrementa. Una porción significativa de los protones totales son invisibles en la IRM, debido a que los tiempos de relajación T2 son demasiado cortos para ser medidos.

La densidad de protones se expresa típicamente como la densidad de protones con respecto a la del agua libre en unidades porcentuales.

La difusión es un parámetro físico que existe sin la presencia de un campo magnético externo. La difusión es el producto del movimiento browniano (al azar) de moléculas de agua afectado por las interfaces de tejidos y superficies celulares intactas en un espacio tridimensional.

La difusión es un proceso aleatorio donde existe una fuerza conductora subyacente. Por ejemplo, análogamente al describir una mezcla de gases o líquidos, existe una fuerza impulsora la cual es el gradiente de concentración. En el tejido biológico, la fuerza de accionamiento predominante de difusión es la agitación térmica.

La medida de la distancia de difusión se expresa a través del tiempo y se denomina “*root mean square distance*”. En un entorno libre, el agua puede difundirse fácilmente en todas las direcciones, sin embargo, en los tejidos biológicos la difusión es más complejo por la interacción dinámica que existe entre los espacios intracelular y extracelular.

La transferencia de magnetización es un parámetro intrínseco y requiere una interacción entre un campo magnético inducido y un tejido a ser medido. Desde hace mucho tiempo se ha sabido que los núcleos en diferentes ambientes químicos podrían estar acoplados magnéticamente. El agua libre tiene un comportamiento en forma lineal relativamente, mientras que los protones de hidrógeno en macromoléculas tienen una forma lineal mucho más amplia. Por lo tanto, los pulsos de irradiación Off-Resonance más allá de la anchura de línea del comportamiento de los “pools” de agua libre servirán para saturar estos protones macromoleculares.

La transferencia de magnetización entre los “pools” de macromoléculas saturados sirve para disminuir la magnetización de los “pools” de agua libre, lo que resulta en una disminución en el potencial de intensidad de la señal³².

La relaxometría o medición de los tiempos de relajación es uno de los estudios cuantitativos que se existen para la IMR se explica a continuación.

2.2.8.1 Relaxometría

La relajación T1 es un ejemplo de un parámetro intrínseco dentro de la formación de imágenes de MR, por lo que se requiere una interacción entre un campo magnético inducido y el tejido a ser medido. El T1, también conocido como el tiempo de relajación longitudinal, representa la velocidad a la que la magnetización de un sistema de protones de ^1H se relaja (retorna) a su estado de equilibrio longitudinal. Esto después de haber sido perturbado mediante la aplicación de un pulso de radiofrecuencia hacia un estado de mayor energía.

La medición de T1 representa la liberación de energía de un sistema que fue perturbado hacia su entorno (red).

Las transiciones de los estados de energía superiores a estados de energía más bajos, inducidos tras el pulso de radiofrecuencia, son dependientes de los campos magnéticos localmente fluctuantes relacionados con movimiento molecular.

La medición de los tiempos de relajación T1 se relacionan medida de la movilidad de las moléculas y se relaciona con los diversos factores biológicos como la retención de agua, y el contenido de agua de los tejidos, estos parámetros pueden variar con una enfermedad.

El método estándar para obtener los valores de T1 es un experimento de inversión-recuperación: se aplica un pulso de 180° provocando la inversión de la magnetización longitudinal. Durante la recuperación, un TI después del pulso original, se aplica un pulso de 90° , girando la magnetización hacia el plano transversal para el muestreo posterior. Este experimento se repite con diferentes TI, para asegurar la medición de los tiempos de relajación T1, el experimento debe consistir en el empleo de al menos cinco TR .

Los datos de un experimento de inversión-recuperación deben ser afinados en una ecuación que relacione la señal medida debida a la magnetización longitudinal y los tiempos TI y T1.

Cuando se aplica una técnica de secuencia de imágenes de inversión-recuperación, tal como eco de espín o eco de gradiente, generalmente no es factible para permitir que la magnetización longitudinal se relaje totalmente entre los pulsos de inversión debido a las limitaciones de tiempo dados. Si no se permite la recuperación completa de la magnetización longitudinal, deberán realizarse varias aplicaciones de un TI y un TR fijo hasta alcanzar el estado de equilibrio.

Después después de un pulso de 90 grados radiofrecuencia, los estados de espín del de los protones de ^1H tienen una relación de fase constante . Posteriormente existe una pérdida de coherencia de fase entre los grupos de precesión (núcleos en la misma frecuencia, esto es resultado de la contribución de relajación espín-red a la relajación T2 así como de la relajación espín-espín. La falta de homogeneidad de campo de los campos externos o el efecto de los campos internos (momentos magnéticos vecinos) resulta en una pérdida de coherencia de fase transversal . Los campos internos están directamente afectados por la estructura del tejido biológico subyacente , dando como resultado diferencias en las tasas de relajación T2 . La relajación T2 muestra en última instancia cuánto tiempo se puede medir la señal nuclear.

Este concepto de la relajación T2 asume un campo homogéneo B_0 , de lo contrario, los espines isocromáticos pierden su coherencia de fase en un tiempo mayor, denominado T2*, lo que se traduce en un aumento de la tasa de degradación de la señal.

Para cuantificar los tiempos de relajación T2, se utiliza normalmente una secuencia de tren de ecos y el número de formación de imágenes disponibles se determina por el tiempo de ecos muestreados. Un mínimo de dos ecos puede ser muestreada para determinar la relajación T2, pero a menudo se adquieren 16 o 32 ecos³².

Una consideración adicional es que dentro de cualquier vóxel dado, puede haber dos o más componentes con diferentes tiempos de relajación, lo que resulta en una curva de caída multiexponencial. Si una serie de imágenes adquiridas directamente tiene múltiples componentes de relajación transversales en cualquier píxel dado, el calcular de la serie de imágenes por la ecuación monoexponencial sería proporcionar un tiempo de relajación T2 posiblemente inexacto. Por lo tanto, los datos pueden ser montados en una curva de decaimiento biexponencial (figura 21), esto es recomendado para estudios *in vitro*.

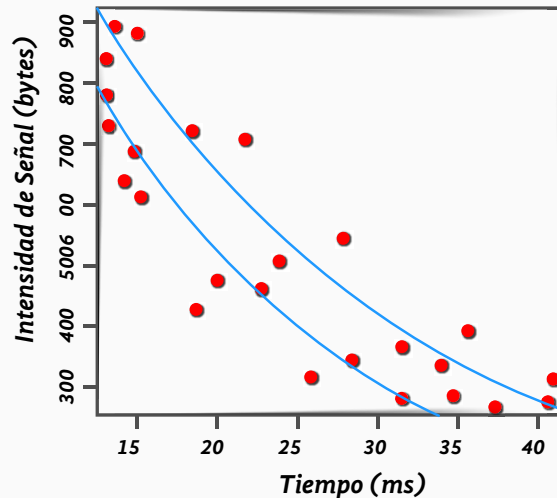


Fig. 21

Decaimiento biexponencial, donde se realizan múltiples mediciones para el ajuste de 2 curvas: La primera con la componente rápida del decaimiento de T2 y la segunda que representa la componente lenta. Esto para un mismo elemento de la imagen.

2.3 EVALUACIÓN NO INVASIVA DEL CARTÍLAGO DE LA RODILLA

Aunque algunos padecimientos de los cartílagos como la osteoartritis es común que sean detectados radiológicamente sin la inyección de un medio de contraste, éste método falla al realizar la visualización directa del cartílago. El juicio sobre el estado del cartílago regularmente es analizado en la radiografía por la apariencia de los huesos.

El análisis directo del estado de cartílago en un paciente puede llevarse a cabo a través de muchos métodos, incluyendo: artrografía³³, artrografía por tomografía computarizada, resonancia magnética, artrografía por resonancia magnética³⁴, y la gammagrafía ósea³⁵. La artroscopía, que ofrece imágenes del cartílago directamente, puede hacer evidente la degeneración de las articulaciones en etapas más tempranas que mediante una radiografía.

La artroscopía es el patrón de oro aceptado al observar el cartílago y, aunque es eficaz en la evaluación del cartílago, no viene sin problemas. Esta técnica es invasiva, costosa, y proporciona información visual sólo de la superficie del cartílago.

La dureza del cartílago que es otra variable dentro del diagnóstico médico, puede ser cualitativamente probada con una sonda de metal pequeña. Las biopsias también se pueden obtener cuando se realiza la artroscopía, aunque esto es a menudo un punto de duda³⁶.

La naturaleza no invasiva de alta calidad de imagen de resonancia magnética (IRM) hace que sea un medio eficaz de evaluar el cartílago, los ligamentos y otros tejidos blandos. La IRM se ha utilizado con frecuencia para el imágenes del cartílago en los casos de osteoartritis, y ha surgido como una modalidad útil de la evaluación del cartílago.

Blumenkrantz et.al. afirman que “La resonancia magnética (RM) es ideal para el monitoreo de la artritis. La RM ofrece capacidades multiplanos de alta resolución espacial sin radiación ionizante y con mejores contrastes entre los tejidos de las articulaciones...”³⁷. Gold et.al. afirman que “la RM, con su excelente contraste de tejidos blandos, es la mejor técnica disponible para la evaluación de la lesión de cartílago y su reparación”, idealmente la resonancia magnética aporta información precisa sobre el grosor del cartílago, las características de la superficie del cartílago, los cambios internos del cartílago e información sobre el hueso subcondral³⁶. Aunque esta información no es del todo perfecta, en los esquemas de imagen disponibles para la IRM cada técnica ofrece diferentes ventajas.

Al calcular el volumen y el grosor del cartílago, se han empleado las imágenes con alta resolución de la IRM para definir claramente los límites del cartílago. En la IRM se han utilizado algunas secuencias como “*fat-supressed spoiled gradient echo*” y “*fast double echo and steady state (DESS) with water-excitation*” que proporcionan imágenes de alta calidad para la segmentación de cartílago. El grosor del cartílago y estimación de volumen se puede extraer de la información obtenida a través de la segmentación del cartílago en la imágenes de RM³⁷.

2.4 ANTECEDENTES DE ESTUDIOS DE RELAXOMETRÍA

Algunos estudios que se han realizado en la investigación clínica mediante relaxometría son:

- Sobrecarga de hierro en tejidos (principalmente relaxometría de hígado)
- Relaxometría de mama
- Relaxometría de cerebro
- Relaxometría de cartílagos

Cuanto mayor sea la concentración de hierro almacenado en el tejido, más corto será el valor de T2, y más cortos deben ser los valores de TE. En general, los pacientes que reciben transfusiones de sangre con regularidad tienen el nivel de hierro en el cuerpo aumentado, especialmente aquellos que no se someten a la terapia de quelación de hierro. Los órganos que más acumulan hierro son el hígado, el corazón y el bazo. La Relaxometría es una herramienta potencial para cuantificar la sobrecarga de hierro en el tejido, pero su precisión depende en gran medida de buenos controles en el protocolo de medición y en el procesamiento.

La imagen 22 muestra un ejemplo claro de relaxometría de hígado.

Hoy en día, ha habido un marcado aumento en el uso de IMR para la evaluación de tejido de la mama. Múltiples estudios de investigación han confirmado el potencial de la relaxometría para la detección temprana del cáncer de mama, el diagnóstico y evaluación de la respuesta a la terapia. A partir de imágenes ponderadas en T2, la diferenciación entre tejido adiposo y los tipos de tejido glandular es clara debido a sus muy diferentes valores de T2. Por la misma razón la relaxometría ayuda a distinguir fácilmente el tejido normal del tejido anormal.

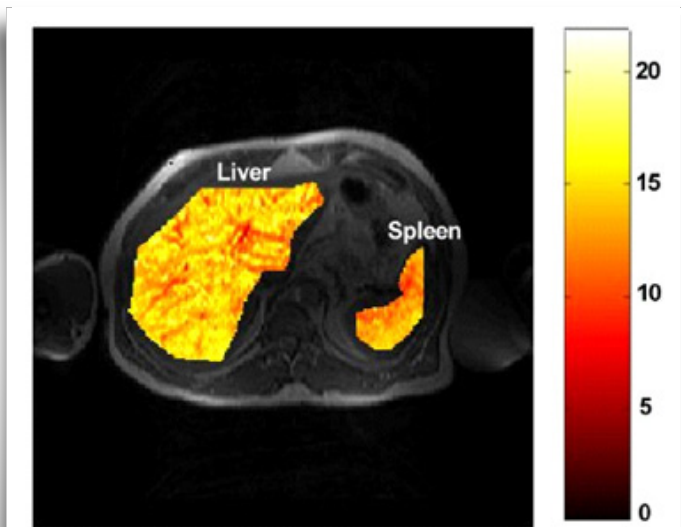


Fig. 22

Relaxometría de hígado, usada para la medición de sobrecarga de hierro en éste órgano.

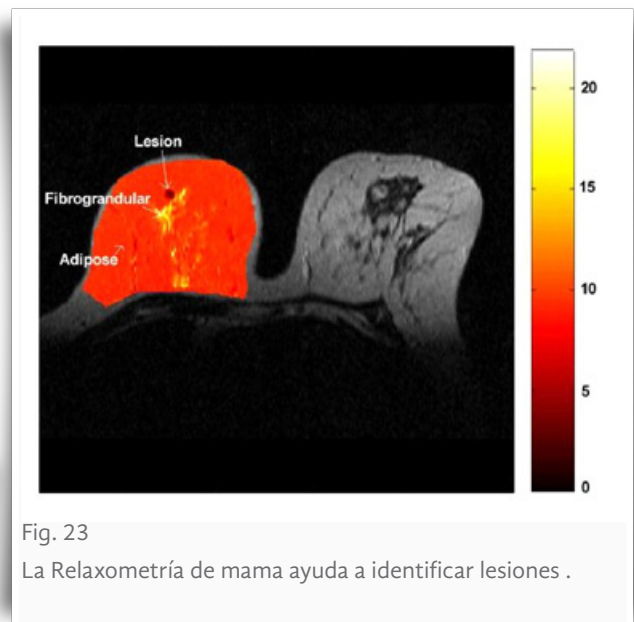


Fig. 23

La Relaxometría de mama ayuda a identificar lesiones .

La figura 23 muestra una imagen de resonancia magnética de mama ponderada en T2 (TE=202,5 ms, TR = 2000 ms) a una mujer de 54 años de edad y el estudio de relaxometría sobre la misma imagen.

La relaxometría T2 en cerebro humano también se ha utilizado con éxito para diferenciar tejido anormal de tejidos normales. El aumento de señal en T2 en la IRM es una característica para identificar anomalías cerebrales.

La medición de T2 ha demostrado ser útil en la evaluación de la esclerosis del hipocampo, en particular si sólo hay cambios sutiles que pueden no ser evidentes visualmente. En la evaluación de algunas regiones de tejido como hipocampo contralateral, amígdala, materia blanca, y el tálamo. La figura 24 muestra un mapa R2 de un corte axial de un cerebro de una mujer de 48 años de edad, superpuesta a una imagen ponderada T2³².

El tiempo de relajación T2 es una herramienta muy útil para medir la integridad del cartílago. Se trata de un método no invasivo que aporta información con respecto a la hidratación del cartílago y la composición bioquímica de éste y los cambios que son marcados por degeneración.

Cuando el agua está inmovilizada en el cartílago por una matriz de colágeno-proteoglicanos sano, se da lugar a una baja intensidad de señal en imágenes con tiempo largo de eco (TE largo), y por lo tanto, tiempos de relajación T2 bajos. Como el agua se escapa de la matriz del cartílago articular y fluye en el líquido sinovial al dañarse el cartílago, la intensidad de la señal no baja en las imágenes a largo TE, lo que da como resultado tiempos mayores de T2. Por lo tanto, tal como avanza el daño cartilago, que involucra al colágeno y los proteoglicanos, el tiempo de relajación T2 del cartílago aumentará a medida que el agua se vuelve más móvil³⁷⁻⁴⁰.

Realizar un estudio mediante un mapa T2 del cartílago articular es un método cuantitativo de evaluación de la estructura interna del cartílago. Con esta técnica es posible medir el tiempo de relajación T2 del cartílago.

En las capas más profundas del cartílago normal los tiempos de relajación T2 son menores puesto que el entretejido de las fibras de cartílago es denso y existe una cantidad menor de agua. Los tiem-

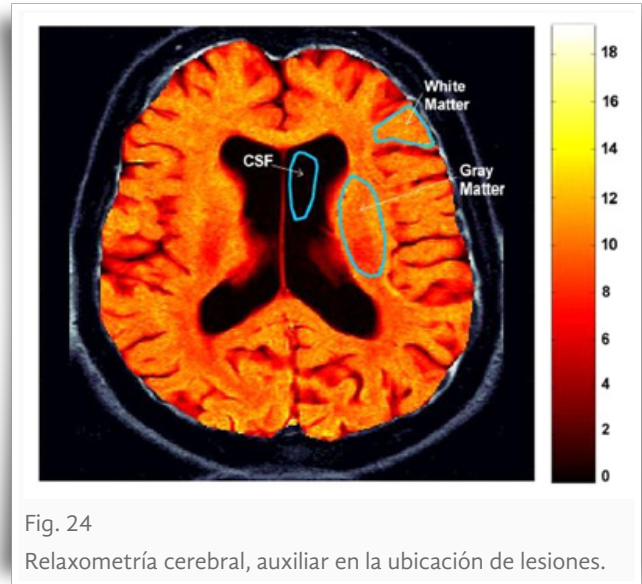


Fig. 24
Relaxometría cerebral, auxiliar en la ubicación de lesiones.

pos de relajación T2 aumentan hacia las porciones más superficiales del cartílago, donde éste se vuelve menos denso.

El mapa de T2 del cartílago se justifica en el fenómeno de que las variaciones degenerativas producen desorganización de la matriz de colágeno, la que se hace más débil permitiendo mayor contenido de protones ¹H en agua los que además están más libres y que producen el aumento de los valores de relajación T2 por arriba de una escala normal. La figura 25 muestra un mapa de T2 de un cartílago de la rodilla, que muestra únicamente la localización del daño.

En estudios *in vitro* se ha completado el análisis de los tiempos de relajación T2 y sus relaciones con las propiedades mecánicas y bioquímicas del cartílago. Un estudio mostró que las propiedades mecánicas tales como el módulo de Young se correlacionan con tiempos T2 en el cartílago⁴¹. Es bien sabido que la hidratación y la integridad de la matriz de colágeno están directamente relacionadas con el tiempo de relajación T2, así mismo que la degeneración continúa aumenta el tiempo de T2, pero no se ha demostrado que exista relación de los niveles de proteoglicanos con los tiempos de relajación T2^{37,48-50}.

Es agible medir el tiempo de relajación T2 en milisegundos realizando un estudio cuantitativo no morfológico, que posee facultad de detectar alteraciones intra-sustancia iniciales del cartílago previo a las ulceraciones o fisuras de su superficie. Esta capacidad hace que este método pueda evaluar la evolución de alteraciones condrales que comienzan posteriores de tratamientos farmacológicos o de otra naturaleza. De las técnicas más avanzadas para evaluación de cartílago esta es la que se está usando más en la práctica^{41,42}. El mapeo T2 ha demostrado ser útil en muchos estudios clínicos. Para proporcionar algunos ejemplos, se ha utilizado para rastrear la calidad del cartílago en las caderas de pacientes con displasia congénita de la cadera, en la rodilla después de la reconstrucción del LCA, y en el tobillo después de la cirugía de reparación del cartílago⁵¹.

Los tiempos de relajación T2 en el cartílago también pueden verse afectados por la edad del paciente, de acuerdo con un estudio *in vivo*⁴¹. En un estudio en la rodilla *in vivo* se comprobó que los tiempos de relajación T2 fueron significativamente diferentes entre cartílago sano y osteoarthríticos. Aunque no se observaron diferencias en los tiempos de relajación T2 en el cartílago entre las diferentes etapas de la osteoartritis. Los valores medios de los tiempos de relajación T2 en el cartílago con osteoartritis de rodilla en sujetos sanos se calcularon en 32.1 a 35 milisegundos, mientras que el cartílago artrósico se calcula que tiene valores que van desde 34.4 hasta 41 ms⁴³. La tabla 1 muestra varias referencias de valores de T2 de cartílago sano en los que se puede basar el médico radiólogo al cuantificar el daño.

Los mapas T2 utilizados para ubicar cambios en el contenido y la orientación de colágeno ha sido validado tanto *in vitro*^{43,45} como *in vivo*^{40,46,47}.

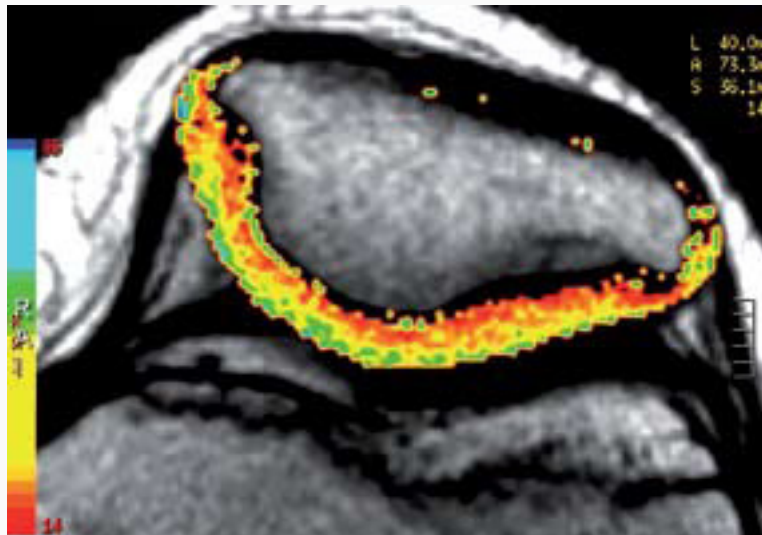


Fig. 25

Relaxometría del cartílago de la rodilla, utilizado para mostrar la ubicación del daño.

Tabla 1. Referencias de valores de T2 para cartílago sano.

T2 de cartílago sano (ms)	Testaje	No. De ecos	FOV	Matriz	Año	Autor	Revista
35±2.5		3	14	288 x 224	2007	X. Li, et al.	Osteoarthritis and Cartilage
39.54±4.02		3	16	320 x 512	2011	Jinfa Xu, et al.	J. of Radiology Case Reports
32.4±1.8		3	16	N	2012	Baum Thomas, et al.	Arthritis Care & Research
34.9±1.8		1.5	12	256 X 256	2004	Dunn Timonthy, et al.	Radiology
35.46±2.53							

CAPÍTULO 3

METODOLOGÍA

3.1 PROTOCOLO GENERAL DE RODILLA

- 3.1.1 Relación señal/Ruido
- 3.1.2 Ancho de banda
- 3.1.3 Antenas receptoras
- 3.1.4 Resolución espacial y de contraste

3.2 ELEMENTOS DEL EQUIPO DE ADQUISICIÓN

- 3.2.1 Equipo de resonancia magnética
- 3.2.2 Estación de trabajo
- 3.2.3 Posición del paciente y colocación de las bobinas

3.3 SECUENCIAS DEL EXAMEN

- 3.3.1 T2 Star P2-Anatomical 11 ecos

3.4 EXTRACCIÓN E INDEXACIÓN DE ARCHIVOS DICOM

3.5 MODELO MATEMÁTICO

3.6 PACIENTES

3.7 ALGORITMO DE PROGRAMACIÓN

- 3.7.1 Lectura de Archivos
- 3.7.2 Máscara
- 3.7.3 Ajustes
- 3.7.4 Exportación de archivos

Durante las últimas décadas, la resonancia magnética (RM) ha adquirido un papel protagonista en la evaluación de pacientes con sospecha de alguna patología, ya que proporciona un contraste entre tejidos, mayor a la de otras técnicas de imagen, lo que la convierte en una técnica de exploración especialmente útil en aquellos pacientes en los que el ultrasonido o la tomografía computada no son concluyentes. La RM facilita tanto la detección y la caracterización de lesiones focales como la evaluación de procesos difusos que afectan a la rodilla. A diferencia de la TC, la RM no utiliza radiaciones ionizantes, por lo que es de especial valor en pacientes pediátricos y mujeres embarazadas, así como en aquellos pacientes en los que es necesario el seguimiento de una patología condral a largo plazo mediante repetidas exploraciones de imagen.

3.1 PROTOCOLO GENERAL DE RODILLA

El protocolo IRM para el estudio de la rodilla debe individualizarse en función de la indicación clínica y de las secuencias disponibles en el equipo de resonancia. Para optimizar los protocolos de RM, es necesario conocer los parámetros y factores que afectan la adquisición de la imagen. A continuación, se realiza una breve descripción de los parámetros más importantes que afectan la adquisición.

3.1.1 Relación Señal/Ruido

La relación señal/ruido (SNR, *Signal Noise Ratio*) es la cantidad de información útil que se recibe (señal) en relación con la información no útil (ruido). El ruido disminuye la calidad de la imagen dándole un aspecto granulado y, cuando alcanza un nivel determinado, puede disminuir la calidad diagnóstica de las imágenes, así mismo puede incrementar el valor de la intensidad de señal y dar valores erróneos de la imagen para *mapping*. La señal recibida en una adquisición es directamente proporcional al TR y al número de adquisiciones, e inversamente proporcional al número de codificaciones de fase y frecuencia.

En general, la SNR y la calidad de la imagen, mejoran con el aumento del tamaño del vóxel, pero lleva a una disminución en la resolución espacial de la imagen. Entre las diferentes estrategias para aumentar el tamaño del vóxel se incluyen: el aumento del tamaño del campo de visión (FOV, *field of view*), el aumento del espesor del corte y la disminución de la matriz de la imagen. Esta última opción acorta el tiempo de adquisición al reducir el número de codificaciones de fase.

3.1.2 Ancho de banda

La señal analógica emitida durante una secuencia de RM es recibida por una bobina o antena receptora con una determinada frecuencia de onda. Esta señal será posteriormente amplificada y convertida a una señal digital. La amplitud de banda indica el rango de frecuencias de onda que la RM recibe por unidad de tiempo. Por lo tanto, cuanto mayor es la amplitud de banda, mayor es la velocidad de muestreo de la señal de RM y menor el tiempo que toma adquirir la información para formar la imagen, aunque tiene como inconveniente la disminución de la relación señal/ruido.

3.1.3 Antenas receptoras

El uso de antenas receptoras o bobinas de superficie (figura 26) mejora considerablemente la relación señal/ruido en los estudios de RM de rodilla. En general, a menor tamaño de la antena, mejor relación señal/ruido, aunque con menor cobertura anatómica. Esta limitación de las antenas de superficie fue solucionada por los fabricantes, con el diseño de antenas de superficie con múltiples bobinas de pequeño tamaño: las antenas de receptores múltiples, que ofrecen las mismas ventajas que las bobinas de pequeño tamaño en la relación señal/ruido y una cobertura anatómica mucho más amplia.



Fig. 26
Antena receptora usada para el protocolo de rodilla.

3.1.4 Resolución espacial y de contraste

La resolución espacial es la capacidad para discriminar entre dos puntos de la imagen y está determinada por el tamaño del píxel. A menor tamaño del píxel, mejor resolución espacial. El tamaño del píxel es directamente proporcional al FOV e inversamente proporcional al tamaño de la matriz y al número de codificaciones de fase y frecuencia. Por lo tanto, el uso de un FOV de menor tamaño disminuirá el tamaño del píxel, por lo que mejorará la resolución espacial, siempre y cuando se mantenga constante el número de codificaciones de fase y frecuencia, aunque a expensas de una disminución en la relación señal/ruido. Mientras que para un FOV determinado, la reducción del número de codificaciones aumentará el tamaño del píxel y por lo tanto, disminuirá la resolución final de la imagen, pero la relación señal/ruido mejorará.

Las estrategias que permitan el aumento de la resolución espacial degradarán la relación señal/ruido, y viceversa, debido a que la relación señal/ruido es directamente proporcional al tamaño del píxel. Sin embargo, una relación señal/ruido pobre debida a un tamaño de píxel muy pequeño puede reducir la resolución espacial efectiva, sin poder discriminar dos puntos en la imagen como elementos independientes, llevando a un deterioro en la utilidad diagnóstica de la imagen.

La resolución de contraste de la imagen hace referencia a la relación entre la intensidad de señal de los distintos tejidos de la imagen. En IRM, el contraste depende de la distribución heterogénea de los tiempos de relajación de los diferentes tejidos en la imagen. Una resolución de contraste superior ofrece una mayor capacidad diagnóstica, ya que permite discriminar mejor entre tejidos. El contraste se ve afectado por el TR en imágenes ponderadas en T1 y por el TE en imágenes ponderadas en T2.

3.2 ELEMENTOS DEL EQUIPO DE ADQUISICIÓN

3.2.1 Equipo de resonancia magnética

El equipo Verio de SIEMENS (figura 27) con un campo magnético de 3.0 T cuenta con una dimensión para pacientes de hasta 70 cm de diámetro, y soporta hasta 250 kg de peso. Integra hasta 102 elementos de la bobina con un máximo de 32 canales de RF. Dentro de la sala del examen se encuentran los elementos para aplicación de contraste con Gadolinio iónico, almohadillas y cojines, antenas, etc.

Dentro de los estudios especiales que permite son:

- Tractografía: Puede mostrar más de 256 direcciones de difusión en la modalidad de imagen por tensor de difusión.
- fMRI: Facilita la obtención de imágenes funcionales BOLD.
- Perfusión: Permite estudios de evaluación de flujo sanguíneo del cerebro, funciones cerebrales y fisiología.
- MapIt: permite la obtención de mapas T1, T2 Y T2* de cualquier región del cuerpo. Sin embargo el mapa no cuantifica un daño.



Fig. 27
Equipo Verio de SIEMENS del Hospital Ángeles de las Lomas.

3.2.2 Estación de trabajo

Las imágenes fueron adquiridas en la estación de trabajo de la consola de mando del equipo. La figura 28 muestra la visualización del centro de mando para el equipo Verio de 3T. Todas las imágenes adquiridas fueron visualizadas previamente mediante el sistema Syngo MR B17, en el cual se ejecutan los exámenes anatómicos según sea el caso. El formato de las imágenes utilizado durante todo el trabajo fue DICOM, pero como se menciona posteriormente se hace una transformación a un archivo nativo.

El centro de mando además del equipo para la adquisición de las imágenes, contiene el control del medio de contraste (no necesario en éste estudio), el micrófono y audífono que permite la comunicación con el paciente y los paros de emergencia por si se presenta cualquier anomalía en el examen.



Fig. 28

Estación de trabajo y consola de mando principal del equipo de resonancia utilizado.

3.2.3 Posición del paciente y colocación de las bobinas

- El paciente debe despojarse de todos los elementos de metal antes de entrar a la sala del equipo, así como tarjetas de crédito y elementos que el técnico indique.
- Se posiciona el paciente en dirección cabeza primero, es decir, de entrada al túnel del imán.
- Se coloca la bobina con la mayor cobertura en dirección de derecha a izquierda.
- Se posiciona la colchoneta sobre la antena para que el paciente no sienta incomodidad, y para obtener la mejor señal posible.
- Se ajusta la antena perfectamente.
- Se colocan los auriculares al paciente con el fin de darle las instrucciones y monitorear su condición a lo largo del estudio, además de proteger los oídos de los ruidos que provocan las bobinas gradientes.
- Se desplaza la camilla hacia adentro del túnel del imán usando los controles del panel central del imán.
- Se enciende el láser de posicionamiento y se hace coincidir la cruz láser con el isocentro marcado. Cuanto más cerca del isocentro se encuentre la región de obtención de las imágenes, mejor será la calidad de la imagen.
- Se pulsa el botón de centrado automático y se sube el interruptor de arriba/adentro hasta que se alcance el isocentro y la camilla se detenga automáticamente.
- Se conecta la antena a cualquier entrada compatible del panel de control del imán.

3.3 SECUENCIAS DEL EXAMEN

El examen de rodilla consta de varias secuencias, esto se hace para la obtención de mejores contrastes y depende bastante de la patología que el médico especialista desee observar. Todo examen comienza con un localizador, el cual selecciona el número de cortes de la imagen que se obtendrán del paciente, podrá incluir opcionalmente saturación de grasa y FOV.

Es el médico especialista quien entiende la enfermedad a tratar y debe conocer los diferentes contrastes que existen en la resonancia para elegir los adecuados al estudio.

Las secuencias del examen de rodilla comúnmente empleado en el Hospital Ángeles de las Lomas son:

- Localizer
- Localizer sag+cor+tra
- Pd tse sag
- Pd tse sag fs p2 384
- T2 de3d we sag iso
- Pd tse tra p2 384
- T2 de3d we tra 320 1.5mm
- Pd tse fs cor
- T2 star p2-anatomical 11 ecos.

3.3.1 T2 Star P2-Anatomical 11 ecos

La secuencia T2 Star P2-Anatomical 11 ecos permite la adquisición de imágenes de manera rápida, los tiempos de eco son muestra de ello. El análisis de la región es minucioso, ya que se realiza con un corte de 3 mm de ancho. Por cada paciente la secuencia permite la obtención de 11 cortes y de cada corte 11 ecos, arrojando 121 imágenes a analizar y además permite el estudio del decaimiento exponencial *in vivo* por la cantidad de ecos adquiridos.

Los parámetros principales de la secuencia son mostrados en la pantalla de selección del examen y son guardados a su vez en el encabezado de la imagen DICOM. Estos parámetros se muestran en la tabla 1:

Tabla 2. Parámetros de la secuencia utilizada

Parámetros de la secuencia	
Parámetro	Valor(es)
Nombre de la secuencia	*f12d11
Tipo de adquisición	2D
Grosor de corte	3 mm
Tiempo de repetición	445 ms
Número de ecos	11
Tiempos de eco	4.36, 11.9, 19.44, 26.98, 34.52, 42.06, 49.6, .14, 64.68, 72.22 y 79.76 ms
Frecuencia de imágenes	123.25 ms
Espacio entre rebanadas	0.6 mm
Número de pasos de codificación de fase	384
Porcentaje de muestreo	100%
Porcentaje de Fase, Campo de visión	100%
Ancho de banda del pixel	260 Hz
Muestras por pixel	1
Dimensión de la matriz de datos	384 x 384
Flip Angle	60°
Espacio entre pixeles	0.41666 mm
Profundidad de bits por pixel	16
Bit más significativo por imagen	11
Umbral de ruido	25

*véase anexo 2: capturas de pantalla de la secuencia

3.4 EXTRACCIÓN E INDEXACIÓN DE ARCHIVOS DICOM

Mediante la resonancia magnética se adquirieron las imágenes correspondientes a 11 cortes por paciente y 11 ecos por corte, los cuales fueron extraídos del sistema de adquisición de imágenes a la estación de trabajo que contiene la base de datos de las imágenes y que son ordenadas por el sistema “Syngo MR B17” de acuerdo al nombre del médico, nombre del paciente, id del mismo y estudio realizado. De la base de datos del sistema de SIEMENS® se extrajeron estas imágenes, las que se obtienen en formato DICOM, sin embargo es un formato exclusivo de SIEMENS® (DICOM de SIEMENS®), puesto que ésta marca utiliza candados al crear estos archivos.



Fig. 29

Logotipo DicomWorks. Disponible como software libre en www.dicomworks.com.

Para trabajar con los archivos de imágenes es necesario ordenarlos e indexarlos, puesto que al extraerlos de la base de datos del sistema no contienen un orden específico, y por tanto no es posible distinguir un corte de otro ni un eco de otro en las imágenes adquiridas.

La herramienta usada para este proceso es el Software DicomWorks (figura 29) con el cual se indexan los archivos, se cambian de nombre y se ordenan. Además este Software permite la conversión de los archivos en formato DICOM de SIEMENS® a formato DICOM nativo.

El formato DICOM nativo es el archivo del cual que hace posible tanto la lectura como el procesamiento de los encabezados y de la imagen médica de resonancia.

Al procesar los archivos con este software, estos adquieren una nueva dirección en el ordenador, además el nombre del archivo es modificado y es ordenado para así facilitar su manipulación y procesamiento.

3.5 MODELO MATEMÁTICO

Para la obtención de los mapas de T2 es necesario realizar un modelo matemático adecuado que aporte por cada vóxel de la imagen DICOM un tiempo individual de relajación. Como es bien sabido y revisado en el apartado 3.2.4 de éste trabajo, un vóxel en la imagen representan un volumen magnetizado con una orientación dirigida hacia el campo magnético principal \mathbf{B}_0 que al ser influenciado por un pulso de radiofrecuencia cambia su dirección. Al término del pulso, la magnetización del vóxel regresa a su estado original de alineación con el campo principal.

La elección de un modelo de decaimiento de la señal de magnetización transversal es fundamental para la evaluación de T2. Aunque existe un modelo de decaimiento biexponencial y ha sido utilizado en estudios y simulaciones de relaxometría en humano, el modelo de decaimiento más popular en estos estudios en IRM es el decaimiento monoexponencial.

El algoritmo de programación fue desarrollado basando su fundamento en el fenómeno de resonancia magnética denominado FID (Free Induction Decay), que describe el decaimiento monoexponencial:

$$S(t) = S(0) e^{-\frac{t}{T2}} \quad (12)$$

Donde $S(t)$ es la señal al tiempo t , $S(0)$ es intensidad inicial y T2 es el parámetro físico a obtener y que varía de tejido a tejido (Tiempo de relajación transversal).

Se toma en cuenta que la señal adquirida de cada vóxel de cada imagen es directamente proporcional a la magnetización del vóxel en el tiempo t y es el decaimiento de la magnetización la que ocasiona la pérdida de señal en las imágenes adquiridas.

El modelado matemático biexponencial toma en cuenta que por cada vóxel de la imagen se tiene más de un componente químico o biológico. El decaimiento exponencial de las intensidades estará dado por la suma de los decaimientos de los dos componentes principales (r : componente rápida, l : componente lenta):

$$S(t) = S(0)_l e^{-\frac{t}{T2_l}} + S(0)_r e^{-\frac{t}{T2_r}} \quad (13)$$

Donde $S(t)$ es la señal al tiempo t , $S(0)_l$ es intensidad inicial de un componente l del vóxel, $S(0)_r$ es intensidad inicial de un componente r del vóxel, $T2_l$ es el tiempo de relajación transversal para el componente lenta del vóxel y $T2_r$ es el tiempo de relajación transversal para el componente rápida del vóxel.

El modelo biexponencial requiere la realización de numerosas mediciones sobre el mismo corte, por lo que es comúnmente usado en estudios *in vitro*. Sin embargo, se ha reportado que al aplicar ambos modelos que miden el T2 puede existir una variación del 9% como máximo pero, se puede mencionar que existe una variación media del 3.02% ⁵², lo cual lo vuelve bastante tolerable.

Debido a lo anterior y a la dificultad de realizar múltiples mediciones *in vivo* es que se eligió el modelo de decaimiento monoexponencial para éste estudio.

Una vez que se ha escogido el modelo de decaimiento de la señal, es conveniente transformarlo a un modelo lineal, esto debido a que los valores de intensidad de cada vóxel serán ajustados a una curva y dicho ajuste se hizo mediante mínimos cuadrados, por tanto el modelo lineal es de la forma:

$$y = ax + b \quad (14)$$

Esta transformación se realiza aplicando el ln a la ec.(12):

$$\ln(S(t)) = -\frac{t}{T2} + \ln(S(0)) \quad (15)$$

Los valores conocidos de este modelo son $S(t)$ y t , los valores a obtener son T2 y $S(0)$.

3.6 PACIENTES

Para éste estudio se probó la técnica implementada en pacientes que presentaban alguna patología relacionada con alguna lesión condral en la rodilla. Se consideraron 18 pacientes con daño en el cartílago articular de la rodilla que previamente fueron evaluados clínicamente y enviados por un ortopedista a un estudio por resonancia magnética.

Estos pacientes corresponden a 7 hombres y 11 mujeres, con un rango de edad desde los 17 hasta los 66 años, con un promedio de edad de 40 años. También se tomó en cuenta el peso de los pacientes que van desde los 51 Kg hasta los 90 Kg con un promedio de 64.16 Kg, la estatura media fue de 1.64 m, con un rango de 1.45 m a 1.78 m.

Se efectuaron mediciones en un equipo Verio de SIEMENS® con campo magnético principal de 3.0 Tesla y las secuencias de pulsos de radiofrecuencia adecuados. La secuencia de pulsos empleada para la instauración de los mapas fue "T2-star_anatomical 11 ecos". Esta secuencia de pulsos aporta la información (imágenes) suficiente en un corto periodo de tiempo (aprox. 6 min) para la elaboración de los mapas de relajación.

El tiempo de adquisición corto para numerosas imágenes ayuda a la elaboración de un estudio *in vivo*, esto porque debido a que se adquiere bastante información (aprox. 17 842 176 datos) por paciente y no es necesaria la repetición de un examen de rodilla para la cuantificación.

Puesto que este trabajo propone un método para la cuantificación, no se realizó un estudio epidemiológico asociado. Los pacientes no formaron parte de un grupo de casos y controles. El algoritmo de programación propuesto realiza un estudio detallado de la anatomía de la rodilla y es capaz de cuantificar el daño, tomando como base los tiempos de relajación calculados para cartílago sano reportado por la bibliografía. Lo anterior muestra que no se comparó con testigo alguno *in vivo* y al no existir un procedimiento en la actualidad que realice la cuantificación del daño de rodilla, los estudios de artroscopía evaluados por la radióloga experta Beatriz Elías Pérez cortesía del Dr. Carlos Oliva fueron testigos cualitativos del método.

Es necesario mencionar además que los médicos toman la decisión de realizar una cuantificación en el paciente, región anatómica de la rodilla y/o corte. Es muy selectivo éste proceso y depende directamente de la perspectiva médica del paciente. El médico especialista (radiólogo) comprende la patología y especifica la región o corte que se desea analizar, sin embargo, lo ideal que no siempre se realiza, es realizar la cuantificación de todos los cortes. El método propuesto da la opción de utilización de la herramienta y no se realizó con un fin epidemiológico.

4.7 ALGORITMO DE PROGRAMACIÓN

Este proyecto se desarrolló con base en la manipulación de los archivos DICOM nativos y la instauración de un algoritmo de programación de tratamiento de imágenes de dichos archivos.

El código fue desarrollado en el lenguaje de programación R (*The R foundation for statistical computing*), el cual se ejecuta sobre la consola de R versión 2.12.1. La página de internet principal de este lenguaje donde se puede descargar gratuitamente es: <http://www.r-project.org/>.

Este proyecto pese a que se trata de un estudio de cuantificación del cartílago de la rodilla, es capaz de calcular los mapas de relajación T2 para todo tipo de tejido o maniquí, puede trabajar con secuencias *spin-echo* siempre y cuando se trate del mismo corte y no discrimina tipo de estudio (relaxometría cerebral, de rodilla, de mama, etc.). Debido a su orientación matemática para calcular el valor de T2, $S(0)$ y R^2 de los ajustes de curva pixel por pixel (sección 4.7.3) es posible no solamente encaminar el algoritmo para su aplicación en el cartílago de la rodilla, sino para realizar cuantificaciones con los tiempos de relajación para otros órganos o partes anatómicas, incluso maniqués o modelos experimentales. La figura 30 es un diagrama de la ubicación del algoritmo de programación desarrollado dentro del método empleado.

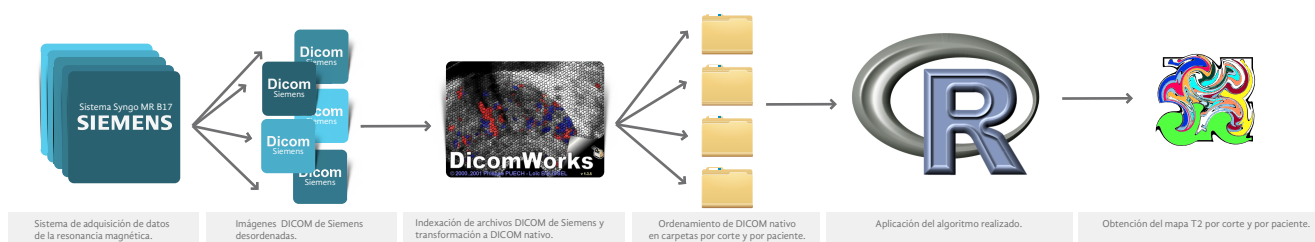


Fig. 30
Ubicación de la aplicación del algoritmo en el método.

Para el presente proyecto se dividió el código principal en una serie de módulos, o procedimientos los cuales son mostrados en la figura 31. Los módulos realizan funciones específicas y fueron elaborados para mejorar la comprensión y facilidad de trabajo del algoritmo.

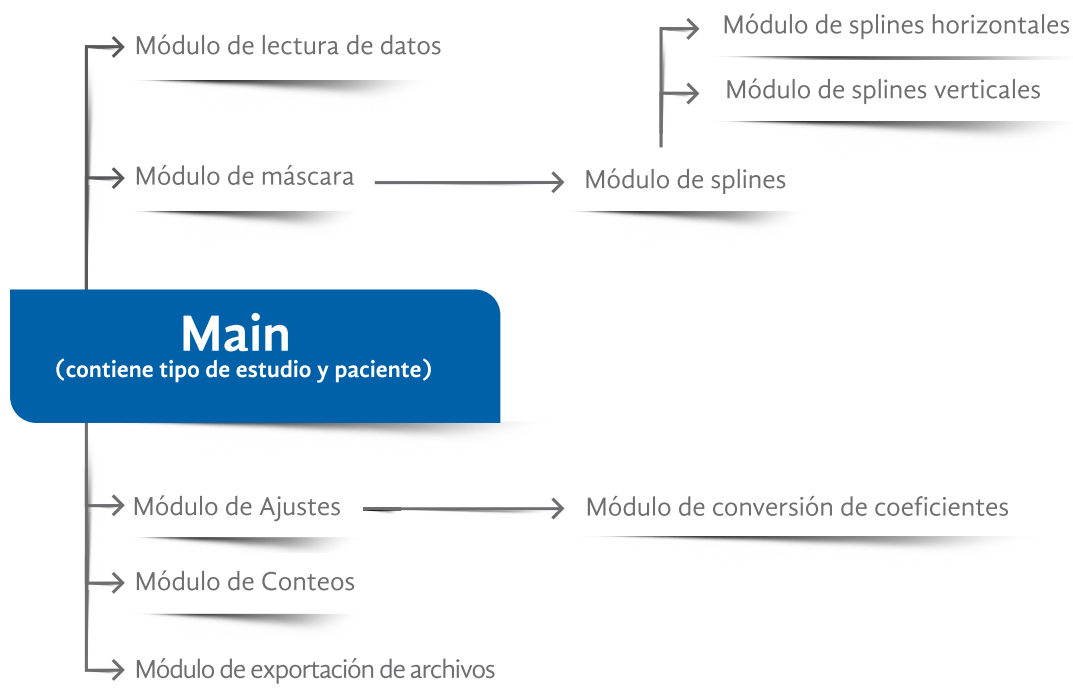


Fig. 31
Módulos (Procedimientos) del algoritmo empleado.

3.7.1 Lectura de Archivos

Una vez que los archivos DICOM nativos han sido indexados correctamente y son localizados en el sistema de archivos que DicomWorks predetermina dentro del ordenador, los 11 ecos de cada corte fueron copiados a una dirección (carpeta) independiente diferente. Lo anterior facilita la lectura y ejecución del algoritmo.

El módulo de lectura de los archivos del algoritmo se encarga de separar los encabezados y las imágenes de los archivos DICOM, posteriormente asigna matrices de datos con la información de cada imagen que lee, copia de la matriz original, sin realizar ninguna operación que altere la matriz.

Éste último proceso se realiza exclusivamente para efectuar la manipulación de los datos, cabe mencionar que los datos que se leen de cada imagen DICOM se presentan como una matriz de dimensiones 384×384 , un total de 147 456 datos. Cada dato de la matriz representa un valor de la señal adquirido en un tiempo determinado, una vez que ha pasado del espacio k de la IRM a la imagen. Tal parámetro se muestra como $S(t)$ y éste se encuentra dentro del rango de valores de $0 - 2^{16}$, puesto que el DICOM asigna 16 bits de profundidad digital a cada localidad de imagen.

Entonces, cada imagen DICOM es una matriz de datos, cada localidad de la matriz posee un valor denominado Intensidad de señal ($S(t)$).

Traducido en valores de imagen visual la imagen DICOM podría contener 65280 ($2^{16} - 2^8$) tonos de grises más que una imagen *RGB* convencional, sin embargo no es así puesto que las computadoras manejan 8 bits de profundidad para cualquier color, incluyendo los grises, es decir, sólo se pueden observar 256 tonos de grises en cualquier monitor. Lo que sí es cierto es que la definición de las imágenes DICOM contendrán mayor resolución de información que las imágenes *RGB* normales.

Así mismo, el hecho de que cada valor de la matriz de datos o imagen posea 16 bits de profundidad significa que el valor máximo posible de cada localidad de cada matriz de datos es 65 536.

Una vez que se leen los archivos DICOM, el algoritmo asigna una matriz de datos para cada imagen. En el algoritmo se toman en cuenta 6 imágenes de los 11 ecos que corresponden al mismo corte. Estas son duplicadas en matrices y cargadas en la memoria ram del computador. El algoritmo les asigna un nombre secuencial para facilitar su manipulación.

Al finalizar este proceso, las matrices estarán disponibles para ser operacionalizadas.

3.7.2 Máscara

Para la obtención de la máscara se procede como sigue:

- Se muestra la primera imagen de la serie de imágenes (primer eco).
- Se capturan puntos de interés sobre la imagen que se encuentren rodeando al cartílago.
- Se obtienen los polinomios de tercer grado que se ajusten a los puntos de interés.
- Se cancelan los cálculos para los datos que estén fuera de la ROI.

Este módulo dentro del algoritmo pide que muestre la primera imagen de la secuencia de ecos, recordando que se han cargado en la lectura de datos una serie de 11 imágenes adquiridas. Esta imagen (TE = 4.36 ms) se solicita puesto que contiene mayor señal en la mayoría de sus vóxeles que las otras 10, lo que significa que se observará una imagen más brillante y bien delimitada. Las estructuras que componen la rodilla pueden apreciarse sencillamente, excepto porque en ocasiones se pueden confundir los límites de algunas estructuras del cuerpo, tal es el caso del cartílago hialino que en ocasiones suele confundirse su parte inferior con la base femoral en las imágenes ponderadas en T2 con tiempo de eco ultracorto.

La máscara es la selección exclusiva del cartílago, se utiliza para delimitar la región de interés (ROI) y la aísla de los demás elementos que componen la rodilla. Delimitar el área de interés es trabajo del médico radiólogo, quien conoce a la perfección la anatomía del cuerpo, él será capaz de evitar las confusiones de los límites de las estructuras.

La primera imagen de la serie es la que se utiliza para definir la ROI, por lo mencionado anteriormente. En éste trabajo el área de interés que se pretende cuantificar es el cartílago articular de la rodilla y dentro del procedimiento se ha de delimitar sus límites y aislarlo.

Los puntos de interés sobre la imagen permiten la captura de las posiciones (coordenadas) de los “click” del ratón de la computadora que se den sobre la imagen. Estos puntos deben corresponder a los límites de la región de interés y serán almacenados en la memoria del sistema.

La herramienta que se utiliza para la delimitación es el “*spline* cúbico”, tomando en cuenta que un *spline* es una curva diferenciable limitada en partes mediante polinomios. En los problemas de interpolación, se utiliza a menudo la interpolación mediante *splines* porque requiere solamente el uso de polinomios de bajo grado, y evita que haya oscilaciones indeseables en la mayoría de las aplicaciones que se presentan al interpolar mediante polinomios de grado elevado. Esto tiene un efecto de una curva suave bien delimitada.

Se obtienen un total de 4 *splines*: 2 verticales y 2 horizontales. Los horizontales ajustan una curva de la forma:

$$y=ax^3+bx^2+cx+d \quad (16)$$

Y los verticales lo hacen de la forma:

$$x=ay^3+by^2+cy+d \quad (17)$$

La programación permite la interpolación por *spline* cúbico y permite obtener los coeficientes *a*, *b*, *c* y *d* de cada una de las curvas mediante los puntos de interés. Así los valores de la matriz por los que pasan los puntos de interés se ajustan a una función de orden cúbico dentro de la matriz de datos, tal como se muestra en la figura 32. Se escogió *spline* cúbico porque un polinomio de tercer grado se ajusta con bastante confiabilidad a la forma del cartílago.

Posteriormente se rodea la región de interés con los 4 *splines*, se eliminan los cálculos para las zonas fuera de los *splines*. Esto último se hace estableciendo un valor lógico *NA* a dichas localidades de la matriz fuera de la ROI. El valor *NA* dentro del algoritmo significa “*Not Assigned*” y no tiene valor alguno.

Al concluir la selección del cartílago, la matriz de datos de la primera imagen de la secuencia de ecos será llenada con valores “*NA*” y únicamente existirán los valores de intensidad de señal del cartílago, omitiendo los valores de intensidad de señal de los demás componentes de la rodilla (figura 33). Esta máscara se hace para cada uno de los cortes de la rodilla.

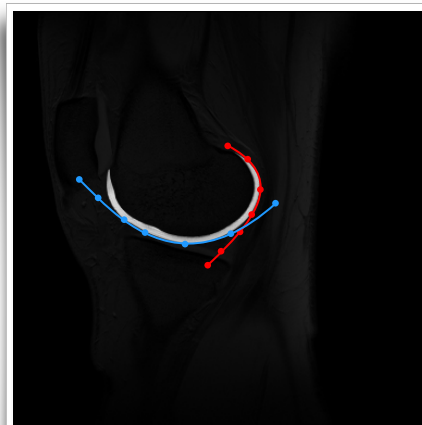


Fig. 32

Se muestran los puntos que guardan la posición y que ajustan los polinomios. En azul el polinomio se ajusta de forma horizontal, mientras los puntos en rojo ajustan el polinomio en forma vertical.

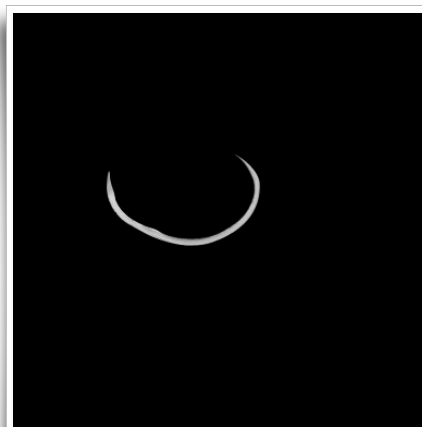


Fig. 33

Máscara del cartílago que selecciona únicamente a esta región para su posterior tratamiento.

3.7.3 Ajustes

Como ya se mencionó, las imágenes de resonancia magnética fueron adquiridas a diferentes tiempos de eco (4.36 ms, 11.90 ms, 19.44 ms, 26.98 ms, 34.52 ms, 42.06 ms, 49.60 ms, 57.14 ms, 64.68 ms, 72.22 ms y 79.76 ms). Esta sucesión de imágenes viene gobernada por un proceso de primer orden, el cual describe la pérdida de intensidad de los vóxeles en las imágenes como un decaimiento exponencial de la intensidad. Éste decaimiento de la señal en los vóxeles es descrito por la ecuación 12. El ajuste de la curva mencionado se realizó para cada vóxel que no contenga “NA”, es decir los vóxeles que se encuentren dentro de la máscara previamente construida para delimitar el cartílago. Así el algoritmo efectúa cómputos únicamente donde exista señal en el vóxel. La figura 34 muestra un ajuste de curva después de la inserción de cada valor de señal a un diagrama de dispersión de datos de un vóxel de la imagen.

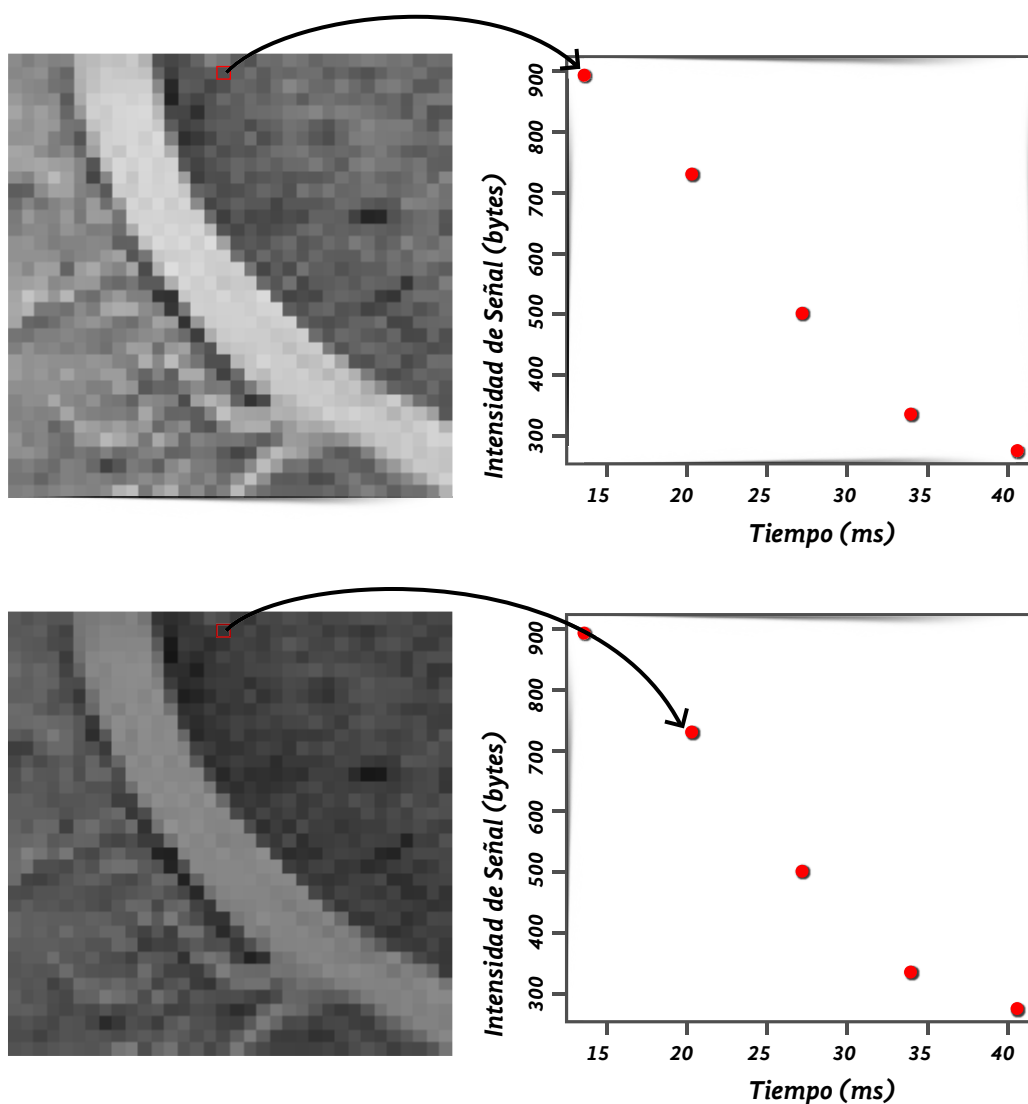


Fig. 34

La figura muestra en la parte superior la inclusión del valor de un vóxel del eco 11.90 ms en una gráfica de dispersión, la figura inferior muestra el mismo vóxel con el valor de intensidad del eco siguiente (19.44 ms).

Se ha de revelar que debido a que la primera imagen de la sucesión de ecos de la secuencia de pulsos contiene mucho efecto de la transferencia de magnetización y fue descartada de los cálculos de ajuste de curva. La transferencia de magnetización es provocada por los pulsos de “*Off Resonance*” fue dado a conocer en la sección 3.2.8 y provoca una pérdida de señal en algunos vóxeles de las imágenes con tiempo de eco ultra corto. La exclusión de la primera imagen del cálculo de T2 no tiene efecto alguno en la obtención del mapa final.

De igual manera, fueron excluidas del cálculo las imágenes correspondientes a los TE = 49.60 ms, 57.14 ms, 64.68 ms, 72.22 ms y 79.76 ms puesto que estas imágenes contienen señales de ruido notorio en las imágenes y por tanto deben ser despreciadas pues inducirían a un error en el ajuste de curva. La figura 35 resalta en color rojo las imágenes (ecos) que fueron incluidos en los cálculos.

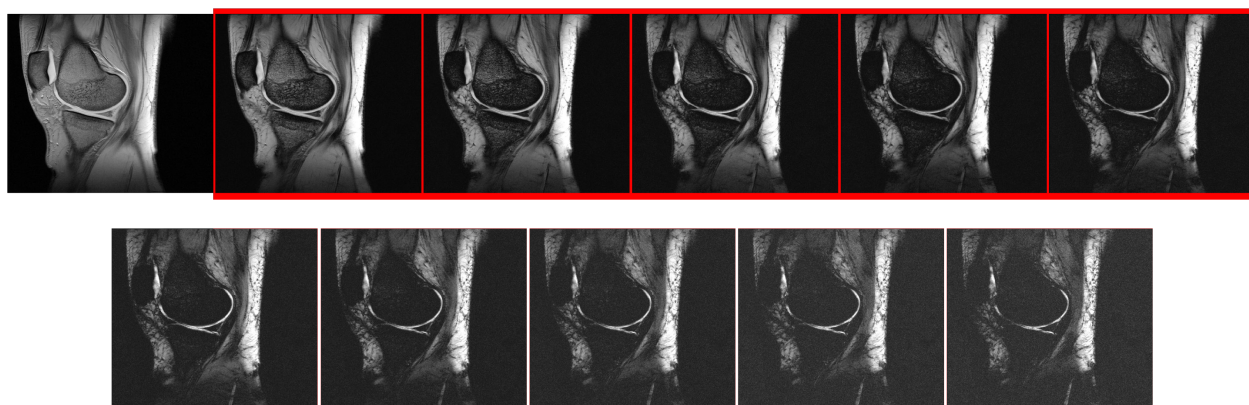


Fig. 35

Se muestran los 11 ecos obtenidos en el estudio por un corte. En rojo los ecos que fueron tomados en cuenta para el algoritmo.

Es imperante mencionar que los ajustes de curva para cada matriz de datos se realizan por el método de mínimos cuadrados según Bevington⁵³ y el ajuste es invalidado si tiene un coeficiente de regresión menor a 0.5 :

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{i=1}^n (y - (Ae^{-bx}))^2}{\sum_{i=1}^n (y - \bar{y})^2}, \bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i \quad (18)$$

Lo anterior no se tomó de manera arbitraria, es una decisión asumida por convención médica y da certeza de que el cálculo realizado por el algoritmo efectúa el ajuste válido para la obtención del parámetro T2.

Se realizó un ajuste de curva (figura 36) a los distintos ecos que son introducidos en una gráfica de dispersión (figura 31) y tal como se menciona en el apartado de modelo matemático, dicho ajuste de curva se realizó mediante un modelo lineal (ecuación 15).

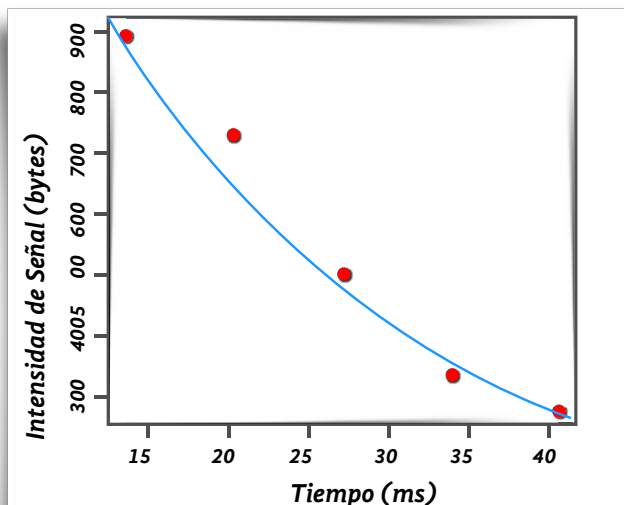


Fig. 36

Ajuste de curva de los valores de intensidad en un diagrama de dispersión a la ecuación 15 que muestra el decaimiento exponencial de la intensidad de señal.

3.7.4 Exportación de archivos

Se ha indicado entonces que lo anterior es el alma del algoritmo, una vez que se realiza el ajuste de la curva por cada vóxel, se guarda una matriz que contiene los valores de T2. Esta matriz de datos es exportada en 2 modalidades de archivo: un archivo *.jpg y un archivo con extensión *.csv.

El primer archivo corresponde a una imagen, la cual contiene el mapa de T2 dividido en intervalos de valores y con la ponderación correspondiente (cuantificación) que a su vez se muestra en colores contrastantes para su identificación. El segundo archivo corresponde a la matriz de datos calculada en un archivo compatible con el programa Microsoft Excel.

Además de estos dos archivos, se exportan también en formato *.csv las matrices de las R^2 y las I_0 calculadas por el ajuste de curva, estos archivos son meramente informativos y no son utilizados para la cuantificación del daño del cartílago.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS y DISCUSIÓN

- 4.1 MAPAS DE RELAJACIÓN
- 4.2 MAPAS DE CURVAS DE NIVEL EN EXCEL
- 4.3 VALORACIÓN DEL ALGORITMO MEDIANTE MUESTRAS DE ARTROSCOPIA
- 4.4 DISCUSIÓN

4.1 MAPAS DE RELAJACIÓN

Es de vital importancia mencionar que, pese a que se mencionó en la sección 4.7.3 que sólo se tomarían en cuenta los ajustes de curva que contuvieran un coeficiente de regresión mayor a 0.5, los cálculos mostraron una tendencia a una R^2 mucho más exacta, lo cual mejora la confiabilidad en la computación elaborada. La figura 37 muestra un histograma de las R^2 de una cuantificación a un corte de rodilla de uno de los pacientes.

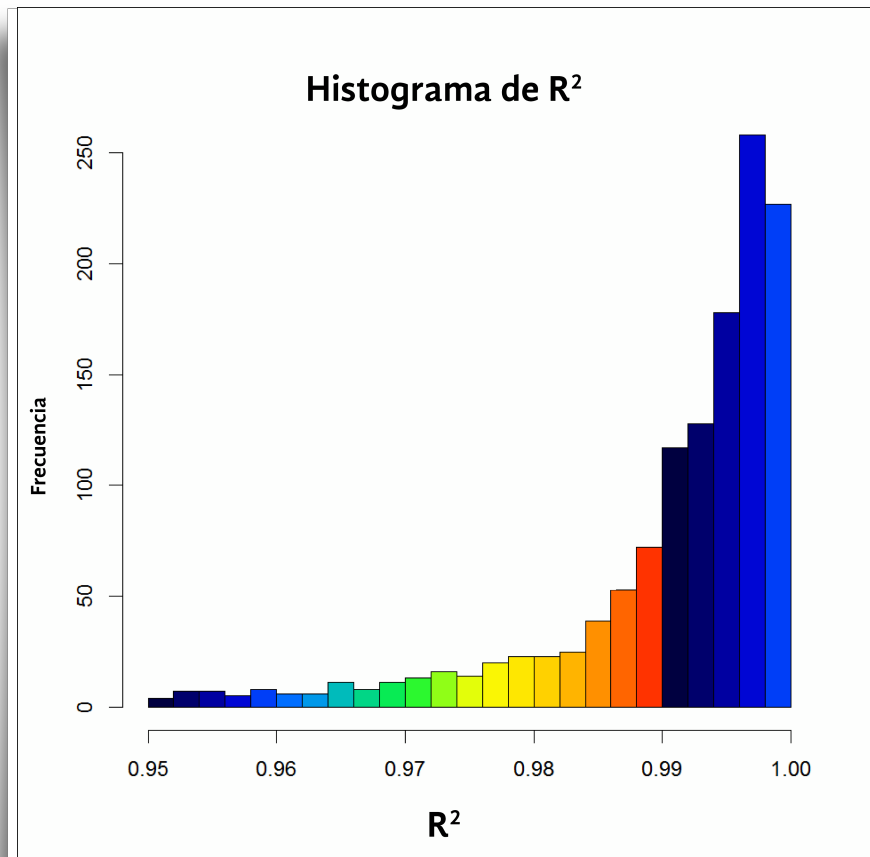


Fig. 37
Histograma de los ajustes de curva para un paciente, un eco.

La imagen 37 significa que el tren de ecos adquiridos para obtener el mapa paramétrico de T2 se ajustó de forma casi perfecta al modelo de decaimiento monoexponencial y no debió inducir errores en el cálculo del parámetro en cada pixel calculado.

Tras la exportación de archivos que realiza el algoritmo se obtiene un mapa de relajación que corresponde a la matriz de datos que contiene los valores T2 calculados. Estos mapas contienen en la parte derecha cajas de colores contrastantes que muestran la ponderación antes mencionada. Además se sobrepone el mapa T2 sobre la imagen del primer eco como un mapa de contornos, que aporta la información de la localización de las cantidades de T2 calculadas en la imagen de resonancia de rodilla que el médico está acostumbrado a observar (figura 38).

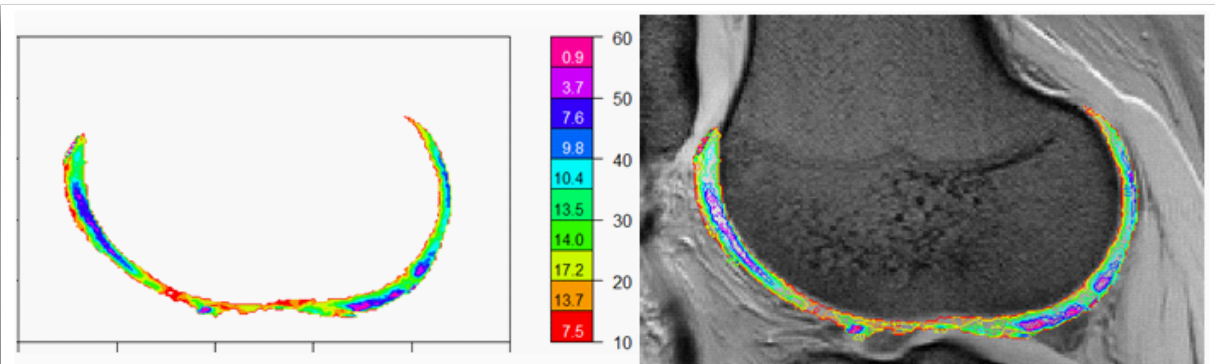


Fig. 38

Del lado izquierdo se muestra el Mapa de T2 cuantificado y del lado derecho el mapa sobrepuesto en el primer eco del corte.

La figura 38 muestra el mapa de T2, que mide el contenido de agua en el cartílago³⁸. Observamos los valores de T2 pues significan la cantidad de moléculas de agua libre. Una región con un mayor valor de T2 representa que dicha región posee una cantidad mayor de moléculas de agua libre.

La cuantificación del mapa de T2 representa los porcentajes de moléculas de agua libre que contiene el cartílago. Sabiendo que dentro de un cartílago sano, existe una matriz de colágeno, la cual retiene las moléculas de agua, por tanto el agua libre y el T2 es menor. Al existir daño en éste cartílago, aumenta la cantidad de agua libre al dañarse la matriz de colágeno. Éste daño es el que se cuantifica mediante el mapa. Aportando el porcentaje asociado a la cantidad de movilidad de las moléculas de agua libre.

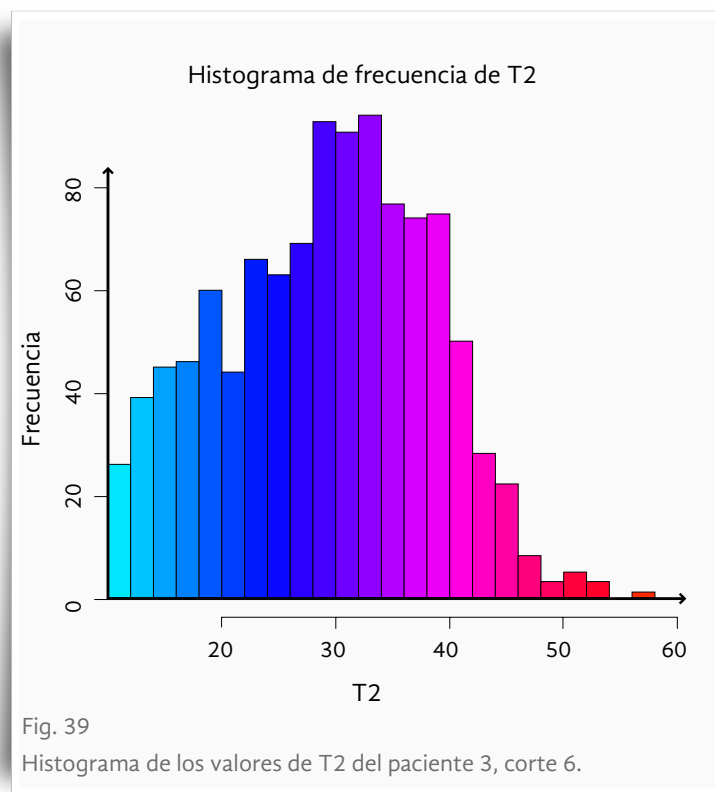
En las barras de cuantificación se puede observar que contienen 2 valores distintos. Estos valores corresponden a la cuantificación (valor dentro de las cajas de colores) y al valor de T2 en ms (valor fuera de las cajas).

La interpretación de los mapas de relajación se deja a criterio del médico especialista, pero se debe tener presente la información mencionada en la sección 3.4 donde se hace énfasis en el aumento en los valores de T2 en cartílago dañado. Si el médico especialista retomase ese apartado tomaría las zonas cuantificadas con un T2 mayor a 45 ms como daño en el cartílago y con la información del mapa conocerá exactamente el porcentaje de daño que contiene además de su localización anatómica.

En el anexo 1 se muestra el estudio completo (mapas de T2 cuantificados) realizado al paciente no. 6.

Es de suma importancia hacer mención que el mapa obtenido por cada ejecución del código funciona para la cuantificación de un corte de los 11 que se realizan en la rodilla. Para conocer el volumen relativo total del daño en el cartílago bastará con realizar una sumatoria de las cuantificaciones (ponderaciones) que el médico considere como desgaste. Por ejemplo: si el especialista considerase daño en el cartílago los valores de T2 que se encuentren por arriba de los 45 ms, deberá añadir los porcentajes de los 11 mapas de la rodilla de un paciente que se hallen por arriba de este valor de T2 en una suma total.

La cuantificación para un corte se puede comparar con los valores obtenidos de T2 en un histograma de éste parámetro (figura 39). La figura 40 muestra el volumen del daño para un paciente tomando en cuenta que el cartílago se considera dañado con valores mayores de 45 ms.



El histograma de T2 del cartílago (figura 39) muestra la misma información de los valores de T2 del segmento del cartílago cuantificado, sin embargo sólo se aporta como una herramienta de comparación del mapa cuantificado. Su uso es opcional en ámbito clínico puesto que suele ser poco amigable visualmente en comparación con el mapa de T2.

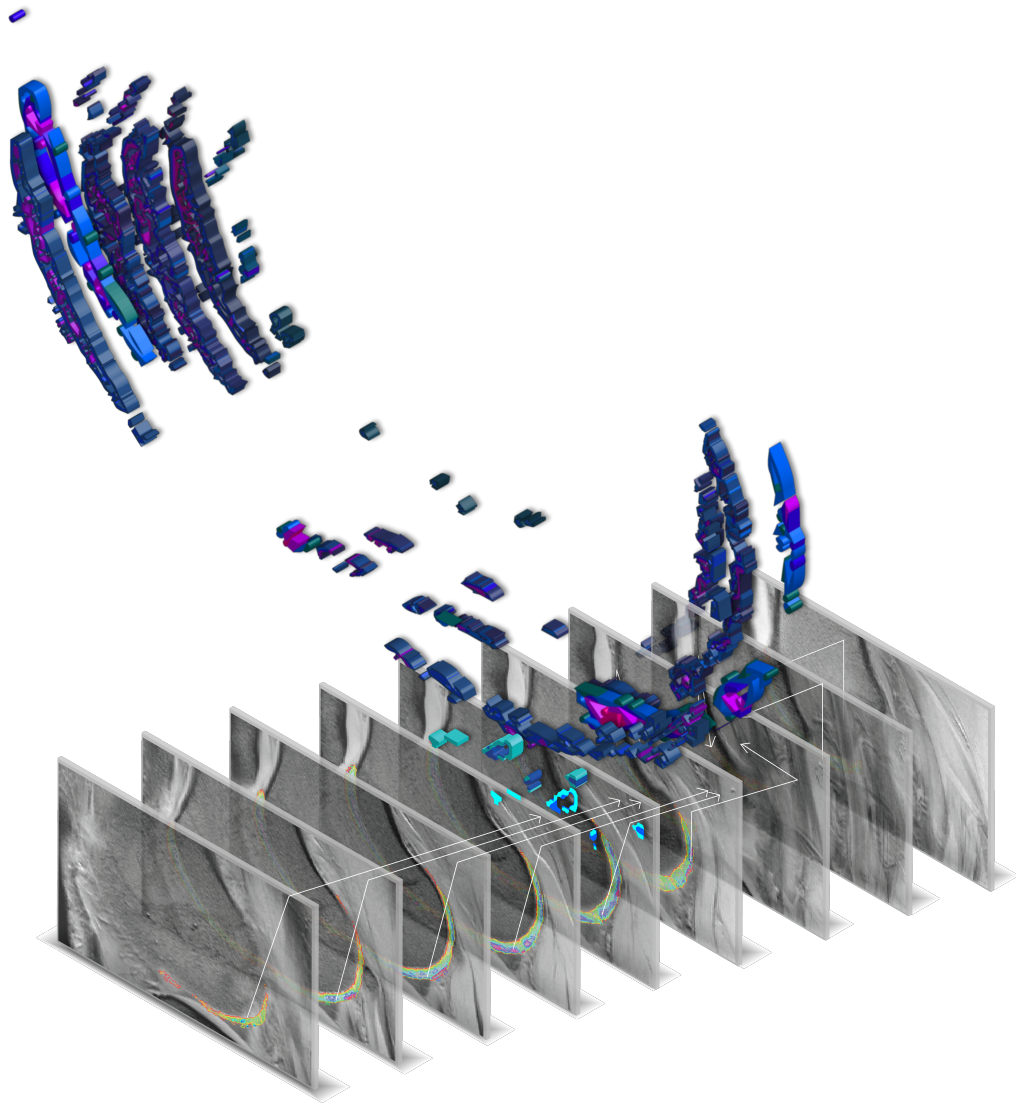


Fig. 40
Mapas de T2 con valores mayores a 45 ms formando el volumen del daño

Tomando el ejemplo de que el médico especialista tomase a partir de 45 ms de T2 como daño en el cartílago: se observa en la figura 40 el volumen del daño en el cartílago representado en tercera dimensión y es la sumatoria total de los porcentajes considerados como daño. Se observa el color azul como predominante, esto se da puesto que éste color pertenece al intervalo $T2=45-50$ ms y tiene mayor frecuencia que otros T2 más altos. Se puede observar que dentro de algunas partes de color azul se encuentran segmentos de color morado y rosa que corresponden a los intervalos $T2=50-55$ ms y $55-60$ ms respectivamente.

4.2 MAPAS DE CURVAS DE NIVEL EN EXCEL

Como herramienta para dar certeza de los cálculos hechos se utiliza el archivo csv exportado de los valores de T2 para crear una imagen de curvas de nivel en Microsoft Excel. Éstos mapas deberán ser bastante similares a aquellos que se exporten en diagrama de colores. De igual manera estos mapas pueden servir de guía para la localización del daño. Sin embargo no funcionan para realizar una cuantificación de éste. Las curvas de nivel mostrarán una altura diferente, dependiendo de su valor de T2.

La figura 41 muestra un mapa de curvas de nivel de un archivo csv de T2 de un un corte de rodilla del paciente 5.

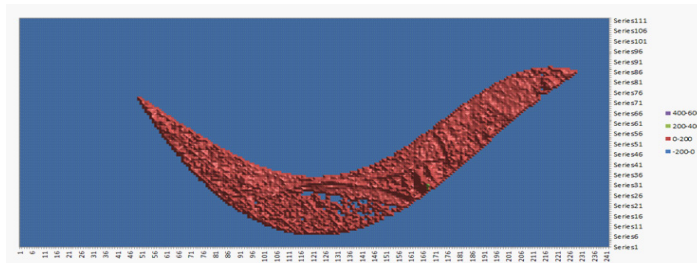


Fig. 41

Mapa T2 plotado en un diagrama de niveles de Microsoft Excel. Esto sirve para comprobar cualitativamente el daño.

4.3 VALORACIÓN DEL ALGORITMO MEDIANTE MUESTRAS DE ARTROSCOPIA

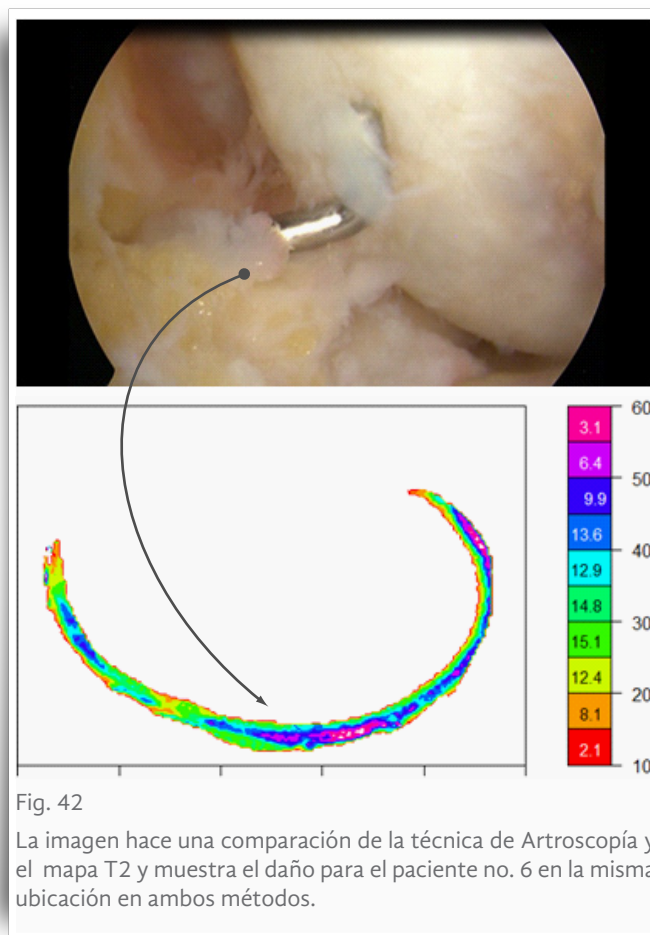
Del estudio de los 18 pacientes, se comparó en 6 de ellos el daño hallado por artroscopía. La artroscopía es un método invasivo, requiere de preparación quirúrgica y de una recuperación relativamente larga posterior al procedimiento.

Dado que en la actualidad no existe método alguno para la comparación cuantitativa del daño, se eligió éste último para compararse con la técnica propuesta ya que nos aporta la información espacial del daño. Dentro del Hospital Ángeles Lomas los médicos expertos en la materia son capaces de comprobar que los mapas de relajación dan exactamente la misma información espacial del daño que la artroscopía, y por tanto dan validez a la cuantificación mediante mapas de relajación.

En la figura 42 se muestra una imagen de una artroscopía aunado a un mapa de relajación. Ambos pertenecen al mismo paciente (no. 6) y muestran el daño y su localización. El mapa muestra en la región central y lateral derecha del corte sagital, valores elevados de T2. Dado que este se puede traducir en daño en el cartílago, se realizó la valoración del método por el estándar de oro para observar el daño en el cartílago. Las muestras de artroscopía (cortesía del Dr. Carlos Oliva) fueron analizadas por una radióloga experta (Dra. Beatríz Elías Pérez).

Se encontró una relación estrecha en el mapas y las artroscopía. Éste procedimiento se realizó para 6 pacientes a los que se les valoró con ambos exámenes. Con lo cual se dio validez cualitativa al método descrito.

El anexo 3 muestra imágenes de artroscopía de los pacientes no.3, no.7 y no. 15.



4.4 DISCUSIÓN

La velocidad del decaimiento monoexponencial del parámetro T2 es influenciado por la presencia de moléculas de agua libre, que provocan que la pérdida de magnetización transversal sea lenta. El mapa T2 es un instrumento usado para medir el contenido de agua en el cartílago³⁸, puesto que existe una estrecha relación entre la relajación T2 y agua libre. Dentro de un cartílago sano la matriz de colágeno retiene protones del agua, por lo que la intensidad de señal en las imágenes ponderadas en T2 es baja. En las primeras etapas de la OA, la matriz tiene indicadores de alteraciones y se vuelve permeable al agua, lo que provoca el aumento de los tiempos de relajación T2⁴⁰. La elaboración de un mapa de T2 posibilita la evaluación indirecta de la cantidad y la orientación del colágeno, que son indicadores importantes en el daño en el tejido del cartílago³⁹.

Con las afirmaciones previas, el parámetro T2 fue utilizado para calcular el daño existente en el cartílago articular de la rodilla. Ayudando al diagnóstico acertado del cartílago articular de la rodilla y las modificaciones que presenta la matriz de colágeno en determinadas patologías asociadas a este cartílago. Los estudios previamente realizados han demostrado que la sensibilidad de los mapas T2 para revelar cambios en el contenido y la orientación del colágeno ha sido validada tanto *in vitro*^{43,45} como *in vivo*^{40,46,47}.

Estudios similares realizados últimamente han evidenciado que los tiempos T2 pueden estar ligados al contenido de proteoglicanos de los cartílagos^{37,48-50}. Pero sin enfocarse en la bioquímica, la construcción del mapa de T2 ha confirmado ser rentable en muchos estudios clínicos. Algunos ejemplos: se ha utilizado para rastrear la calidad del cartílago en las caderas de pacientes con displasia congénita de la cadera, en la rodilla después de la reconstrucción del LCA, y en el tobillo después de la cirugía de reparación del cartílago⁵¹.

Una de las limitaciones es el uso de un equipo comercial de 3T incrementa la relación señal-ruido permitiendo mejor resolución espacial. Sin embargo hasta el año 2003 no existían muchos resonadores a 3T y los hospitales que ofrecen el servicio de imagen por resonancia trabajan a 1.5T. Es sugerencia del autor realizar los mapas en los equipos comerciales disponibles, así mismo con las antenas comerciales. El cálculo del parámetro T2 no deberá variar de un equipo a otro si se realizará la medición para un mismo paciente.

Los datos obtenidos aprobaron las cuestiones relacionadas con el cartílago al iniciar el estudio. Es viable cuantificar el daño en el cartílago de la rodilla mediante los mapas de relajación del parámetro T2. Mostraron significativa relación cualitativa mediante los estudios simultáneos de artroscopía, identificando tejido dañado en ambos métodos y aportando un valor clínico al diagnóstico por imagen.

Se sugiere asegurar la precisión y la sensibilidad al cambio, mediante maniqués. Utilizar tejidos intrínsecos de referencia e incluso la cuantificación de cartílago dañado a sujetos sanos. Se debe recordar que no existe un estándar de oro para realizar la cuantificación del daño en el cartílago, pero se pueden comparar cualitativamente e incluso realizar una comparación mediante un análisis estadístico. Se sugiere una comparación con otros instrumentos de evaluación del cartílago. Será de importante adaptar la adquisición de los porcentajes encontrados mediante éste método a una pregunta clínica.

Aunque las imágenes adquiridas ponderadas en T2 permiten diferenciar el cartílago, en las zonas profundas suele confundirse con hueso subcondral, será labor del radiólogo segmentar el cartílago para no inducir errores en el cálculo del cómputo realizado.

Se sugieren un estudios de correlación entre el porcentaje de daño en el cartílago articular de la rodilla y patologías condrales. Podrá resultar interesante asociar el porcentaje de los incrementos de los valores de los tiempos T2 en una valoración clínica objetiva, traduciéndose esta herramienta en un factor para una decisión acertada de una condropatía.

Para la realización de un mapa T2 es necesaria la formación de imágenes con secuencias de *spin-eco* a diferentes tiempos de eco³⁸. Este estudio fue realizado mediante una secuencia de ecos comercial y que permite realizar el mapeo *in vivo*, sin embargo existe la posibilidad de obtener mapas mediante el ajuste manual de los tiempos de eco. Se sugiere repetir la secuencia para estudios *in vivo*, siguiendo el protocolo que se tomó para éste trabajo.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES

El empleo del algoritmo de programación pone la limitante de invalidar los ajustes de curva con un coeficiente de regresión menor a 0.5, sin embargo éste valor obtuvo un promedio mayor en todos los casos. La tendencia de éste coeficiente se mantuvo por arriba del 0.98 como se muestra en el histograma (fig 37). Es por tanto que la confiabilidad en el cómputo realizado aumenta, puesto que los ajustes de curva son muy exactos y corresponden perfectamente al decaimiento exponencial de la magnetización transversal de los vóxeles de la matriz.

La evaluación del daño del cartílago mediante el uso de IRM evitará la aplicación de un método invasivo para el diagnóstico médico del daño en el cartílago de la rodilla como lo es la artroscopía. Diversos artículos mencionan el empleo de los mapas de relajación T2 como técnica alternativa para la localización de la lesión condral en la rodilla, pero carecen de información cuantitativa del daño en la región.

La artroscopía aporta la información subjetiva sobre la magnitud del daño y sobre su ubicación en la rodilla, sin embargo en la actualidad no existe un método documentado de cuantificación y por lo tanto resulta imposible comparar numéricamente los resultados obtenidos en éste trabajo.

La cuantificación del tejido dañado para un paciente puede resultar subjetiva dependiendo del médico que realice la interpretación de los mapas. Deberán ser única y exclusivamente los médicos radiólogos expertos quienes tomen la determinación de acatar ciertos valores de T2 como tejido dañado. Sin embargo, los mapas aportan la información suficiente para cuantificar exactamente el daño de una rodilla.

Los mapas de relajación de T2 para el cálculo del porcentaje de tejido dañado en la articulación de la rodilla es un método que puede ser comprobado cualitativamente con artroscopía. Médicos expertos del Hospital Ángeles han determinado que esta última confirma al método de mapas T2 y por lo tanto la vuelve una elección viable para el diagnóstico y monitoreo de lesiones condrales.

Se propone continuar con éste estudio, ya que debido a falta de pacientes y presupuesto no se empleó un análisis más completo. Continuar con éste implicaría validar el método mediante un exámen estadístico. En el caso de que se valide se propone utilizar el método como una herramienta en el uso médico diario, puesto que el impacto sobre los diagnósticos de lesiones condrales serían más acertados y podrían detectarse a una edad temprana.

REFERENCIAS

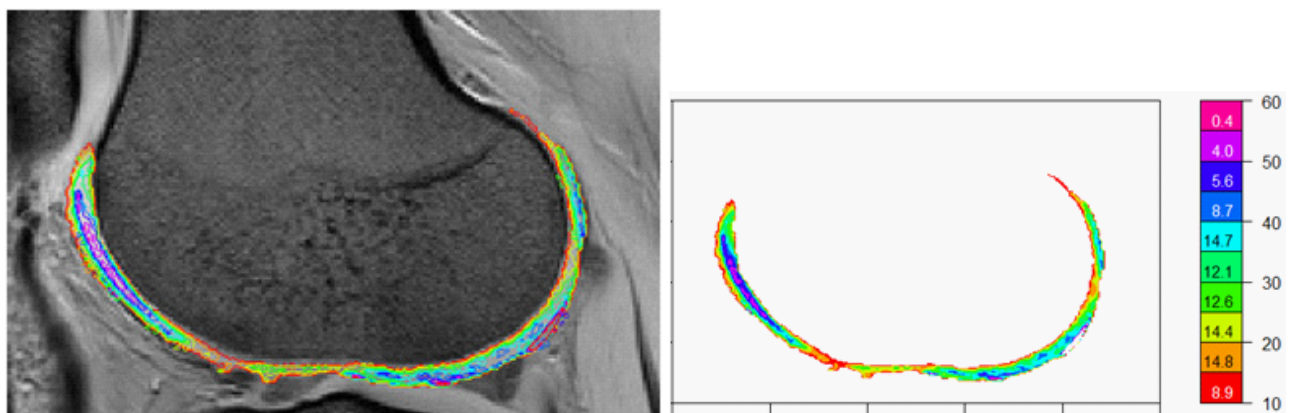
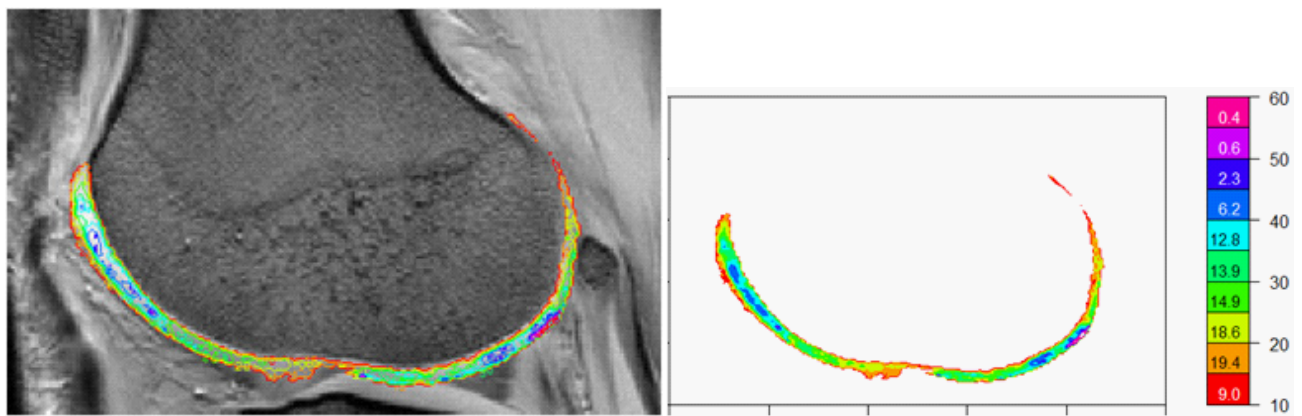
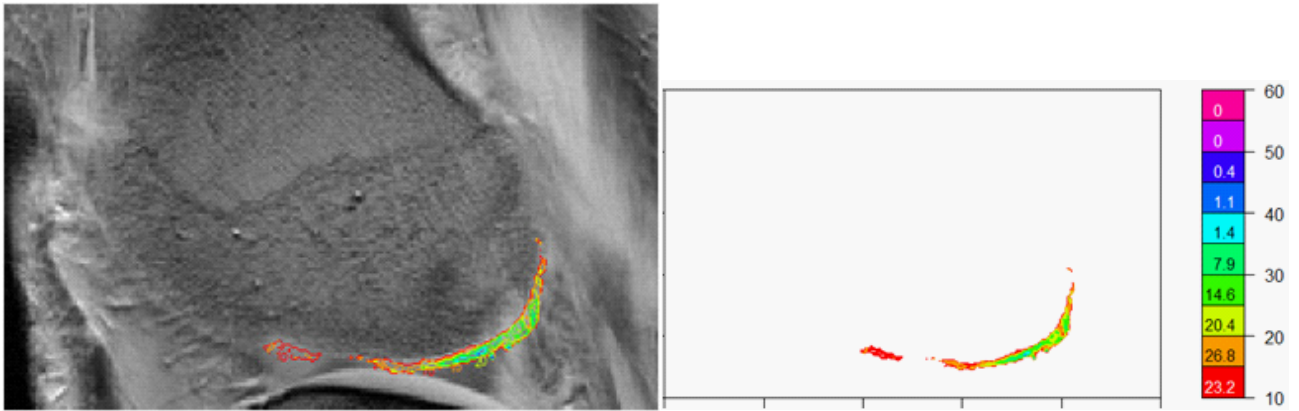
- 1 Orozco Delclós L, Soler Rich R. Artrosis y lesiones del cartílago articular tratamientos actuales y perspectivas de nuevas terapias. Extractos de los capítulos redactados para el libro "Fisioterapia del Aparato Locomotor" de E. Vilar y S. Sureda. MacGraw-Hill Interamericana.
- 2 Gonzalo Delgado P. Evaluación del cartílago articular con resonancia magnética. *Rev Chil Radiol* 2009; 15: 39-44.
- 3 Cole B, Harner C. Degenerative arthritis of the knee in active patients: evaluation and management. *J Am Acad Orthop Surg* 1999; 7: 389-402.
- 4 Pole AR. Cartilage in health and disease. En: McCarty DJ, Koopman WJ. *Arthritis and allied conditions* 12 ed. Philadelphia: Lea Febiger. 1993; 279-334.
- 5 Looner JH. A 57 year old man with osteoarthritis of the knee. *J Am Med Assoc* 2003; 289(8):1016-1025.
- 6 Lawrence JS, Bremner JM, Bier F. Osteo-arthritis. Prevalence in the population and relationship between symptoms and x-ray changes. *Ann Rheum Dis* 1966; 25(1): 1-24.
- 7 Ministerio de Salud. Guía clínica Tratamiento Médico en personas de 55 años y más con artrosis de cadera y/o rodilla, leve o moderada. Santiago, Chile: Minsal 2007.
- 8 Cardiel MH, Rojas-Serrano J. Community based study to estimate prevalence, burden of illness and help seeking behavior in rheumatic diseases in Mexico City. A COPCORD study. *Clin Exp Rheumatol* 2002; 20: 617-624.
- 9 Álvarez-Nemegyel J, Nuño-Gutiérrez B, Alcocer-Sánchez J. Enfermedades reumáticas y discapacidad laboral en población adulta rural. *Rev Med IMSS*. 2005; 43(4): 287-292.
- 10 División Técnica de Información Estadística en Salud (DTIES). Motivos de Demanda de Consulta Externa. Unidad de Investigación, Educación y Políticas de Salud. División de Prestaciones Médicas, IMSS 2007.
- 11 Altman R, Asch E, Bloch D. The American College of Rheumatology criteria for the classification and reporting of osteoarthritis of knee. *Arthritis Rheum* 1986; 29: 1039-1049.
- 12 Garcés GL, Perdomo E, Cabrera Bonilla R, Guerra A. Efectos de la anestesia sobre el resultado de radiografías forzadas en la detección de la insuficiencia del ligamento cruzado anterior. *Rev Ortop Traumatol* 1995; 9: 295-303.
- 13 Rose NE, Gold SM. A Comparison of Accuracy Between Clinical Examination and Magnetic Resonance Imaging in the Diagnosis of Meniscal and Anterior Cruciate Ligament Tears. *Arthroscopy* 1996; 12(4): 398-405.
- 14 Gelb HU, Glasgow G, Sapega AA, Torg U. Magnetic Resonance Imaging of Knee Disorders: Clinical Value and cost-Effectiveness in a Sports Medicine Practice. *Am U Sports Med* 1996; 24: 99-103.
- 15 Alvarez-López, Casanova-Morote, et al. Osteoartritis de rodilla. Parte I. *Archivo Médico de Camagüey* 2004; 8(4):125-155.
- 16 Buck Walter JA, Mankin HJ. Articular cartilage tissue designs and chondrocyte matrix interactions. *Inst Course Lect* 1998; 47: 477-486.
- 17 Patel V, Issever AS, et al. Micro CT evaluation of normal and Osteoarthritic bone structure in human knee specimens. *J Orthopedic Research* 2003; 21(1): 88-95.
- 18 Sotelo CH. Lesiones Osteocondrales. Bolivia, Centro de Rodilla Niño Jesús 2003.
- 19 Sélér K, Soller E, et al. Articular cartilage defect in 1000 knee arthroscopies. *Arthroscopy* 2002; 18(7): 730-734.
- 20 López-Urbe RA, Gamarra A, et al. Cicatrización de las lesiones del cartílago articular. Efecto de la glucosalina. *Rev Colomb Orto y Traum* 1997; 11(2): 37-51.
- 21 Ugarte JC, Hernández MA, et al. Condromalacia de la Rodilla, tomografía computarizada en espiral versus resonancia magnética nuclear. *Rev Cubana Reumat* 2000; 2(2): 13-16.
- 22 Shasha V, Krwulaks, Backstein D, et al. Long-term fallow up of fresh tibialostochondral allografts for faller tibial plateau fractures. *J BoneJointSurg Am* 2003; 85: 33-39.
- 23 Reyes G, Guilber M, Hernández A. La artroscopia quirúrgica como medida de intervención terapéutica en la osteoartritis de la rodilla. *Rev Cubana Reumat* 2001; 3 (1) 47-57.
- 24 Reyes G, Guilber M, Hernández A. Usos, Inconvenientes y abusos de la Artroscopia en Reumatología. *Rev Cubana Reumt* 2000; 11(2): 1-3.
- 25 Haacke EM, Brown R, et al. *Magnetic Resonance Imaging. Physical Principles and Sequence Design* 2 Ed. 1999. Wiley-Liss.
- 26 Brown MA, Semelka RC. *MRI: basic principles and applications*. 3Ed. 2003. Hoboken: John Wiley & Sons.
- 27 Westbrook C. *MRI at a glance*. 1 Ed. 2002. Malden: Blackwell Science Ltd.

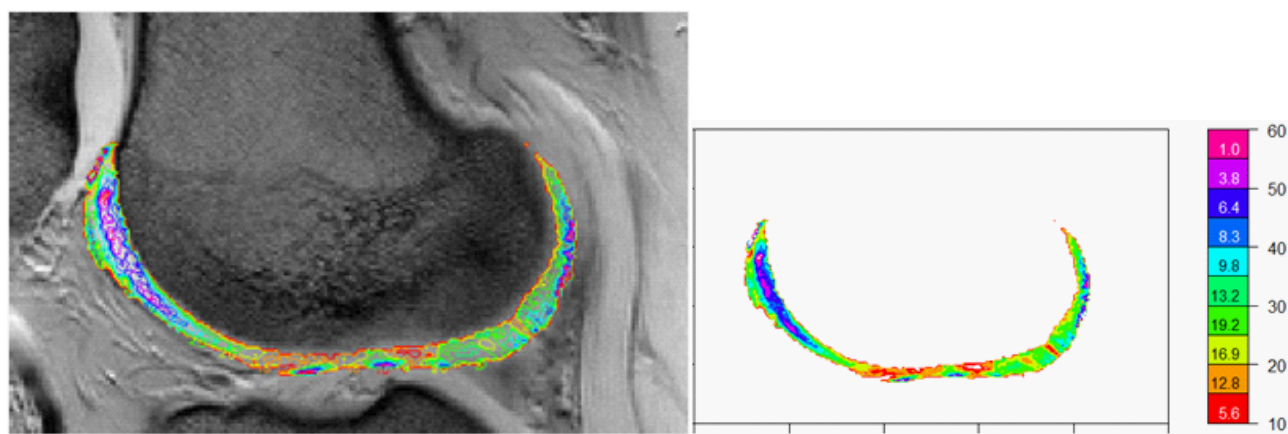
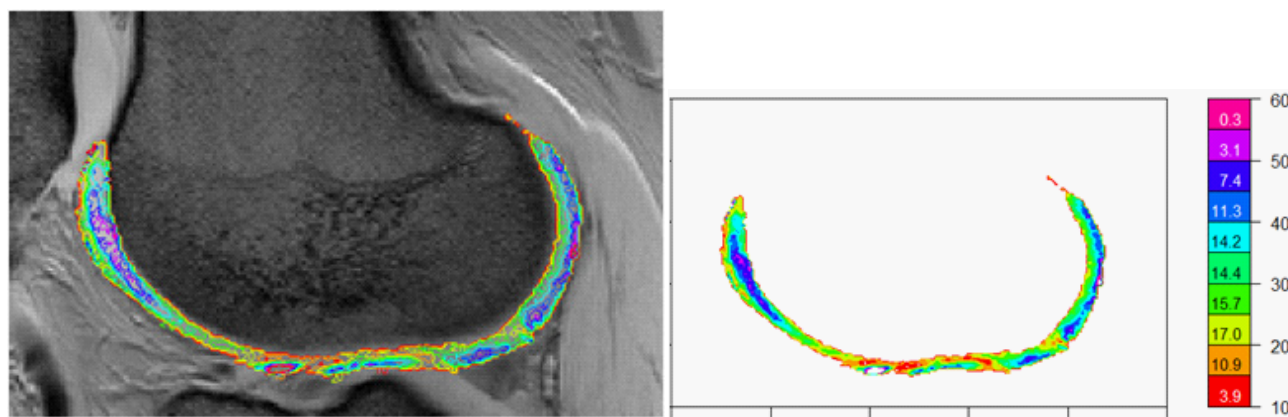
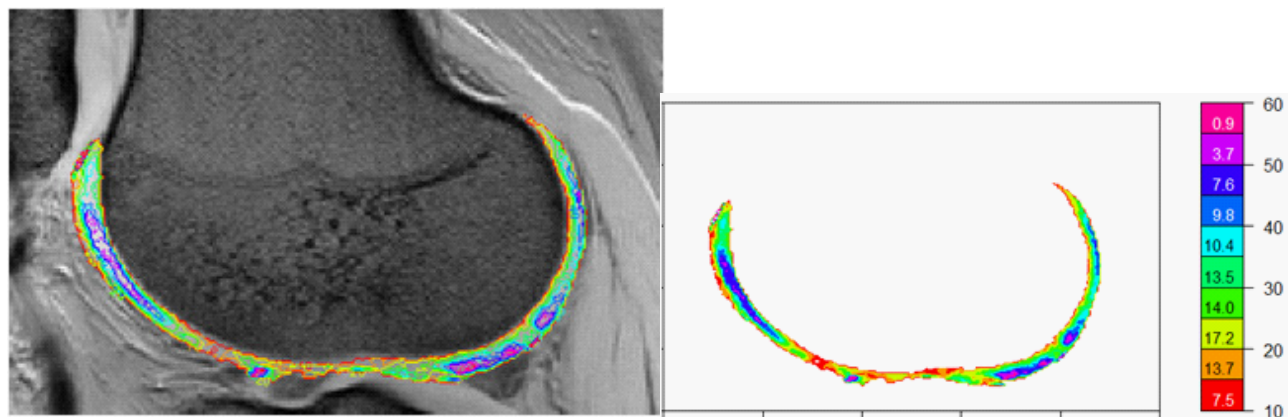
- 28 García-Elias M, Lluch AL, Stanley JK. Three-ligament tenodesis for the treatment of scapholunate dissociation: indications and surgical technique. *J Hand Surg Am* 2006; 31:125-134.
- 29 Gardner-Gray, O'Rahilly R. Anatomía. México: Interamericana 5 Ed. McGraw-Hill.
- 30 Gálvez M, Farías M, Asahi T, Bravo E. Cálculo de tiempos T1 y T2 in vitro. *Rev Chilena Radiología* 2005. 3 (11): 109-115.
- 31 Wendell A. Basic Principles of magnetic resonance imaging. *Neurosurg Clin N Am* 2005; 16: 164.
- 32 Bhavya S, Stephan W. Quantitative MR Imaging: Physical Principles and Sequence Design in Abdominal Imaging. *RadioGraph* 2011; 31:867-880.
- 33 Arthrography 1 Ed, University of Rochester Medical Center.
- 34 Feydy A, Pluot E, Guerini H, Drape JL. Osteoarthritis of the wrist and hand, and spine. *Radiol Clin North Am* 2009; 47:723-759.
- 35 Weiss KE, Rodner CM. Osteoarthritis of the wrist. *J Hand Surg Am* 2007; 32:725-746.
- 36 Gold GE, Beaulieu CF. Future of MR imaging of articular cartilage. *Semin Musculoskelet Radiol* 2001; 5:313-327.
- 37 Blumenkrantz G, Majumdar S. Quantitative magnetic resonance imaging of articular cartilage in osteoarthritis. *Eur Cell Mater* 2007; 13:76-86.
- 38 Mosher TJ, Dardzinski BJ. Cartilage MRI T2 relaxation time mapping: overview and applications. *Semin Musculoskelet Radiol* 2004;8:355-68.
- 39 David-Vaudey E, Ghosh S, Ries M, et al. T2 relaxation time measurements in osteoarthritis. *Magn Reson Imaging* 2004;22:673-82.
- 40 Dardzinski BJ, Mosher TJ, Li S, et al. Spatial variation of T2 in human articular cartilage. *Radiology* 1997;205:546-50.
- 41 Lammentausta E, Kiviranta P. T2 relaxation time and delayed gadolinium-enhanced MRI of 29 cartilage (dGEMRIC) of human patellar cartilage at 1.5 T and 9.4 T: Relationships with tissue mechanical properties. *J Orthop Res* 2006; 24:366-374.
- 42 Mosher TJ, Dardzinski BJ, Smith MB. Human articular cartilage: influence of aging and early symptomatic degeneration on the spatial variation of T2-- preliminary findings at 3 T. *Radiology* 2000; 214:259-266.
- 43 Dunn TC, Lu Y, Jin H, Ries MD, Majumdar S. T2 relaxation time of cartilage at MR imaging: comparison with severity of knee osteoarthritis. *Radiology* 2004; 232:592-598.
- 44 Quaia E, Toffanin R, Guglielmi G, 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* 2008;37:511-7.
- 45 Nissi MJ, Töyräs J, Laasanen MS, et al. Proteoglycan and collagen sensitive MRI evaluation of normal and degenerated articular cartilage. *J Orthop Res* 2004;22:557-64.
- 46 Yao W, Qu N, Lu Z, et al. The application of T1 and T2 relaxation time and magnetization transfer ratios to the early diagnosis of patellar cartilage osteoarthritis. *Skeletal Radiol* 2009;38:1055-62.
- 47 Smith HE, Mosher TJ, Dardzinski BJ, et al. Spatial variation in cartilage T2 of the knee. *J Magn Reson Imaging* 2001;14:50-5.
- 48 Keenan KE, Besier TF, Pauly JM, et al. Prediction of glycosaminoglycan content in human cartilage by age, T1p and T2 MRI. *Osteoarthritis Cartilage* 2011;19:171-9.
- 49 Nishioka H, Hirose J, Nakamura E, et al. T1p and T2 mapping reveal the in vivo extracellular matrix of articular cartilage. *J Magn Reson Imaging* 2012;35:147-55.
- 50 Wong CS, Yan CH, Gong NJ, et al. Imaging biomarker with T1p and T2 mappings in osteoarthritis - in vivo human articular cartilage study. *Eur J Radiol* 2013;82:647-50.
- 51 Quirbach S, Trattng S, Marlovits S, et al. Initial results of in vivo high-resolution morphological and biochemical cartilage imaging of patients after matrix-associated autologous chondrocyte transplantation (MACT) of the ankle. *Skeletal Radiol* 2009;38:751-60.
- 52 A. A. O. Carneiro, G. R. Vilela. MRI Relaxometry: Methods and Applications. *Braz Jour Phys* 2006; 36: 9-15.
- 53 Bevington P. Data Reduction and Error Analysis for the Physical Sciences, 3 Ed. Mc Graw Hill.

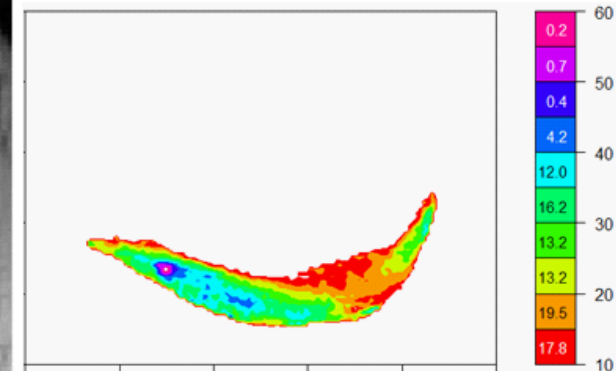
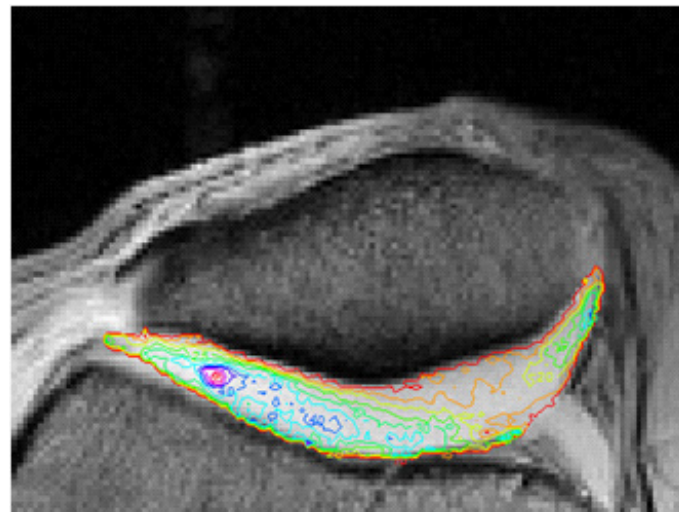
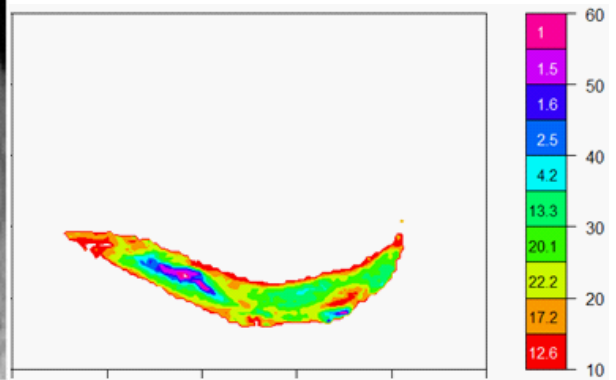
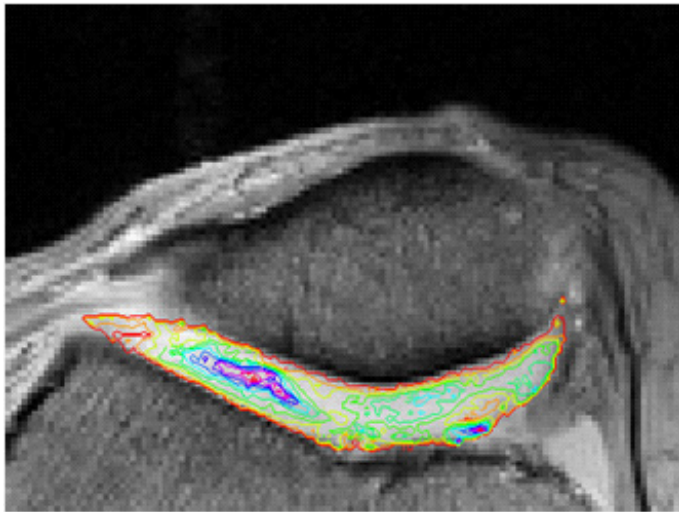
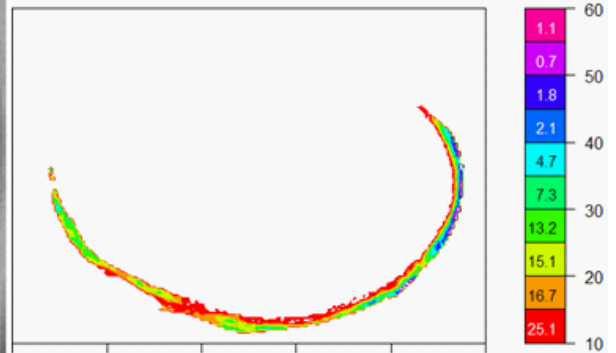
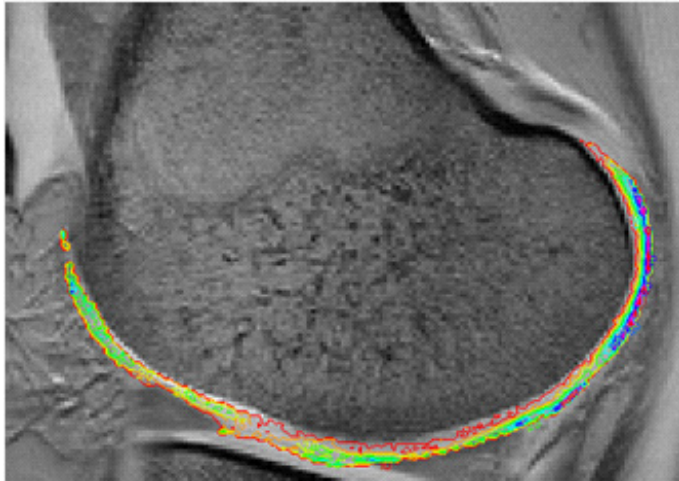
ANEXOS

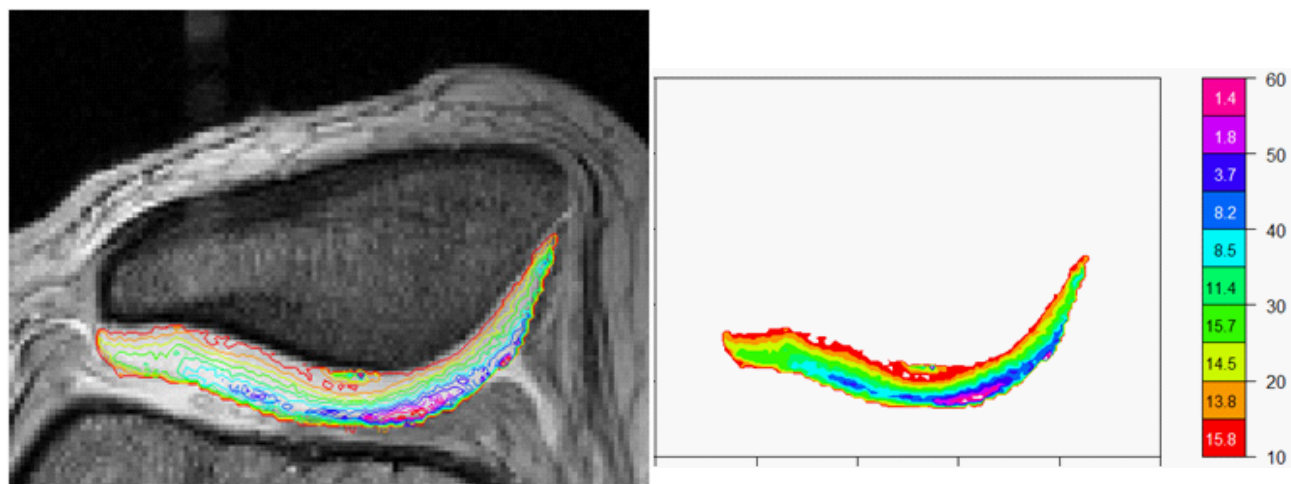
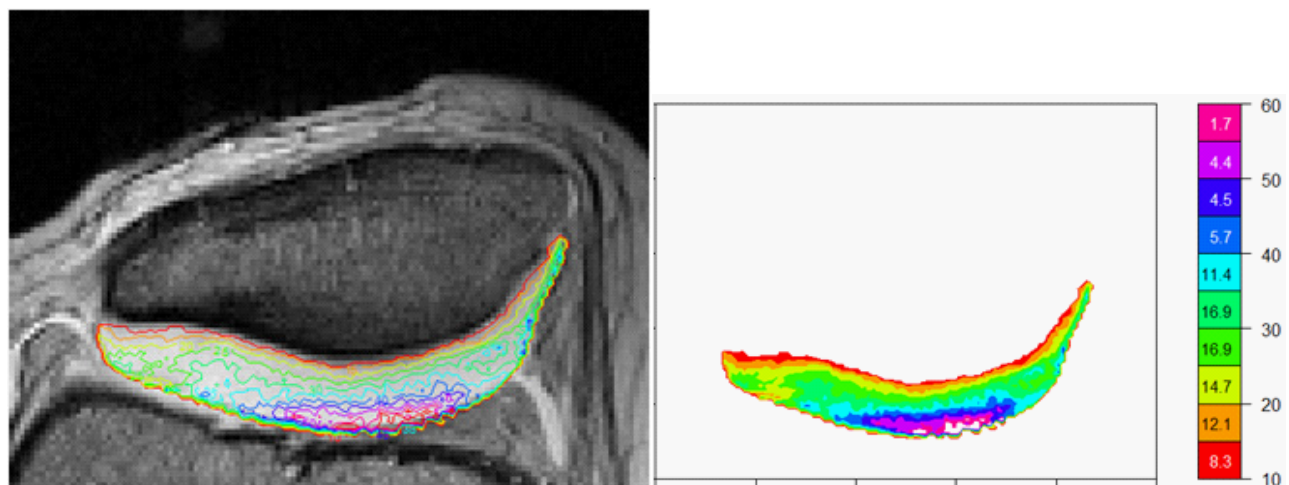
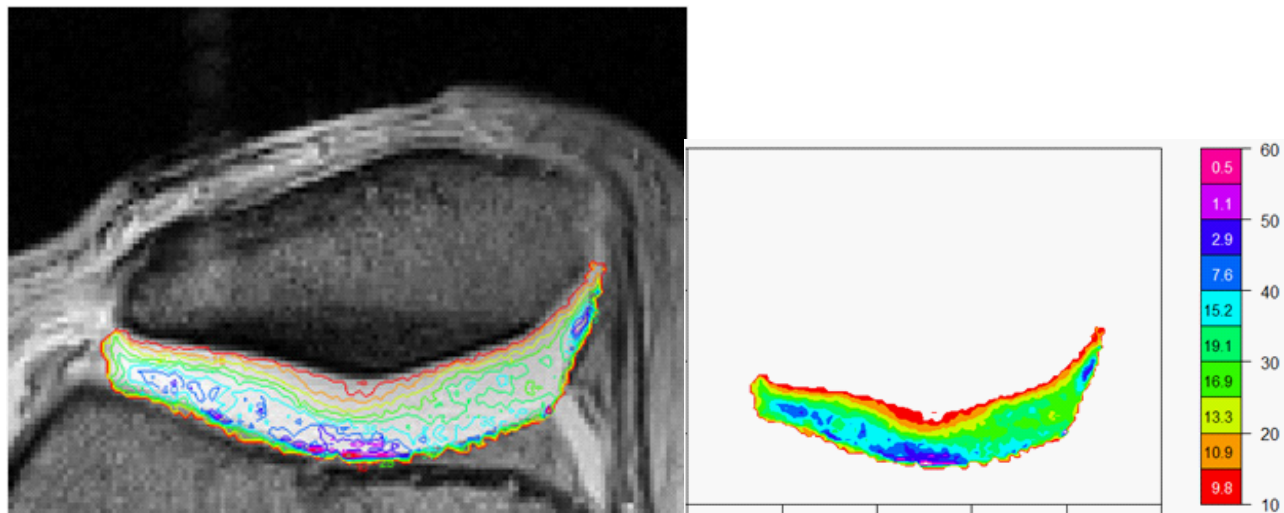
ANEXO 1:

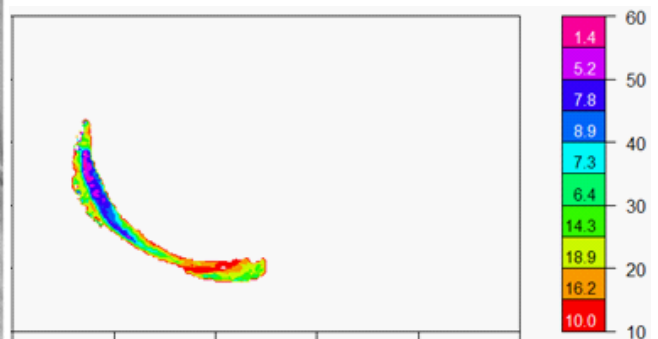
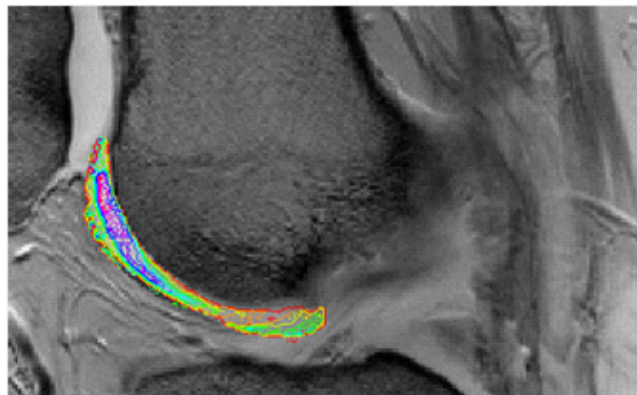
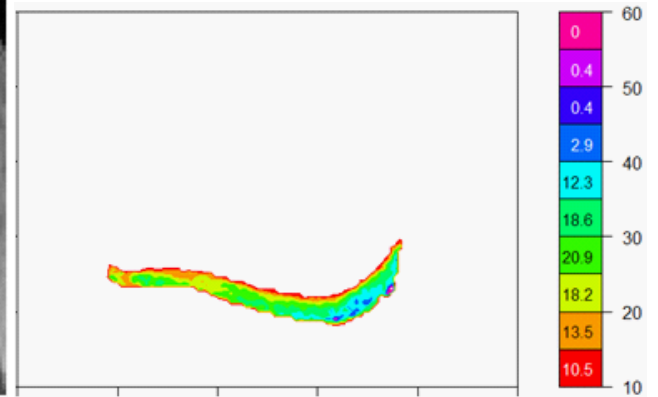
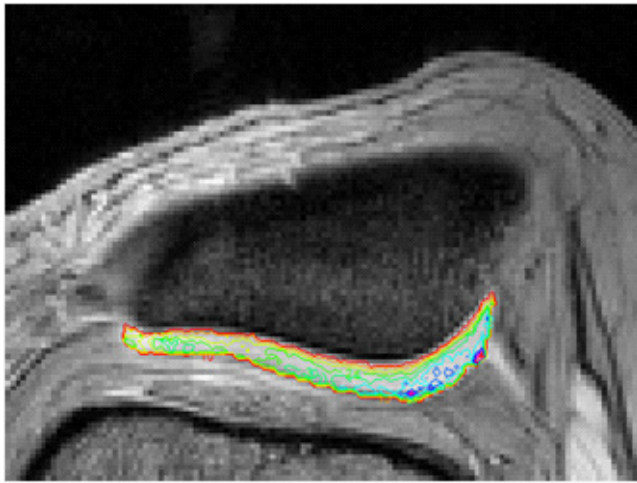
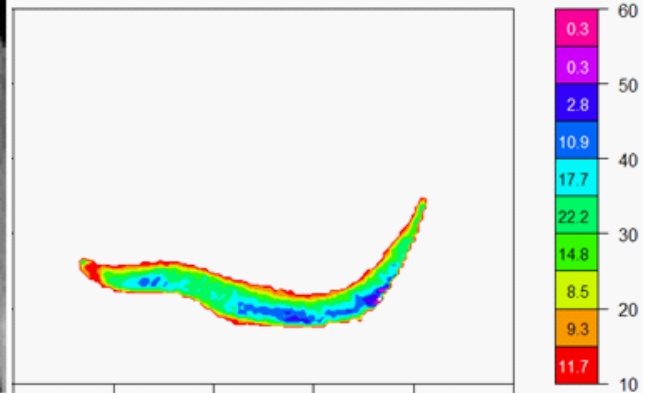
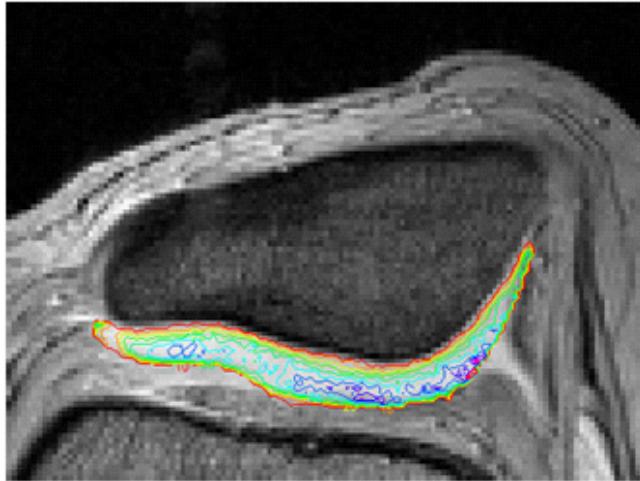
Estudio completo de la cuantificación del daño mediante los mapas de relajación del paciente no. 6.

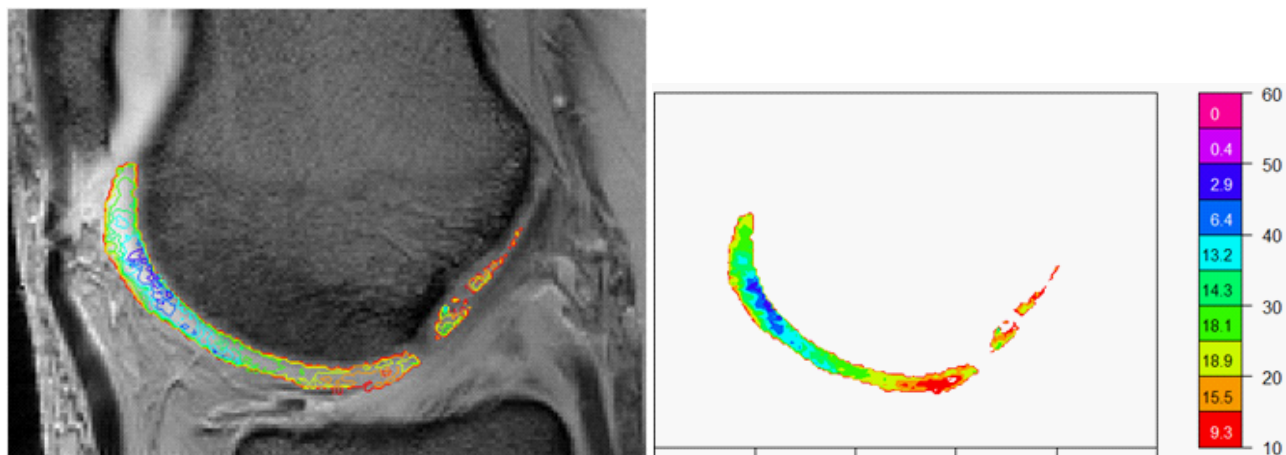
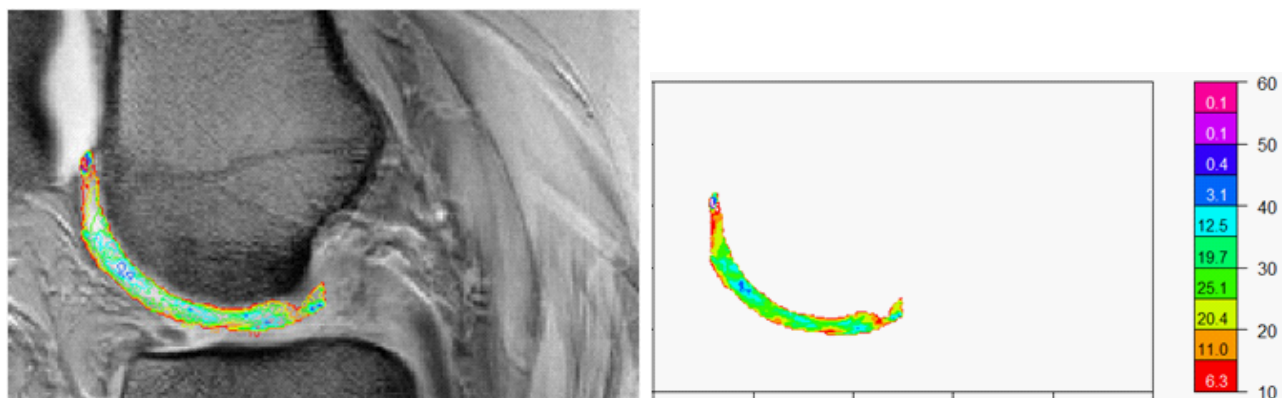
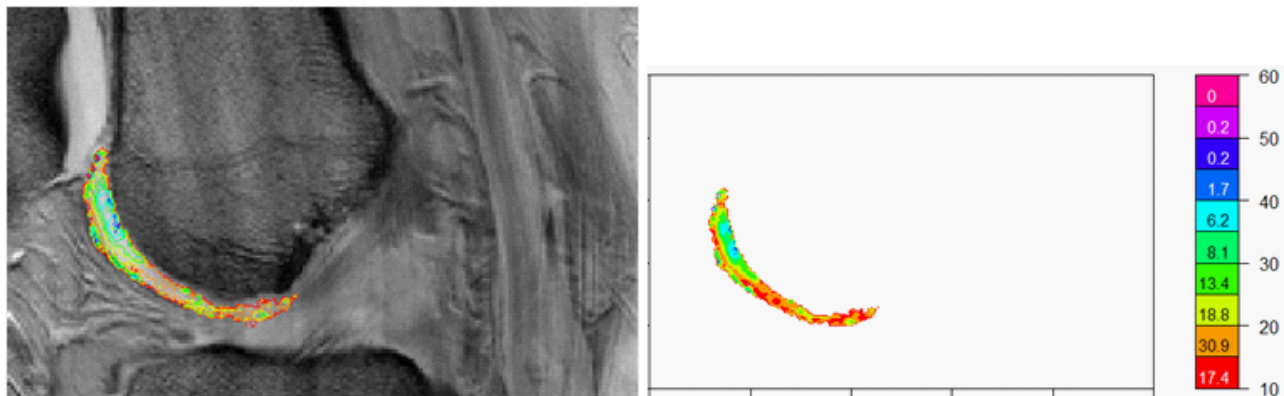


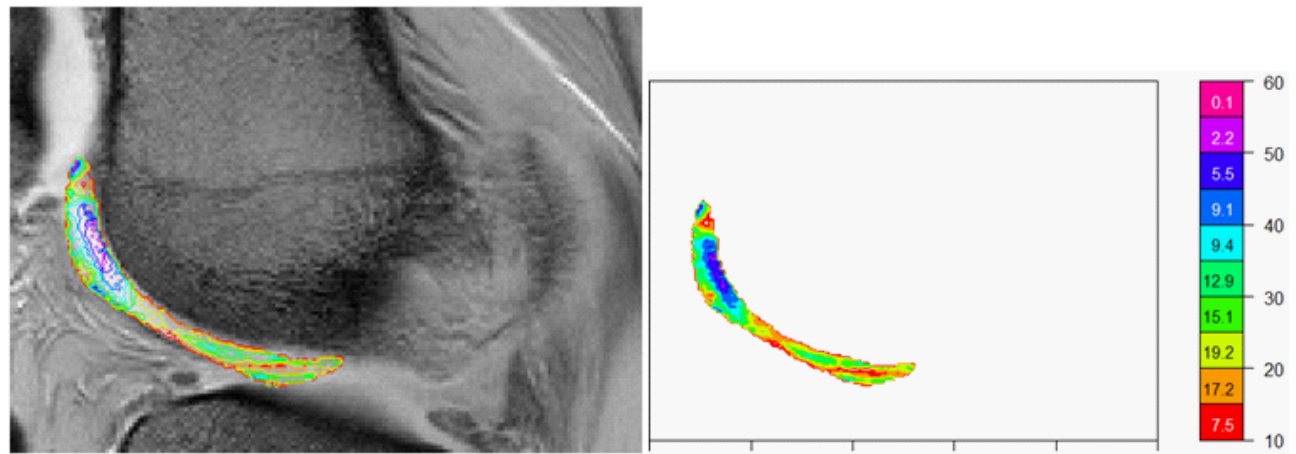
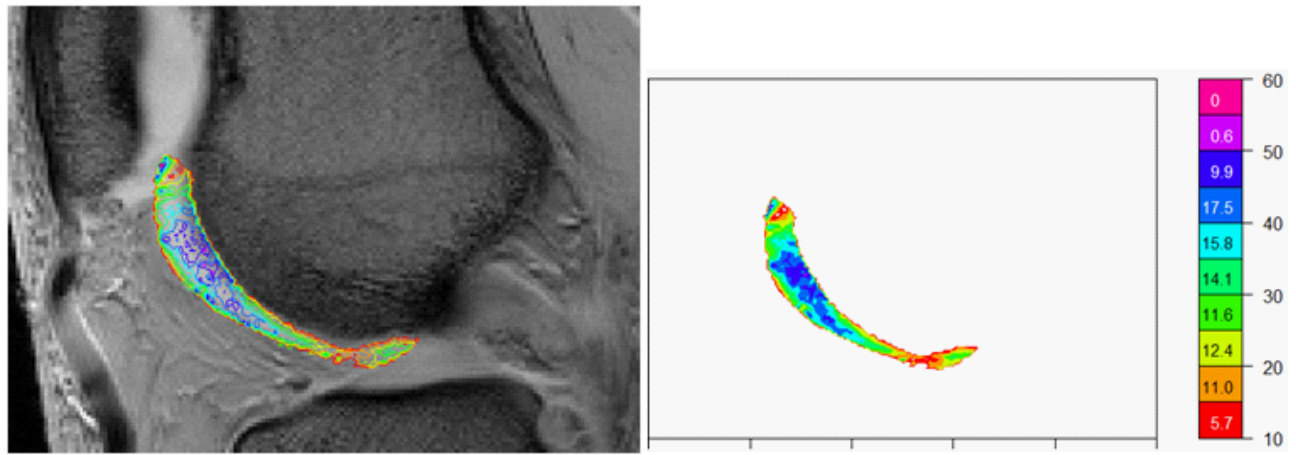
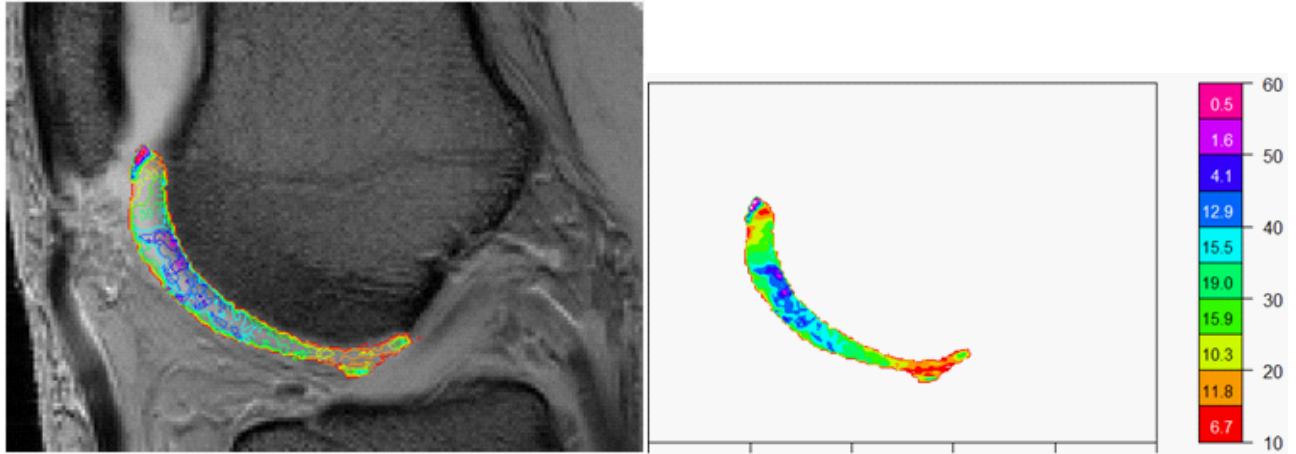


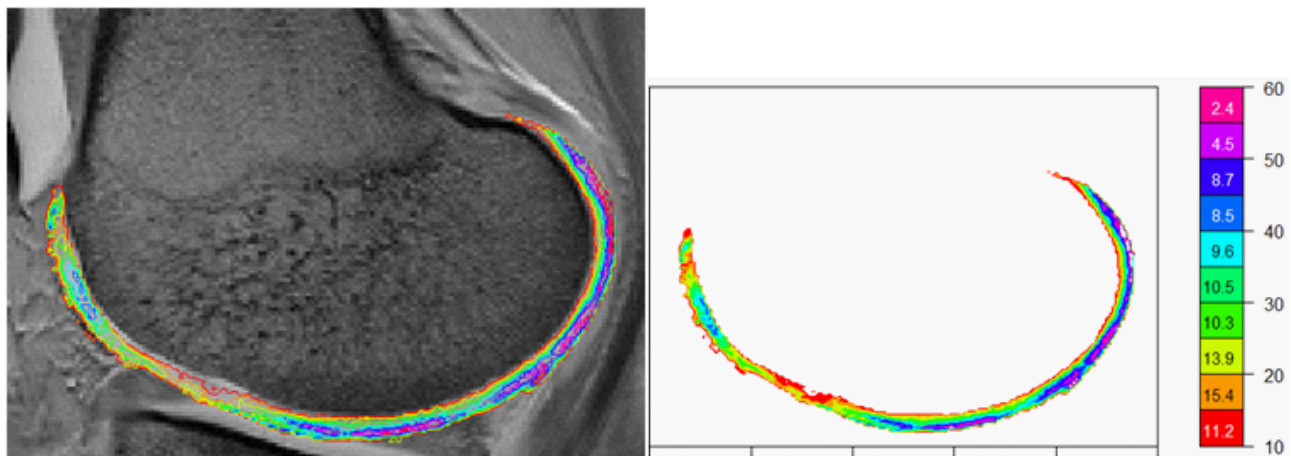
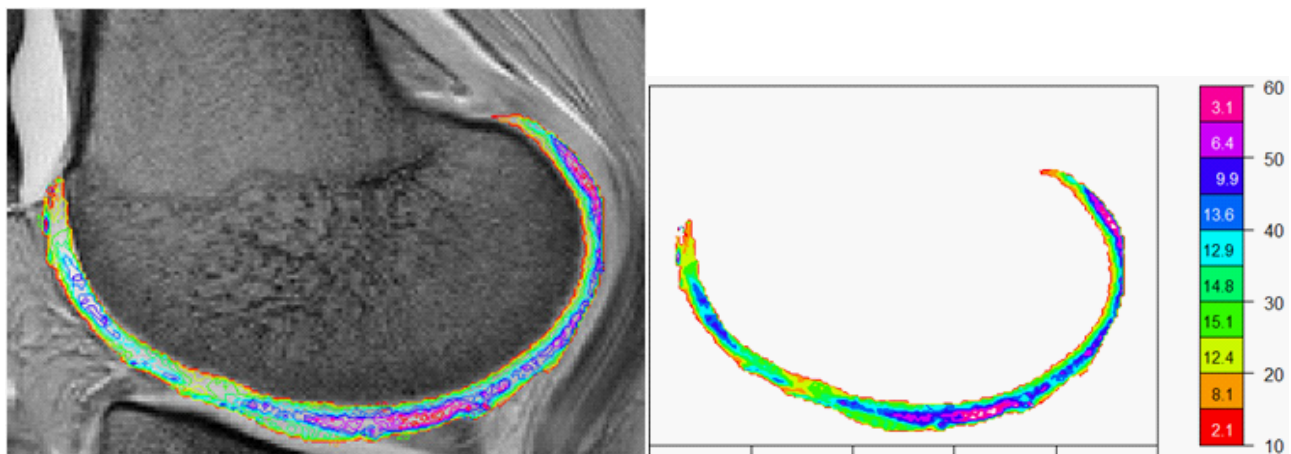
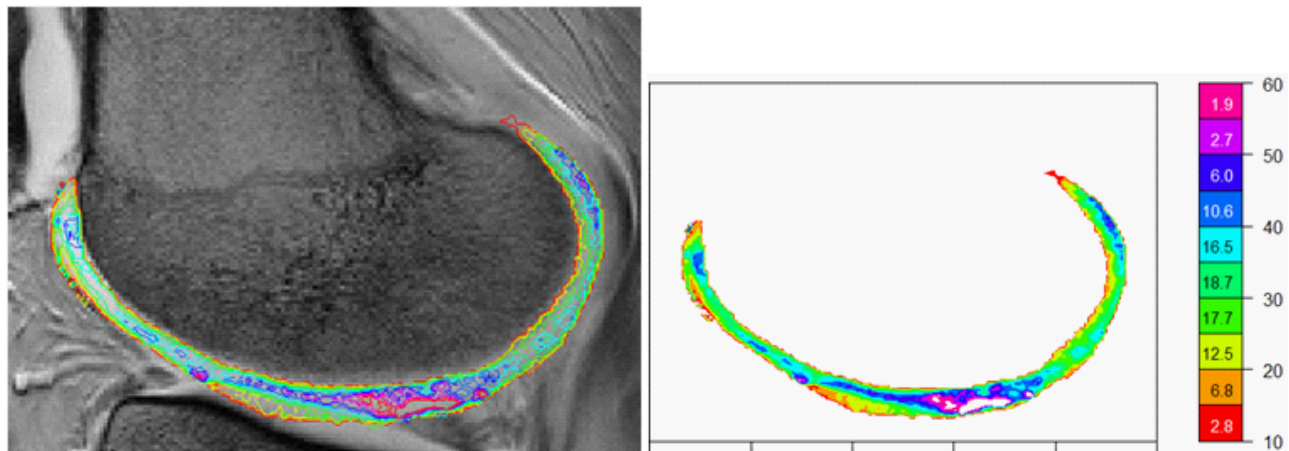






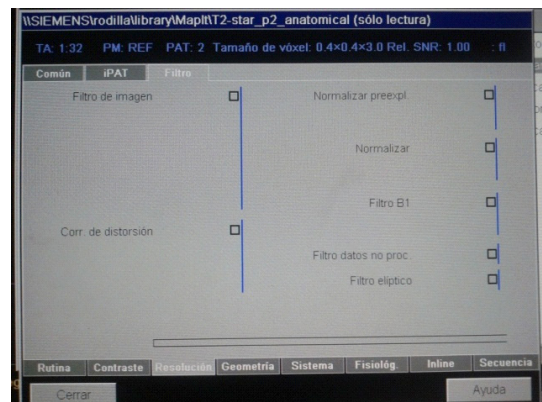
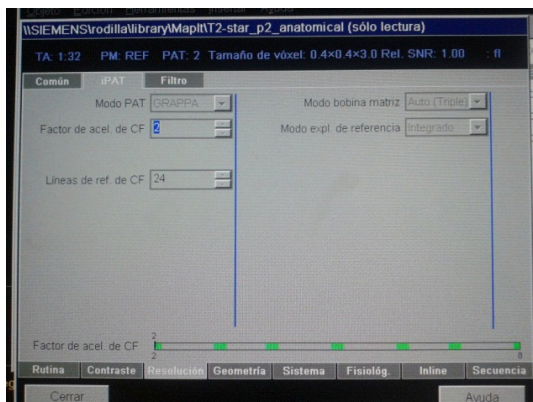
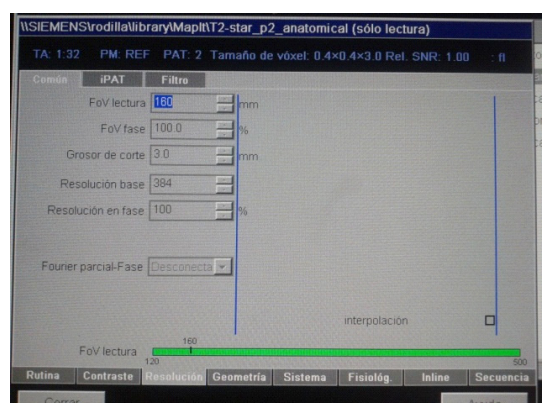
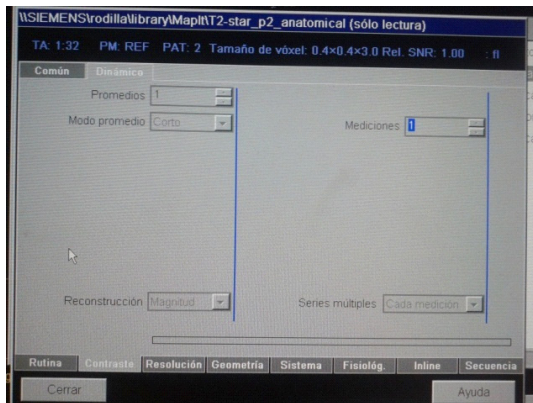
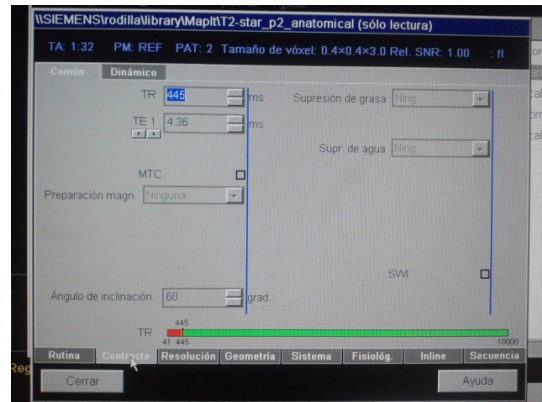
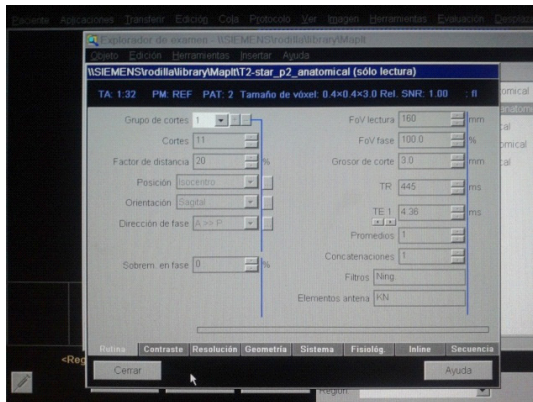


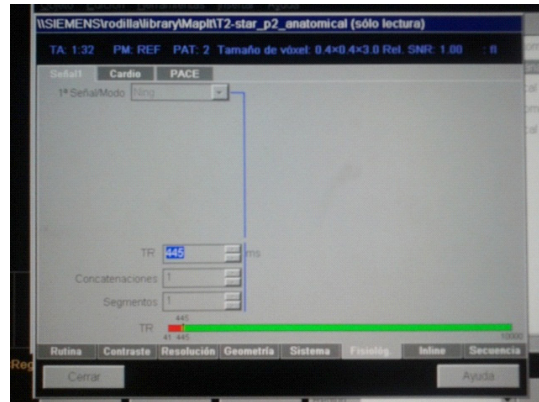
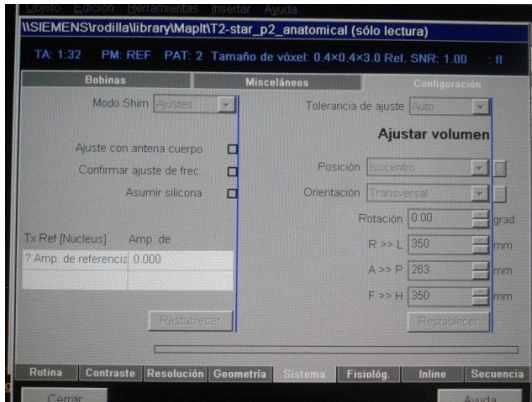
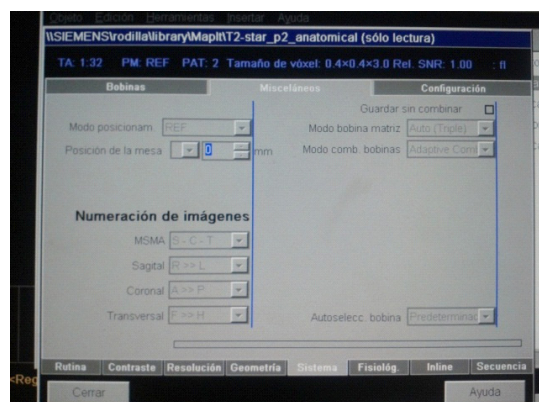
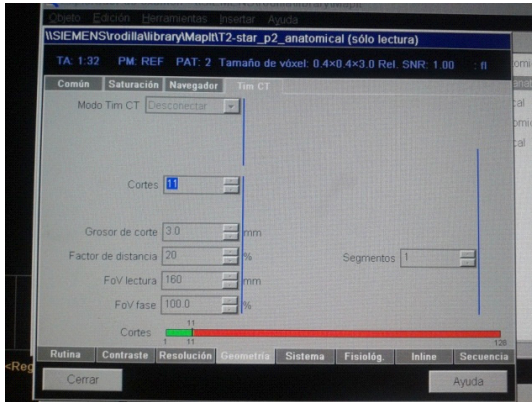
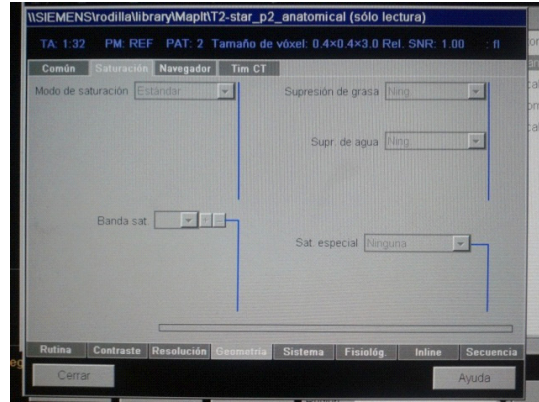
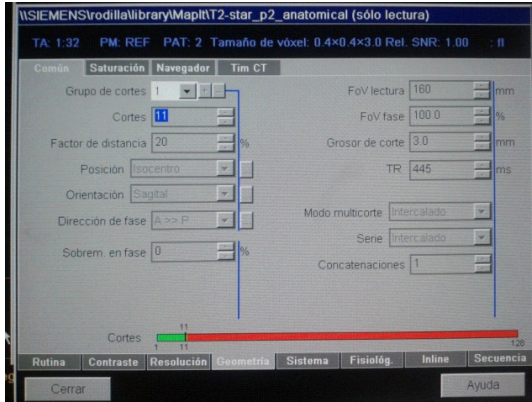


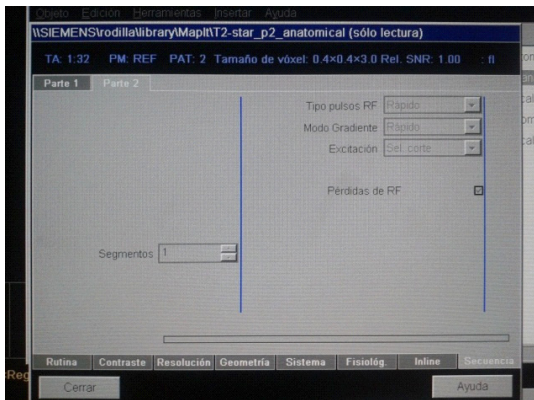
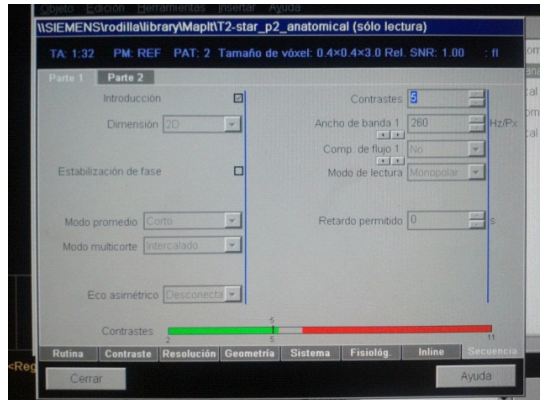
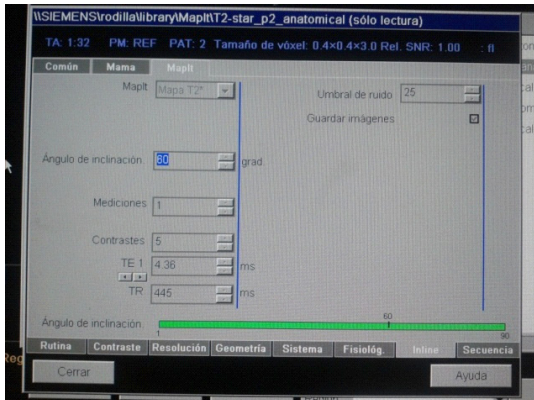
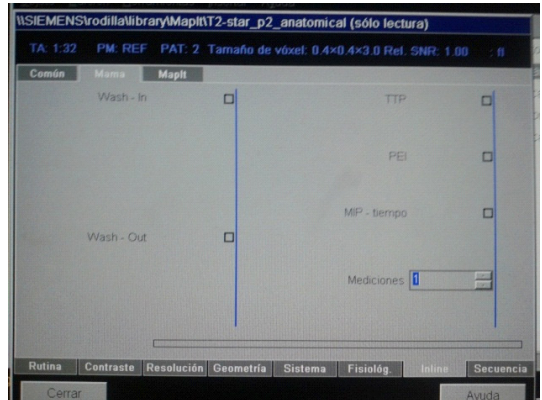
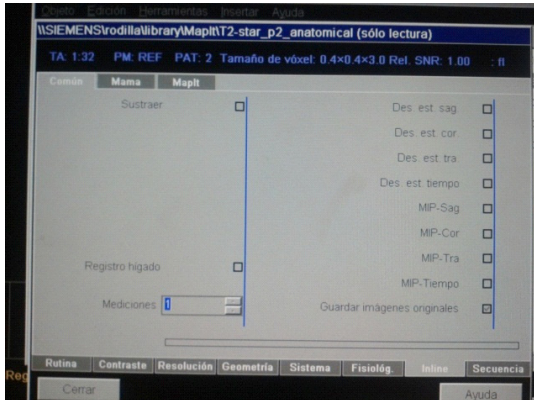
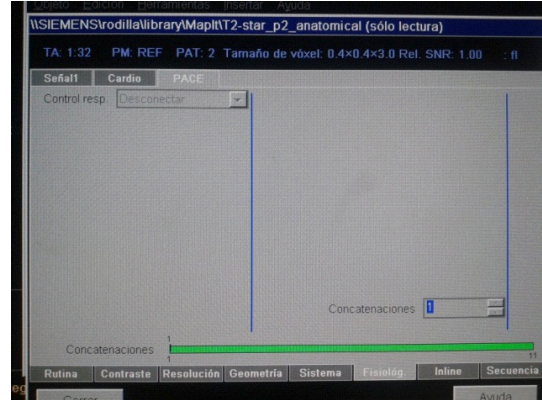
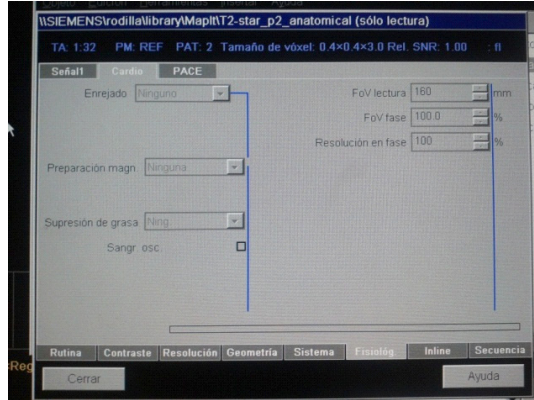


ANEXO 2:

Capturas de pantalla de la secuencia utilizada.







ANEXO 3:

Artroscopías de los pacientes 3, 7 y 15 respectivamente.

