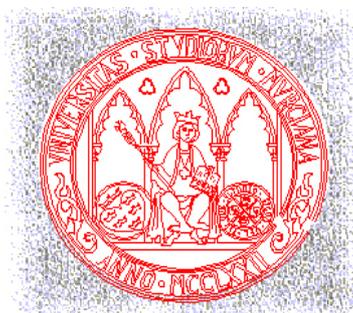


UNIVERSIDAD DE MURCIA

FACULTAD DE VETERINARIA

DEPARTAMENTO DE MEDICINA Y CIRUGIA ANIMAL



“Diagnóstico por imagen de la articulación de la rodilla en la especie canina”

Tesis Doctoral

Dña. Marta Soler Laguía

Murcia, 2003

A mi familia

A Jose Luis

AGRADECIMIENTOS

AGRADECIMIENTOS

A los directores de esta tesis, los doctores Amalia Agut, José Murciano y Rafael Latorre, por la paciencia, la atención que me han prestado, y la confianza depositada en mí para hacer de este proyecto una realidad.

A los integrantes del Servicio de Anestesia del Hospital Clínico Veterinario de la Universidad de Murcia, Francisco Laredo, Eliseo Belda y Mayte Escobar, por su ayuda en las anestias y sedaciones de los animales.

Al profesor Francisco Gil, por su colaboración en la obtención de las secciones anatómicas y de las posteriores imágenes.

Al profesor Jorge Roca, por su inestimable ayuda en el procesamiento estadístico de esta tesis.

Al profesor Gregorio Ramírez, por todo el tiempo y ayuda que me prestó en la realización y diseño de las imágenes de las secciones anatómicas que aparecen en este estudio.

A Juana Dolores Carrillo, con la que siempre pude contar, y porque gracias a su entusiasmo y su sonrisa, todo resultaba más fácil.

A Joaquín Paredes y Carlos de Jodar, por su ayuda incondicional con los animales y con mis eternas dudas en el mundo de la informática.

Al Dr. Manuel Querol y al Hospital Virgen de la Caridad de Cartagena, por permitir el uso de su equipo de resonancia magnética y por su asesoramiento en la captación de las imágenes.

Al profesor Fernando Tecles por el procesamiento de las muestras de líquido sinovial.

Al resto de compañeros del Departamento de Medicina y Cirugía Animal, que de una forma u otra me aconsejaron y ayudaron durante el desarrollo de esta tesis.

A mis padres y hermana, que con su comprensión y esfuerzo han hecho posible que este trabajo sea hoy una realidad.

A Jose Luis, por aguantar mis cambios de humor durante estos años, por su cariño, su paciencia y por ayudarme a encontrar siempre la “otra” salida.

A todos ellos, muchas gracias.

INDICE

INDICE

1. INTRODUCCION.....	1
2. REVISION BIBLIOGRAFICA.....	5
2.1. ANATOMIA DE LA ARTICULACION DE LA RODILLA EN EL PERRO.....	7
2.1.1. ARTICULACIÓN FEMOROTIBIAL.....	7
2.1.1.1. Meniscos.....	7
2.1.1.2. Cápsula articular.....	8
2.1.1.3. Ligamentos cruzados y colaterales.....	9
2.1.2. ARTICULACION FEMORORROTULIANA.....	10
2.2. ESTUDIO DEL LIQUIDO SINOVIAL EN LA ESPECIE CANINA.....	11
2.2.1. EXAMEN FISICO.....	12
2.2.2. EXAMEN QUIMICO.....	13
2.2.3. EXAMEN CITOLOGICO.....	14
2.3. ESTUDIO ARTROGRAFICO.....	15
2.3.1. MEDIOS DE CONTRASTE EN ARTROGRAFIA.....	15
2.3.1.1. Generalidades.....	15
2.3.1.2. Clasificación.....	16
2.3.1.3. Características.....	16
2.3.1.4. Efectos secundarios a nivel de la articulación.....	18
2.3.2. ARTROGRAFIA.....	20
2.3.2.1. Indicaciones y contraindicaciones.....	20
2.3.2.2. Técnica.....	21
2.3.2.3. Estructuras que se visualizan en la imagen artrográfica de la rodilla...	23
2.4. ESTUDIO ECOGRAFICO.....	23
2.4.1. PRINCIPIOS FISICOS DE LOS ULTRASONIDOS.....	24
2.4.1.1. Consideraciones generales.....	24
2.4.1.2. Artefactos.....	25
2.4.2. TECNICA DE LA ECOGRAFIA EN LA RODILLA CANINA.....	27
2.5. ESTUDIO DE LA IMAGEN POR RESONANCIA MAGNETICA (IRM).....	29
2.5.1. BASES FISICAS DE LA IRM.....	30
2.5.2. PARAMETROS DE LA RESONANCIA MAGNETICA.....	35
2.5.2.1. Densidad de espines/protónica (D).....	35
2.5.2.2. Tiempo de relajación T1.....	35
2.5.2.3. Tiempo de relajación T2.....	36

2.5.3. TECNICAS EMPLEADAS EN IRM.....	37
2.5.3.1. <i>Secuencia de saturación-recuperación</i>	38
2.5.3.2. <i>Secuencia de inversión-recuperación</i>	39
2.5.3.3. <i>Secuencia Spín Eco (SE)</i>	39
2.5.3.4. <i>Secuencia en eco de gradiente (EG)</i>	40
2.5.3.5. <i>Secuencias rápidas Spín Eco (SE)</i>	41
2.5.4. RECONSTRUCCION DE LA IMAGEN.....	42
2.5.5. ELEMENTOS DE UNA INSTALACION DE RM.....	44
2.5.5.1. <i>El imán</i>	44
2.5.5.2. <i>Antenas de radiofrecuencia</i>	45
2.5.5.3. <i>La consola del operador</i>	46
2.5.6. INTERPRETACION DE LAS IMAGENES EN IRM.....	46
2.5.6.1. <i>Medios de contraste</i>	48
2.5.6.2. <i>Artefactos</i>	49
2.5.7. CONSIDERACIONES GENERALES.....	51
2.5.7.1. <i>Ventajas de la IRM</i>	51
2.5.7.2. <i>Inconvenientes de la IRM</i>	51
2.5.7.3. <i>Seguridad y contraindicaciones</i>	52
2.5.8. TECNICA Y APLICACIONES DE LA IRM EN EL ESTUDIO DE LA RODILLA CANINA.....	52
3. MATERIAL Y METODOS	55
3.1. MATERIAL ANIMAL	57
3.1.1. IN VIVO.....	57
3.1.2. IN VITRO.....	57
3.2. PROTOCOLO DE SEDACION	59
3.3. PROTOCOLO ANESTESICO	59
3.4. ESTUDIO ARTROGRAFICO	60
3.4.1. TECNICA ARTROGRAFICA.....	60
3.4.2. CRITERIO DE EVALUACION DE LAS RADIOGRAFIAS.....	61
3.4.3. ANALISIS DEL LIQUIDO SINOVIAL.....	62
3.4.4. DISEÑO EXPERIMENTAL.....	62
3.4.4.1. <i>Primera experiencia</i>	62
3.4.4.2. <i>Segunda experiencia</i>	63
3.5. ESTUDIO ECOGRAFICO Y EXAMEN DE LAS IMAGENES	63

3.6. ESTUDIO DE IMAGEN POR RESONANCIA MAGNETICA Y ANALISIS DE LAS IMAGENES	66
3.6.1. ANALISIS DE LAS IMAGENES.....	67
3.6.1.1. <i>Orientación de las imágenes y nomenclatura de los planos</i>	67
3.6.1.2. <i>Identificación y descripción de las estructuras anatómicas</i>	68
3.6.1.3. <i>Calidad de las imágenes</i>	69
3.7. ESTUDIO ANATOMICO	70
3.8. CORRELACION ANATOMICA	71
3.9. METODO ESTADISTICO	72
4. RESULTADOS	73
4.1. RESULTADOS DEL ESTUDIO ARTROGRAFICO	75
4.1.1. EXAMEN CLINICO.....	75
4.1.2. VALORACION RADIOLOGICA.....	75
4.1.2.1. <i>Primera experiencia</i>	75
4.1.2.2. <i>Segunda experiencia</i>	75
4.2. RESULTADOS DEL ESTUDIO DEL LIQUIDO SINOVIAL	94
4.2.1. RESULTADOS DEL ANALISIS FISICO.....	94
4.2.2. RESULTADOS DEL ANALISIS QUIMICO.....	96
4.2.3. RESULTADOS DEL ANALISIS CITOLOGICO.....	96
4.3. RESULTADOS DEL ESTUDIO ECOGRAFICO	98
4.3.1. REGION SUPRARROTULIANA.....	98
4.3.1.1. <i>Músculo cuádriceps femoral</i>	98
4.3.1.2. <i>Rótula</i>	98
4.3.1.3. <i>Cartilago articular de la tróclea del fémur</i>	98
4.3.2. REGION INFRARROTULIANA.....	99
4.3.2.1. <i>Ligamento rotuliano</i>	99
4.3.2.2. <i>Cuerpo adiposo infrarrotuliano</i>	99
4.3.2.3. <i>Ligamento cruzado craneal</i>	100
4.3.2.4. <i>Ligamento cruzado caudal</i>	100
4.3.2.5. <i>Cartilago articular de los cóndilos del fémur</i>	101
4.3.3. REGION LATERAL.....	101
4.3.3.1. <i>Menisco lateral</i>	101
4.3.3.2. <i>Tendón de origen del músculo extensor digital largo</i>	101
4.3.4. REGION MEDIAL.....	102
4.3.4.1. <i>Menisco medial</i>	102

4.4. RESULTADOS DEL ANALISIS DE LAS IMAGENES DE RESONANCIA MAGNETICA Y SU CORRELACION ANATOMICA.....	120
4.4.1. CARTILAGO ARTICULAR.....	120
4.4.2. LIGAMENTO ROTULIANO.....	120
4.4.3. ROTULA.....	121
4.4.4. MENISCOS.....	122
4.4.5. LIGAMENTOS CRUZADOS.....	122
4.4.6. TENDON DE ORIGEN DEL MUSCULO EXTENSOR DIGITAL LARGO.....	123
4.4.7. CUERPO ADIPOSO INFRARROTULIANO.....	123
4.4.8. LIGAMENTOS COLATERALES.....	124
4.4.9. LIGAMENTO MENISCOFEMORAL.....	124
4.4.10. TENDON DE ORIGEN DEL MUSCULO POPLITEO.....	124
5. DISCUSION.....	161
6. CONCLUSIONES.....	191
7. RESUMEN.....	195
8. SUMMARY.....	201
9. BIBLIOGRAFIA.....	207

INDEX

1. INTRODUCTION	1
2. BACKGROUND	5
2.1. ANATOMY OF THE CANINE STIFLE JOINT	7
2.1.1. FEMORO-TIBIAL JOINT.....	7
2.1.1.1. <i>Menisci</i>	7
2.1.1.2. <i>Joint capsule</i>	8
2.1.1.3. <i>Cruciate and colateral ligaments</i>	9
2.1.2. FEMORO-PATELLAR JOINT.....	10
2.2. STUDY OF THE CANINE SYNOVIAL FLUID	11
2.2.1. PHYSICAL CHARACTERISTICS.....	12
2.2.2. CHEMICAL CHARACTERISTICS.....	13
2.2.3. CYTOLOGIC EXAMINATION.....	14
2.3. ARTHROGRAPHIC STUDY	15
2.3.1. CONTRAST MEDIA IN ARTHROGRAPHY.....	15
2.3.1.1. <i>Generalities</i>	15
2.3.1.2. <i>Classification</i>	16
2.3.1.3. <i>Characteristics</i>	16
2.3.1.4. <i>Adverse effects on the joint</i>	18
2.3.2. ARTHROGRAPHY.....	20
2.3.2.1. <i>Indications and contraindications</i>	20
2.3.2.2. <i>Technique</i>	21
2.3.2.3. <i>Structures visualized in the arthrographic image of the stifle joint</i>	23
2.4. ULTRASONOGRAPHIC STUDY	23
2.4.1. PHYSICAL PRINCIPLES OF ULTRASOUND.....	24
2.4.1.1. <i>Basic principles</i>	24
2.4.1.2. <i>Artifacts</i>	25
2.4.2. ULTRASONOGRAPHIC TECHNIQUE OF THE CANINE STIFLE.....	27
2.5. MAGNETIC RESONANCE IMAGING STUDY (MRI)	29
2.5.1. PHYSICAL PRINCIPLES OF THE MRI.....	30
2.5.2. PARAMETERS IN MAGNETIC RESONANCE IMAGING.....	35
2.5.2.1. <i>Protonic density (D)</i>	35
2.5.2.2. <i>T1 Relaxation time</i>	35
2.5.2.3. <i>T2 Relaxation time</i>	36

2.5.3. MRI TECHNIQUES.....	37
2.5.3.1. Saturation-recovery sequence.....	38
2.5.3.2. Inversion-recovery sequence.....	39
2.5.3.3. Spin echo (SE) sequence.....	39
2.5.3.4. Gradient echo (GE) sequence.....	40
2.5.3.5. Fast spin echo (FSE) sequence.....	41
2.5.4. MR IMAGE GENERATION.....	42
2.5.5. PARTS OF THE MR UNIT.....	44
2.5.5.1. Magnet bore.....	44
2.5.5.2. Radiofrequency coil.....	45
2.5.5.3. Operator's console.....	46
2.5.6. IMAGE INTERPRETATION IN MRI.....	46
2.5.6.1. Contrast media.....	48
2.5.6.2. Artifacts.....	49
2.5.7. GENERAL CONSIDERATIONS.....	51
2.5.7.1. MRI advantages.....	51
2.5.7.2. MRI disadvantages.....	51
2.5.7.3. Security and contraindications.....	52
2.5.8. MRI TECHNIQUE AND APPLICATIONS IN THE CANINE STIFLE JOINT.....	52
3. MATERIAL AND METHODS.....	55
3.1. ANIMAL.....	57
3.1.1. <i>IN VIVO</i>	57
3.1.2. <i>IN VITRO</i>	57
3.2. SEDATION PROTOCOL.....	59
3.3. ANAESTHETIC PROTOCOL.....	59
3.4. ARTROGRAPHIC STUDY.....	60
3.4.1. ARTROGRAPHIC TECHNIQUE.....	60
3.4.2. RADIOGRAPHIC EVALUATION.....	61
3.4.3. SYNOVIAL FLUID EXAM.....	62
3.4.4. EXPERIMENTAL DESIGN.....	62
3.4.4.1. <i>First experience</i>	62
3.4.4.2. <i>Second experience</i>	63
3.5. ULTRASONOGRAPHIC STUDY AND IMAGE ASSESMENT.....	63
3.6. MAGNETIC RESONANCE IMAGE AND IMAGE ASSESMENT.....	66
3.6.1. IMAGE ASSESMENT.....	67

3.6.1.1 <i>Image orientation and plane nomenclatura</i>	67
3.6.1.2 <i>Identification and description of the anatomic structures</i>	68
3.6.1.3 <i>Image quality</i>	69
3.7. ANATOMIC STUDY	70
3.8. ANATOMIC CORRELATION	71
3.9. STATISTIC STUDY	72
4. RESULTS	73
4.1. ARTROGRAPHIC STUDY RESULTS	75
4.1.1. PHYSICAL EXAMINATION.....	75
4.1.2. RADIOLOGICAL APPRAISAL.....	75
4.1.2.1 <i>First experience</i>	75
4.1.2.2 <i>Second experience</i>	75
4.2. SYNOVIAL FLUID STUDY RESULTS	94
4.2.1. PHYSICAL EXAM RESULTS.....	94
4.2.2. CHEMICAL EXAM RESULTS.....	96
4.2.3. CYTOLOGICAL EXAM RESULTS.....	96
4.3. ULTRASONOGRAPHIC STUDY RESULTS	98
4.3.1. SUPRAPATELLAR REGION.....	98
4.3.1.1 <i>Quadriceps femoris muscle</i>	98
4.3.1.2 <i>Patella</i>	98
4.3.1.3 <i>Articular cartilage of the femoral trochlea</i>	98
4.3.2. INFRAPATELLAR REGION.....	99
4.3.2.1 <i>Patellar ligament</i>	99
4.3.2.2 <i>Infrapatellar fat body</i>	99
4.3.2.3 <i>Craneal cruciate ligament</i>	100
4.3.2.4 <i>Caudal cruciate ligament</i>	100
4.3.2.5 <i>Articular cartilage of the femoral condyle</i>	101
4.3.3. LATERAL REGION.....	101
4.3.3.1 <i>Lateral meniscus</i>	101
4.3.3.2 <i>Long digital extensor tendon</i>	101
4.3.4. MEDIAL REGION.....	102
4.3.4.1 <i>Medial meniscus</i>	102
4.4. MAGNETIC RESONANCE IMAGES STUDY AND ANATOMIC CORRELATION	120
4.4.1. ARTICULAR CARTILAGE.....	120

4.4.2. PATELLAR LIGAMENT.....	120
4.4.3. PATELLA.....	121
4.4.4. MENISCI.....	122
4.4.5. CRUCIATE LIGAMENTS.....	122
4.4.6. LONG EXTENSOR DIGITAL TENDON.....	123
4.4.7. INFRAPATELLAR FAT BODY.....	123
4.4.8. COLATERAL LIGAMENTS.....	124
4.4.9. MENISCOFEMORAL LIGAMENT.....	124
4.4.10. ORIGIN TENDON OF THE POPLITEUS MUSCLE.....	124
5. DISCUSSION.....	161
6. CONCLUSSIONS.....	191
7. RESUMEN.....	195
8. SUMMARY.....	201
9. REFERENCES.....	207

1. INTRODUCCION

1. INTRODUCCION

Las alteraciones de la rodilla son una causa frecuente de cojeras en perros de cualquier tamaño. Existen patologías congénitas como la luxación de rótula, que son fácilmente diagnosticadas con radiografías simples. Sin embargo, las alteraciones más frecuentes son de tipo traumático y dentro de éstas, la rotura del ligamento cruzado craneal, que en ocasiones puede acompañarse de lesión del menisco medial. Estas patologías, suelen llevar al desarrollo de una artrosis de la articulación, que es el signo radiológico en el que generalmente nos basamos para el radiodiagnóstico. No obstante, no es preciso esperar a que esto se produzca, pudiendo emitir un diagnóstico temprano con otras técnicas de diagnóstico por imagen como son la ecografía, la imagen por resonancia magnética (IRM), artroscopia y artrografía. Esta última, es un procedimiento sencillo y al alcance de la mayoría de las clínicas de veterinaria de pequeños animales. La artrografía ha sido ampliamente utilizada en humana, especialmente para el diagnóstico de lesiones en meniscos y ligamentos cruzados. Sin embargo, en veterinaria se emplea comúnmente para el diagnóstico de las osteocondritis disecante del hombro, habiendo poca información sobre la técnica y la anatomía artrográfica en la articulación de la rodilla.

Todos los procedimientos anteriormente citados con excepción de la ecografía y de la IRM, son invasivos y únicamente son empleadas para diagnósticos de alteraciones intraarticulares. En medicina humana la ecografía es un medio de diagnóstico por imagen útil para evaluar estructuras de la rodilla que han sufrido algún tipo de alteración patológica en el espacio articular, meniscos, cartílagos, tendones y ligamentos. En el campo de la veterinaria, su aplicación en el sistema musculoesquelético en pequeños animales no ha sufrido una gran difusión, a diferencia de lo mucho que la ecografía se utiliza en exploraciones cardiológicas y de la cavidad abdominal.

La imagen por resonancia magnética (IRM) es una modalidad diagnóstica excelente ya que permite la visualización de estructuras intra y extraarticulares al ofrecer la posibilidad de evaluar tejidos óseos y blandos del sistema musculoesquelético. Se trata de una técnica no invasiva que no utiliza radiación

ionizante, muy útil para el diagnóstico de cambios no óseos de la articulación, como efusión articular, neoplasias, roturas parciales o totales de los ligamentos cruzados, daños en los meniscos y lesiones por osteocondrosis. Sin embargo el empleo actual de la IRM en medicina veterinaria es aún muy limitado, debido a la escasa disponibilidad de los equipos y el elevado coste de las exploraciones.

Para poder aplicar todas las técnicas de diagnóstico por imagen anteriormente mencionadas, hay que tener un conocimiento de la anatomía normal de la rodilla canina en las diferentes técnicas. Además, los métodos de diagnóstico por imagen más modernos como son la IRM, la tomografía computerizada y la ecografía, necesitan el conocimiento de la anatomía tomográfica en cortes transversales, sagitales y dorsales de las regiones a evaluar.

El objetivo de este trabajo ha sido realizar un estudio de estas tres técnicas de diagnóstico por imagen aplicadas a la articulación de la rodilla canina, para lo cual nos hemos planteado:

◆ Estudio artrográfico:

- Determinar la combinación de concentración y volumen de contraste radiológico que ofrezca mejores resultados para visualizar las diferentes estructuras.
- Determinar la efectividad de la artrografía para delimitar las superficies articulares y ligamentos de la articulación de la rodilla así como el tiempo al cual se visualizan dichas estructuras.
- Evaluar los efectos del medio de contraste sobre el líquido sinovial.

◆ Estudio ecográfico:

- Describir la anatomía ecográfica normal de la rodilla y caracterizar la ecogenicidad de sus componentes, correlacionando las imágenes ecográficas con secciones anatómicas macroscópicas.

◆ Estudio por IRM

- Describir la anatomía normal por IRM comparando de forma directa las imágenes de RM con las secciones anatómicas macroscópicas correspondientes a los planos de corte, sagital, dorsal y transversal.

2. REVISION BIBLIOGRAFICA

2. REVISION BIBLIOGRAFICA

2. 1. ANATOMIA DE LA ARTICULACION DE LA RODILLA EN EL PERRO

La articulación de la rodilla es una articulación sinovial compuesta, integrada por la articulación femorotibial que se establece entre los cóndilos del fémur y los correspondientes de la tibia, y la articulación femorrotuliana entre la tróclea del fémur y la rótula. Ambas articulaciones son interdependientes, ya que la rótula se encuentra firmemente unida a la tibia por medio del ligamento rotuliano, que hacen que cualquier movimiento entre la tibia y el fémur, también se produzca entre la rótula y el fémur (Evans, 1993).

2. 1. 1. ARTICULACION FEMOROTIBIAL

2. 1. 1. 1. *Meniscos*

La aposición de los cóndilos del fémur en los de la tibia es incongruente, dada la convexidad de unos y otros. Dicho desajuste se corrige en gran medida con la interposición de un par de meniscos o piezas semilunares de fibrocartilago que rellenan intersticios, participan en la estabilidad requerida y amortiguan presiones (Sandoval, 1998). Existe un menisco denominado externo o lateral situado entre el cóndilo lateral del fémur y el cóndilo lateral de la tibia, y un menisco interno o medial situado entre el cóndilo medial del fémur y el cóndilo medial de la tibia (Evans, 1993). Tanto el menisco medial como el menisco lateral son gruesos por su borde excéntrico convexo y muy finos en su borde concéntrico cóncavo; además sus caras proximales (femorales) aparecen fuertemente excavadas, a diferencia de las caras distales o tibiales que son planas (Nickel y cols., 1985; Sandoval, 1998). Los meniscos se fijan a la superficie articular proximal de la tibia mediante dos pares de ligamentos cortos meniscales, y el menisco lateral recibe el refuerzo extra de un ligamento largo procedente del fémur, el ligamento meniscofemoral (Sandoval, 1998). El par de ligamentos meniscales craneales medial y lateral, se extienden entre el ángulo craneal de cada menisco y el área intercondilar craneal de la tibia; el ligamento transverso de la rodilla es un pequeño fascículo que conecta los ángulos craneales de ambos meniscos. Por otro lado, se hallan

los ligamentos meniscales caudales lateral y medial, el primero de ellos sujeta el ángulo caudal del menisco lateral desde su inserción en la escotadura poplítea, entre la base caudal de ambos cóndilos tibiales, mientras que el ligamento meniscal caudal medial une el ángulo caudal del menisco medial al área intercondilar caudal de la tibia (Nickel y cols., 1985). El ligamento meniscolfemoral afecta al menisco lateral, ya que se desprende de la fosa intercondilar del fémur y termina uniéndose al borde caudal de dicho menisco (Sandoval, 1998). Se sabe que sobre el menisco medial recae una parte importante de las presiones que recibe la articulación en el apoyo de la extremidad, ello hace que sea fijo y poco extensible, pues, aparte de los cortos ligamentos que lo ciñen a la tibia, se une al ligamento colateral medial y al estrato fibroso de la cápsula articular. El menisco lateral, en cambio, cede más fácilmente en el apoyo y en el movimiento de flexión articular cuando es comprimido por el cóndilo lateral del fémur y se desplaza caudalmente sobre la superficie del cóndilo correspondiente de la tibia (Sandoval, 1998).

2. 1. 1. 2. Cápsula articular

La cápsula articular de la articulación de la rodilla es la mayor del cuerpo, presenta un estrato fibroso resistente que envuelve totalmente a la articulación (Evans, 1993). La cápsula está reforzada caudalmente por el ligamento poplíteo oblicuo que cruza en profundidad el estrato fibroso en dirección lateroproximal-mediodistal. Contribuye a encapsular las pequeñas articulaciones de los huesos sesamoideos del músculo gastronemio con los cóndilos del fémur (Sandoval, 1998). La cápsula se inserta proximal y distalmente algo más allá de los límites de las superficies articulares de ambos huesos, presentando firmes adherencias con los ligamentos colaterales y bordes excéntricos de los meniscos, sobre todo con el medial (Evans, 1993).

Los sacos sinoviales femorotibiales medial y lateral invaden el espacio intercondilar a uno y otro lado de los ligamentos cruzados, conservando su identidad; cada una de las dos cavidades sinoviales queda subdividida por los meniscos en un compartimento proximal o femoromeniscal y otro distal o tibiomeniscal. Del saco femorotibial lateral hay que destacar que, tiene a su vez tres recesos, uno se extiende lateralmente entre la cabeza del peroné y el cóndilo lateral de la tibia formando el receso para la articulación tibioperonea proximal (Evans, 1993). Cranealmente a esta

articulación se extiende un receso distal hacia el surco extensor de la tibia llamado receso extensor, que envaina al tendón de origen del músculo extensor digital largo y lo protege a su paso por el surco (Sandoval, 1998). El tendón de origen del músculo poplíteo en el epicóndilo lateral del fémur nunca es rodeado totalmente por la membrana sinovial, pero ésta posee, en su superficie profunda un receso sinovial bien definido (Evans, 1993).

El saco femotibial medial, por su parte, comunica con el saco sinovial único de la articulación femorrotuliana cerca del labio medial de la tróclea del fémur (Sandoval, 1998).

2. 1. 1. 3. Ligamentos cruzados y colaterales

Además del papel de los meniscos y ligamentos meniscales, la estabilidad de la articulación femorotibial se perfecciona con los ligamentos cruzados de la rodilla y con los ligamentos colaterales. El ligamento cruzado craneal se extiende desde la fosa intercondilar en la superficie perteneciente al cóndilo lateral del fémur hasta el área intercondilar central de la tibia en dirección diagonal (Nickel y cols., 1985). El ligamento cruzado caudal, procede de la cara interna del cóndilo medial del fémur en la fosa intercondilar y se dirige caudodistalmente para unirse a la zona adyacente de la escotadura poplíteo de la tibia (Evans, 1993). De donde se deduce que el ligamento cruzado craneal es lateral respecto a su congénere caudal y que se denominan atendiendo a la posición que presentan sus inserciones en la cara articular proximal de la tibia (Sandoval, 1998). El ligamento cruzado caudal es ligeramente más largo y grueso que el cruzado craneal (Barone, 1980). Como su propio nombre indica, ambos ligamentos están cruzados uno respecto del otro, y aunque se encuentran en el espacio intraarticular, los dos están recubiertos por membrana sinovial, es decir, son intracapsulares (Evans, 1993).

La función del ligamento cruzado craneal es la de estabilizar la rodilla, limitando la rotación interna, el desplazamiento craneal de la tibia respecto del fémur y previniendo la hiperextensión de la articulación femorotibial. En cuanto al ligamento cruzado caudal, su función es la de evitar el desplazamiento caudal de la tibia respecto al fémur (Sandoval, 1998).

El ligamento colateral lateral de la articulación de la rodilla, se fija proximalmente en las protuberancias y depresiones del epicóndilo lateral del fémur y alcanza distalmente el reborde del cóndilo del mismo lado de la tibia, así como también la cabeza del peroné (Evans, 1993). En su trayecto dicho ligamento no delega fibras hacia el menisco, puesto que entre ambas estructuras transita el tendón de origen del músculo poplíteo (Sandoval, 1998).

El ligamento colateral medial, algo más largo y denso que el precedente en la mayoría de las especies, se extiende desde las rugosidades del epicóndilo medial del fémur hasta el cóndilo contiguo de la tibia, no sin antes adherirse íntimamente al menisco y a la cápsula articular (Evans, 1993).

2. 1. 2. ARTICULACION FEMORORROTULIANA

Formada por la tróclea del fémur y la superficie articular de la rótula. Los movimientos de esta articulación dependen de los movimientos de la articulación femorotibial y se realizan de forma simultánea (Nickel y cols., 1985).

La rótula es considerada el hueso sesamoideo más grande del cuerpo y se encuentra englobado dentro del tendón de inserción del músculo cuádriceps femoral. Sin embargo y de forma general, a esta parte del tendón que engloba a la rótula, hasta su inserción en la tuberosidad de la tibia, se le denomina ligamento rotuliano (Evans, 1993). Este ligamento rotuliano se extiende desde la cara craneal adyacente al vértice de la rótula hasta la tuberosidad de la tibia o extremo proximal del reborde craneal de la tibia (Sandoval, 1998).

La capa fibrosa de la cápsula articular a este nivel, es continuación de la femorotibial a partir de los ligamentos colaterales (Sandoval, 1998). Sin embargo, la membrana sinovial conserva su identidad, formando un saco sinovial propio, lo cual no impide que establezca comunicación con el saco medial de la articulación femorotibial, además proyecta siempre un receso proximal que se infiltra en mayor o menor medida entre la cara craneal del fémur y la terminación del cuádriceps denominado receso suprarrotuliano (Nickel y cols., 1985). También bajo el saco sinovial, destaca un denso

cojinete adiposo, o cuerpo adiposo infrarrotuliano que lo aísla a este nivel del estrato fibroso y lo protege de la inserción tibial del ligamento rotuliano. Adyacente al punto de inserción del ligamento rotuliano se desarrolla siempre una bolsa sinovial subligamentosa o bolsa infrarrotuliana que no guarda relación con el saco sinovial articular (Sandoval, 1998).

La adaptación de la rótula a la tróclea del fémur se debe mayoritariamente a la fascia femoral lateral o fascia lata y a la fascia femoral medial o lámina femoral (Evans, 1993). Complementando esta función están los delicados ligamentos femororrotulianos medial y lateral, que son simples láminas fibrosas que desbordan caudalmente los epicóndilos femorales para llegar a insertarse en los correspondientes sesamoideos gastronemios (Barone, 1980), el lateral siempre más desarrollado que el medial, queda cubierto en superficie por la aponeurosis de inserción del músculo bíceps del muslo, la cual se erige desde aquí en retináculo distal (Sandoval, 1998). La rótula se proyecta a ambos lados mediante los fibrocartílagos parapatelares medial y lateral, que suelen coincidir dorsalmente (Evans, 1993).

2. 2. ESTUDIO DEL LIQUIDO SINOVIAl EN LA ESPECIE CANINA

El análisis del líquido sinovial (LS) es importante en el diagnóstico de las enfermedades articulares (Pedersen, 1978; Chico y cols., 1995). Los hallazgos más importantes son saber si éste tiene un origen inflamatorio o no inflamatorio, y si es inflamatorio conocer si es de carácter infeccioso o no infeccioso (Pedersen, 1978; Fernández y cols., 1983, Chico y cols., 1995). Las pruebas que se pueden realizar son de tipo físico, químico y citológico (Chico y cols., 1995, Boon, 1997).

Los tests laboratoriales que se realizan en una muestra de LS dependen del volumen de fluido que se obtiene. Cuando sólo se disponen de unas cuantas gotas, volumen, color y turbidez deben anotarse en el momento de la extracción, mientras la muestra está en la jeringa (Parry, 1999). Posteriormente, se evalúa la viscosidad mientras la muestra es depositada en un porta de cristal (Parry, 1999). Inmediatamente después, se realiza el frotis de la muestra para su estudio citológico y establecer de manera subjetiva la celularidad, que consiste en utilizar el objetivo 40x del microscopio

y analizar la muestra central de la preparación. En un líquido normal no habrá más de dos células por campo (Parry, 1999). Cuando el volumen de LS recogido es mayor, se debe realizar un recuento de células nucleadas, el test de coagulación de la mucina y una estimación de proteínas totales en orden de prioridad, además de los procedimientos ya descritos (Parry, 1999).

2. 2. 1. EXAMEN FISICO

El examen físico incluye el color, el volumen, la turbidez (Chico y cols., 1995, Boon, 1997), viscosidad y coagulación (Chico y cols., 1995).

El líquido sinovial normal ha de ser incoloro (Miller y cols., 1974, Fernández y cols., 1983), un color amarillento o xantocrómico puede indicar hemorragia crónica (Chico y cols., 1995), mientras que si aparece de color rojizo, hay que diferenciar si este color proviene de una hemartrosis verdadera o de una hemorragia iatrogénica (Chico y cols., 1995).

El volumen de la muestra recogida depende del tamaño del animal, de la articulación y de si está o no alterada (Lipowitz, 1993). En un estudio de 70 artrocentesis de 70 articulaciones normales de perro (carpos, codos, hombros, tarsos y caderas), los volúmenes recogidos variaron desde 0'01 a 1ml (Sawyer, 1963), mientras que en un estudio realizado por Atilola y colaboradores en 1984 en el que analizaban muestras de LS de 20 rodillas caninas, el rango de volumen recogido fue de 0'03 a 0'25 ml. Cuando la articulación se encuentra alterada hay presencia de distensión articular (Pedersen 1978), y la aspiración es de más de 0'25 ml de LS (Pedersen, 1978; Lipowitz, 1993).

El líquido sinovial en condiciones normales es transparente, por lo que la existencia de turbidez del mismo revela la presencia de un aumento en la celularidad y/o en las proteínas, indicando la existencia de inflamación articular (Perman, 1980; Lipowitz, 1993). Se considera que una muestra de LS es turbia si la letra impresa no se puede leer fácilmente a través del tubo (Chico y cols., 1995).

La viscosidad del líquido sinovial es muy elevada debido a la cantidad de ácido hialurónico que posee, pudiéndose valorar dejando caer una gota desde la jeringuilla, el hilo que se forme antes de romperse ha de ser de unos 2'5 cm. La disminución de la viscosidad se asocia a la presencia de cambios inflamatorios (Boon, 1997; Parry, 1999). La viscosidad puede ser evaluada subjetivamente mediante un examen citológico. Cuando es normal, las células se disponen en líneas paralelas: si la viscosidad está disminuida la disposición de las células es desordenada (Parry, 1989)

La coagulación no es una característica del líquido sinovial, puesto que en condiciones normales no posee proteínas de la coagulación. Cuando se produce una inflamación de la membrana sinovial, aumenta la permeabilidad de la misma para el fibrinógeno y los factores de coagulación, organizándose de esta forma un coágulo en el LS (Chico y cols., 1995).

2. 2. 2. EXAMEN QUIMICO

El examen químico incluye la concentración de glucosa (Chico y cols., 1995) y proteínas, y el test de la coagulación de la mucina (Chico y cols., 1995; Boon, 1997).

Los niveles de glucosa, si el animal está en ayunas, son similares a los de la sangre, siendo el cociente glucosa sinovial/glucosa sanguínea de 0'8-1 (Wilkins, 1981). En el caso de algunas infecciones articulares o artritis inmunomediadas disminuyen los niveles por la acción glicolítica de las bacterias y los leucocitos, siendo el cociente en estos casos de 0'5 o menos (Perman, 1980).

El ácido hialurónico, secretado por los sinoviocitos tipo B, forma complejos proteicos llamados genéricamente mucina, que son los responsables de la viscosidad del LS (Chico y cols., 1995). El test de coagulación de la mucina se realiza para evaluar cualitativamente la polimerización de ácido hialurónico. Consiste en mezclar en un tubo una parte de LS con cuatro de ácido acético glacial al 2%. Al agitar el tubo suavemente, se forma un coágulo grande y firme, resultado de la precipitación de la mucina con un alto y normal grado de polimerización (Chico y cols., 1995). En presencia de inflamación se produce un coágulo poco aparente (Pedersen, 1978, Chico y cols., 1995).

La concentración normal de proteínas se mide mediante refractometría aunque si el volumen de muestra es pequeño puede resultar insuficiente para esta determinación (Perman, 1980). En un estudio realizado en 15 articulaciones caninas incluyendo rodilla, hombro y carpo, el rango de la concentración total de proteínas valorado por refractometría osciló entre 1'8 a 4'8 g/dL (Fernández y cols, 1983), sin embargo Perman en 1980 afirma que los niveles normales oscilan entre 2 y 2'5 g/dL. Las proteínas del LS derivan del plasma, tienen un peso molecular bajo y carecen de factores de coagulación (Chico y cols., 1995). Cuando existe un proceso inflamatorio, la permeabilidad de la membrana sinovial se altera y los niveles de proteínas se aproximan a los del plasma, apareciendo en el LS factores de coagulación, inmunoglobulinas, inmunocomplejos y complemento (Lipowitz, 1993).

2. 2. 3. EXAMEN CITOLOGICO

El examen citológico incluye el recuento celular y el examen microscópico (Chico y cols., 1995, Boon, 1997). El número total de células nucleadas es de aproximadamente 3000 células/ μ l (Pedersen, 1978; Parry, 1999).

Mediante el examen microscópico se puede realizar el recuento diferencial de células nucleadas entre las que se incluyen neutrófilos, linfocitos, monocitos y células sinoviales (Perman, 1980). En condiciones normales los porcentajes de las diferentes células son 5-6 % de neutrófilos, siendo el resto mononucleares, de las que un 45-50% son linfocitos y el 40% monocitos y células sinoviales (Lipowitz, 1993), sin embargo otros autores consideran que debe haber un 85% o más de monocitos, siendo el resto linfocitos y neutrófilos (Pedersen, 1978; Fernández y cols., 1983). En casos de inflamación se produce una abundante efusión sinovial con un correspondiente aumento en la celularidad, que se debe fundamentalmente a los neutrófilos, de una manera proporcional a la reacción inflamatoria (Chico y cols., 1995).

2. 3. ESTUDIO ARTROGRAFICO

2. 3. 1. MEDIOS DE CONTRASTE EN ARTROGRAFIA

2. 3. 1. 1. Generalidades

Los contrastes radiológicos son sustancias utilizadas para visualizar o poner de manifiesto estructuras y órganos, que en las radiografías simples no se visualizan o lo hacen pobremente. Además nos sirven para evaluar mejor el tamaño, forma y posición de determinados órganos y estructuras (Herrtage y Dennis, 1987).

Los medios de contraste más usados tanto en artrografía como en otras técnicas, contienen elementos de elevado número atómico, absorbiendo estas sustancias una alta proporción del haz de rayos-X siendo opacos a los mismos, por lo que ofrecen un contraste positivo a los tejidos blandos. Los gases, también pueden usarse como agentes de contraste, debido a que tienen una densidad muy baja y son radiolúcidos a los rayos-X, ofreciendo un contraste negativo relativo a los otros tejidos. Las técnicas de doble contraste, combinan ambos tipos de medios, introduciendo una pequeña cantidad de contraste positivo en una cavidad seguido de una gran cantidad de contraste negativo (Herrtage y Dennis, 1987).

Para la realización de artrografías se utilizan contrastes positivos iodados hidrosolubles. Los primeros agentes iodados empleados como medios de contraste radiológicos se produjeron en 1928. Eran sustancias tóxicas y su empleo resultaba peligroso. Durante los años 50 se desarrollaron los componentes triyodados, que eran iónicos, con alta osmolaridad, y presentaban cada vez menores efectos secundarios. La inyección intravenosa de estos medios de contraste en humanos ocasionaba palpitations, náuseas, vómitos y vértigos. En animales se observó que si el contraste se inyectaba en pacientes conscientes, producían intranquilidad, gemidos y náuseas, sin embargo en animales bajo anestesia, estos signos quedaban enmascarados ya que bien no se producían, o no se visualizaban (Herrtage y Dennis, 1987). En los años 70 se introdujeron otros contrastes iodados no iónicos y de baja osmolaridad, los cuales reducían los efectos adversos al disminuir la osmolaridad con respecto a los contrastes iniciales (Herrtage y Dennis, 1987).

2.3.1.2. Clasificación

Los contrastes se pueden clasificar en (Dennis y Herrtage, 1989):

- a) Negativos: Son los gases estériles. Dentro de éstos el más utilizado es el aire.
- b) Positivos:
 1. Iodados Liposolubles: no se utilizan, por su toxicidad elevada.
 2. Iodados Hidrosolubles: son los más utilizados. Estos a su vez se clasifican en:
 - * *Contrastes de alta osmolaridad*: son iónicos
Diatrizoato, Metrizoato, Iotalamato de sodio y meglumina.
 - * *Contrastes de baja osmolaridad*:
 - Iónicos: Ioxaglato
 - No iónicos: - Sustancias Monómeras: Metrizamida, Iohexol, Iopentol, Ioversol, Iopamidol e Iopramida.
- Sustancias Dímeras: Iotrolán.
- c) Dobles: La combinación de un contraste positivo y otro negativo.

2.3.1.3. Características

a) Contrastes negativos

Son radiotransparentes, los agentes más comúnmente empleados son aire, oxígeno, dióxido de carbono y óxido nitroso. El aire ambiental es el más utilizado debido a que es el más económico, fácil de administrar y comparativamente seguro, aunque se absorbe más lentamente en las cavidades corporales que el dióxido de carbono (Herrtage y Dennis, 1987).

b) Contrastes positivos

Son aquellos que poseen un peso atómico elevado y son radioopacos. Los más utilizados son los iodados hidrosolubles, ya que son menos tóxicos para el organismo y su eliminación es más rápida que los iodados liposolubles (Herrtage y Dennis, 1987).

b.1. Contrastes hidrosolubles de alta osmolaridad.

Los agentes iodados hidrosolubles se desarrollaron como medios de contraste radiológicos a partir de los años 20 (Barthez, 1990). Al principio eran sustancias muy tóxicas y fue en los años 50 cuando se crearon los componentes triyodados, conocidos como contrastes iodados convencionales, teniendo cada vez menos efectos secundarios (Herrtage y Dennis, 1987). Todos estos contrastes, derivan de la misma molécula, un anillo de benceno con tres átomos de yodo con diferentes cadenas a los lados y cationes, generalmente el sodio, meglumina y metilglucamina.

Los agentes más comunes son las sales de sodio y meglumina de los ácidos iotalámico, diatrizoico o metrizoico. Son sales monoméricas iónicas y por tanto se disocian en solución (Herrtage y Dennis, 1987; Barthez, 1990). Aunque el anión iodado es el que tiene significancia radiológica, tanto el anión como el catión son partículas osmóticamente activas dando a la solución una osmolaridad doble que la que produciría un agente que fuera no iónico (Herrtage y Dennis, 1987). La inyección intravenosa de estos contrastes puede producir efectos secundarios como náuseas, vómitos, reacciones anafilácticas e idiosincráticas, incluso efectos más severos como paro cardíaco (Herrtage y Dennis, 1987; Barthez, 1990). Las causas de los efectos secundarios de los agentes iodados convencionales son, la osmolaridad, la carga iónica, la toxicidad química directa y las reacciones de alergia y anafilaxia (Barthez, 1990).

b.2. Contrastes hidrosolubles de baja osmolaridad.

Se introdujeron para disminuir los efectos secundarios debido a la hipertonicidad. Existen dos grupos, los contrastes iónicos y los no iónicos (Herrtage y Dennis, 1987; Bettman, 1989).

Como contraste iónico tenemos el ioxaglato, que es un dímero monoácido, formado por dos anillos de benceno triyodados unidos por un puente para reducir el número de partículas (Herrtage y Dennis, 1987; Barthez, 1990).

Dentro de los contrastes no iónicos se encuentran entre otros la metrizamida, iopamidol, iohexol, y la iopramida. Al no ser iónicos no se disocian en solución, tienen la mitad de partículas con la misma cantidad de yodo con respecto a los convencionales,

por lo tanto no existe toxicidad debido a su carga eléctrica pudiéndose emplear para estudios mielográficos e intravasculares (Herrtage y Dennis, 1990). Estos contrastes son los que más se emplean por su seguridad, ya que producen una disminución del número de efectos secundarios de 10 a 15 veces sobre los contrastes iónicos (Barthez, 1990).

Los contrastes de baja osmolaridad tienen una relación de 3:1 de átomos de yodo por partícula en solución, esto representa un beneficio respecto a los contrastes convencionales, cuya relación es de 3:2, es decir 1'5 átomos de yodo por partícula en solución (Barthez, 1990). Son agentes más viscosos que los convencionales, por lo que se deben atemperar antes de ser inyectados (Herrtage y Dennis, 1987).

Actualmente existe una nueva generación de contrastes de baja osmolaridad que combina las ventajas de los no iónicos y de los dímeros hexayodados, éstos, tienen una relación de yodo por partícula de 6:1, produciendo así una reducción de la osmolalidad en cualquier concentración de yodo. Dentro de este grupo se incluyen el iotrolán y el iodixanol (Herrtage y Dennis, 1987; Barthez, 1990).

c) Contrastes dobles

Las técnicas de doble contraste, combinan ambos tipos de medios, introduciendo una pequeña cantidad de contraste positivo en una cavidad seguido de una gran cantidad de contraste negativo. Esta técnica ofrece un buen detalle de la mucosa y evita la obliteración de pequeños defectos de llenado, como pequeños cálculos o cuerpos extraños, tal y como sucede al emplear únicamente grandes cantidades de contraste positivo (Herrtage y Dennis, 1990).

2. 3. 1. 4. *Efectos secundarios a nivel de la articulación*

La introducción de un medio de contraste hipertónico en una articulación provoca, por un proceso de ósmosis, una efusión articular que reduce el contraste radiográfico del medio iodado y la definición del mismo (Dennis y Herrtage, 1989). Los medios de contraste que actualmente se emplean para artrografías son no iónicos, entre ellos el iohexol, y al poseer menor osmolaridad, disminuyen la efusión y la dilución del medio de contraste (Dennis y Herrtage, 1989). Las articulaciones son zonas de escasa vascularización y con grandes dificultades de drenaje, por lo que si no hay rotura de

cápsula sinovial, requieren que se extraiga una cierta cantidad de sinovia antes de inyectar el medio de contraste para evitar la sobrepresión y el efecto álgido (Martínez, 1992).

Debido a la técnica, se producen cambios inflamatorios manifestados por leucocitosis (Martínez, 1992). Estos cambios son más evidentes si se emplean sales de sodio, que si son de metilglucamina, y más aún si se utiliza adrenalina. En cambio, con medios de contraste no iónicos como iopamidol o iohexol, no se observan esos procesos de inflamación (Martínez, 1992).

En un estudio realizado por Pastershank y colaboradores en 1982, en el que comparaban los efectos de dos contrastes hidrosolubles (diatrizoato de sodio y diatrizoato metilglucamina) sobre la membrana sinovial de la articulación de la rodilla de conejos, se observó que existían cambios histológicos en la membrana sinovial consistentes en una respuesta celular variable y un aumento en la congestión vascular entre 2 y 24 horas tras la introducción del contraste, respuestas similares a las obtenidas tras la introducción en la articulación de suero fisiológico salino. El iotrol y el diatrizoato de sodio-meglumina fueron valorados en la articulación de la rodilla de conejos, obteniéndose menor respuesta inflamatoria en el grupo en el que se inyectó iotrol, los cambios inflamatorios consistieron en la presencia de neutrófilos polimorfonucleares y eosinófilos (Guerra y cols., 1983). En 1984, Atilola y colaboradores realizaron un estudio artrográfico en la articulación de la rodilla de perros utilizando metrizamida, y los resultados de los análisis de líquido sinovial y de los exámenes histológicos de la membrana sinovial y cartílagos articulares revelaron una respuesta mínima al material de contraste ya que obtuvieron las mismas reacciones en las articulaciones contralaterales en las que habían inyectado solución salina fisiológica.

Van Bree y colaboradores en 1991 estudiaron el diatrizoato y el ioxaglato en la articulación del hombro en 6 perros y observaron cambios histopatológicos mínimos consistentes en ligera congestión, focos de degeneración y edema mixoide del estroma y un ligero infiltrado mononuclear en la membrana y cartílago articular, siendo éstos compatibles con cambios debidos tanto al efecto traumático de la inyección articular como de cualquier otro traumatismo local menor previo en la zona. Un año después compararon la iopramida y el iotrolán en la misma articulación en 6 perros y no

encontraron diferencias significativas entre ambos contrastes, obteniendo menos efectos a nivel del líquido sinovial que el descrito tras la inyección de compuestos iónicos (Van Bree y cols., 1992). En 1997, se realizó un estudio en rodillas de pacientes humanos en el que se compararon el iopentol y el ioxaglato analizándose el dolor y la inflamación de la articulación tras realizar la artrografía, observando que el 50% de los pacientes del grupo del ioxaglato tenían un dolor más intenso los 4 días posteriores a la artrografía que los del grupo del iopentol (30%) (Railhac y Brekke, 1997).

2.3.2. ARTROGRAFIA

La artrografía es una técnica radiográfica en la que se introduce un medio de contraste a través de una aguja en un espacio articular y a la que posteriormente se le realizan radiografías (Lavin, 1994). El medio de contraste dentro de la cavidad articular pone de manifiesto las superficies articulares y delimita la cápsula articular (Lavin, 1994).

2.3.2.1. *Indicaciones y contraindicaciones*

La artrografía está indicada en aquellos pacientes con cojeras o dolor asociado a una articulación, en los que las radiografías simples proporcionan una información insuficiente (Lavin, 1994). Aunque la técnica está solamente descrita en hombro y rodilla canina, puede ser realizada en cualquier articulación de cualquier especie (Morgan, 1993).

La artrografía nos ayuda a evaluar cualquier alteración morfológica de la superficie del cartílago articular, estudiar la integridad de la cápsula articular, valorar laxitudes anormales de la articulación, visualizar ligamentos o tendones intraarticulares, así como meniscos, observar como conectan ciertas vainas sinoviales y demostrar la presencia de abscesos cavitarios o bursas comunicantes (Lavin, 1994). Como resultado de un artrograma, el lugar y la naturaleza de una exploración quirúrgica puede ser más fácilmente determinada (Lavin, 1994). En la práctica, una de las aplicaciones más empleadas se da para evaluar casos de osteocondritis disecante en la articulación del hombro (Herrtage y Dennis, 1990).

En cuanto a las contraindicaciones, cualquier proceso infeccioso en los tejidos blandos adyacentes a la articulación objeto de estudio, es causa suficiente para no realizar esta técnica diagnóstica, ya que es necesario introducir de manera percutánea una aguja en el interior de la articulación lo que podría producir una infección en la misma (Freiberger y Pavlov, 1988; Lavin, 1994). La inyección de un medio de contraste positivo en presencia de artritis o sinovitis infecciosa ya instaurada provocará una mayor inflamación. La administración de un contraste positivo en una articulación con inflamación de tipo no infeccioso, no está contraindicada, pero causará que el proceso comience a ser mucho más agudo (Lavin, 1994).

El uso de aire para realizar una artrografía negativa puede producir un embolismo aéreo, por ello se recomienda utilizar dióxido de carbono u óxido nitroso mejor que aire para un pneumoartrograma (Morgan, 1993).

2. 3. 2. 2. Técnica

La técnica radiográfica de la artrografía abarca varios pasos. Con el animal bajo anestesia general se realizan radiografías simples de la articulación a estudiar en proyecciones lateral y caudocraneal centrando el haz de rayos-X sobre los cóndilos femorales, generalmente también se radiografía la articulación contralateral (Atilola y cols., 1984; Railhac y Brekke, 1997). Seguidamente el sitio donde se va a realizar la inyección se depila y prepara asépticamente, y se introduce la aguja en la articulación retirando todo el líquido sinovial posible (Morgan, 1993). Posteriormente se inyecta el medio de contraste, el volumen introducido dependerá de la presión que ejerza la articulación (Morgan, 1993) o bien se administra el volumen que previamente se ha determinado aplicando la relación de 0'3 ml por cm de grosor mediolateral de la articulación (ml/cm articulación) (Atilola y cols., 1984).

En la articulación del hombro en la especie canina, Van Bree y colaboradores (1991), emplearon 1'5ml de medio de contraste y una concentración de yodo de 140 mg/ml. Para realizar artrografías en rodilla de conejos se empleó un volumen de 1ml de contraste y una concentración de 286 y 300 mgI/ml (Guerra y cols., 1983), mientras que para un ensayo realizado en rodillas de pacientes humanos se emplearon 10ml de contraste y una concentración de 300 y 320 mgI/ml (Railhac y Brekke, 1997). Ciertos

autores opinan que al emplear un medio iodado, éste debe diluirse en suero salino estéril al 20-40%, ya que si está más concentrado puede obliterar completamente los ligamentos intraarticulares o posibles defectos del cartílago articular (Lavin, 1994). Atilola y colaboradores en 1984, establecen tras varios ensayos con distintos volúmenes, que lo más indicado para artrografía de rodilla canina, es introducir de 0'3 a 0'4 ml de contraste por centímetro de grosor medio lateral de la articulación, siendo la concentración del medio que emplearon de 280 mg I/ml. Por su parte, Hay y colaboradores en 1996 utilizaron una concentración de 300 mgI/ml y el mismo volumen que Atilola y colaboradores (1984). Ambos autores indicaron que se han de realizar las radiografías en los primeros minutos tras la administración del contraste en proyección lateral y caudocraneal, ya que pasado este tiempo la densidad del contraste se pierde debido a la absorción del mismo.

Una vez retirada la aguja la articulación se masajea y se manipula suavemente para asegurar un llenado uniforme (Atilola y cols., 1984; Morgan, 1993). En este momento se realizan las proyecciones adecuadas.

El tiempo de disparo estimado para realizar el estudio radiográfico dependerá del medio de contraste administrado, el aire no tiene límite, sin embargo los contrastes positivos y la técnica de contraste doble sólo ofrecen buenas imágenes durante los primeros 15 minutos tras aplicar el contraste (Morgan, 1993). Guerra y colaboradores en 1983 en un estudio en rodilla de conejos realizaron los disparos a tiempo 5, 15, 30 y 45 minutos tras la administración del contraste. Van Bree y colaboradores en 1991 y 1992, para la articulación del hombro en perros utilizaron los tiempos 1, 3, 5, 9, 13, 17, 25, 30 y 45 minutos tras inyectar el contraste, mientras que Railhac y Brekke en 1997 en un estudio artrográfico en rodillas de seres humanos, emplearon los tiempos 1, 3, 5, 10 y 20 minutos tras administrar el contraste. En todos los casos, sólo resultaron diagnósticos los artrogramas obtenidos hasta el minuto 5 de haber introducido el contraste ya que después observaron un rápido deterioro del mismo. Atilola y colaboradores en 1984 en un trabajo sobre artrografía en la rodilla canina, realizaron los disparos a los tiempos 0, 10, 15, 20, 30, 40, 50 y 60 minutos tras introducir el medio de contraste, obteniendo como resultados artrogramas aceptables hasta el tiempo 11'1 (rango 10-15 minutos).

2. 3. 2. 3. Estructuras que se visualizan en la imagen artrográfica de la rodilla canina.

Las estructuras que se pueden visualizar en la proyección mediolateral incluyen los ligamentos cruzados craneal y caudal, el receso distal para el tendón de origen del músculo extensor digital largo y el cuerpo adiposo infrarrotuliano (Atilola y cols., 1984). Para estos autores la proyección mediolateral delineaba mejor las estructuras intraarticulares que la caudocraneal, así mismo observaron que el ligamento cruzado caudal era más evidente cuando la articulación se flexionaba al máximo, mientras que con flexión mínima, extendiendo la rodilla más de 60°, el ligamento cruzado craneal se visualizaba más. La proyección caudocraneal ofrece una mejor delineación de los meniscos lateral y medial así como de los cartílagos articulares de los cóndilos del fémur; también se visualiza el límite de la cápsula articular (Atilola y cols., 1984). Estas estructuras se pueden observar hasta los 10 minutos tras la introducción del contraste, ya que a partir de 15 minutos el grado de absorción del contraste se incrementa y alcanza el 100% a los 60 minutos (Atilola y cols., 1984).

2.4. ESTUDIO ECOGRAFICO

Desde que Lindahl publicara por primera vez la utilización de los ultrasonidos como ayuda diagnóstica en Veterinaria en 1966, esta técnica de diagnóstico por imagen se ha extendido a numerosos campos en el ámbito veterinario. La ecografía ha sido empleada en humanos para diagnosticar una amplia variedad de alteraciones musculoesqueléticas (Richardson y cols., 1988). Este medio de diagnóstico por imagen tiene como ventajas el no ser invasivo, no necesitar una anestesia general del paciente que en ocasiones tampoco requieren sedación, es un procedimiento rápido y resulta relativamente barato comparado con otras técnicas (Reed y cols., 1995; Long y Nyland, 1999). Las primeras publicaciones sobre ecografía del sistema musculoesquelético en perros aparecieron a principios de los años noventa (Gerwing y Kramer, 1991), aunque el uso de los ultrasonidos como herramienta diagnóstica para evaluar alteraciones musculoesqueléticas en la especie canina ha recibido poca atención en la literatura y se emplea principalmente para examinar las articulaciones del hombro, cadera y rodilla (Reed y cols, 1995).

2. 4. 1. PRINCIPIOS FISICOS DE LOS ULTRASONIDOS

2. 4. 1. 1. Consideraciones generales

Los ultrasonidos son ondas sonoras no audibles que se emiten en forma de impulsos y viajan a través de los tejidos a una velocidad constante hasta encontrar una superficie reflectante, donde parte de ellos es reflejada en forma de ecos hacia la fuente emisora. El ecógrafo es capaz de medir el tiempo que ha tardado en recibir los ecos, mostrándolos, como un pico o punto luminoso en un osciloscopio o en un monitor (Bartrum y Crow, 1997). Los ultrasonidos que se emplean en ecografía tienen una frecuencia que varía entre 2 y 10 MHz (Barr, 1990), y son emitidos por sondas o transductores que contienen cristales con características piezoeléctricas. El efecto piezoeléctrico implica que los cristales se contraigan y expandan al ser sometidos a una corriente eléctrica, lo que conlleva la emisión de energía mecánica en forma de ultrasonidos (Ginther, 1986). Los ecos reflejados a nivel de las distintas interfases chocan también con los cristales, produciendo menores deformaciones, pero suficientes para crear una señal eléctrica que en última instancia formará la imagen en el monitor (Bartrum y Crow, 1997).

La frecuencia de los transductores viene determinada por el número de veces que los cristales se expanden y contraen por segundo. Cuanto mayor sea la frecuencia, mayor será la resolución, lo cual resultaría siempre deseable, pero la atenuación aumenta a razón de 1 dB/cm/MHz, por lo que, a mayor frecuencia, mayor será la atenuación, limitando la capacidad de penetración de los ultrasonidos. Por este motivo habrá que utilizar transductores de alta frecuencia a la hora de valorar estructuras superficiales como las articulaciones, y de frecuencias menores en el caso de las profundas, aún a costa de perder resolución (Herring y Bjorton, 1985; Ginther, 1986; Bartrum y Crow, 1997).

Para obtener imágenes de alta calidad se ha de intentar disminuir al máximo la creación de artefactos (Bartrum y Crow, 1997). En general no es necesario sedar o anestesiarse a los animales para disminuir los movimientos, excepto cuando el procedimiento resulta doloroso para el animal (Lamb y cols., 1988). Se debe depilar la

región que se desea explorar y aplicar después un gel acústico que permita un contacto perfecto entre el transductor y la piel del animal, para evitar que exista aire entre ambas superficies (Barr, 1990).

Los ecos se pueden representar mediante 3 modos diferentes en el monitor. El modo A (Amplitud) muestra una gráfica unidimensional en un osciloscopio, en el que el eje horizontal representa la distancia y la amplitud de los ecos en forma de picos. Cuanto mayor es el pico, mayor es la amplitud del eco, quedando representada la distancia entre las distintas interfases por la separación que exista entre los picos (Lohss, 1988; Barr, 1990). El modo B (Brillo) resulta en una imagen bidimensional en movimiento. La amplitud del eco equivale a un punto de brillo en el monitor y será más brillante cuanto más intenso sea el eco. La situación del punto es proporcional al tiempo que ha tardado en ser recibido. El ecógrafo registra continuamente todos los puntos de brillo y sus posiciones, ofreciendo así, una imagen bidimensional del área que abarcan los ultrasonidos (Lohss, 1988; Barr, 1990). Por último, el modo M (Movimiento) presenta características de los dos anteriores. Se obtiene una imagen unidimensional porque se emite un solo haz de ultrasonidos, pero el eco se representa como un punto de brillo y no como un pico. Si el haz atraviesa interfases móviles, los puntos de brillo correspondientes a éstas, también se moverán. Se utiliza principalmente en ecocardiografía (Lohss, 1988; Barr, 1990).

2. 4. 1. 2. Artefactos

Los artefactos son todas las imágenes que aparecen en el monitor que no se corresponden con ecos generados por estructuras reales (Barr, 1990). Pueden suponer entre un 30 y un 90% de los ecos observados y son la causa más frecuente de errores de diagnóstico, por lo que conocerlos resulta fundamental (Kaplan, 1991). Uno de los requisitos principales a la hora de interpretar las imágenes ecográficas es saber diferenciar los ecos reales y los artefactos (Barr, 1990; Kaplan, 1991). Los artefactos más comunes son:

1. Ruido acústico.

Se produce cuando se trabaja con ganancias altas (Bartrum y Crow, 1997). Es fácil de identificar y también de ajustar en estructuras llenas de líquido. La vejiga de la

orina, por ejemplo, debe tener un contenido anecógeno. Si la ganancia es excesiva, aparecen ecos sobre el fondo negro. Para eliminar este artefacto, habrá que bajar la ganancia hasta que la orina se observe “limpia” (Barr, 1990; Kaplan, 1991).

2. Sombra acústica.

Cuando los ultrasonidos chocan con una interfase que produce reflexión total (gas, hueso), ésta no permitirá el paso de los mismos a zonas más profundas, por lo que en la imagen aparecerá una zona hiperecogénica que representa la interfase reflectante, y una sombra anecógena detrás, que no debe confundirse con una estructura líquida (Barr, 1990; Kaplan, 1991).

3. Sombra lateral.

Se produce cuando aparece una franja anecógena lateral a estructuras redondeadas y llenas de líquido (Bartrum y Crow, 1977). La refracción de los ultrasonidos a nivel de la pared de estas estructuras impide que los ecos vuelvan al transductor y sean registrados (Barr, 1990; Kaplan, 1991).

4. Refuerzo posterior.

Cuando los ultrasonidos pasan a través de estructuras líquidas que los transmiten perfectamente los ecos tendrán mayor amplitud detrás de éstas, que en zonas vecinas a igual profundidad, ya que existe menor atenuación de los ultrasonidos (Barr, 1990; Kaplan, 1991).

5. Artefacto especular.

En ocasiones, al dirigir los ultrasonidos a través del hígado hacia el diafragma, se observa una proyección del hígado dentro del tórax (Barr, 1990; Kaplan, 1991). Esto se debe a que la interfase diafragma-pulmones (tejido blando-gas) actúa como “espejo” debido a la gran diferencia de impedancia acústica. Ecos de gran amplitud vuelven hacia el hígado, donde se encuentran con interfases que los reflejan debido a un proceso de reverberación interna. La señal en el ecógrafo se recibirá más tarde y, por tanto, se verá parénquima hepático en zonas más profundas (Barr, 1990; Kaplan, 1991).

2. 4. 2. TECNICA DE LA ECOGRAFIA DE LA RODILLA CANINA

Para estudiar la rodilla canina se ha de utilizar una sonda lineal de alta frecuencia, al menos de 7'5 MHz (Reed y cols., 1995) y en animales de tamaño pequeño, el uso de una almohadilla puede resultar de gran ayuda (Kramer y cols., 1999). El animal puede permanecer en decúbito lateral o supino y la rodilla se posiciona en flexión y extensión dependiendo de la estructura a examinar (Reed y cols., 1995).

Kramer y colaboradores en 1999, para estandarizar la exploración ecográfica de la rodilla canina, dividieron la articulación en cuatro regiones, suprarrotuliana, infrarrotuliana, lateral y medial, y caudal.

En la *región suprarrotuliana* la ventana acústica fue localizada sobre el tendón del músculo cuádriceps femoral, la rodilla se flexionaba en un ángulo de 45° y se realizaban cortes transversales y sagitales. Las estructuras más importantes de esta región fueron, la superficie de los cóndilos del fémur, la rótula, la cápsula articular y el tendón del músculo cuádriceps femoral. La superficie hiperecogénica convexa de la rótula se utilizó como referencia. El receso suprarrotuliano no fue visible, sin embargo, resultó fácil observar el saco sinovial femororrotuliano incluso con pequeñas colecciones de líquido sinovial, la cual apareció con un aspecto de tubo que variaba de hipo a anecógeno (Kramer y cols., 2000). Con un corte transversal y una flexión máxima de la articulación, se visualizó el cartílago y hueso subcondral, así como la forma y profundidad de la tróclea del fémur. Posteriormente, el transductor fue colocado sobre los cóndilos femorales haciendo un corte transversal, que permitió examinar la integridad de la superficie del cartílago articular que apareció anecoico (Richardson y cols., 1988). Desgarros en el músculo cuádriceps proximal a la rótula pueden ser visualizados ecográficamente como una discontinuidad en la ecogenicidad normal del músculo, mientras que defectos y bordes irregulares en la superficie del cóndilo lateral del fémur se asocian con osteocondritis disecante (Kramer y cols., 2000).

En la *región infrarrotuliana*, la sonda ecográfica fue colocada sobre el ligamento rotuliano flexionando la rodilla en un ángulo de 90°. El corte sagital quedó demarcado proximalmente por la rótula y distalmente por el borde craneal de la tuberosidad de la

tibia. La rótula se observó como una estructura convexa, hiperecogénica y lisa, con un área de sombra acústica caudalmente. El ligamento rotuliano presentó en el corte transversal forma oval con ecogenicidad homogénea moderada, y en el sagital forma de cinta, reconociéndose en su interior una estructura fibrilar debido a la presencia de fibras de colágeno paralelas hiperecogénicas (Reed y cols., 1995). Su peritendón fue visualizado como una línea hiperecogénica que sólo se observó si el contacto acústico se realizaba exactamente vertical a éste y resultó más ancho en animales con mayor cantidad de tejido adiposo en la fascia superficial (Reed y cols., 1995). A nivel del borde distal de la rótula, el ligamento rotuliano se apreció ligeramente más ancho y en la zona de inserción apareció con menor ecogenicidad. El cuerpo adiposo infrarrotuliano fue localizado en el espacio articular, caudal al ligamento rotuliano, siendo hiperecogénico y pobremente demarcado. El ligamento cruzado craneal se localizó, girando el transductor unos 20° hacia medial en corte longitudinal, con la rodilla en flexión máxima (Reed y cols., 1995). Se observó como una banda hipoecogénica, comparándola con la ecogenicidad del ligamento rotuliano, que se extendió desde el borde craneal de la tibia, hasta la fosa intercondilar del fémur, delimitado por el cuerpo adiposo infrarrotuliano. El ligamento cruzado caudal se visualizó mejor en perros grandes con la articulación en extensión máxima (Reed y cols., 1995), apareciendo como una estructura redondeada hipoecogénica, en el punto de fijación en la fosa intercondilar del fémur. Medial y lateralmente al ligamento rotuliano, se estudió la integridad del cartílago articular de los cóndilos femorales. El cartílago por sí mismo, produjo una imagen lisa hipoecogénica entre la interfase cartílago-hueso femoral y la interfase cartílago-tejido blando, ambas hiperecogénicas.

En las *regiones lateral y medial*, el transductor se colocó lateral y medialmente al ligamento rotuliano para producir cortes longitudinales. Las referencias proximal y distal para la región lateral fueron los cóndilos laterales de fémur y tibia, mientras que para la región medial fueron el cóndilo medial del fémur y la tuberosidad de la tibia. Los meniscos se localizaron a ambos lados del ligamento rotuliano y se evaluaron con el corte longitudinal a través de la articulación. La única diferencia entre los dos lados, fue la presencia del tendón de origen del músculo extensor digital largo en el lado lateral entre el menisco y la cápsula articular. En ambos lados entre las estructuras óseas correspondientes al cóndilo del fémur y a la tibia, los meniscos aparecieron como

triángulos homogéneos de ecogenicidad media (Richardson y cols., 1988; Reed y cols., 1995). El tendón del músculo extensor digital largo estaba recubierto por la membrana sinovial del receso extensor, y para su localización, la extremidad se colocó en extensión situando la sonda en plano longitudinal sobre el músculo tibial craneal, en el interior de dicho músculo, se observó el tendón del músculo extensor digital largo hipocogénico demarcado por la membrana sinovial hiperecogénica en dirección a la fosa extensora del fémur a través de la articulación, inmediatamente superficial al menisco lateral.

La *región caudal* de la articulación se examinó en cortes sagitales y transversales con la rodilla en una posición ligeramente flexionada. La referencia para la imagen caudal a través de la rodilla fue el área poplíteo. Se estudiaron las porciones caudales de los músculos poplíteo y gastronemio y entre los cóndilos del fémur y la tibia, se observó el cuerno caudal de los meniscos como unas estructuras hipocogénicas ovaladas. En el hombre, el examen de la región caudal se emplea para evaluar el ligamento cruzado caudal, sin embargo, en el perro este ligamento no pudo ser evaluado utilizando este abordaje, ya que las estructuras mencionadas no se observaron con claridad debido al pequeño espacio en el que se encontraban (Kramer y cols., 1999).

Los ligamentos colaterales, así como los meniscales e intermeniscales, no son visibles ecográficamente (Reed y cols., 1995). El líquido sinovial sólo se observa cuando existe una efusión, localizándose craneal a los ligamentos cruzados, desplazando en ocasiones al cuerpo adiposo infrarrotuliano medialmente en dirección al ligamento rotuliano (Reed y cols., 1995; Gnudi y Bertoni, 2001).

2. 5. ESTUDIO POR IMAGEN DE RESONANCIA MAGNETICA (IRM)

En 1946, Felix Bloch en la Universidad de Stanford y Edward Purcell en la Universidad de Harvard en 1948, demostraron que al someter determinados núcleos a la acción de un campo magnético intenso, éstos pueden absorber energía de radiofrecuencia y generar a su vez una señal de radiofrecuencia (RF) capaz de ser

captada por una antena receptora, a lo que se denominó “fenómeno de Resonancia Magnética Nuclear” (Sobejano y cols., 1992). Estos dos autores recibieron conjuntamente el Nobel de Física por sus trabajos en 1952. Durante mucho tiempo, la resonancia magnética nuclear (RMN) fue empleada por los químicos para el estudio de las estructuras moleculares (Desgrez y cols., 1991). En 1973 Paul Lauterbur publicó las primeras imágenes obtenidas por RMN, que correspondían a un corte de dos tubos capilares llenos de agua (Desgrez y cols., 1991). Varios años después, en 1979, se publicaron las primeras imágenes tomográficas de una cabeza humana. En 1983, el *American College of Radiology* consideró la tomografía por RMN como técnica estándar en el campo de diagnóstico médico (Sobejano y cols., 1992). El término de RMN se cambió por el de *imagen por resonancia magnética* (IRM), debido a la confusión que creaba para el público el empleo del término “nuclear” (Seeger y Lufkins, 1989; Dennis, 1996).

2. 5. 1. BASES FÍSICAS DE LA IRM

El fenómeno de la resonancia magnética (RM) se basa en las propiedades magnéticas que presentan ciertas partículas como los electrones, los protones y/o neutrones (Dennis, 1995). Cuando estas partículas se colocan bajo un fuerte campo magnético externo, son capaces de absorber y reemitir energía en forma de ondas de radio a frecuencias específicas (Dennis, 1998). Cuando absorben la energía de radiofrecuencia se dice que han entrado en resonancia y posteriormente, liberan ese exceso de energía en un proceso denominado relajación. Durante la relajación se induce una señal eléctrica que, tratada convenientemente por un ordenador, servirá para obtener la imagen tomográfica en IRM (Dennis, 1996).

El átomo de hidrógeno (H) es el ideal para los estudios de IRM, no sólo porque es el más simple, al poseer un único protón, sino porque además es el más abundante en el organismo, ya que representa dos tercios del conjunto total de átomos que lo constituyen (Seeger y Lufkins, 1989). Los núcleos de H que generan una señal suficiente para participar en la formación de la imagen provienen básicamente de los tejidos grasos y del agua (Dennis, 1995).

En RM el campo magnético lo crea un imán, y las unidades que se emplean son el Tesla (T) y el Gauss (1 T=10000 Gauss) (Schild, 1990).

Aunque pueden ser de muchos tipos, los imanes más comúnmente empleados en RM son los denominados superconductores. Estos imanes operan a una temperatura de -273° F (0° C absoluto), por lo que requieren sustancias criogénicas para su mantenimiento. Presentan la ventaja de alcanzar campos magnéticos de gran magnitud, uniformidad y estabilidad (Gili y Capdevilla, 1992).

Los núcleos de H giran con un movimiento denominado spinning (Gili y Capdevilla, 1992) o se dice que el núcleo de H realiza un movimiento de espín (*spin*) (Schild, 1990). No todos los átomos poseen movimiento espín, y sólo los componentes con espín de un tejido pueden ser estudiados por RM. Aparte del H, el sodio y el fósforo también poseen espín, mientras que el carbono, el oxígeno o el calcio no. Esta es la razón por la que el hueso o el gas no producen señal en IRM (Shores, 1993a).

Al contar con un único protón, el núcleo de H presenta una carga positiva. Puesto que se trata de una carga eléctrica en movimiento, el núcleo de H presentará un pequeño campo o momento magnético (Dennis, 1996), que podríamos representar mediante un vector que coincida con el eje de giro o espín. Es decir, los núcleos de H del organismo se comportan como pequeños dipolos magnéticos o imanes (Thomson y cols., 1993). Generalmente, estos dipolos se encuentran orientados al azar, de tal manera que la magnetización o campo magnético neto del paciente resulta nulo (Walker, 1995).

Cuando se somete al paciente a un fuerte campo magnético externo (B_0), los núcleos de H pierden su orientación al azar y se sitúan alineados con el campo externo (Walker, 1995), pudiendo presentar dos tipos de orientación (Seeger y Lufkins, 1989):

- Estado paralelo: cuando se orientan en el mismo sentido que el campo magnético externo.
- Estado antiparalelo: cuando se orientan en el sentido opuesto.

El estado paralelo es menos energético que el antiparalelo (Seeger y Lufkins, 1989). Para alcanzar un equilibrio energético, un número mínimamente superior a la mitad de los núcleos se situará en el estado paralelo y el resto, en el antiparalelo (Hendrick y

cols., 1992). De esta forma, la magnetización neta resultante en un paciente sometido a un campo externo tendrá un determinado valor, y su dirección y sentido coincidirán con los del campo externo, debido al número ligeramente superior de espines nucleares en la orientación paralela (Seeger y Lufkins, 1989).

Cuando los núcleos son sometidos a la acción del campo magnético externo, no sólo se alinean con él, sino que además comienzan a realizar un movimiento característico que denominamos precesión, similar al que realiza una peonza sobre el suelo (Thomson y cols., 1993; Dennis, 1996).

La frecuencia de precesión depende del campo magnético externo, y es directamente proporcional a la magnitud del mismo (Seeger y Lufkins, 1989; Hendrick y cols., 1992; Dennis, 1996). Esta relación viene dada por la ecuación de Larmor (Schild, 1990; Hendrick y cols., 1992):

$$\omega = \gamma B_0$$

ω : frecuencia de precesión. γ : cociente giromagnético (constante que varía en función del tipo de núcleo).
 B_0 : magnitud del campo magnético.

La frecuencia de la radiación electromagnética que se envía al paciente para provocar la excitación de los núcleos, debe coincidir con la frecuencia de precesión. De igual modo, también la antena receptora debe ser sintonizada a esta misma frecuencia para recibir la señal de resonancia. (Hendrick y cols., 1992). Así pues, la resonancia magnética se basa en que los átomos de determinados núcleos, cuando se someten a un campo magnético intenso, pueden absorber (resonancia) y reemitir energía (relajación) en forma de ondas de radio a frecuencias específicas (frecuencias de precesión). La energía liberada puede ser captada por una antena receptora que debe ser sintonizada a esa frecuencia de precesión (Hendrick y cols., 1992). En el movimiento de precesión, el núcleo únicamente gira sobre sí mismo, por lo que no realiza ningún desplazamiento respecto a su posición. No se produce, por tanto, ninguna desestructuración nuclear (Gili y Capdevilla, 1992).

Al igual que en la tomografía computerizada, el término vóxel se refiere a las unidades de volumen en que suponemos dividido al paciente. En IRM, el ordenador interpretará una única señal que proviene de cada vóxel (Gili y Capdevilla, 1992).

Si trasladamos todos los espines de los núcleos del vóxel al punto central del mismo, se forman dos conjuntos que se mueven girando sobre dos conos, un cono en la orientación paralela y el otro en la antiparalela. La resultante total se podría representar como un vector único que tendría la dirección y sentido del campo magnético externo al que se somete el paciente, debido al mayor número de espines en la orientación paralela (Gili y Capdevilla, 1992).

La dirección del campo magnético externo se conoce como dirección longitudinal (Breger y Kneeland, 1987; Schild, 1990), correspondiéndole el eje z (o eje longitudinal) del sistema cartesiano (Gili y Capdevilla, 1992). Perpendicular al eje longitudinal se sitúa el plano transversal (Breger y Kneeland, 1987) o plano xy (Hendrick y cols., 1992).

La resultante total del vóxel se sitúa sobre el eje longitudinal y se denomina como vector de magnetización neta del vóxel (M_0) (Hendrick y cols., 1992).

Medir la magnetización neta del vóxel o magnetización longitudinal en estas condiciones, alineada con el campo externo es muy difícil, ya que la magnitud de B_0 es millones de veces superior al valor de magnetización del vóxel (Hendrick y cols., 1992). Así, que basándonos sólo en esta magnetización longitudinal, no podríamos obtener una señal útil que pudiera ser interpretada por el ordenador (Schild, 1990).

Para medir la magnetización de un tejido es necesario desplazar la magnetización longitudinal hacia el plano transversal, el vector resultante no sólo estará situado en este plano sino que realizará un movimiento de giro a la misma frecuencia que lo hacen los núcleos, es decir a la frecuencia de precesión. Como se trata de una fuerza magnética en movimiento, crea una corriente eléctrica que puede ser detectada por una antena como señal (Breger y Kneeland, 1987; Schild, 1990). El ordenador no recoge esta señal directamente, sino la resultante del proceso de relajación, durante el cual la magnetización del vóxel recupera su posición de equilibrio inicial, sobre el eje longitudinal (Hendrick y cols., 1992).

En RM la emisión de ondas electromagnéticas de radiofrecuencia (RF), capaces de desviar la magnetización neta longitudinal del paciente hacia el plano transversal xy (magnetización transversal), tiene una corta duración (milisegundos (ms)), por lo que se les denomina pulsos de RF (Gili y Capdevilla, 1992). Estos pulsos se cuantifican por el ángulo de inclinación que producen en la magnetización neta, que antes del pulso se encuentra alineada con el campo magnético externo, según el eje z del sistema cartesiano (Hendrick y cols., 1992; Seeger y Lufkins, 1989). El ángulo de inclinación de la magnetización neta dependerá de la amplitud y duración del pulso de RF (Gili y Capdevilla, 1992; Thomson y cols., 1993). Los pulsos más comúnmente empleados en IRM son los de 90° y 180°. Un pulso de 90° es aquel capaz de desplazar la magnetización longitudinal hasta el plano transversal (Breger y Kneeland, 1987; Seeger y Lufkins, 1989). Un pulso de 180° causa una inversión completa de la magnetización sobre el eje longitudinal, por lo que no produce magnetización transversal (Thomson y cols., 1993).

Una vez terminada la emisión de RF, el vector de magnetización del vóxel volverá a su posición de equilibrio sobre el eje longitudinal. A este proceso se le denomina relajación (Gili y Capdevilla, 1992). Durante el proceso de relajación se recuperará paulatinamente la magnetización longitudinal e irá desapareciendo la recién establecida magnetización transversal (Schild, 1990). Las imágenes de RM se obtendrán enviando pulsos de distintos valores separados por intervalos de tiempo convenientes, lo que constituye la secuencia de pulsos. Las secuencias de pulso son enviadas por una bobina emisora diseñada cuidadosamente, de ellas depende la calidad de la señal en RM (Villafana, 1988).

El retorno a la posición de equilibrio de la magnetización implica unas modificaciones de campo magnético que pueden ser recogidas mediante una antena receptora ya que las variaciones de campo magnético inducen una señal eléctrica con la que se obtendrán las imágenes de RM. Esta señal eléctrica, recogida en la antena receptora se denomina FID (Free Induction Decay) (Gili, 1993). La FID es una señal sinusoidal amortiguada cuya frecuencia es la frecuencia de precesión impuesta por el valor del campo magnético durante la relajación. Dos vóxeles que están bajo campos magnéticos distintos, tendrán frecuencias de relajación distintas y por lo tanto sus

señales pueden ser diferenciadas mediante un análisis que discrimine por frecuencia (análisis de Fourier) (Gili, 1993).

2. 5. 2. PARAMETROS DE RESONANCIA MAGNETICA

2. 5. 2. 1. Densidad de espines/protónica (D)

La densidad de espines es, una medida de la concentración de hidrógeno (H). La potencia de la señal recibida de los núcleos que precesan es proporcional al número de núcleos que se encuentren dentro del volumen de detección del aparato de RM (Villafana, 1988). Cuando se obtiene una imagen potenciada en densidad quiere decir que la escala de intensidades en la imagen es proporcional a la densidad de núcleos de H. A mayor densidad mayor intensidad; los núcleos de H que van a generar una señal suficiente para participar en la formación de la imagen provienen básicamente de los tejidos grasos y del agua, tanto libre como ligada a macromoléculas (Gili, 1993). En las zonas donde no existen núcleos de H o éstos no han entrado en resonancia, no existirá señal y aparecerá siempre negro en cualquier potenciación de imagen, por ejemplo los espacios aéreos y el hueso cortical. También aparecerán hipointensas en este tipo de secuencia los ligamentos, tendones y el fibrocartílago (Villafana, 1988; Gili, 1993).

2. 5. 2. 2. Tiempo de relajación T1

Si representamos la magnetización longitudinal con relación al tiempo durante el proceso de relajación, obtendríamos una curva exponencial creciente denominada curva T1. A T1 se le denomina también tiempo de relajación longitudinal (Hendrick y cols., 1992), pero su valor no se corresponde con la duración real del proceso, sino que se trata de una constante de tiempo cuyo valor determina la mayor o menor rapidez con que tiene lugar la relajación longitudinal (Thomson y cols, 1993). Los tiempos de relajación T1 se miden en centenas de milisegundos (ms) (Gili, 1993).

2. 5. 2. 3. Tiempo de relajación T2

Si representamos la disminución de la magnetización transversal en relación al tiempo obtendríamos la curva T2. Al igual que T1, T2 (tiempo de relajación transversal) es una constante de tiempo cuyo valor determinará la rapidez con que se desarrolle el

proceso, los tiempos de relajación T2 se miden en decenas de milisegundos (Thomson y cols, 1993).

Los procesos de relajación longitudinal y transversal tienen lugar de forma simultánea pero independiente, puesto que se producen por mecanismos distintos (Thomson y cols, 1993). Para facilitar la comprensión del mecanismo por el que se produce la señal en IRM, en lugar de considerar la magnetización longitudinal y la transversal como vectores independientes, se considera el vector suma de ambos (Hendrick y cols, 1992; Schild, 1990), cuya dirección viene determinada por el valor de cada uno de los vectores originales. Este vector suma, representa el momento magnético total del vóxel (Schild, 1990). Como sólo la componente transversal del vector suma induce la señal en la antena, la máxima intensidad de señal se obtendrá con un pulso de 90°, mientras que un pulso de 180° no producirá señal (Thomson y cols, 1993).

Así pues, la relajación longitudinal, caracterizada por T1 y la relajación transversal, caracterizada por T2 de un determinado tejido, reflejan la estructura bioquímica del mismo y determinan su imagen en IRM (Seeger y Lufkins, 1989). Podremos pues, diferenciar un tejido de otro por sus diferencias en los valores de T1 y T2 (Hendrick y cols, 1992), o por la densidad de protones (D) que presente (Sobejano y cols, 1992).

Según lo explicado, un tejido con un T2 elevado implica una gran coherencia de relajación y en las imágenes potenciadas en T2 le corresponde una señal alta. Cuanto mayor es la señal, mayor es el valor T2 (Thomson y cols., 1993). En el agua libre los núcleos de H perciben prácticamente el mismo campo magnético, lo que implica que el agua libre aparecerá siempre hiperintensa en T2. Hay que diferenciar la mayor o menor coherencia en la relajación debida únicamente a la estructuración histoquímica, del aumento de incoherencia que puede aportar las heterogeneidades del campo magnético. Si el campo magnético no es perfectamente homogéneo o existen sustancias que distorsionan el campo magnético, los núcleos se relajan asincrónicamente por este hecho. Teniendo en cuenta estas dos fuentes de incoherencia, se pueden obtener imágenes denominadas imágenes potenciadas en T2* (Gili, 1993). Dichas imágenes son especialmente atractivas en el sistema musculoesquelético por el hecho de que el tejido

óseo trabecular provoca heterogeneidades locales del campo magnético que hacen más incoherente la relajación y, por tanto, disminuyen la señal de esa parte de hueso diferenciándolo claramente del tejido cartilaginoso que se presenta hiperintenso (Gili, 1993).

En las imágenes de RM, la escala de grises está relacionada directamente con la intensidad de la señal recibida. La intensidad de la señal emitida por un tejido depende de sus tiempos de relajación longitudinal y transversal (T1 y T2), y de su densidad protónica. Los tejidos que presenten una intensidad de señal alta, intermedia o muy baja, aparecerán blancos, grises y negros respectivamente (Daniels y Haughton, 1987).

La escala de grises orientativa de una imagen potenciada en T1, de más blanco o brillante a negro, es la siguiente: grasa, hueso medular, sustancia blanca, sustancia gris, músculo, líquido cefalorraquídeo (LCR), agua, ligamentos, tendones, hueso cortical y aire (Villafana, 1988). A modo orientativo se puede establecer la siguiente escala de grises en una imagen estándar potenciada en T2, desde la estructura más brillante o blanca hasta la más negra: agua, LCR, grasa, hueso medular, sustancia gris, sustancia blanca, músculo, ligamentos, tendones, hueso cortical y aire (Villafana, 1988; Seeger y Lufkins, 1989).

La escala de grises estándar de una imagen potenciada en densidad de núcleos de H, de la estructura más blanca o brillante a la más negra, es la siguiente: agua, grasa, hueso medular, LCR, sustancia gris, sustancia blanca, músculo, ligamentos, tendones, hueso cortical y aire (Seeger y Lufkins, 1989).

La obtención de imágenes potenciadas en D, T1, T2 o T2* depende del contraste tisular que se quiere obtener y en función de la sospecha patológica (Gili, 1993).

2. 5. 3. TECNICAS EMPLEADAS EN IRM

Manipulando una serie de parámetros se pueden modificar las características de la imagen y conseguir así que predomine el factor T1, T2 o bien que predomine la

información sobre la densidad de protones (Daniels y Haughton, 1987). Es lo que se denomina potenciar la imagen en T1, en T2 o en densidad protónica (D). La obtención de estas imágenes se realiza mediante la elección de secuencias de pulsos adecuadas (Seeger y Lufkins, 1989; Sobejano y cols, 1992; Dennis, 1996). Las secuencias de pulsos son la forma de emitir y recibir las ondas de RF (Sobejano y cols, 1992). Las imágenes se obtienen enviando pulsos de distintos valores (p.ej. de 90° o de 180°), separados por intervalos de tiempo convenientes (Schild, 1990; Gili y Capdevilla, 1992). Son estos intervalos de tiempo los que determinan la potenciación de la imagen para que, en la imagen resultante, predominen las diferencias en T1, en T2 o en la densidad de protones del tejido (Hendrick y cols, 1989).

Se denomina TR (tiempo de repetición) al tiempo en milisegundos (ms) que transcurre entre el comienzo de una secuencia de pulso y el comienzo de la siguiente secuencia idéntica a la primera (Martí-Bonmatí y Celda, 1991; Sobejano y cols, 1992).

Se denomina TE (tiempo de eco) al tiempo en ms transcurrido entre la emisión de un pulso de RF y la recogida de la señal (Gili y Capdevilla, 1992; Westbrook y Kaut, 1993).

2. 5. 3. 1. Secuencia de saturación-recuperación

Se obtienen imágenes influenciadas por la densidad protónica; consisten en la emisión de un pulso de 90° seguido de un tiempo de espera (TR) y a continuación, por la emisión de otro pulso de 90°. Las señales se leen durante el intervalo del tiempo de repetición. En cada secuencia saturación-recuperación, si se usan TR cada vez más cortos, la relajación de la magnetización (FID) que se obtiene, irá disminuyendo de señal debido a que no se deja que se recupere la magnetización entre pulsos. En consecuencia, cuando menor es el TR, mayor es el contraste en T1 que aparece en la imagen (Villafana, 1988; Gili, 1993).

2. 5. 3. 2. Secuencia de inversión-recuperación

Es una de las secuencias más utilizadas para obtener imágenes potenciadas en T1. Consiste en enviar un pulso inverso de 180° y después de dejar relajarse durante un cierto tiempo de inversión (TI), se envía un pulso de 90°. La secuencia se repite después

de un tiempo de repetición (TR) enviando un nuevo pulso de 180° . La intensidad de estas imágenes es variable dependiendo del tiempo al que se realice la lectura. Si se lee después de un TI sumamente largo, la señal está en la parte positiva de la curva y la magnetización varía hacia la parte positiva del eje z, en este caso los valores se representan tal como se explicó en la escala estándar para la imágenes potenciadas en T1. Sin embargo, si se utiliza un TI corto se obtiene una imagen potenciada en T1 en la que la grasa aparecerá en la parte negra de la escala. Esta secuencia se llama STIR (Short Time Inversion Recuperation) (Desgrez y cols., 1991).

2. 5. 3. 3. *Secuencia Spin Eco (SE)*

Llamada secuencia espín-eco (SE). Es la secuencia más utilizada por sus posibilidades en la potenciación de la imagen (Gili y Capdevilla, 1992). Formada por un pulso de 90° y otro de 180° . El tiempo que existe entre el pulso de 90° y el de 180° es de TE/2 y el que transcurre entre el pulso de 180° y la recepción de la señal es también de TE/2. Según la duración de los tiempos de repetición y de eco, se obtienen imágenes de densidad protónica (D), potenciadas en T1 o potenciadas en T2 (Schild, 1990). La diferenciación de los tejidos en las imágenes de RM se basa en la densidad de núcleos de hidrógeno y en los tiempos de relajación longitudinal y transversal (T1 y T2) de cada uno de ellos. Variando los tiempos de repetición (TR) y de eco (TE) podemos obtener imágenes que ponderen más en T1, que ponderen más en T2 o que no ponderen los tiempos de relajación sino la densidad protónica del tejido (Schild, 1990). En las imágenes obtenidas mediante la secuencia SE, la potenciación de la imagen viene regulada por el TE y el TR y en toda imagen SE, están presentes los tres factores: Densidad de espines (D), T1 y T2 (Gili, 1993).

Para obtener una imagen potenciada en T1, en la que predominan las diferencias en T1 de los tejidos, se emplean un TR y un TE cortos. La señal que se obtiene de cada vóxel depende del H del agua. En IRM se diferencian dos estados del agua, el agua libre y el agua ligada. El agua libre tiene un T1 muy largo por su gran movilidad, mientras que el agua ligada a macromoléculas pierde libertad facilitando así la liberación energética, por lo que su T1 es menor. La señal resultante del vóxel dependerá de la proporción de agua libre y ligada que exista en el mismo. En la mayoría de las patologías aumenta el agua libre (intersticial), implicando un aumento del T1 del vóxel

(Gili y Capdevilla, 1992). En moléculas como las lipídicas, la liberación energética es más fácil y por tanto su T1 será corto (Gili, 1993).

En una imagen estándar T1 la intensidad de la señal es directamente proporcional a la facilidad de relajación y por tanto, inversamente proporcional al valor de T1 (Gili y Capdevilla, 1992). A un T1 corto (relajación rápida) le corresponde una alta intensidad de señal, y a un T1 largo (relajación lenta) le corresponde una intensidad de señal baja (Shores, 1993a; Thomson y cols, 1993). Así pues, los líquidos en imágenes T1, al tener un T1 largo, aparecen oscuros (con baja intensidad de señal) y la grasa, en cambio, será muy brillante (Desgrez y cols., 1991; Gili y Capdevilla, 1992).

Para obtener una imagen potenciada en T2, en la que predominen las diferencias en T2 de los tejidos, se emplean un TR y un TE largos (Shores, 1993a). En una imagen estándar T2 la intensidad de señal es directamente proporcional al valor de T2 (Gili y Capdevilla, 1992). A un T2 corto (relajación rápida) le corresponde una baja intensidad de señal; a un T2 largo (relajación lenta) le corresponde una intensidad de señal alta (Shores, 1993a; Thomson, 1993). Así pues, los líquidos aparecerán muy brillantes por tener un T2 largo. Del mismo modo, en la mayoría de las patologías, el incremento en el agua intersticial dará lugar a un incremento del T2 del tejido, y aparecerán con mayor intensidad de señal en imágenes potenciadas en T2 (Gili y Capdevilla, 1992; Hendrick y cols, 1992).

Para obtener una imagen potenciada en densidad, en la que la intensidad de señal es directamente proporcional a la densidad de los núcleos de H, se emplean un TR largo y un TE corto (Breger y Kneeland, 1987). Son imágenes con mucha señal pero poca diferenciación tisular y escaso contraste (Sobejano y cols, 1992; Thomson y cols, 1993).

2. 5. 3. 4. *Secuencia en eco de gradiente (EG)*

Las secuencias SE tienen tiempos de adquisición del orden de minutos; para obtener imágenes más rápidas se han desarrollado otras secuencias distintas (Gili, 1993). Las primeras en utilizarse fueron las secuencias en eco de gradiente (EG). En ellas se utiliza, en lugar del pulso inicial de 90°, un pulso α° de menor amplitud que permitiría una recuperación más rápida y se sustituye del pulso de RF de 180° por

gradientes magnéticos que permiten el desfase de los espines y su posterior refasamiento para conseguir un eco (Desgresz y cols., 1991). En estas secuencias el valor de TE continúa siendo el tiempo entre el pulso inicial y la recogida del eco de gradiente. Las secuencias rápidas reciben nombres muy distintos según sea la marca comercial, aunque de forma general, se denominan potenciadas en T1-EG cuando los líquidos en reposo salen hipointensos y potenciadas en T2*-EG cuando los líquidos salen hiperintensos (Gili, 1993). Como norma, las imágenes EG-T1 se obtienen mediante α° altos (tendientes a 90°) y TR cortos mientras que las imágenes con α° pequeños y TE altos, potencian en T2* (Desgresz y cols., 1991). Las secuencias EG son superiores para visualizar la anatomía normal en el plano axial y pueden generar imágenes similares a las T2 sin artefactos de flujo de LCR y en períodos más cortos de tiempo. Sus limitaciones son que se pierden las estructuras grasas, los artefactos metálicos molestan más, es difícil determinar de forma exacta el estado de una hemorragia o de un hematoma y son muy sensibles a los artefactos de movimiento (Gili, 1993; Ruggieri, 1999). Una de las principales aplicaciones de las secuencias EG está en el sistema muculoesquelético ya que se logra un gran contraste entre el hueso trabecular de baja señal por la susceptibilidad magnética que disminuye el T2* y el cartílago, sin problemas de susceptibilidad y en general de alta señal en secuencias EG (Ruggieri, 1999).

2. 5. 3. 5. *Secuencias rápidas Spin Eco*

Dentro de este grupo, se encuentran varios tipos de secuencias desarrolladas por las diferentes marcas comerciales que fabrican aparatos de resonancia magnética; estas secuencias reciben nombres distintos según sea la casa comercial que la haya desarrollado pero todas tienen en común que poseen una gran sensibilidad para detectar patologías comparables a las secuencias con un TR largo pero en un tiempo mucho menor (Ruggieri, 1999).

Estas secuencias rápidas tienen como inconveniente que introducen nuevos artefactos (que se pueden minimizar optimizando todos los parámetros), el número de secciones que se pueden obtener es menor, podría perderse definición en objetos extremadamente pequeños y las técnicas de compensación del movimiento son más difíciles de aplicar debido al mínimo espacio intereco (Ruggieri, 1999).

2. 5. 4. RECONSTRUCCION DE LA IMAGEN

Además de la secuencia de pulsos de radiofrecuencia los parámetros principales que influyen en la obtención de la imagen por RM son (Sobejano y cols, 1992):

- TR y TE
- Tipo de corte
- Grosor de corte
- Separación entre cortes
- Matriz de adquisición de la imagen (DM)
- Campo de visión (FOV- field of view)
- Número de excitaciones o exposiciones (NEX)
- Tiempo de adquisición de la imagen

Estos factores determinan el grado de potenciación de la imagen, así como la resolución espacial, la resolución de contraste y la relación señal-ruido obtenidas en la misma (Sobejano y cols, 1992).

La *resolución de contraste* es la diferencia relativa de la intensidad de señal entre dos estructuras adyacentes, mientras que la *resolución espacial* es la capacidad de diferenciar dos estructuras adyacentes, y se define como la distancia más pequeña entre dos puntos de un objeto que pueden distinguirse separados en la imagen, indicándose generalmente como longitud (Martí-Bonmatí y Celda, 1991; Sobejano y cols, 1992).

El *ruido* en IRM se puede definir como la señal no deseada que aparece superpuesta en la imagen (Woodward y Orrison, 1997), y que se debe a procesos aleatorios e impredecibles relacionados con los componentes eléctricos del sistema y la propia presencia del paciente dentro del imán. No se debe confundir con los *artefactos*, que son errores no aleatorios de la imagen (Martí-Bonmatí y Celda, 1991; Sobejano y cols, 1992).

La relación señal-ruido describe las contribuciones relativas a la señal detectada de la señal verdadera y la señal aleatoria superpuesta (ruido) (Woodward y Orrison, 1997). En general, existe una contraposición entre resolución espacial y relación señal-ruido, y se debe a que la imagen se forma a partir de unidades básicas, que son los

vóxeles. Cuanto menor es el vóxel, mayor es la resolución espacial, pero se obtiene menos señal porque el volumen del tejido es menor (menos protones), por lo tanto hay que alcanzar un compromiso entre resolución espacial y relación señal-ruido (Vilar, 1991).

Para seleccionar el *tipo de corte* (transversal, sagital o dorsal) se aplican campos magnéticos adicionales en la dirección espacial que deseemos tomografiar. De esta manera el campo magnético resulta más fuerte o más débil en unos lugares que en otros. Los campos magnéticos adicionales se llaman gradientes de campo y están producidos por las bobinas de gradiente (Gili y Capdevilla, 1992). La RM proporciona imágenes multiplanares con una resolución equivalente sin tener que movilizar al paciente (Thomson y cols, 1993). Existen tres gradientes de campo magnético: el primero se aplica al emitir el pulso de RF y se le denomina gradiente de selección del plano topográfico (Gz) ya que permite seleccionar el plano o corte a estudiar (Gili y Capdevilla, 1992), los otros dos conocidos como gradientes de codificación de frecuencia (Gx) y de codificación de fase (Gy) se aplican consecutivamente durante la relajación, permitiendo la localización de cada vóxel en el corte seleccionado (Seeger y Lufkins, 1989; Schild, 1990; Dennis, 1996).

El *grosor del corte* viene dado en mm. Es inversamente proporcional a la resolución espacial y directamente proporcional a la relación señal-ruido.

La *matriz de adquisición de la imagen (DM)* es el número de líneas (hileras) y píxels que forman la imagen (Martí-Bonmatí y Celda, 1991). Una imagen con una matriz de adquisición de 256x256, está formada por 256 hileras de 256 elementos de imagen cada una (píxels) (Schild, 1990). La matriz influye en el tiempo de adquisición de la imagen, cuantas más hileras, más tiempo se tarda en adquirir la imagen (Schild, 1990).

El *campo de visión (FOV- field of view)* hace referencia al tamaño del área reconstruida y representada en la imagen tomográfica. Varía entre 12 y 48cm según la zona anatómica que se desee estudiar. La resolución espacial es inversamente proporcional al tamaño del campo. Tanto la matriz de adquisición como el campo de

visión determinan el tamaño de los píxeles e influyen sobre la resolución espacial (Martí-Bonmatí y Celda, 1991; Sobejano y cols, 1992).

El número de veces que medimos la señal para la reconstrucción de la imagen se denomina *número de excitaciones o exposiciones (NEX)* (Martí-Bonmatí y Celda, 1991). Varía entre 0'5 y 8, o incluso más en casos concretos. También se le conoce como número de medidas promediadas o NSA (number of signal averaged). Al aumentar el número de medidas aumenta la relación señal-ruido, pero se incrementa el tiempo de adquisición de la imagen (Sobejano y cols, 1992).

En las secuencias de pulsos normales el *tiempo de adquisición de la imagen* viene determinado por la fórmula:

$$t.a. = TR \times N \times NEX$$

TR = Tiempo de repetición.

N = Número de líneas o hileras de la matriz de adquisición.

NEX = Número de exposiciones.

La mayor o menor calidad de una IRM dependerá de la ausencia o presencia de artefactos, del tiempo de adquisición, pero sobre todo del mayor contraste, de la resolución espacial y de la mayor relación señal-ruido (Martí-Bonmatí y Celda, 1991).

2. 5. 5. ELEMENTOS DE UNA INSTALACION DE RM

2. 5. 5. 1. El imán

Existen tres grupos de imanes utilizados en las instalaciones de resonancia magnética (Gili, 1993).

Grupo 1. Imanes permanentes: Para su fabricación se utilizan materiales como las cerámicas que son baratos, fáciles de imantar y relativamente ligeros; producen campos magnéticos de hasta 0'3 T; el precio inicial es menor que el de los otros imanes y los gastos de mantenimiento son casi nulos (Gili, 1993). Las ventajas principales son

que no usa criógenos, su coste de instalación es bajo, ocupan poco espacio y son de diseño abierto. Entre sus inconvenientes hay que hablar de su gran sensibilidad a los cambios de temperatura, son imanes muy pesados, de campo magnético bajo y con un campo vertical lo que implica nuevos diseños de bobinas (Desgrez y cols., 1991; Gili, 1993).

Grupo 2. Imanes resistivos: El campo magnético se origina por una corriente de alta intensidad que fluye a través de un conductor eléctrico convencional en forma de bobina. Las ventajas principales son que no usan criógenos aunque sí refrigeración por agua circulante y que su campo magnético es más potente que en el caso de los imanes permanentes. Entre sus inconvenientes hay que citar que su campo magnético sigue siendo bajo (0'4 T), que tienen un gran consumo de electricidad y que el imán es de gran tamaño (Desgrez y cols., 1991; Gili, 1993).

Grupo 3. Imanes superconductores: Se basan en la propiedad de ciertas aleaciones (por ejemplo Titanio-Nobio) de perder su resistencia eléctrica cuando se enfrían a temperaturas cercanas al cero absoluto (-273° C), en estos imanes el conductor está sumergido en helio líquido dentro de un cilindro rodeado de una cámara de vacío y dentro de otro cilindro donde existe nitrógeno. El campo magnético se origina por una corriente que fluye a través de un superconductor. Este tipo de imán se debe envolver con un criostato. Entre sus principales ventajas destaca su capacidad de producir altos campos magnéticos (2 T), son de una uniformidad y estabilidad muy grande (más que los resistivos), y que no se necesita electricidad para mantener el campo. Entre los inconvenientes hay que citar la necesidad de criógenos con un alto coste de mantenimiento, que el imán siempre está activo y que el tamaño del túnel es restrictivo debido al tipo de imán (Desgrez y cols., 1991; Gili, 1993).

2. 5. 5. 2. Antenas de radiofrecuencia

La antena utilizada para enviar los pulsos de radiofrecuencia (RF) se llama antena emisora o transmisora (Dennis, 1996). El diseño de la antena se realiza de forma que la dirección de emisión sea perpendicular al eje del campo magnético del imán. Generalmente son de forma cilíndrica a fin de producir una excitación de RF lo más uniforme posible (Villafana, 1988).

Una vez emitida la señal de resonancia por los núcleos del paciente, ésta se recoge en la antena receptora; dicha antena está diseñada para transformar las variaciones de campo magnético inducidas durante la relajación en corriente eléctrica. La antena receptora debe colocarse lo más cerca posible de la zona a explorar (Gili, 1993). Las antenas pueden ser solamente receptoras que suelen ser las que tienen que adaptarse a zonas alejadas del ideal esférico (columna, hombro,...) o emisoras y receptoras, generalmente la de la cabeza y rodilla (Desgrez y cols., 1991).

2. 5. 5. 3. *La consola del operador*

Está dotada de un potente ordenador en el que se programan las series de resonancia y que realiza todo el proceso de creación de la imagen. En la pantalla de esta consola se visualizan las imágenes tras su obtención (Gili, 1993).

2. 5. 6. INTERPRETACION DE LAS IMAGENES EN IRM

La interpretación de las imágenes en IRM comienza, como en cualquier otra técnica de diagnóstico por imagen, por un exhaustivo conocimiento de la anatomía de la región examinada, teniendo en cuenta que se pueden obtener imágenes en cualquier plano anatómico del paciente (Shores, 1993b), por lo que se debe tener un entrenamiento previo en el conocimiento de la anatomía normal tridimensional y por secciones (Dennis, 1996).

Generalmente se obtienen las imágenes en los tres planos anatómicos estándar: dorsal, transversal y sagital (Shores, 1993) y sólo en casos concretos se realizan planos oblicuos que aporten información complementaria al estudio (Smith, 1987).

Las intensidades de señal se representan en una escala de grises. Las amplitudes de señal altas se visualizan hacia el blanco (hiperintenso), y las bajas hacia el negro (hipointenso) (Fleckenstein y Trantum-Jensen, 1995). Los términos hipointenso, isointenso o hiperintenso se emplean también de forma comparativa para describir las relaciones de intensidad de señal entre las diferentes estructuras o tejidos que aparecen en la imagen (Dennis, 1996).

En general, las imágenes potenciadas en T1 presentan una resolución anatómica de mayor detalle. En cambio, las imágenes potenciadas en T2 muestran mayor contraste entre tejidos, por lo que también resaltan en más medida las posibles áreas patológicas que puedan aparecer en ellos (Hendrick y cols, 1992; Shores, 1993; Dennis, 1996).

Las señales útiles para realizar la imagen se obtienen a partir de los tejidos biológicos, básicamente del H del tejido graso y del agua. Por lo general, el resto de los núcleos de H del organismo crean una señal que no se puede diferenciar del ruido (Gili y Capdevilla, 1992).

La grasa es siempre un tejido de referencia en la interpretación de las imágenes en IRM. Se caracteriza por presentar un T1 corto y un T2 intermedio (Gili y Capdevilla, 1992). En imágenes potenciadas en T1 aparece siempre hiperintensa, por lo que proporciona un adecuado contraste para visualizar tejidos blandos, como las vísceras abdominales (Dennis, 1996). Sin embargo, con otros tipos de secuencias puede aparecer en cualquier valor de la escala cromática o incluso se puede anular su señal, obteniendo así las denominadas imágenes de supresión de grasa, que son útiles en casos donde existe duda entre grasa y hemorragia subaguda, ya que ambas presentan un T1 corto (Gili y Capdevilla, 1992).

La fuente más importante de señal es el agua. El agua libre tiene un T1 y un T2 elevados, por lo que aparece oscura en potenciación T1 y brillante en T2 (Dennis, 1996).

En los tejidos celulares la señal de RM depende de la proporción agua libre/agua ligada en el vóxel. Pequeñas variaciones en las características de los tejidos determinan señales de RM perfectamente diferenciables (Kramer, 1984).

Los tejidos colágenos (tendones, fibrocartílago, ligamentos) siempre aparecen sin señal debido a la escasa densidad en núcleos de H, de forma que poseen un T2 tan corto que impide obtener un eco (Gili y Capdevilla, 1992).

El hueso cortical, al ser un tejido muy estructurado, contiene muy pocos protones móviles, por lo que no produce señal y aparece negro en la imagen (Fleckenstein y Trantum-Jensen, 1995; Dennis, 1996). Igualmente las áreas de calcificación en tejidos blandos aparecen negras, en cambio, el hueso trabeculado y la médula ósea sí producen señal, por lo que la mayor parte del esqueleto se puede visualizar adecuadamente en IRM (Arencibia y cols., 2000). El aire aparece negro en la imagen al no producir emisión de señal (Dennis, 1996).

La IRM es capaz de detectar cualquier tipo de cambio histoquímico que tenga un tejido siempre que conlleve una alteración en la relación agua libre/agua ligada, aunque no se acompañe de cambios morfológicos. La mayoría de las patologías suponen un aumento en el agua libre extracelular (edema, necrosis, etc) o el agua intracelular (neoplasias, etc), lo que implica un incremento en el valor de T1 (disminuyendo la intensidad de señal) y en el de T2 (aumentando la intensidad de señal) (Gili y Capdevilla, 1992).

2. 5. 6. 1. Medios de contraste

En IRM es posible emplear medios de contraste que realcen las diferencias de intensidad de señal entre tejidos normales y patológicos (Westbrook y Kaut, 1993).

Se obtiene contraste positivo cuando la sustancia administrada produce un incremento de la intensidad de señal en el tejido de interés. La intensidad de la señal aumenta si la densidad de protones es mayor, cuando disminuye el valor de T1, o si aumenta el de T2. Con este objetivo se utilizan las sustancias empleadas como medios de contraste positivo en IRM (Woodward y Orrison, 1997).

Los medios de contraste que se emplean con mayor frecuencia son los quelatos de gadolinio (Gibby, 1988; Wolf y cols., 1991) en concreto el gadopentotato dimeglumine (Carrig, 1997). El gadolinio (Gd) es un metal que presenta propiedades paramagnéticas (Woodward y Orrison, 1997), y modifica la magnetización de los núcleos de H con los que se relaciona (Martí-Bonmatí y Celda., 1991), ya que él mismo presenta un momento magnético muy elevado (Thomson y cols, 1993). Como consecuencia, su presencia en un tejido facilita los procesos de relajación longitudinal y transversal,

disminuyendo así el valor de T1 y, en menor medida, también el de T2 (Woodward y Orrison, 1997). La hiperintensidad de señal que observamos en las imágenes T1 tras su uso, no se debe a la sustancia en sí, sino a la modificación que provoca en la magnetización de los tejidos con los que se relaciona (Gibby, 1988). Su efecto sobre imágenes T2 es bastante menor, aunque se pueden emplear secuencias apropiadas para conseguir potenciarlo (Woodward y Orrison, 1997). Su aplicación más común es en el diagnóstico de alteraciones a nivel del sistema nervioso central, donde es capaz de atravesar la barrera hematoencefálica si ésta presenta alguna anomalía (tumores, áreas de infarto y enfermedades inflamatorias) (Gibby, 1988; Thomson y cols., 1993).

2. 5. 6. 2. *Artefactos*

Los artefactos se definen como falsas señales que aparecen representadas en la imagen, sin que correspondan a estructuras reales (Arena y cols., 1995). Pueden estar causados por un mal funcionamiento del sistema, por la elección de parámetros inadecuados, o por las condiciones clínicas del propio paciente (Martí-Bonmatí y Celda, 1991), aunque generalmente su aparición está relacionada a las características propias de la técnica en RM y no se pueden eliminar completamente (Arena y cols, 1995). La mayoría de los artefactos se reconocen fácilmente y no inducen a error en la interpretación de las imágenes, pero en algunos casos no son tan evidentes y pueden incluso tener una apariencia similar a condiciones patológicas (Clark y Kelly, 1988; Arena y cols., 1995).

1.- Artefactos por movimiento.

Los movimientos pueden ser voluntarios o involuntarios y éstos a su vez, rítmicos (cardíacos, pulso, respiración) o no (peristaltismo intestinal) (Sobejano y cols., 1992). Si el movimiento no es rítmico los artefactos se manifiestan como borrosidad de la imagen. Si se trata de movimientos periódicos aparecen imágenes denominadas “fantasma” a modo de réplicas de la estructura que se mueve, y que se sitúan espaciadas regularmente (Clark y Kelly, 1988; Arena y cols., 1995).

2.- Artefacto por desplazamiento químico.

Aparece como una banda hiperintensa y otra hipointensa en las interfases agua-grasa. Se debe a la pequeña diferencia de frecuencia de precesión del H ligado al agua o

a la grasa (Sobejano y cols., 1992). Será más evidente a mayor magnitud del campo magnético aplicado; también lo es en las imágenes en T2 (Clark y Kelly, 1988). Se trata de un artefacto fácilmente identificable, que aparece de forma habitual y no suele influir en la correcta interpretación de la imagen (Farrow y Tryron, 2000).

3.- Artefacto de Gibbs.

Se produce cuando en un mismo plano de imagen hay una interfase entre alta y baja intensidad de señal. La reconstrucción de esta interfase se consigue mediante la suma de un gran número de uniones sinusoidales y debido a la proximidad de los dos puntos de alta y baja intensidad, en la formación de la imagen hay un aumento de la parte con alta intensidad en detrimento del borde con baja intensidad de señal (Hahn y cols., 1988). Este artefacto se ve con frecuencia en la interfase entre tejido y fluido cuando uno es hiperintenso y el otro hipointenso, por ejemplo grasa y LCR en una potenciación T1 (Clark y Kelly, 1988). Este artefacto se evita incrementando la matriz lo cual disminuye el tamaño del píxel.

4.- Artefacto por envolvimiento, de localización o “aliasing”.

Consiste en la aparición de una zona estudiada en el lado opuesto de la imagen. Se debe a la obtención de información redundante externa cuando el diámetro del objeto estudiado es mayor que el del campo utilizado (FOV) (Sobejano y cols., 1992). Se reconoce fácilmente y no suele causar errores de interpretación (Clark y Kelly, 1988).

5.- Artefacto por heterogeneidad del campo.

Se debe a la presencia de materiales ferromagnéticos en el interior del imán (Arena y cols., 1995) que ocasionan una distorsión espacial de la imagen y pérdida de señal, apareciendo en forma de agujero negro que en ocasiones se acompaña de una banda periférica hiperintensa (Hahn y cols., 1988; Woodward y Orrison, 1997).

2. 5. 7. CONSIDERACIONES GENERALES

2. 5. 7. 1. *Ventajas de la IRM.*

- Permite conseguir imágenes tomográficas en todos los sentidos del espacio sin movilizar al paciente, es lo que se conoce como imagen multiplanar directa (Gili, 1993).
- Consigue un alto contraste entre tejidos blandos y excelente caracterización del hueso medular (Dennis, 1996; Arencibia y cols., 2000).
- Es muy sensible a los cambios patológicos gracias a que en cada secuencia se obtienen distintas informaciones histoquímicas (Gili, 1993).
- La cantidad de artefactos provocados por el hueso y el gas son menores que con otros medios de diagnóstico por imagen (Gili, 1993).
- Tiene potencial para las determinaciones de flujo de forma directa y para visualizar los vasos sanguíneos sin necesidad del uso de medios de contraste (Kramer, 1984).
- No utiliza radiaciones ionizantes y no existe riesgo comprobado en el momento actual, ni para el paciente ni para el personal profesional (Dennis, 1996).
- Permite una perfecta diferenciación y visualización de la médula espinal, el encéfalo y el líquido cefalorraquídeo lo cual no se consigue con ningún otro medio. Esto hace innecesario el uso de contraste a nivel del espacio subaracnoideo (Gili y Capdevilla, 1992). Además, tiene capacidad para lateralizar las lesiones permitiendo un abordaje quirúrgico correcto.
- Se pueden ponderar las imágenes, es decir, cambiar los tonos y el contraste de la imagen en pantalla (Shores, 1993b).

2. 5. 7. 2. *Inconvenientes de la IRM.*

- Baja resolución espacial (Dennis, 1996)
- Presencia de artefactos en la imagen (Gili, 1993). En algunos casos en los que no se reconocen, pueden enmascarar alteraciones patológicas o aparecer similares a ellas (Clark y Kelly, 1988; Hahn y cols., 1988).
- La IRM resulta inferior a otras técnicas en la valoración de reacciones periólicas y calcificación, ya que no producen señal (Margulis y Crooks, 1988).

- Los tiempos de disparo son mucho más largos que en otras técnicas como la TC y, mientras duran, el animal ha de permanecer absolutamente inmóvil por lo que se precisa de anestesia general (Shores, 1993b; Dennis, 1996).
- Debido al campo magnético generado por el aparato, no se pueden tener cerca de él objetos metálicos, de forma que el material de anestesia debe estar especialmente diseñado (Gili, 1993; Westbrook y Kaut, 1993).

2. 5. 7. 3. Seguridad y contraindicaciones.

La presencia en el interior del cuerpo del paciente de marcapasos, clips ferromagnéticos en aneurismas cerebrales, stens o válvulas vasculares ferromagnéticas y cuerpos extraños metálicos en la órbita o el canal espinal, pueden desplazarse bajo la acción del campo magnético causando un daño irreparable (Margulis y Crooks, 1988; Gili, 1993; Westbrook y Kaut, 1993) También hay que tener una precaución constante en la sala del equipo de RM, controlando en todo momento el acceso a dicha sala, de objetos paramagnéticos que puedan ser atraídos por el imán (Gili, 1993; Westbrook y Kaut, 1993).

2. 5. 8. TECNICA Y APLICACION DE LA IRM EN EL ESTUDIO DE LA RODILLA CANINA

Para realizar un estudio de IRM en la articulación de la rodilla en el perro, el animal debe estar bajo anestesia general para evitar cualquier tipo de movimiento y por lo tanto de artefactos (Baird y cols., 1998a). El perro se coloca en decúbito dorsal o alternativamente en decúbito esternal, con las extremidades posteriores extendidas en dirección caudal y la articulación de la rodilla en un ángulo de unos 20°; si el perro es de gran tamaño, se puede colocar en decúbito lateral y flexionar la rodilla a unos 90°, lo cual es preferible para identificar las diferentes estructuras articulares (Assheuer y Sager, 1997). Para estabilizar su posición y evitar posibles desplazamientos o rotaciones del mismo durante la exploración, se puede sujetar mediante cinta adhesiva o sacos rellenos de arena que queden fuera del campo de visión (Baird y cols., 1998a). Una vez el paciente está preparado, se procede a realizar la exploración, seleccionando los planos más indicados dependiendo de la patología que presente el animal. Se deben obtener

imágenes en los tres planos estándar, dorsal, sagital y transversal para valorar todas las estructuras (Widmer y cols., 1991). El plano sagital es esencial para el diagnóstico de lesiones a nivel de meniscos y ligamentos cruzados (Assheuer y Sager, 1997). Las secuencias seleccionadas son potenciadas en T1 y en T2 para observar posibles cambios patológicos y el grosor de corte varía entre 3 a 5 mm (Baird y cols., 1998b).

En una imagen de RM potenciada en T1, el cuerpo adiposo infrarrotuliano y otros depósitos grasos aparecen hiperintensos o blancos (Berquist, 1997; Baird y cols., 1998a; García, 2000). El hueso esponjoso varía en su señal de intensidad dependiendo presumiblemente, del contenido en grasa de la médula ósea. El hueso esponjoso epifisario aparece más brillante que las regiones diafisarias y metafisarias (Baird y cols., 1998a). El cartílago articular y el músculo ofrecen una señal de intensidad intermedia. Los meniscos, ligamentos, hueso cortical, cápsula articular y el líquido sinovial aparecen oscuros en la imagen porque tienen una señal de intensidad muy baja (Berquist, 1997; Baird y cols., 1998a). Los meniscos se diferencian con facilidad por presentar una forma con bordes triangulares característicos (Baird y cols., 1998a). El ligamento cruzado caudal se visualiza como una banda de hipointensa en el plano sagital medial, sin embargo, según Baird y colaboradores (1998a) en su estudio sobre IRM en la rodilla canina, el ligamento cruzado craneal sólo se puede ver en imágenes secuenciales en el plano sagital. Según el mismo trabajo, el ligamento transversal y el ligamento meniscofemoral, son visibles en el plano dorsal.

En una imagen de RM potenciada en T2, los líquidos y el tejido anormal tienen una señal hiperintensa por lo que estas secuencias realzan mejor las patologías articulares (Berquist, 1996). La grasa también aparece hiperintensa en imágenes potenciadas en T2, sin embargo, la intensidad de señal de la grasa es suprimida en las secuencias spin eco (SE) y en eco de gradiente (EG) potenciada en T2 (T2*-EG) (Berquist, 1997). El cartílago articular contiene colágeno tipo II, el cual tiene una gran afinidad por el agua y es una rica fuente de protones, y se caracteriza por tener una señal hiperintensa en las secuencias potenciadas en T2 (Widmer y cols., 1994). Este contenido en agua del cartílago articular es mayor que el que existe en los meniscos y los ligamentos, por lo que la intensidad de señal de estas estructuras es baja y aparecen negros en las imágenes de RM a pesar de la secuencia escogida (Berquist, 1997).

La técnica de IRM es particularmente beneficiosa en el diagnóstico de patologías que afectan a articulaciones sinoviales como la rodilla ya que el incremento del contraste y resolución de los tejidos blandos con RM ofrece un mejor detalle de las estructuras de la rodilla que la radiografía convencional (Baird y cols., 1998b). Por otra parte es una alternativa a la artroscopia u otras técnicas invasivas para diagnosticar la presencia y severidad de cambios a nivel de cartílagos. Al contrario que la radiología convencional, la IRM proporciona la visualización de lesiones en pacientes con problemas osteoartroticos como sinovitis proliferativa, erosión y engrosamiento del cartílago articular, infarto óseo, daños ligamentosos o meniscales y efusiones sinoviales (Martel y cols., 1991; Baird y cols., 1998a). Neoplasias óseas son diagnosticadas de forma más exacta, especialmente en cuanto a la extensión de la lesión facilitando el planteamiento del tratamiento. Con la IRM se puede diferenciar una infección de una neoplasia, ya que ofrece patrones de imagen característicos de osteolisis, osteogénesis y deposición de matriz ósea que producen los tumores óseos primarios (Widmer y cols., 1991). La clasificación y definición de mecanismos patogénicos de enfermedades óseas en animales jóvenes como osteocondritis disecante, panosteitis, osteodistrofia hipertrófica, etc, son posibles y pueden ser estudiadas mediante IRM (Widmer y cols; 1991).

3. MATERIAL Y METODOS

3. MATERIAL Y METODOS

Los estudios experimentales de la presente Tesis Doctoral, fueron realizados en las dependencias del Hospital Clínico Veterinario y de la Unidad Docente de Anatomía y Embriología Veterinaria de la Universidad de Murcia, así como en el Hospital Virgen de la Caridad de Cartagena.

3. 1. MATERIAL ANIMAL

3. 1. 1. IN VIVO

En este estudio, hemos utilizado 15 animales adultos de la especie canina, con una edad media de 5'3 años (rango: 4-7 años) y un peso medio de 23'8 Kg (rango: 12-28 Kg) (Tabla 1), los cuales se encontraban libres de parásitos gastrointestinales y estaban vacunados de Moquillo canino, Hepatitis, Leptospirosis, Parvovirus y Rabia. Todos los animales fueron sometidos a una exploración del sistema locomotor, para descartar aquellos que presentaran cualquier alteración del mismo.

Los animales pertenecían al Departamento de Patología Animal, centro para la producción autorizado por el Estabulario de la Universidad de Murcia (RD 223/1998, de 14 de Marzo, sobre protección de los animales utilizados para experimentación y otros fines científicos, BOE nº67, de 18 de Marzo de 1998).

3. 1. 2. IN VITRO

Se emplearon 8 perros procedentes de los servicios de Zoonosis del Ayuntamiento de Murcia, de diferentes razas, 6 adultos y 2 inmaduros con un peso medio de 23'4 Kg (rango: 15-40 Kg) (Tabla 2). Para conocer la edad de los animales y clasificarlos en maduros e inmaduros, se realizaron radiografías mediolaterales de la tibia para visualizar la tuberosidad tibial, ya que es el último núcleo de osificación independiente en fusionarse a su hueso principal. El cartílago epifisario de la tuberosidad tibial se fusiona entre los 10 y 12 meses de edad, por lo que los

animales en los que el cartílago estaba ausente se consideraron maduros radiológicamente (Hare, 1960). Al mismo tiempo se realizaron radiografías de la articulación de la rodilla para evaluar cualquier posible alteración de la misma, descartando del estudio aquellos animales en los que hubiera alteraciones óseas observadas tras el examen radiológico.

Tabla 1. Características de los animales empleados *in vivo*.

	Raza	Edad (años)	Peso (kg)	Sexo
1	Beagle	5	13	H
2	Beagle	4	11	M
3	Beagle	5	12	H
4	Beagle	6	17	M
5	Beagle	6	16	M
6	Beagle	4	12	H
7	Beagle	4	15	H
8	Beagle	4	16	H
9	Braco	7	28	M
10	Braco	8	29	M
11	Braco	7	27	M
12	Braco	4	26	H
13	Braco	5	27	H
14	Braco	6	28	H
15	Braco	4	27	H

Tabla 2. Características de los animales empleados *in vitro*.

	Raza	Edad	Peso (kg)	Sexo
1	Pastor Alemán	Maduro	35	M
2	Pastor Alemán	Maduro	40	M
3	Mestizo	Maduro	16	H
4	Mestizo	Maduro	17	H
5	Mestizo	Inmaduro	15	H
6	Mestizo	Maduro	25	M
7	Pastor Belga	Maduro	23	H
8	Siberian Husky	Inmaduro	16	M

3. 2. PROTOCOLO DE SEDACION

Para proceder al estudio ecográfico de la articulación de la rodilla, y realizar la artrocentesis para analizar el líquido sinovial, los animales se sometían a una sedación con una combinación de medetomidina (Domtor®, Pfizer, Madrid, España) y buprenorfina (Buprex®, Schering Plough SA, Madrid, España) a dosis de 5 y 10 µg/Kg respectivamente mediante administración intravenosa. Al término de la experiencia se revertía el efecto de la medetomidina utilizando atipamezol (Antisedan®, Pfizer, Madrid, España) a dosis de 25 µg/Kg.

3. 3. PROTOCOLO ANESTESICO

Todos los animales mantuvieron 12 horas de ayuno, mientras que el agua se administró “ad libitum”.

Para la realización de las artrografías, se realizó una tranquilización mediante la administración de acepromacina (Calmo Neosán®, Pfizer, Madrid, España) a dosis de 0’03 mg/Kg. La inducción a la anestesia general fue con tiopental sódico (Tiobarbital® 0’5, B. Braun Medical SA, Barcelona, España) al 2’5% a dosis de 7’5 mg/Kg.

Los animales se intubaron y conectaron al circuito anestésico circular semicerrado con absorbente de CO₂. La anestesia inhalatoria con halotano (Fluothane®, Zeneca Farma SA, Madrid, España) se mantuvo a concentraciones en torno al 1’5% y con flujos de oxígeno de 20 a 40 ml/Kg/min. Los animales permanecieron monitorizados durante toda la experiencia con pulsioxímetro, ECG y termómetro Vet/Ox™ Plus 4700 (Sensor Devices, Inc. Waukesha, USA) y un monitor oscilométrico de presión arterial y pulso Vet BP™ 6000 (Sensor Devices, Inc. Waukesha, USA).

3. 4. ESTUDIO ARTROGRAFICO

3. 4. 1. TECNICA ARTROGRAFICA

Antes de administrar el medio de contraste se realizaban radiografías simples en proyección mediolateral y caudocraneal de las articulaciones, utilizando pantallas reforzadoras ortocromáticas (ORTHO MEDIUM, Curix de AGFA, Mortsel, Bélgica) de tamaños 18 x 24 y 24 x 30 y películas de alto contraste (CURIX ORTHO CP-G Plus, AGFA, Mortsel, Bélgica), de tamaños 18 x 24 y 24 x 30. Se utilizó un aparato de Rayos X compuesto de una columna modelo Vertex U (Siemens, Madrid, España) y provisto de un tubo Crisa y bucky incorporado con tablero de control y generador para el tubo, modelo Heliophos 402 μ p (Siemens, Madrid, España), y una potencia de 140 Kv y 400 mA.

Para realizar la técnica de artrografía, en primer lugar se rasuraba desde el tercio distal del fémur hasta el tercio proximal de la tibia abarcando los cóndilos del fémur por la zona craneal, a continuación se desinfectaba la piel con una solución antiséptica de clorhexidina digluconato (Desinclor®, Tecnodial SA, Madrid, España). El animal se posicionaba en decúbito supino y la articulación en flexión máxima, y se introducía la aguja medial o lateral al ligamento rotuliano, a media distancia entre el borde distal de la rótula y la tuberosidad de la tibia (Atilola y cols., 1984). La aguja (de 0'6x25 mm) se introducía suavemente en la articulación dirigiéndola hacia la fosa intercondilar del fémur (Chico y cols., 1995; Parry, 1999). Se aspiraba líquido sinovial para su examen laboratorial y para facilitar la entrada del medio. Antes de retirar la aguja de la articulación se liberaba la presión negativa de la jeringuilla para evitar contaminar la muestra con sangre de los tejidos circundantes. A continuación se inyectó el contraste positivo Iohexol (Omnitracst® 200, 240, 300 y 350, Schering España SA, Madrid, España) el volumen introducido dependió del grosor lateromedial de la articulación (Atilola y cols., 1984).

Tras la administración del medio de contraste se realizaba una flexión y extensión de la articulación con el fin de que el contraste se distribuyera por todo el espacio articular, y seguidamente se procedía a la realización de las radiografías

seriadas en proyección mediolateral (ML) y caudocraneal (CdCr) a los tiempos 0, 3, 5, 10, 15, 20 y 30 minutos tras la introducción del contraste.

A las 24h de finalizar la experiencia, los animales eran sometidos a un examen clínico diario donde se valoraba si existían signos de dolor, inflamación o cojera en la articulación en la que se había realizado el estudio artrográfico, hasta pasados 7 días.

3. 4. 2. CRITERIO DE EVALUACION DE LAS RADIOGRAFIAS

Las radiografías fueron evaluadas a ciegas y al azar por tres veterinarios. En primer lugar se calificó cada imagen radiográfica de aceptable o inaceptable, valorando la calidad general de la imagen dependiendo del grado de opacificación del medio de contraste en el espacio articular. Las radiografías eran consideradas inaceptables cuando existía, sombra inadecuada del material de contraste o presencia de material de contraste en el cuerpo adiposo infrarrotuliano (Atilola y cols., 1984). A las imágenes aceptables se les dio una valoración numérica que osciló entre el 1 y el 4 (4= Excelente, 3= Bueno, 2= Moderado y 1= Pobre) para ello se valoró la opacidad del espacio articular y la sombra del material de contraste cubriendo y delineando las diferentes estructuras (Van Bree y cols., 1991). Seguidamente se valoraban las diferentes estructuras de las imágenes que habían sido consideradas aceptables, en una escala que osciló entre el 0 y el 3 (3= obvio y claramente delineado, 2= distinguible, eventualmente accesible para evaluación radiográfica, 1= visible pero no apta para evaluación radiográfica y 0= no discernible) (Van Bree y cols., 1989).

Las estructuras a evaluar en la proyección mediolateral fueron los ligamentos cruzados craneal y caudal, el receso distal para el tendón de origen del músculo extensor digital largo, el receso suprarrotuliano y el contorno del cuerpo adiposo infrarrotuliano. En la proyección caudocraneal se evaluaron la cápsula articular, los meniscos medial y lateral, los ligamentos cruzados craneal y caudal, la superficie del cartílago articular de los cóndilos del fémur y el receso distal para el tendón de origen del músculo extensor digital largo (Atilola y cols., 1984).

3. 4. 3. ANALISIS DEL LIQUIDO SINOVIAL

Los análisis del líquido sinovial se realizaron antes de administrar el contraste radiológico, así como los días 1, 3 y 7 posteriores a la artrografía, con el fin de estudiar posibles alteraciones en la membrana sinovial causadas por el medio de contraste (Van Bree y cols., 1991). Al mismo tiempo se realizó la artrocentesis en las articulaciones contralaterales utilizando el líquido sinovial obtenido como control. En todas las ocasiones se realizaron con la misma metodología que la empleada para la artrografía.

Después de extraer el líquido sinovial, se procedió a realizar el análisis físico en el que se valoró el volumen, de forma subjetiva el color, la turbidez y la viscosidad, esta última se comprobó dejando caer una gota de la muestra desde la jeringuilla y observando la longitud del hilo que se formaba antes de romperse (Parry, 1989). En aquellos casos en los que el volumen fue suficiente se realizó un análisis químico en el que se analizó la concentración de proteínas mediante refractómetro (Perman, 1980).

Para la realización del examen citológico, se hizo una extensión de la muestra, y se tiñó con el método de Wright modificado (Tinción rápida de Grifols, Barcelona, España). En el microscopio y con el objetivo de 40x, se valoró de forma subjetiva la celularidad del líquido, analizando la zona central de la preparación (Parry, 1989). Bajo el objetivo de inmersión se realizó un recuento diferencial celular, que consistió en contar cien células en diferentes campos y calcular el porcentaje de cada una de ellas. Después se examinó el tipo y la morfología de las células presentes en la muestra.

3. 4. 4. DISEÑO EXPERIMENTAL

3. 4. 4. 1. Primera experiencia.

El objetivo de esta experiencia fue determinar la dosis (volumen) y concentración idónea de yodo para realizar las artrografías. Para ello se realizó un estudio preliminar en 3 perros de raza Beagle adultos, con una edad media de 4'6 años (rango: 4-5 años) y un peso medio de 12 Kg (rango: 11-13 kg), a los que se les introdujo en una articulación de la rodilla iohexol (Omnitrac® Schering España SA, Madrid,

España) a un volumen de 0'4, 0'5 y 0'7 ml/cm de grosor mediolateral, con diferentes concentraciones de 200, 240, 300 y 350 mg de yodo por mililitro (mgI/ml) realizando un total de 36 artrogramas. Cada estudio artrográfico tuvo una separación de 15 días.

Todas las radiografías obtenidas fueron analizadas como se describe en el apartado 3.4.2. Tras valorar todas las imágenes, la combinación de dosis y concentración de medio de contraste que obtuvo mejores resultados fue la de 0'4ml/cm de grosor mediolateral de la articulación y 300 mgI/ml de contraste.

3. 4. 4. 2. Segunda experiencia.

Una vez elegida la combinación idónea de dosis y volumen de contraste, se realizó el estudio artrográfico en 12 animales cuyas características de peso y edad quedan reflejadas en la Tabla 1, los tres primeros animales de dicha tabla fueron empleados en la primera experiencia y no se utilizaron en la segunda. Todas las artrografías se realizaron en una articulación, mientras que la contralateral servía de control para la evaluación del líquido sinovial. La técnica artrográfica, así como la evaluación de las imágenes resultantes se llevó a cabo tal y como se describe en los epígrafes 3. 4. 1. y 3. 4. 2.

3. 5. ESTUDIO ECOGRAFICO Y EXAMEN DE LAS IMAGENES

El estudio fue llevado a cabo en 30 articulaciones procedentes de 7 animales vivos, a los que 15 días antes se les había realizado el estudio artrográfico, y de 8 cadáveres en los que el examen ecográfico se realizaba inmediatamente después de la eutanasia. Los animales se dividieron en dos grupos dependiendo del peso. Un grupo A de perros de razas medianas con pesos entre 10 y 20 Kg., (18/30 articulaciones) (60%) (Tabla 3), y un grupo B de perros de razas grandes, con pesos entre 20 y 40 Kg., (12/30 articulaciones) (40%) (Tabla 4).

Tabla 3. Características de los animales del Grupo A (razas medianas con pesos entre 10 y 20 Kg).

	Raza	In vivo/cadáver	Edad (años)	Peso (kg)	Sexo
1	Beagle	In vivo	6	17	M
2	Beagle	In vivo	6	16	M
3	Beagle	In vivo	4	12	H
4	Beagle	In vivo	4	15	H
5	Beagle	In vivo	4	16	H
6	Mestizo	Cadáver	4	16	H
7	Mestizo	Cadáver	6	17	H
8	Mestizo	Cadáver	Inmaduro	15	H
9	Siberian Husky	Cadáver	Inmaduro	16	M

Tabla 4. Características de los animales del Grupo B (razas grandes con pesos entre 20 y 40 Kg).

	Raza	In vivo/Cadáver	Edad (años)	Peso (kg)	Sexo
1	Braco	In vivo	7	28	M
2	Braco	In vivo	4	27	H
3	Pastor Alemán	Cadáver	Maduro	35	M
4	Pastor Alemán	Cadáver	Maduro	40	M
5	Pastor Belga	Cadáver	Maduro	23	H
6	Mestizo	Cadáver	Maduro	25	M

Antes de realizar el estudio ecográfico, se rasuraba la piel de la articulación desde el tercio distal del fémur al tercio proximal de la tibia por la zona craneal, y desde el cóndilo medial al cóndilo lateral del fémur en toda la extensión. Los animales se colocaban sobre un posicionador de goma espuma en decúbito supino con la articulación de la rodilla en semiflexión, posteriormente se aplicaba gel acústico (Aquasonic®, Parker, U.S.A). El estudio se realizó con un transductor lineal de 7'5 MHz (Philips P800 Ultrasound System, Santa Ana, California, USA). Las imágenes ecográficas fueron recogidas en papel térmico y en cinta de vídeo para su evaluación posterior. Para el estudio ecográfico, la rodilla se dividió en cuatro regiones: suprarrotuliana, infrarrotuliana, medial y lateral (Kramer y cols., 1999), las cuales fueron examinadas y evaluadas de manera estandarizada en cada una de las 30 articulaciones. Se obtuvieron imágenes ecográficas en corte sagital y transversal

dependiendo de la región estudiada, y la articulación era flexionada o extendida según la estructura a visualizar. Como norma general, el transductor se coloca de manera que en el corte sagital el área proximal de la articulación aparece a la izquierda en el monitor y la zona distal a la derecha, mientras que en un corte transversal, la zona medial de la articulación se visualiza en la parte izquierda de la pantalla y la lateral en la derecha (Kramer y cols., 1999).

La ventana acústica de la región suprarrotuliana se localizaba sobre el tendón del músculo cuádriceps femoral, y la rodilla se flexionó en un ángulo de 45° para su evaluación, realizando cortes transversales y sagitales. En esta región se evaluaron las superficies de la tróclea del fémur y la rótula y el tendón del músculo cuádriceps femoral valorando su ecogenicidad y alineamiento de las fibras. Realizando un corte transversal y una flexión máxima de la articulación, se estudió el cartílago articular así como la forma y profundidad de la tróclea del fémur. Posteriormente, el transductor se posicionó sobre los cóndilos femorales haciendo un corte transversal, examinando la integridad de la superficie del cartílago articular.

Para el examen de la región infrarrotuliana, la sonda ecográfica se colocó sobre el ligamento rotuliano flexionando la rodilla en un ángulo de 90°. El corte sagital quedó demarcado proximalmente por la rótula y distalmente por el borde craneal de la tuberosidad de la tibia. En esta región, se evaluó la superficie de la rótula, la ecogenicidad y el alineamiento del ligamento rotuliano y de los ligamentos cruzados así como la ecogenicidad del cuerpo adiposo infrarrotuliano. Medial y lateralmente al ligamento rotuliano, se estudió la integridad del cartílago articular de los cóndilos del fémur.

Para evaluar las regiones lateral y medial, el transductor se colocó lateral y medialmente al ligamento rotuliano para producir un corte sagital. Las referencias proximales y distales fueron el cóndilo lateral y medial del fémur y el cóndilo lateral y medial de la tibia respectivamente. Los meniscos se localizan a ambos lados del ligamento rotuliano y se evaluaron sagitalmente a través de la articulación. Para evaluar el tendón del músculo extensor digital largo la extremidad debía estar en extensión

colocando la sonda en plano sagital sobre el músculo tibial craneal, observándose en su interior el tendón del mencionado músculo.

3. 6. ESTUDIO DE IMAGEN POR RESONANCIA MAGNETICA (IRM) Y ANALISIS DE LAS IMAGENES

Una vez realizado el estudio ecográfico en el grupo de cadáveres, se llevó a cabo el examen de resonancia magnética (RM) en 4 articulaciones dentro de las 2 horas posteriores a la eutanasia. Dos eran de razas medianas con pesos de 15 y 17 Kg y los otros 2 de razas grandes con pesos de 23 y 40 Kg. Cada extremidad se colocó en el soporte o camilla del equipo de RM, 0'5 Tesla (General Electric Medical System, Milwaukee, WI, USA), en semiflexión (30°- 40°). Para estabilizar su posición y evitar posibles desplazamientos o rotaciones de la misma durante la exploración, se fijó al soporte mediante cinta adhesiva, que se colocó fuera del campo de visión.

En cada una de las piezas se obtuvieron imágenes en los tres planos estándar: transversal, sagital y dorsal. La selección de los planos se estableció sobre las imágenes de localización, que se obtenían al inicio de cada exploración siendo imágenes de obtención rápida y escasa calidad, que sirven de guía para la localización de los cortes. En todos los casos se obtuvieron las imágenes empleando dos secuencias de pulso, espín-eco (SE) potenciada en T1, mediante la selección de un TR corto (420-550 ms) y un TE corto (25 ms) y en eco de gradiente (EG) potenciada en T2*, empleando un TR corto (520-600 ms), un TE corto (22-24 ms) y seleccionando un pulso inicial α° pequeño de 25-30°. Los parámetros utilizados que variaron ligeramente dependiendo del plano de corte y de la secuencia quedan reflejados en la Tabla 5. El tiempo total de adquisición de las imágenes varió de 3 a 6 minutos aproximadamente.

Tabla 5. Parámetros empleados para la obtención de las imágenes de RM.

	Plano Sagital		Plano Transversal		Plano Dorsal	
	SE-T1	EG-T2*	SE-T1	EG-T2*	SE-T1	EG-T2*
TR	420	600	520	540	420	520
TE	25	24	25	22	25	22
α°	-	30°	-	25°	-	30°
Separación entre cortes	1mm		1mm		1mm	
Grosor de los cortes	3mm		4mm		4-5mm	
Nº de cortes	9	12	9	12	9	
Campo de visión	180 mm		120 mm		180 mm	
Matriz	160/192		160/224		160/256	
NEX	4		3		4	

3. 6. 1. ANALISIS DE LAS IMAGENES

3. 6. 1. 1. Orientación de las imágenes y nomenclatura de los planos

La orientación de las imágenes para su visualización y la terminología empleada para los planos de imagen se ajustaron a lo marcado por la “Veterinary CT/MRI Society” en 1996. Según el citado organismo, las imágenes tomográficas se visualizan siguiendo la misma orientación en que fueron obtenidas, y se deben emplear los términos transversal, sagital y dorsal para la nomenclatura de los planos de imagen.

Siguiendo esta pauta, se orientaron las imágenes de tal manera que la parte proximal (en cortes sagitales y dorsales) y la craneal (en los cortes transversales) del animal quedaran representadas en la parte superior de la imagen, y la parte distal y caudal del animal en la inferior. De igual modo, la parte medial (en los cortes transversales y dorsales) y la craneal (en los cortes sagitales) del animal quedaron representadas en el lado izquierdo del observador.

3. 6. 1. 2. Identificación y descripción de las estructuras anatómicas

La identificación de las estructuras de la articulación de la rodilla se basó fundamentalmente en la comparación de las imágenes con los cortes anatómicos correspondientes. Así mismo, se emplearon textos de anatomía veterinaria, el atlas “*MRI and CT Atlas of the Dog*”, publicado por Assheuer y Sager en 1997, y diversos trabajos de medicina humana en los que se describe la imagen normal por RM de esta región anatómica. Basándonos en estos últimos, nuestro estudio se centró en las estructuras anatómicas de mayor relevancia clínica:

- Cartílago articular de fémur y tibia
- Ligamento rotuliano
- Rótula
- Meniscos lateral y medial
- Ligamentos cruzados craneal y caudal
- Tendón de origen del músculo extensor digital largo
- Cuerpo adiposo infrarrotuliano
- Ligamentos colaterales
- Ligamento meniscofemoral
- Tendón de origen del músculo poplíteo

Se consideraron identificadas con certeza aquellas estructuras que se visualizaron en las imágenes de resonancia y en los cortes anatómicos correspondientes. En cambio, aquellas que aparecieron claramente definidas en los cortes anatómicos, pero no se visualizaron en las imágenes de resonancia, se describieron como imágenes compatibles con la estructura correspondiente, basándose en su morfología, localización y características de intensidad de señal.

En la descripción de las estructuras identificadas se incluyó (García, 2000):

1. Descripción morfológica:

- Detalle anatómico o grado de demostración morfológica de cada estructura en las imágenes.

- Referencias anatómicas de localización: se consideraron referencias directas aquellas que aparecieron en el mismo corte que la estructura anatómica estudiada, e indirectas aquellas que aparecieron en otras imágenes de la serie.
- Valoración cualitativa de la intensidad de señal de cada estructura, tanto en imágenes SE potenciadas en T1, como en las potenciadas en T2*-GE. La terminología empleada para la caracterización de la intensidad de señal fue la siguiente:
 - Según el tono de gris representado en la imagen:
 - Ausencia de señal (negro)
 - Baja intensidad de señal o hipointenso
 - Intensidad de señal intermedia
 - Alta intensidad de señal o hiperintenso (blanco)
 - Según la distribución de la señal en la imagen de cada estructura:
 - Homogénea
 - Heterogénea
 - Según las relaciones comparativas de intensidad con respecto a la grasa, músculo y órganos adyacentes:
 - Hipointenso
 - Isointenso
 - Hiperintenso
- 2. Secuencia o potenciación de imagen que permitió una mejor identificación y valoración de cada estructura.
- 3. Plano o planos de corte que permitieron una mejor identificación y valoración de cada estructura.

3. 6. 1. 3. Calidad de las imágenes (García, 2000)

Se clasificó la calidad de las imágenes según el siguiente esquema:

- Excelente: Imágenes que presentaron muy buena resolución anatómica (las estructuras anatómicas aparecieron claramente diferenciadas, con límites bien definidos).
- Buena: adecuada resolución anatómica, aunque los límites de las estructuras aparecieron ligeramente borrosos o distorsionados.
- Escasa: marcada distorsión en la imagen de las estructuras anatómicas.

3. 7. ESTUDIO ANATOMICO

El estudio anatómico fue llevado a cabo en las cuatro extremidades en las cuales se realizó el examen de IRM tras finalizar el mismo, con el fin de evitar variaciones en la posición de las estructuras anatómicas. En dicho momento las piezas anatómicas presentaban el *rigor mortis* (3-4 horas tras la eutanasia).

En dos de las extremidades se introdujo látex coloreado en el interior de la articulación repleccionando la cavidad articular. Para ello se siguió el mismo procedimiento que el empleado en la realización de la artrografía.

Los miembros se colocaron en la misma posición en que se realizó la exploración de IRM (ligera semiflexión) y se congelaron a -30°C . Transcurridas 48 horas las extremidades fueron cortadas en bloques que abarcaban únicamente la articulación de la rodilla (desde tercio distal del fémur hasta el tercio proximal de la tibia) y se congelaron a -70°C .

Los bloques articulares congelados a -70°C se cortaron en secciones de 2 a 4 mm de grosor. Para realizar los cortes se empleó una sierra de cinta a la que se le aplicó nitrógeno líquido para mantener la temperatura en la cara de corte. Los cortes fueron introducidos en baños de acetona a -40°C para evitar su descongelación. Dos articulaciones se seccionaron en el plano sagital, una en el plano dorsal y una última en el plano transversal.

Para hacer coincidir las imágenes de IRM con los cortes anatómicos, se emplearon referencias anatómicas distintas según el plano de corte. Así, en los cortes transversales se utilizaron los cóndilos del fémur y la tuberosidad de la tibia ya que se tomaron como límites proximal y distal respectivamente al obtener las imágenes de resonancia magnética. En los cortes sagitales se buscó el plano sagital medio y se tomó éste como punto de partida para obtener en sentido lateral y medial el resto de cortes sagitales paramedianos. Para los cortes en el plano dorsal se tomaron como referencia craneales la rótula y el ligamento rotuliano.

Posteriormente, se realizaron fotografías normales y por transparencia de las dos caras de todos los cortes.

Una vez finalizado el estudio fotográfico, se inició el procesado de los cortes obtenidos, mediante deshidratación en baños de acetona al 99%. Para la conservación de estos cortes transparentes las técnicas de plastinación P-40 (Latorre y cols., 2002a) y E-12 (Von Hagens, 1979; Latorre y cols., 2002b).

3. 8. CORRELACION ANATOMICA

Se llevó a cabo un estudio de *correlación directa*, donde se compararon las imágenes ecográficas y de RM obtenidas en cada caso, con cortes anatómicos de la misma articulación y realizados en el mismo plano.

La correlación se estableció comparando las fotografías de los cortes originales y los propios cortes plastinados, con las imágenes correspondientes de RM. Cada corte anatómico se comparó con la imagen SE potenciada en T1 y la potenciada en T2*-GE obtenidas en el mismo plano.

La terminología empleada para la identificación de las estructuras anatómicas, se ajustó a la “*Nomina anatómica veterinaria*” (1994).

3. 9. METODO ESTADISTICO

Los análisis estadísticos de los datos obtenidos en el estudio de las artrografías, se llevaron a cabo usando el Modelo General Lineal para medidas repetitivas del paquete estadístico SPSS 11.5/PC statistics package (SPSS Inc; Chicago, IL). Los resultados se expresaron como Media \pm SEM. Cuando la ANOVA reveló diferencias significativas, éstas fueron analizadas mediante el test de Tukey. Se consideraron que las diferencias entre los grupos eran significativas cuando $p < 0.05$.

4. RESULTADOS

4. RESULTADOS

4. 1. RESULTADOS DEL ESTUDIO ARTROGRAFICO

4. 1. 1. EXAMEN CLINICO

A las 24h de haber realizado las artrografías, ningún animal presentó signos de dolor, inflamación o cojera en la articulación en la que se había inyectado el medio de contraste, así como en los días sucesivos hasta el quinto día tras realizar las artrografías.

4. 1. 2. VALORACION RADIOLOGICA

4. 1. 2. 1. *Primera experiencia*

Tras valorar los 36 artrogramas resultantes de combinar distintos volúmenes de medio de contraste (0'4, 0'5 y 0'7ml/cm de grosor mediolateral), con diferentes concentraciones de yodo por mililitro (200, 240, 300 y 350mgI/ml), no se obtuvieron diferencias significativas en cuanto a la visualización de las diferentes estructuras de la articulación de la rodilla, sin embargo la combinación de dosis y concentración de medio de contraste que obtuvo mejores resultados fue la de 0'4ml/cm de grosor mediolateral de la articulación y 300mgI/ml de contraste.

4. 1. 2. 2. *Segunda experiencia.*

a) Valoración general de los artrogramas

De los 12 artrogramas, 11 (91'6%) fueron clasificados como aceptables. El artrograma que fue valorado inaceptable se debió a la presencia de material de contraste en el cuerpo adiposo infrarrotuliano. Los artrogramas valorados como aceptables, resultaron diagnósticos hasta los 10 minutos en la proyección caudocraneal (CdCr) y hasta los 15 minutos en la mediolateral (ML) tras la inyección de contraste (Fig. 1). Posteriormente la absorción del contraste se incrementó no pudiéndose discernir las estructuras articulares a estudio.

b) Valoración de las estructuras anatómicas evidenciadas

En todos los casos, la valoración radiológica de las diferentes estructuras estudiadas, no presentó diferencias significativas ($p < 0'05$) entre el grupo de perros de tamaño mediano y el de tamaño grande, aunque el grupo de razas de tamaño grande obtuvo mejores puntuaciones en todas las estructuras estudiadas excepto en el caso del receso distal para el tendón de origen del músculo extensor digital largo y del receso suprarrotuliano que obtuvieron valoraciones similares en ambos grupos.

Los resultados obtenidos para las principales estructuras fueron:

1. Ligamentos cruzados.

El ligamento cruzado craneal fue obvio y claramente delineado en las dos proyecciones obtenidas en el tiempo 3 minutos tras la inyección del contraste, y resultó distinguible y accesible para la evaluación radiográfica hasta los 5 minutos (Fig. 2 y 3).

El ligamento cruzado caudal no fue obvio en ningún artrograma, pero sí distinguible y accesible para la evaluación radiográfica en las dos proyecciones hasta los 3 minutos posteriores a la introducción del contraste (Fig. 4 y 5).

En la valoración de los ligamentos cruzados no hubo diferencias significativas ($p < 0'05$) entre el grupo de razas de tamaño mediano y grande, sin embargo este último obtuvo mejor puntuación en la proyección mediolateral, mientras que el grupo de razas de tamaño medio los ligamentos cruzados obtuvieron mejor valoración en la proyección caudocraneal.

2. Receso sinovial distal para el tendón de origen del músculo extensor digital largo.

El receso extensor, fue obvio y claramente delineado hasta los 3 minutos tras la inyección del contraste, y distinguible y accesible para la valoración radiográfica hasta los 10 minutos en ambas proyecciones (Fig. 6 y 7).

3. Receso suprarrotuliano.

El receso suprarrotuliano valorado en la proyección ML, fue considerado obvio, y claramente delineado hasta pasados 5 minutos tras la introducción del medio de contraste y distinguible hasta los 15 minutos (Fig. 8 y 9).

4. Contorno del cuerpo adiposo infrarrotuliano.

El contorno del cuerpo adiposo infrarrotuliano, estudiado en la proyección ML, no se visualizó de forma obvia y claramente delineado en ningún artrograma, sin embargo se distinguió y fue accesible para la evaluación radiográfica hasta los 10 minutos tras inyectar el contraste (Fig. 10 y 11).

5. Cápsula articular.

La demarcación de la cápsula articular se valoró en la proyección CdCr (Fig. 12) y a pesar, de no visualizarse obvia y claramente delineada en ningún artrograma, fue distinguible y accesible para la evaluación radiográfica hasta los 5 minutos posteriores a la introducción del contraste (Fig. 13).

6. Cartílago articular.

La superficie del cartílago articular de los cóndilos del fémur se valoró en la proyección CdCr y fue distinguible hasta los 5 minutos tras inyectar el contraste (Fig. 14), pero no fue obvia en ningún artrograma y obtuvo mejor puntuación el grupo de razas de tamaño grande (Fig. 15).

7. Meniscos.

Los meniscos fueron estudiados en la proyección CdCr. Ni el menisco medial ni el lateral se observaron claramente delineados y obvios en ningún artrograma, pero fueron accesibles para evaluarlos radiográficamente hasta los minutos 3 y 10 respectivamente tras introducir el medio de contraste. En todos los casos el menisco lateral obtuvo mejores valoraciones que el medial (Fig. 16 y 17).

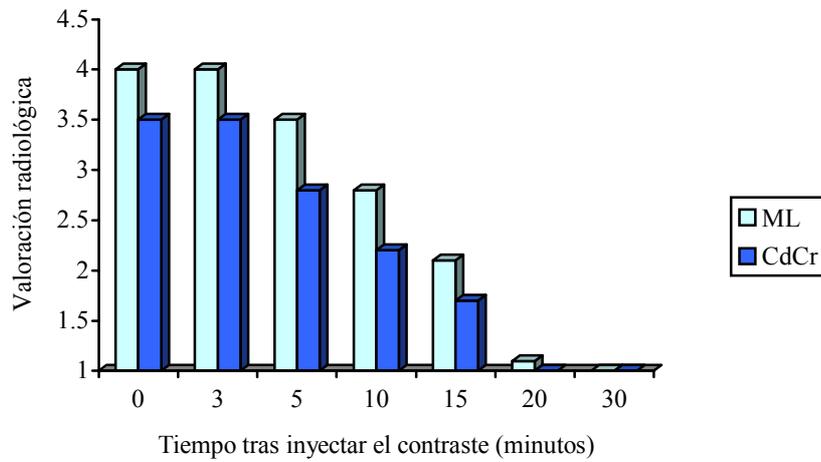


Figura 1. Media de la valoración radiológica general de los artrogramas vs. tiempo calificados como aceptables. Escala de valores: 4= Excelente, 3= Bueno, 2= Moderado y 1= Pobre. ML: Mediolateral, CdCr: Caudocraneal.

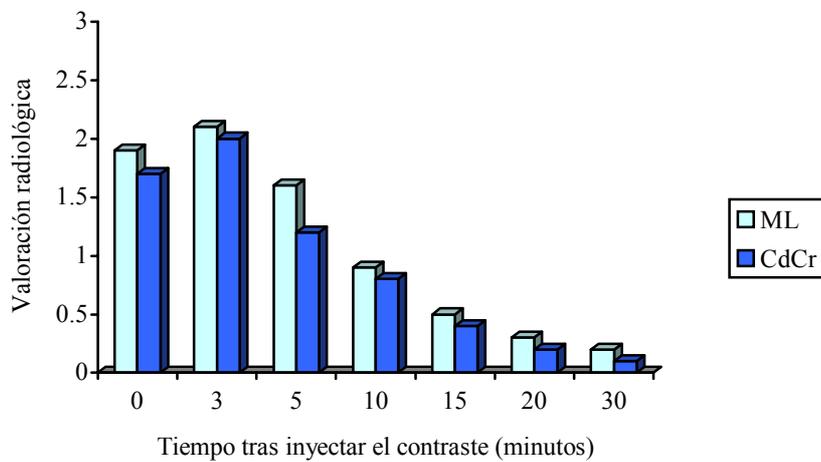


Figura 2. Media de los valores radiológicos del ligamento cruzado craneal vs. tiempo, de los dos grupos de animales en las dos proyecciones. Escala de valores: 3= obvio y claramente delineado, 2= distinguible, eventualmente accesible para evaluación radiográfica, 1= visible pero no apta para evaluación radiográfica y 0= no discernible. ML: Mediolateral, CdCr: Caudocraneal.

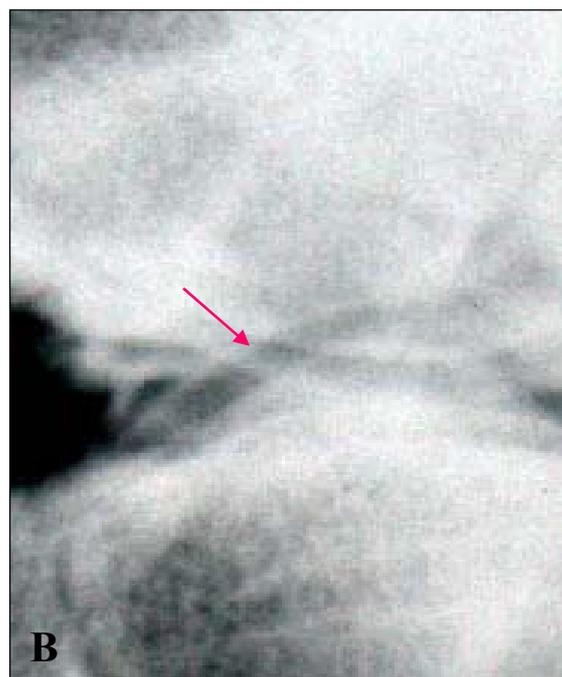


Figura 3. Proyección ML (A) de la rodilla de un perro perteneciente al grupo de razas grande obtenida a los 3 minutos de la introducción del contraste en la que se visualiza el ligamento cruzado craneal (flecha). B: Detalle de la imagen anterior.

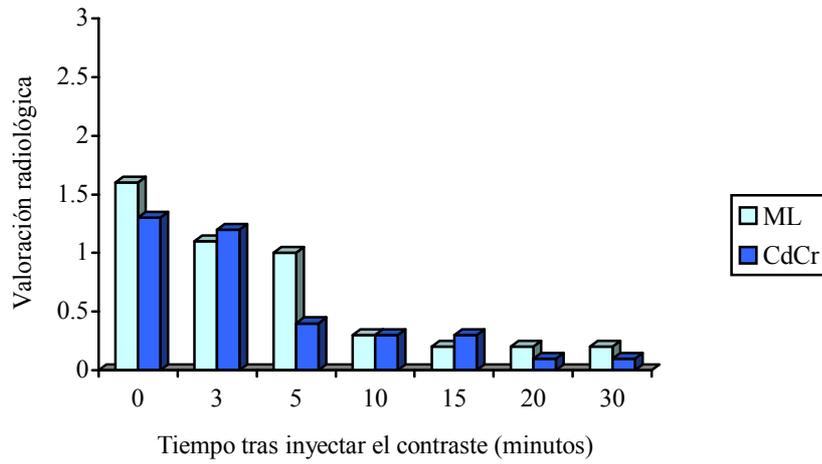


Figura 4. Media de valores del ligamento cruzado caudal vs. tiempo, de los dos grupos de animales en las dos proyecciones. Escala de valores: 3= obvio y claramente delineado, 2= distinguible, eventualmente accesible para evaluación radiográfica, 1= visible pero no apta para evaluación radiográfica y 0= no discernible. ML: Mediolateral, CdCr: Caudocraneal.

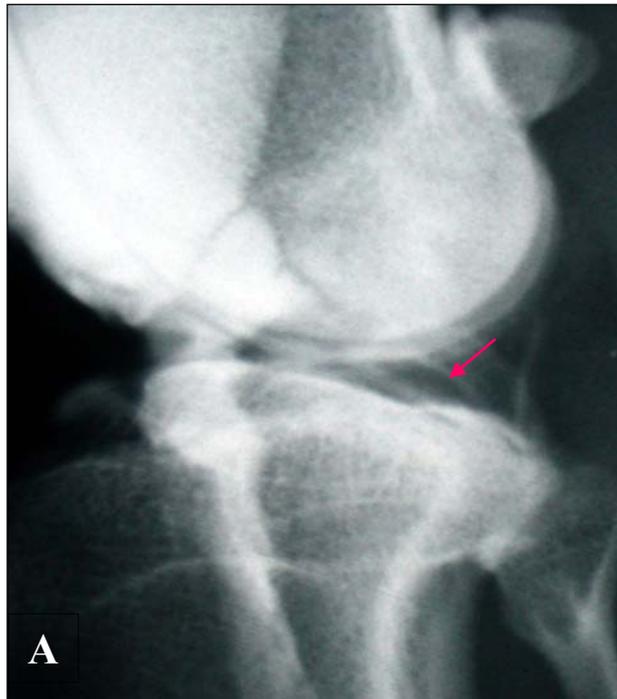


Figura 5. Proyección ML (A) y CdCr (B) de la rodilla de un perro del grupo de tamaño mediano obtenida a los 3 minutos de la introducción del contraste en las que se visualiza el ligamento cruzado caudal (flecha).

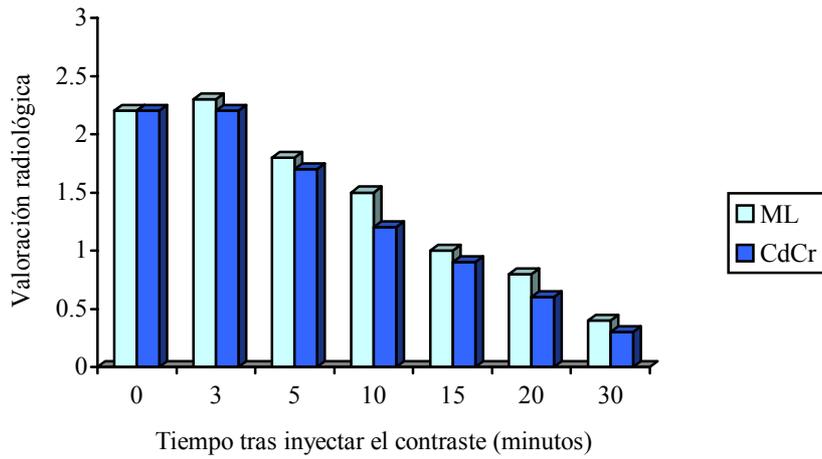


Figura 6. Media de valores del receso sinovial distal para el tendón de origen del músculo extensor largo vs. tiempo, de los dos grupos de animales en las dos proyecciones. Escala de valores: 3= obvio y claramente delineado, 2= distinguible, eventualmente accesible para evaluación radiográfica, 1= visible pero no apta para evaluación radiográfica y 0= no discernible. ML: Mediolateral, CdCr: Caudocraneal.



Figura 7. Proyección ML (A) y CdCr (B) de la rodilla de un perro perteneciente al grupo de razas medianas obtenida a los 3 minutos de la introducción del contraste en las que se visualiza el receso sinovial distal para el tendón de origen del músculo extensor digital largo (flecha).

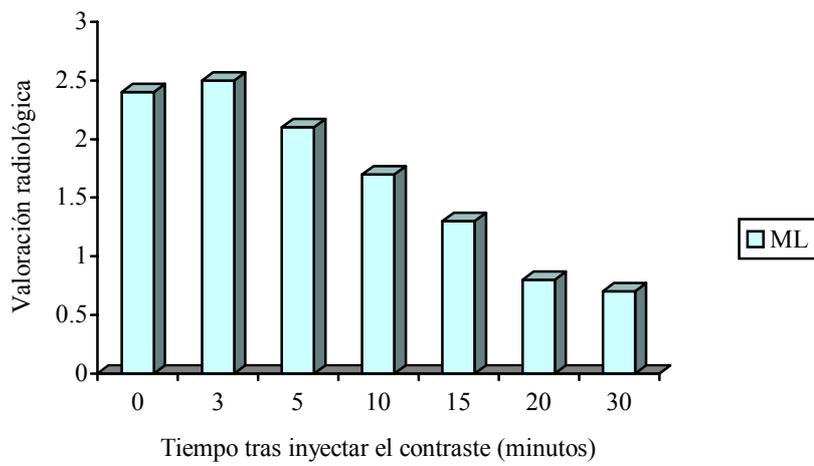


Figura 8. Media de valores del receso suprarrotuliano vs. tiempo, de los dos grupos de animales. Escala de valores: 3= obvio y claramente delineado, 2= distinguible, eventualmente accesible para evaluación radiográfica, 1= visible pero no apta para evaluación radiográfica y 0= no discernible. ML: Mediolateral.



Figura 9. Proyección ML de la rodilla de un perro de raza mediana obtenida a los 5 minutos de la introducción del contraste en las que se visualiza el receso suprarrotuliano (flecha).

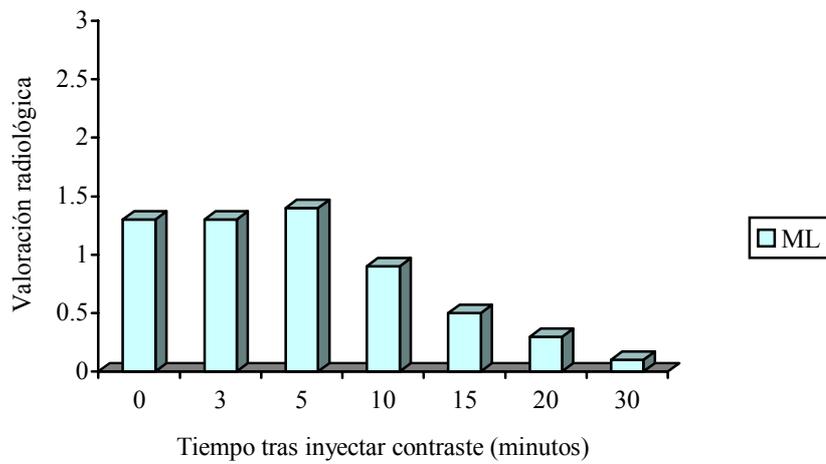


Figura 10. Media de valores del contorno del cuerpo adiposo infrarrotuliano vs. tiempo, de los dos grupos de animales. Escala de valores: 3= obvio y claramente delineado, 2= distinguible, eventualmente accesible para evaluación radiográfica, 1= visible pero no apta para evaluación radiográfica y 0= no discernible. ML: Mediolateral.

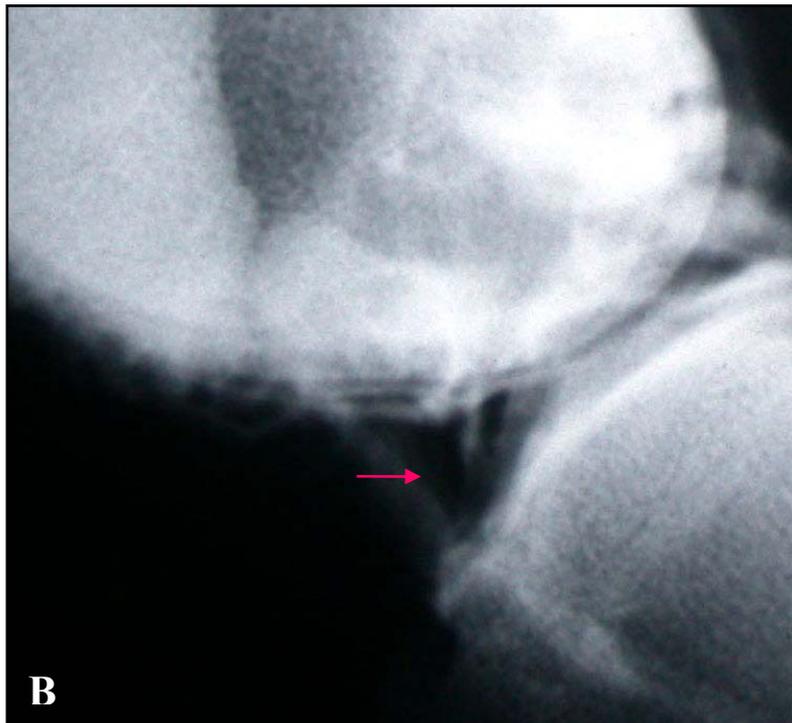


Figura 11. Proyección ML (A) de la rodilla de un perro del grupo de razas grandes obtenida a los 5 minutos de la introducción del contraste en la que se visualiza el contorno del cuerpo adiposo infrarrotuliano (flecha). B: detalle aumentado.

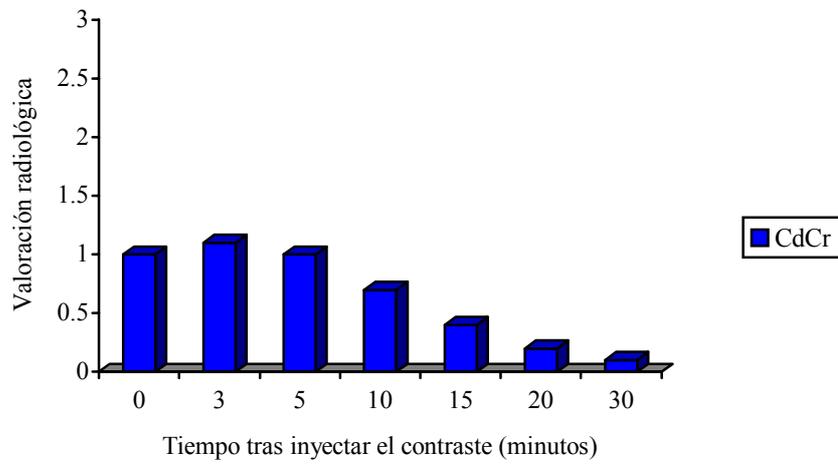


Figura 12. Media de valores de la cápsula articular vs. tiempo, de los dos grupos de animales. Escala de valores: 3= obvio y claramente delineado, 2= distinguible, eventualmente accesible para evaluación radiográfica, 1= visible pero no apta para evaluación radiográfica y 0= no discernible. CdCr: Caudocraneal.



Figura 13. Proyección CdCr de la rodilla de un perro de raza grande obtenida a los 5 minutos de la introducción del contraste en la que se visualiza el contorno de la cápsula articular (flecha).

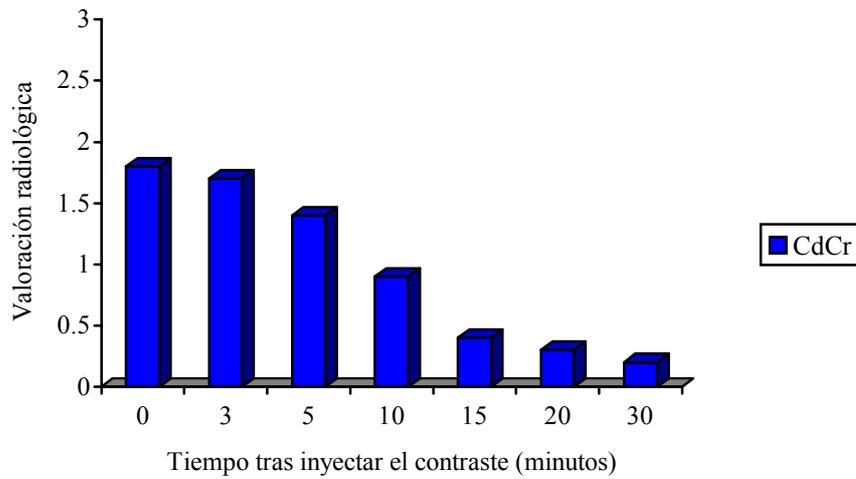


Figura 14. Media de valores del cartilago articular vs. tiempo, de los dos grupos de animales. Escala de valores: 3= obvio y claramente delineado, 2= distinguible, eventualmente accesible para evaluación radiográfica, 1= visible pero no apta para evaluación radiográfica y 0= no discernible. CdCr: Caudocraneal.

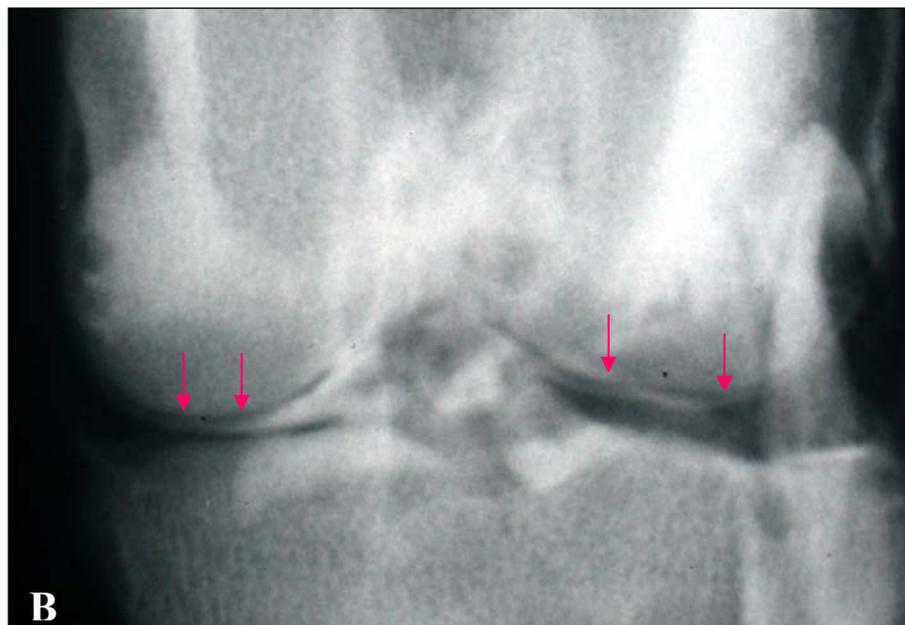


Figura 15. Proyección CdCr (A) de la rodilla de un perro de raza grande obtenida a los 5 minutos de la introducción del contraste en la que se visualiza la superficie del cartílago articular de los cóndilos del fémur (flechas). B: Detalle de la imagen anterior.

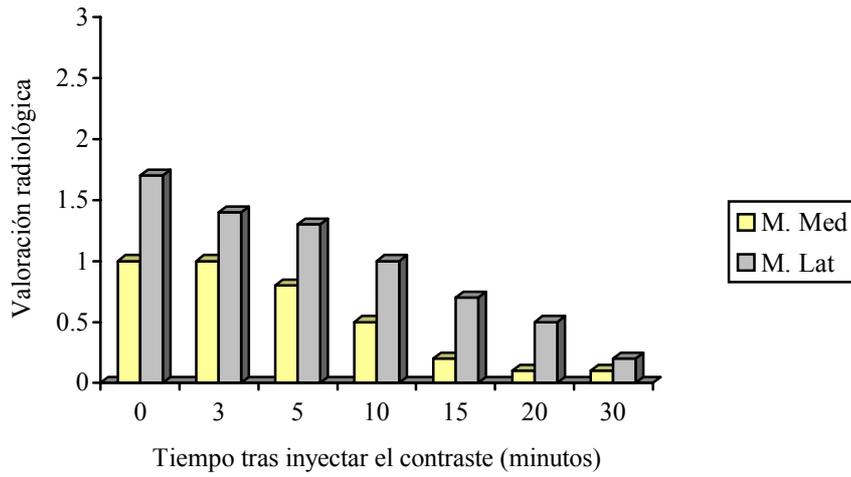


Figura 16. Media de valores del menisco medial (M. Med) y lateral (M. Lat) vs. tiempo, de los dos grupos de animales. Escala de valores: 3= obvio y claramente delineado, 2= distinguible, eventualmente accesible para evaluación radiográfica, 1= visible pero no apta para evaluación radiográfica y 0= no discernible. M. Med: Menisco medial, M. Lat: Menisco lateral.



Figura 17. Proyección CdCr de la rodilla de un perro del grupo grande obtenida a los 5 minutos de la introducción del contraste en la que se visualizan los meniscos medial (flecha) y lateral (cabeza de flecha).

4. 2. RESULTADOS DEL ESTUDIO DEL LIQUIDO SINOVIAL

4. 2. 1. RESULTADOS DEL ANALISIS FISICO

Los resultados de volumen, color, viscosidad y turbidez obtenidos los días 0, 1, 3 y 7 tras el examen artrográfico quedan reflejados en la Tabla 6.

En todos los animales el volumen de líquido sinovial recogido el día 1, estuvo aumentado y con aspecto turbio, el día 3 seguía aumentado en un 75% de las articulaciones (9/12), sin embargo a la semana de haber inyectado el medio de contraste, ambos parámetros eran normales en todos los casos.

El color del líquido sinovial fue en un 100% de los casos (12/12) serohemorrágico (SH) el día posterior a la introducción del contraste, mientras que el día 3 tan solo un 58'3% de las articulaciones (7/12) presentaban dicho color, y pasados 7 días el color del líquido sinovial era transparente (Tr) en todas las muestras.

En cuanto a la viscosidad, el primer día tras el estudio artrográfico resultó normal (N) en un 25% de los casos (3/12), encontrándose disminuida (D) en el resto de las articulaciones. En los días 3 y 7 la viscosidad fue normal en todos los casos.

Tabla 6. Resultados de los parámetros del análisis físico de las muestras de líquido sinovial de los 12 animales, obtenidas antes de inyectar el contraste (día 0) y los días 1, 3 y 7 tras la introducción del mismo.

Tr: transparente, SH: serohemorrágico, N: normal, D: disminuida.

	ANIMALES												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	X
DIAS	VOLUMEN (ml)												
0	0'05	0'02	0'1	0'04	0'15	0'2	0'3	0'3	0'2	0'1	0'16	0'1	0'14
1	0'52	0'5	0'51	0'5	0'6	0'67	0'7	0'7	0'75	0'6	0'7	0'67	0'62
3	0'4	0'1	0'36	0'25	0'2	0'3	0'57	0'67	0'5	0'33	0'4	0'5	0'38
7	0'1	0'03	0'05	0'01	0'07	0'2	0'17	0'4	0'2	0'2	0'18	0'2	0'15
DIAS	TURBIDEZ												
0	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No
1	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si
3	No	No	No	No	No	No	Si	Si	No	No	No	Si	
7	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	
DIAS	COLOR												
0	Tr	Tr	Tr	Tr	Tr	Tr	Tr	Tr	Tr	Tr	Tr	Tr	Tr
1	SH	SH	SH	SH	SH	SH	SH	SH	SH	SH	SH	SH	SH
3	SH	Tr	SH	Tr	Tr	Tr	SH	SH	SH	Tr	SH	SH	
7	Tr	Tr	Tr	Tr	Tr	Tr	Tr	Tr	Tr	Tr	Tr	Tr	Tr
DIAS	VISCOSIDAD												
0	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
1	D	D	N	N	D	D	D	D	D	N	D	D	
3	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	
7	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	

4. 2. 2. RESULTADOS DEL ANALISIS QUIMICO

Los resultados de los valores de concentración de proteínas en las muestras de LS quedan reflejados en la Tabla 7. Las muestras de LS del día previo a la inyección del contraste tuvieron en 4 casos (33'3%) (4/12) un reducido volumen no pudiéndose determinar la concentración de proteínas en dichas muestras, lo mismo sucedió el día 3 tras la introducción del contraste en 3 casos (25%) y el día 7 en un 41'7% de las muestras (5/12). En el resto, los valores se encontraron dentro del rango normal.

Tabla 7. Resultados de los valores de la concentración de proteínas totales de las muestras de líquido sinovial de los 12 animales, obtenidas antes de inyectar el contraste (día 0) y los días 1, 3 y 7 tras la introducción del mismo.

DIAS	ANIMALES												X
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
0	-	-	-	-	1'6	1'8	1'6	1'4	1'2	1'4	1	1'5	1'4
1	1'4	1	1'6	1'4	2	1'8	1'4	1'7	1'6	2	1	1'3	1'5
3	1'4	-	-	-	1'4	1'6	1	1	1	1'6	1'4	1	1'4
7	-	-	-	-	-	1	1'2	1	1'4	1	1	1'2	1'3

4. 2. 3. RESULTADOS DEL ANALISIS CITOLOGICO

Los resultados de la celularidad de las preparaciones de LS se muestran en la Tabla 8. En todos los casos la celularidad de las muestras del LS estuvo aumentada en el día posterior a la inyección del medio de contraste, el día 3 se mantuvo elevada en 7 articulaciones (58'3%), mientras que a la semana de la introducción del contraste los valores eran normales en todos los casos. Se realizó el recuento celular y los resultados de dichos recuentos quedan reflejados en la Tabla 9. Las células segmentadas incrementaron su valor el día 1 tras la inyección de contraste, pero volvieron a la normalidad a la semana. Los linfocitos y los macrófagos mantuvieron los valores dentro del rango normal todos los días.

Tabla 8. Resultados de la celularidad (células/ μ l) de las muestras de líquido sinovial de los 12 animales, obtenidas antes de inyectar el contraste (día 0) y los días 1, 3 y 7 tras la introducción del mismo.

	ANIMALES												X
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
DIAS	CELULARIDAD (células/ μ l)												
0	1500	2000	1700	2300	2100	2500	1800	1900	2000	2500	2200	1900	2033
1	22000	25500	20300	25000	19500	23000	30000	21000	18800	10000	27000	28000	22691
3	3000	2100	2000	2400	2800	3000	7000	4500	2600	2800	3000	8200	3616
7	1700	2000	2000	2100	2500	2700	2000	2200	2300	2600	2500	2300	2250

Tabla 9. Resultados de los porcentajes de las distintas poblaciones celulares de las muestras de líquido sinovial de los 12 animales, obtenidas antes de inyectar el contraste (día 0) y los días 1, 3 y 7 tras la introducción del mismo.

	ANIMALES												X
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
DIAS	CEL. SEGMENTADAS												
0	2	10	5	2	5	2	6	8	6	10	8	6	5'8
1	25	29	28	20	23	22	24	23	29	21	20	20	23'6
3	4	12	5	7	10	5	6	14	11	7	6	8	7'9
7	2	3	6	4	7	5	3	6	4	5	2	3	4'1
DIAS	LINFOCITOS												
0	34	40	27	32	25	37	28	22	42	23	42	40	32'6
1	21	31	18	20	27	26	25	17	22	21	30	38	24'6
3	18	34	26	32	24	30	32	28	22	36	27	35	28'6
7	32	38	29	35	28	38	34	26	44	34	29	38	33'6
DIAS	MACROFAGOS												
0	64	50	68	66	70	61	66	70	52	67	50	54	61'5
1	54	40	54	60	50	52	51	60	49	58	50	42	51'4
3	78	54	69	61	66	65	62	58	67	57	67	57	63'6
7	66	59	65	61	65	59	63	68	52	61	69	59	62'3

4. 3. RESULTADOS DEL ESTUDIO ECOGRAFICO

En todos los casos, las estructuras estudiadas presentaron la misma ecogenicidad tanto en los animales vivos como en los animales in vitro.

Se presentan los resultados agrupados en las cuatro regiones en las cuales se dividió la articulación en el material y métodos. Para una correcta interpretación de las diferentes estructuras anatómicas de la rodilla, se incorporan en cada región imágenes macroscópicas de las regiones.

4. 3. 1. REGION SUPRARROTULIANA

Para examinar esta región la rodilla se flexionó en un ángulo de 45° y la ventana acústica se localizó sobre el tendón del músculo cuádriceps femoral (Fig. 18) utilizando como referencia distal la rótula.

4. 3. 1. 1. *Músculo cuádriceps femoral (Figs. 19, 20 y 21)*

Colocando la sonda sobre dicho músculo, se realizaron cortes sagitales y transversales en los que se visualizó el músculo hipoecogénico con estructura fibrilar característica en todos los casos (30/30).

4. 3. 1. 2. *Rótula (Figs. 22, 23 y 24)*

Deslizando el transductor distalmente desde la posición anterior, se observó la rótula en todas las articulaciones examinadas (30/30) como una superficie hiperecogénica convexa y lisa con un área de sombra acústica.

4. 3. 1. 3. *Cartílago articular de la tróclea del fémur (Figs. 25, 26 y 27)*

Se realizó una flexión máxima de la articulación, posicionando el transductor sobre los cóndilos femorales haciendo un corte transversal, examinando la integridad de la superficie del cartílago articular que en todos los casos se visualizó como una línea hipoecogénica lisa entre dos interfases hiperecogénicas con sombra acústica.

4. 3. 2. REGION INFRARROTULIANA

Para evaluar la mayoría de estructuras de esta región, la rodilla se flexionó hasta formar un ángulo de 90°. La sonda ecográfica se colocó sobre el ligamento rotuliano en la posición sagital, siguiendo la misma dirección que éste (Fig. 28). El transductor se fue rotando en sentido a las agujas del reloj y en sentido contrario haciendo distintos cortes para el estudio de las diferentes estructuras que pueden ser visualizadas en esta zona, seleccionando profundidades de 3 y 4 cm según el tamaño del animal.

4. 3. 2. 1. *Ligamento rotuliano (Figs. 29, 30 y 31)*

Con la extremidad flexionada y la sonda sobre el ligamento rotuliano, se realizaron cortes sagitales del mismo. Como referencias se tomaron proximalmente la rótula y distalmente el borde craneal de la tuberosidad de la tibia. Ambos márgenes aparecían como unas superficies hiperecogénicas y lisas con un área de sombra acústica, siendo la rótula convexa y la tuberosidad de la tibia rectilínea. El ligamento rotuliano presentó en las 30 rodillas examinadas (100%) una forma cónica a modo de cinta con ecogenicidad homogénea moderada y estructura fibrilar en su interior, visualizándose el peritendón como una línea hiperecogénica, aunque éste sólo podía observarse cuando el contacto acústico era realizado totalmente perpendicular al peritendón. En las 2 articulaciones (2/30) (6'6%) procedentes de un perro obeso de 35 Kg., el peritendón se observó mal definido y más ancho que en el resto. En el 100% de los casos (30/30), el ligamento rotuliano era ligeramente más grueso a nivel del extremo distal de la rótula. Posteriormente, el transductor se giró 90° y se realizaron cortes transversales del ligamento rotuliano, apareciendo éste con forma oval, delimitado por el peritendón hiperecogénico.

4. 3. 2. 2. *Cuerpo adiposo infrarrotuliano (Figs. 32 y 33)*

El cuerpo adiposo infrarrotuliano se localizó inmediatamente caudal al ligamento rotuliano. En todos los casos (30/30) presentó una ecogenicidad media, mayor que la del ligamento rotuliano, más o menos homogénea y se caracterizó por estar pobremente demarcado. Se observó un aumento de la ecogenicidad del mismo en la zona más profunda y alejada del transductor, especialmente en la zona que rodea a los ligamentos cruzados.

4. 3. 2. 3. *Ligamento cruzado craneal (Figs. 34, 35, 36 y 37)*

Con el transductor situado sobre el ligamento rotuliano para obtener el corte sagital y la rodilla en flexión máxima, se giró la sonda entre 10° y 20° lateralmente. El ligamento cruzado craneal se localizó con claridad en 25 de 30 articulaciones (83'3%) extendiéndose desde el área intertubercular central de la tibia hasta la fosa intercondilar del fémur (Figs. 34 y 35). En el resto de rodillas (5/30) (16'7%) procedentes de perros de razas medianas, el ligamento cruzado craneal no se visualizó en toda su extensión no pudiendo ser plenamente evaluado. En todos los casos se observó como una banda sigmoidea hipocogénica, con respecto a la ecogenicidad del ligamento rotuliano rodeado por parte del cuerpo adiposo infrarrotuliano que a este nivel aparecía hiperecogénico. En las rodillas procedentes del grupo de perros de razas grandes (12/30) (40%), se visualizaron los dos ligamentos cruzados craneal y caudal independientemente el uno del otro, sin embargo, en las articulaciones del grupo de animales de menor tamaño (18/30), se observaron en el mismo corte formando una "V" y presentando la misma ecogenicidad (Figs. 36 y 37). En un 90% de los casos (27/30) el ligamento cruzado craneal resultó ser más ancho que el caudal.

4. 3. 2. 4. *Ligamento cruzado caudal (Figs. 36, 37, 38 y 39)*

Para la visualización del ligamento cruzado caudal, la articulación de la rodilla se extendió al máximo colocando la sonda ecográfica sobre el ligamento rotuliano en corte sagital y rotándola ligeramente unos 15° hacia medial. De esta forma se localizó en 12/30 articulaciones (40%), todas procedentes del grupo de razas grandes. El ligamento se observó como una banda de la misma ecogenicidad que el cruzado craneal, localizándose en el punto de fijación a la superficie lateral del cóndilo medial del fémur, dirigiéndose paralelo a éste, hacia la escotadura poplítea de la tibia (Figs. 38 y 39). En el resto de rodillas procedentes de animales del grupo de menor tamaño (18/30) se observó empleando la misma posición que la utilizada para localizar el ligamento cruzado craneal, visualizando el ligamento cruzado caudal formando una "V" con el craneal, en dirección al fémur, siendo claramente evidenciable en 11 de las 18 rodillas, mientras que en las cinco restantes no se apreció tan claramente debido al reducido espacio que existía entre los cóndilos del fémur.

4. 3. 2. 5. *Cartílago articular de los cóndilos del fémur (Figs. 40, 41 y 42)*

Para evaluar la superficie del cartílago articular de los cóndilos del fémur, la rodilla se flexionó al máximo con el fin de aumentar en lo posible el espacio intraarticular. El transductor se situó sobre el eje sagital del ligamento rotuliano y se rotó hacia lateral unos 10°. En todos los casos se visualizó el cartílago articular hipocogénico entre dos interfases hiperecogénicas paralelas a la superficie de los cóndilos (Fig. 42). En el 60% de las rodillas evaluadas (18/30) poder estudiar el cartílago articular resultó dificultoso independientemente del tamaño del animal, en el resto de articulaciones (12/30) (40%) se apreció con facilidad y cabe resaltar que en las ocasiones en las que más claramente se observó, fue en aquellas articulaciones procedentes de animales inmaduros (4/30) (13'3%).

4. 3. 3. REGION LATERAL

4. 3. 3. 1. *Menisco lateral (Figs. 42, 44, 45 y 46)*

Para evaluar el menisco lateral la rodilla se flexionó al máximo y la sonda ecográfica se colocó lateralmente al ligamento rotuliano de manera longitudinal (Fig. 43). Como referencias proximal y distal se tomaron los cóndilos laterales del fémur y de la tibia respectivamente. En todos los casos (30/30) el menisco lateral se identificó fácilmente, como una estructura hipocogénica comparada con el ligamento rotuliano, de ecogenicidad homogénea y forma triangular (Fig. 46). En un 60% de los casos (18/30) fue posible visualizar el tendón de origen del músculo extensor digital largo inmediatamente superficial al menisco lateral.

4. 3. 3. 2. *Tendón de origen del músculo extensor digital largo (Figs. 44, 45 y 46)*

Para la visualización de esta estructura la extremidad se posicionó en flexión de 60-90°, colocando el transductor en corte sagital sobre el músculo tibial craneal que se localiza en la cara lateral de la tibia y posteriormente se dirigió en dirección proximal. Se observó una estructura alargada en forma de cinta, de ecogenicidad menor a la del ligamento rotuliano, delimitado por una vaina hiperecogénica y en dirección a la fosa extensora del fémur, inmediatamente superficial al menisco lateral (Fig. 46). El tendón de origen del músculo extensor digital largo es una estructura muy delgada y aunque se identificó en todos los casos, sólo fue observado con total claridad en 19 extremidades

de 30 (63'3%) siendo independiente el tamaño y la edad de los animales en los que no se visualizó con tanta facilidad.

4. 3. 4. REGION MEDIAL

4. 3. 4. 1. Menisco medial (Figs. 48, 49 y 50)

El estudio del menisco medial se llevó a cabo de manera similar al lateral pero posicionando el transductor medialmente al ligamento rotuliano (Fig. 47). Las referencias en este caso fueron los cóndilos mediales del fémur y de la tibia. Al igual que el menisco lateral, el medial se visualizó en la totalidad de las articulaciones (30/30) como una estructura triangular ligeramente más hipocogénico que el lateral (Fig. 50).

* Imágenes correspondientes a la región suprarrotuliana.



Figura 18. Ventana acústica sobre el tendón del músculo cuádriceps femoral para el examen de la región suprarrotuliana. Cr: craneal, Cd: caudal, P: proximal, D: distal, R: rótula, TT: Tuberosidad de la tibia.

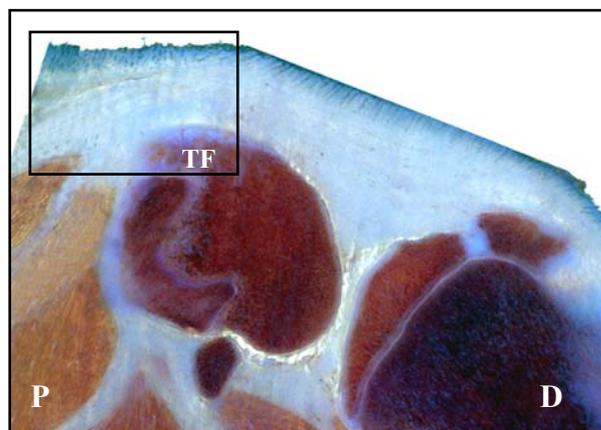


Figura 19. Sección macroscópica sagital medial, interesando al tendón de inserción del m. cuádriceps femoral. P: proximal, D: distal, TF: tróclea del fémur.

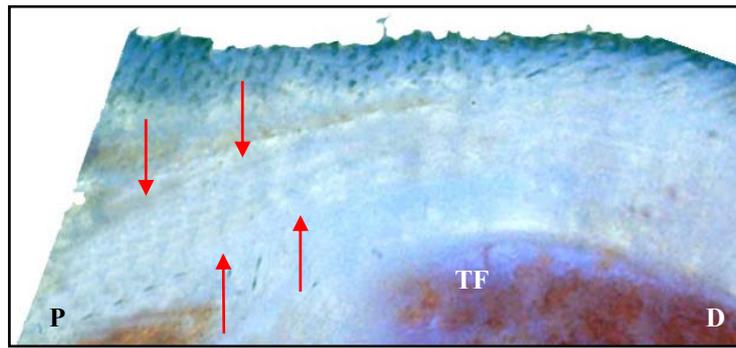


Figura 20. Detalle ampliado de la figura 19 en el que se observa la llegada del tendón de inserción del m. cuádriceps femoral (flechas). P: proximal, D: distal, TF: tróclea del fémur.

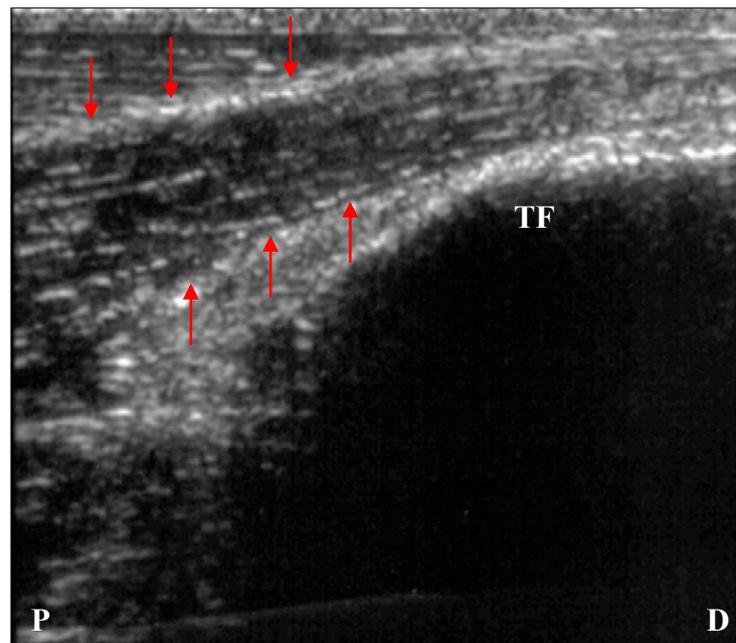


Figura 21. Imagen ecográfica correspondiente al corte sagital de la región suprarrotuliana en la que se visualiza el tendón del músculo cuádriceps femoral con estructura fibrilar y peritendón hiperecogénico (flechas). P: proximal, D: distal, TF: tróclea del fémur.

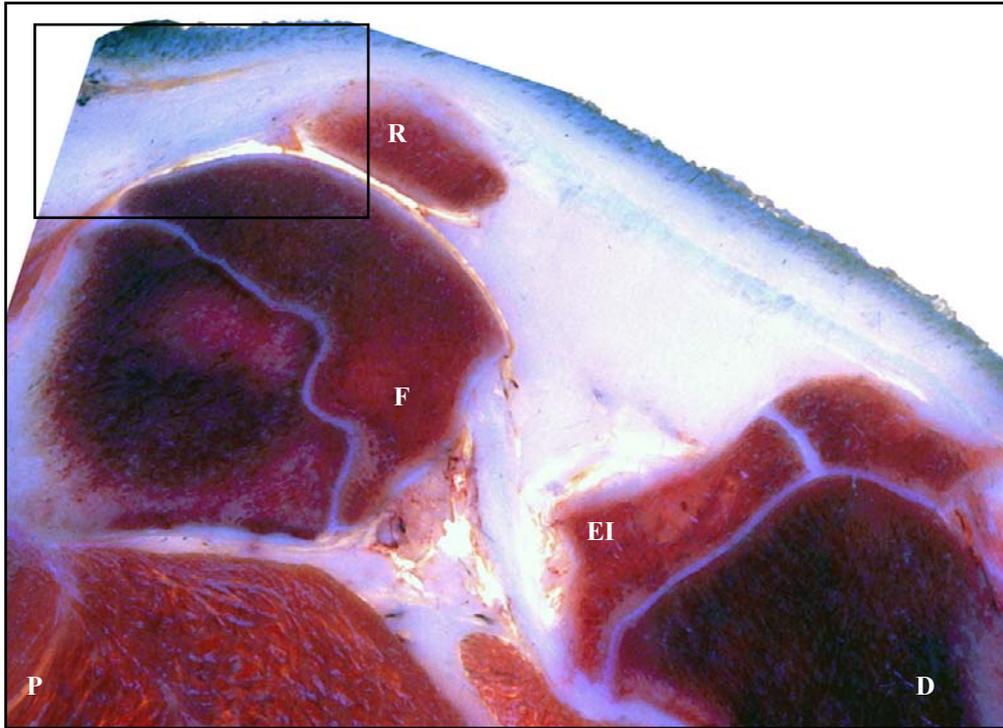


Figura 22. Sección macroscópica sagital media afectando a la rótula. P: proximal, D: distal, R: rótula, F: fémur (fosa intercondilar), EI: eminencia intercondilar de la tibia

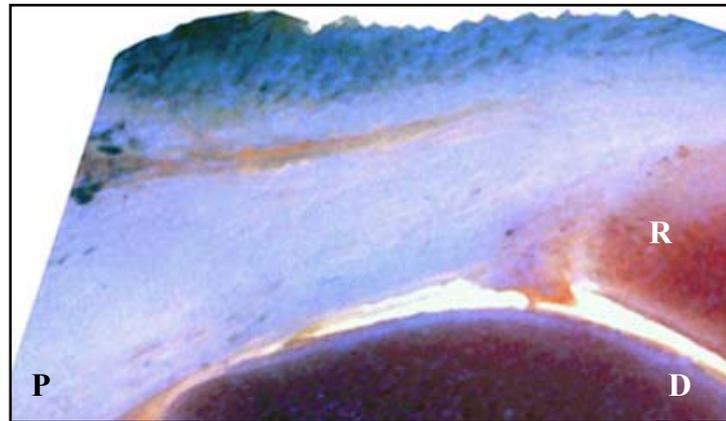


Figura 23. Detalle ampliado de la figura 22. P: proximal, D: distal, R: rótula.

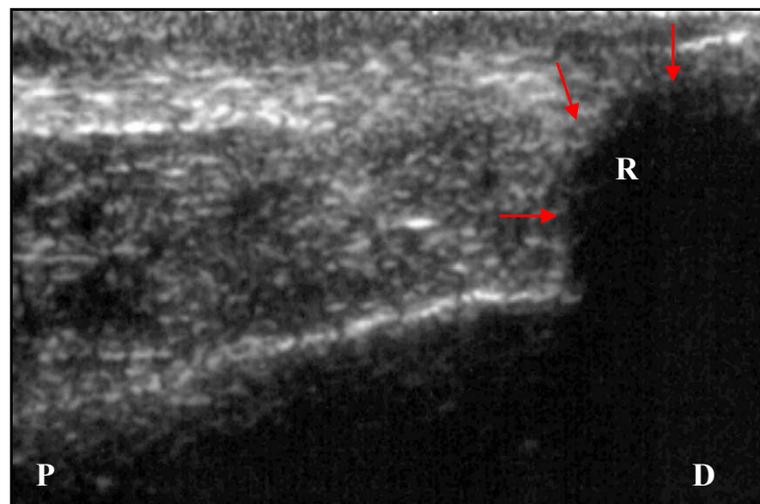


Figura 24. Imagen ecográfica del corte sagital de la región suprarrotuliana en la que se visualiza la superficie convexa hiperecogénica de la rótula (flechas). P: proximal, D: distal, R: rótula.

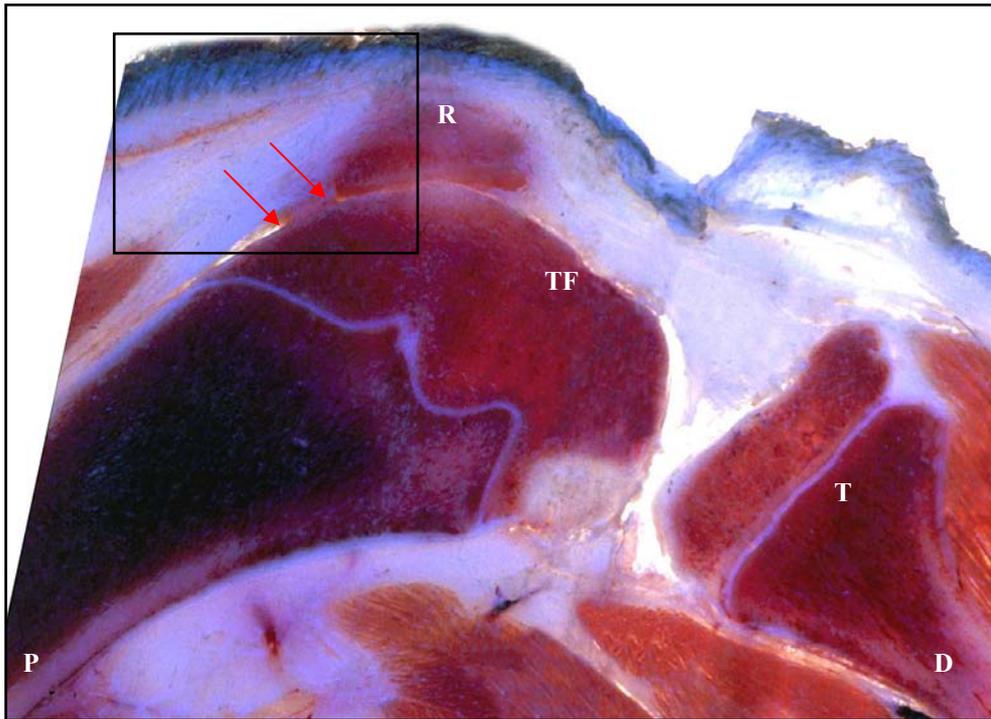


Figura 25. Sección macroscópica sagital lateral interesando a la tróclea del fémur. P: proximal, D: distal, R: rótula, TF: tróclea del fémur, T: tibia. Cartílago articular (flechas).

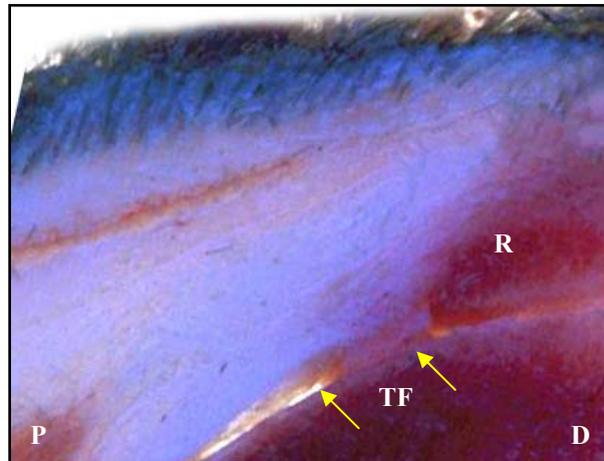


Figura 26. Detalle ampliado de la figura 25 en el que vemos el cartílago articular (flechas). P: proximal, D: distal, R: rótula, TF: tróclea del fémur.

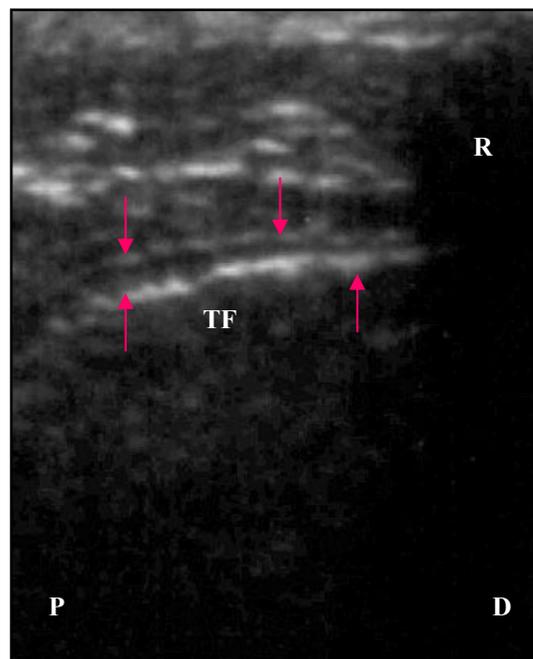


Figura 27. Imagen ecográfica del corte sagital de la región suprarrotuliana en la que visualizamos el cartílago articular de la tróclea del fémur, como una línea hipocogénica lisa demarcada por dos interfases hiperecogénicas (flechas). P: proximal, D: distal, R: rótula, F: fémur.

*** Imágenes correspondientes a la región infrarrotuliana.**



Figura 28. Ventana acústica sobre el ligamento rotuliano para el examen de la región infrarrotuliana. P: proximal, D: distal, R: rótula, F: fémur, TT: tuberosidad de la tibia.

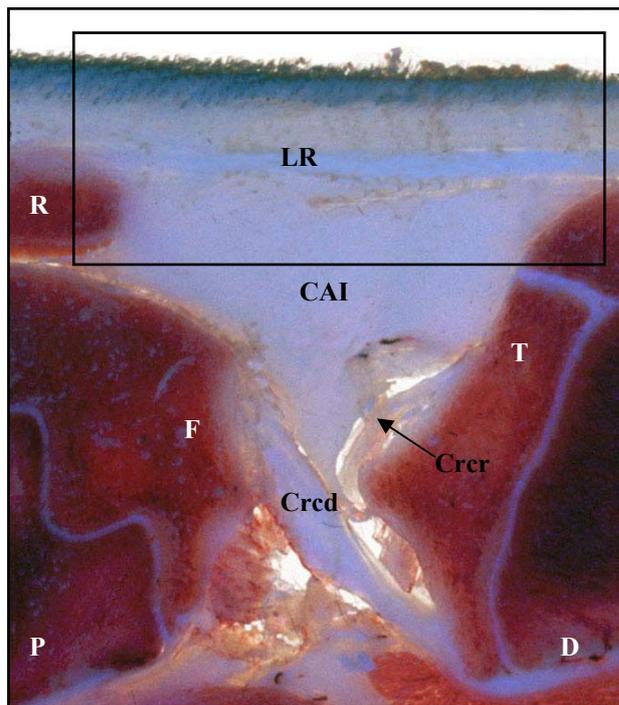


Figura 29. Sección macroscópica media afectando al ligamento rotuliano (LR), cuerpo adiposo infrarrotuliano (CAI), ligamento cruzado craneal (Crcr) y ligamento cruzado caudal (Crcd). P: proximal, D: distal, R: rótula, F: fémur (fosa intercondilar), T: tibia (eminencia intercondilar).

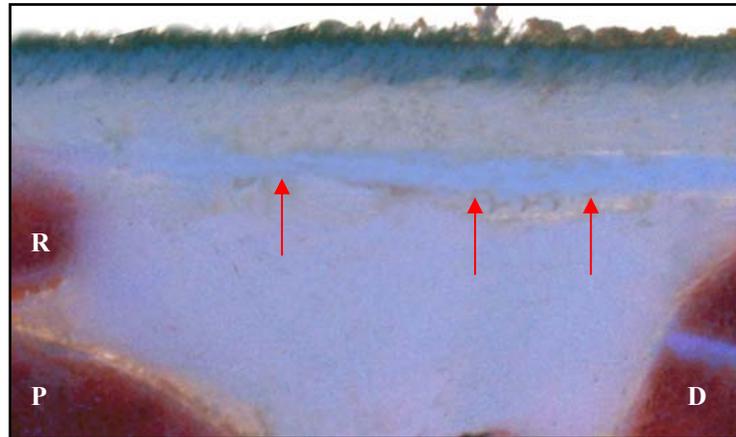


Figura 30. Detalle ampliado de la figura 29 en el que observamos el ligamento rotuliano (flechas). P: proximal, D: distal, R: rótula.

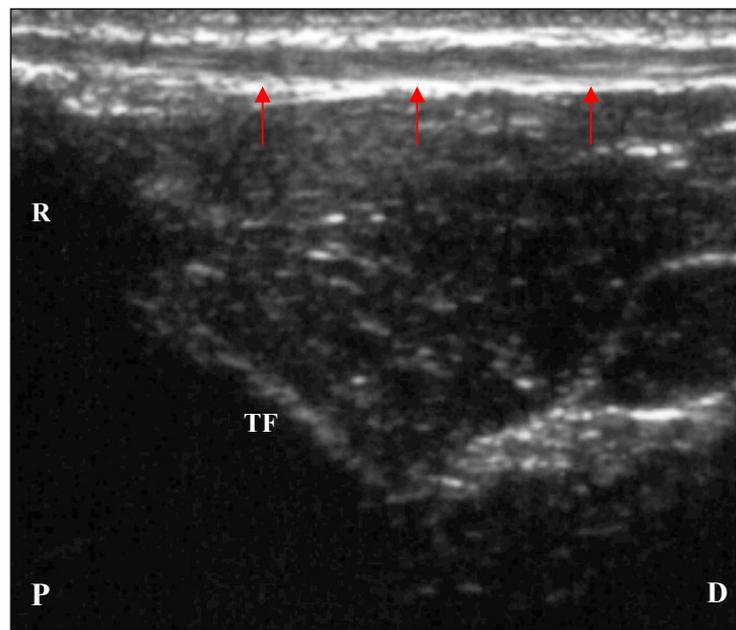


Figura 31. Imagen ecográfica correspondiente al corte sagital del ligamento rotuliano, que se visualiza con estructura fibrilar y peritendón hiperecogénico (flechas). P: proximal, D: distal, R: rótula, TF: tróclea del fémur.

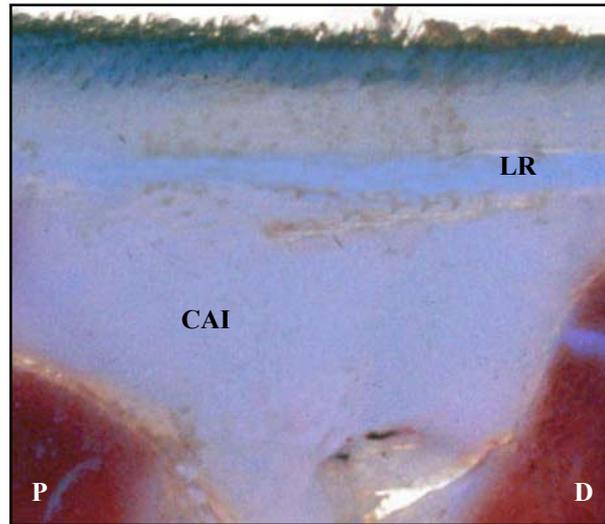


Figura 32. Detalle ampliado de la figura 29. P: proximal, D: distal, LR: Ligamento rotuliano, CAI: cuerpo adiposo infrarrotuliano.

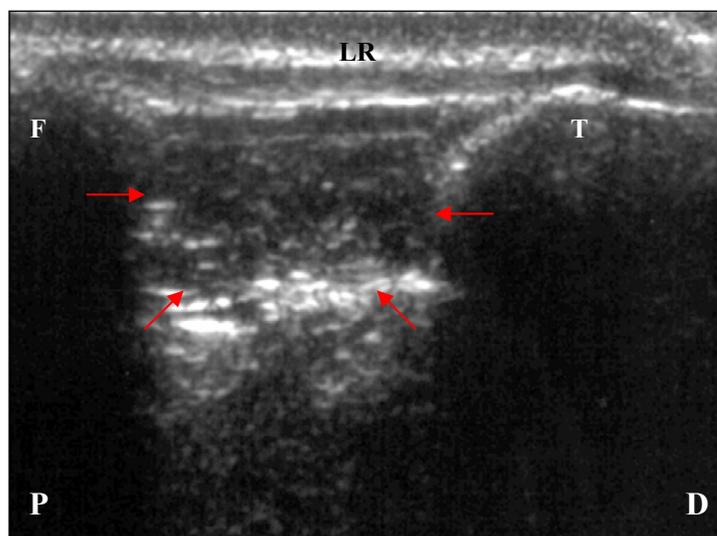


Figura 33. Imagen ecográfica del corte sagital de la región infrarrotuliana en la que se observa el cuerpo adiposo infrarrotuliano, caudal al ligamento rotuliano con una ecogenicidad media homogénea (flechas). P: proximal, D: distal, F: fémur, T: tibia, LR: ligamento rotuliano.

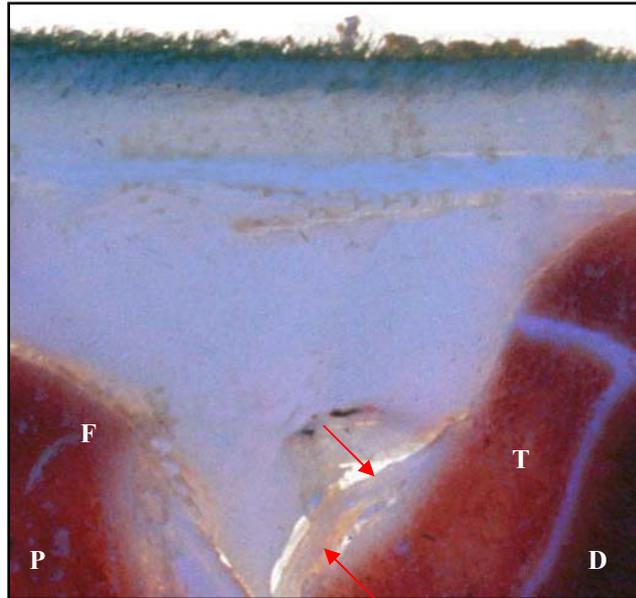


Figura 34. Detalle ampliado de la figura 29, en el que observamos el ligamento cruzado craneal (flechas). P: proximal, D: distal, F: fémur (fosa intercondilar), T: tibia (eminencia intercondilar).

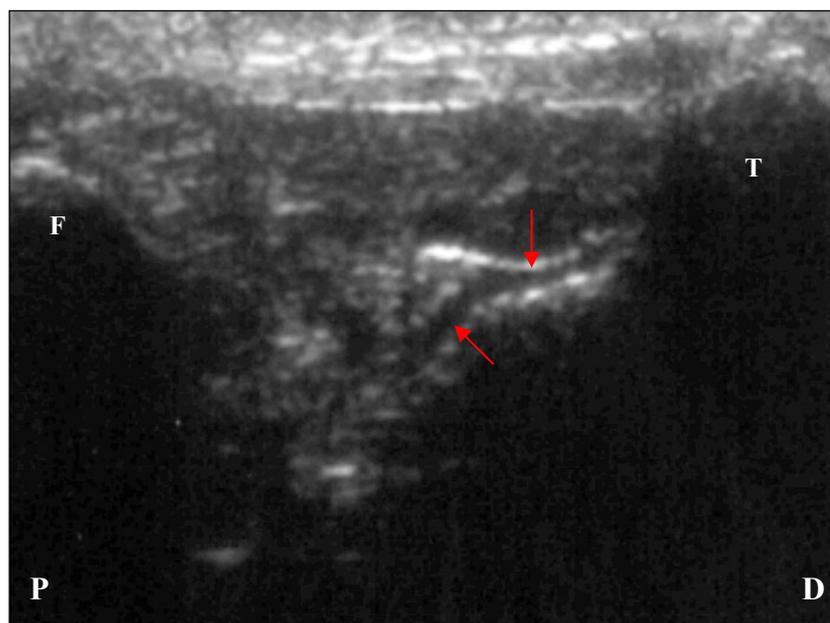


Figura 35. Imagen ecográfica de un corte longitudinal sagital de la región infrarrotuliana en la que se visualiza el ligamento cruzado craneal (flechas) extendiéndose desde el área intercondilar central de la tibia hasta la fosa intercondilar del fémur. P: proximal, D: distal, F: fémur, T: tibia.

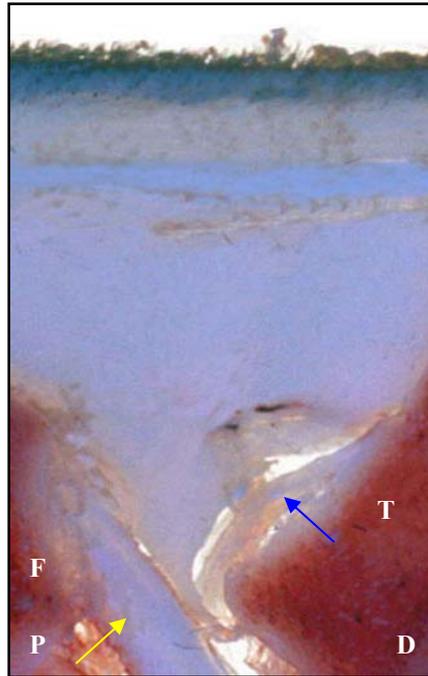


Figura 36. Detalle ampliado de la figura 29 en el que se visualizan los ligamentos cruzados craneal (flecha azul) y caudal (flecha amarilla). P: proximal, D: distal, F: fémur, T: tibia.

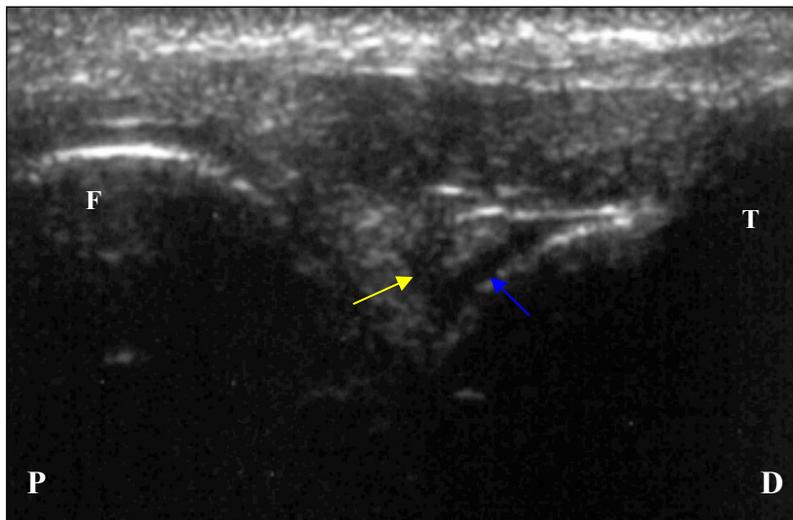


Figura 37. Imagen ecográfica correspondiente a un corte sagital de la región infrarrotuliana en la que se pueden observar los dos ligamentos cruzados craneal (flecha azul) y caudal (flecha amarilla) formando una “V” y presentando la misma ecogenicidad. P: proximal, D: distal, F: fémur, T: tibia.

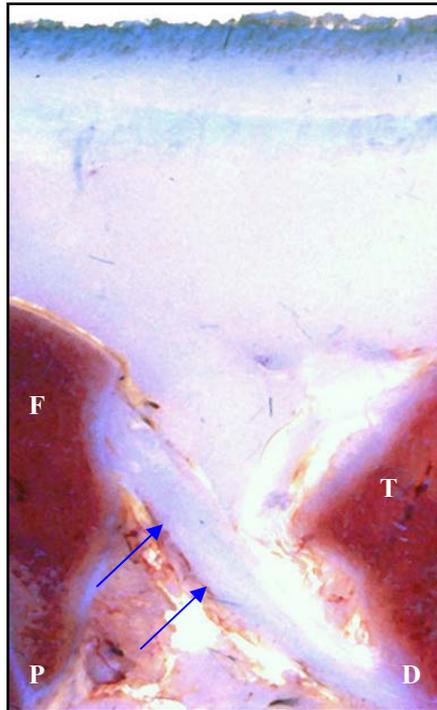


Figura 38. Sección macroscópica sagital media interesando al ligamento cruzado caudal (flechas). P: proximal, D: distal, F: fémur, T: tibia.

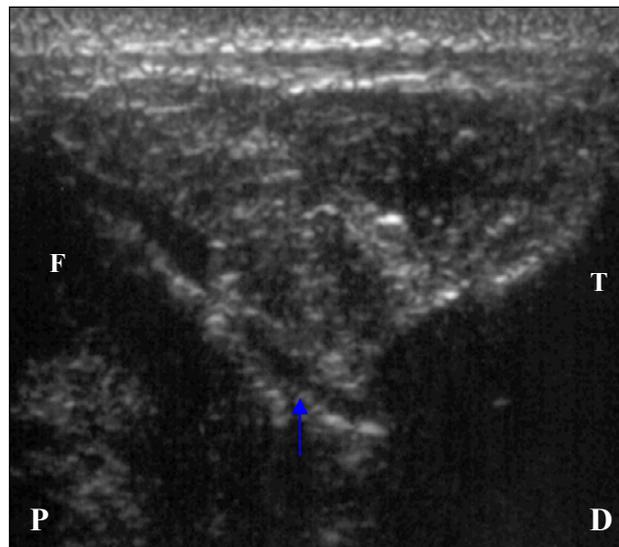


Figura 39. Imagen ecográfica de un corte sagital de la región infrarrotuliana en la que se visualiza el ligamento cruzado caudal, desde el punto de fijación de la superficie lateral del cóndilo femoral medial, dirigiéndose paralelo a éste, hacia la escotadura poplíteica de la tibia (flecha). P: proximal, D: distal, F: fémur, T: tibia.

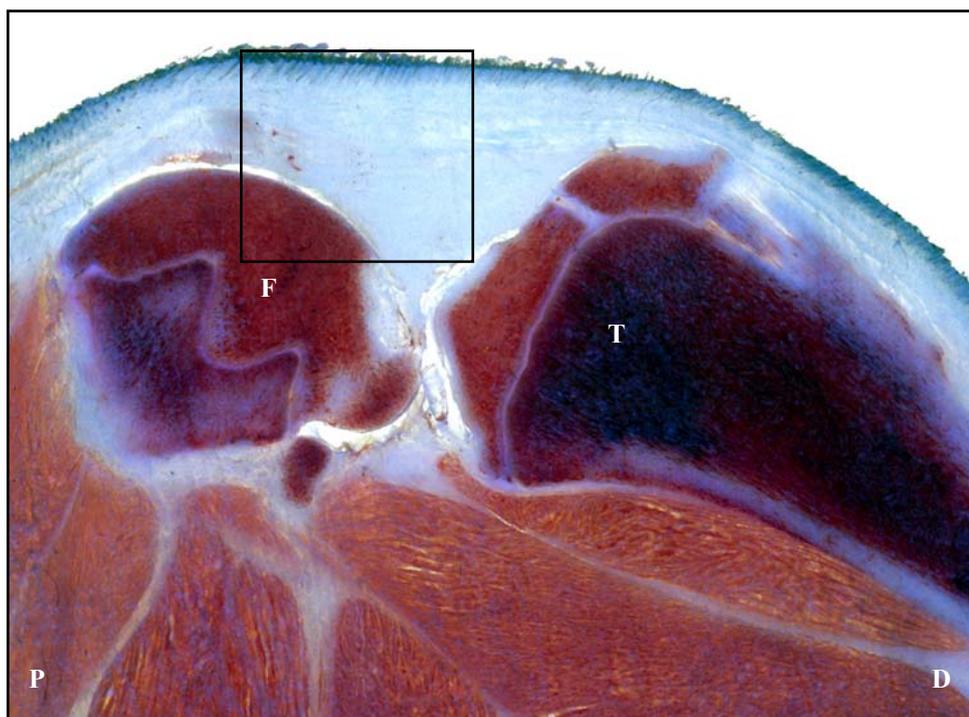


Figura 40. Sección macroscópica sagital media afectando a los cóndilos del fémur. P: proximal, D: distal, F: fémur, T: tibia.

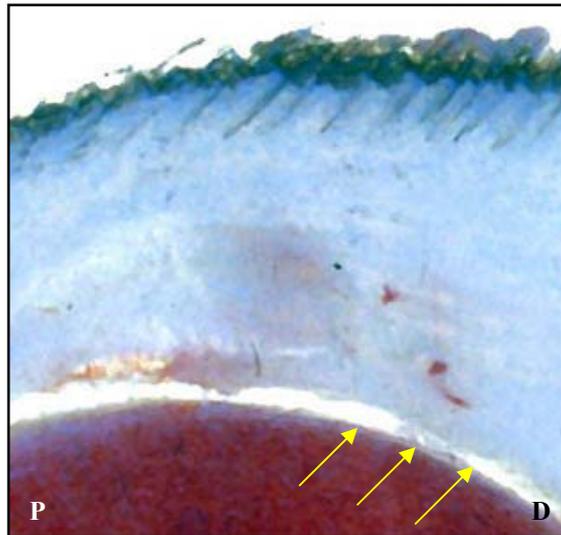


Figura 41. Detalle ampliado de la figura 40, visualizando el cartílago articular del cóndilo del fémur (flechas). P: proximal, D: distal.

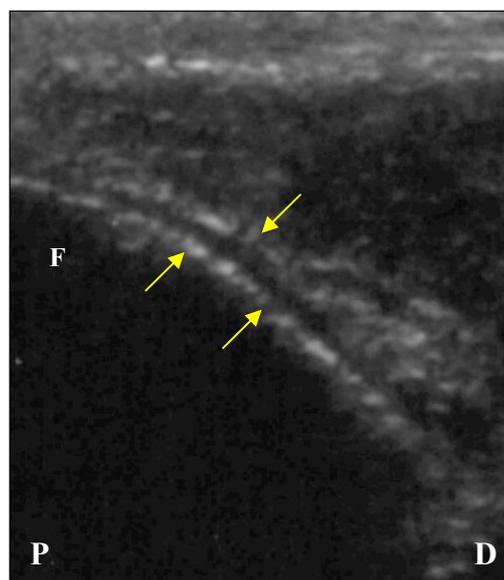


Figura 42. Corte sagital de la región infrarrotuliana en la que se observa el cartílago articular del cóndilo lateral del fémur hipocogénico, demarcado por dos líneas hiperecogénicas lisas, paralelas a la superficie del cóndilo (flechas). P: proximal, D: distal, F: fémur.

*** Imágenes correspondientes a la región lateral**



Figura 43. Ventana acústica para el estudio ecográfico de la región lateral. P: proximal, D: distal.

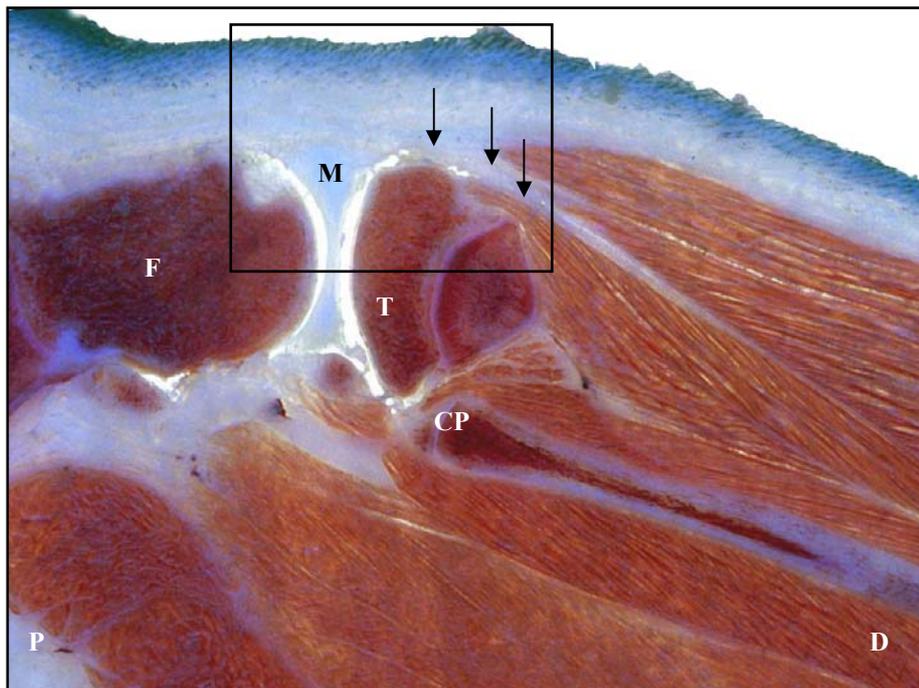


Figura 44. Sección macroscópica sagital lateral interesando al menisco lateral (M) y al tendón de origen del m. extensor digital largo (flechas). P: proximal, D: distal, F: fémur (cóndilo lateral), T: tibia (cóndilo lateral), CP: cabeza del peroné.

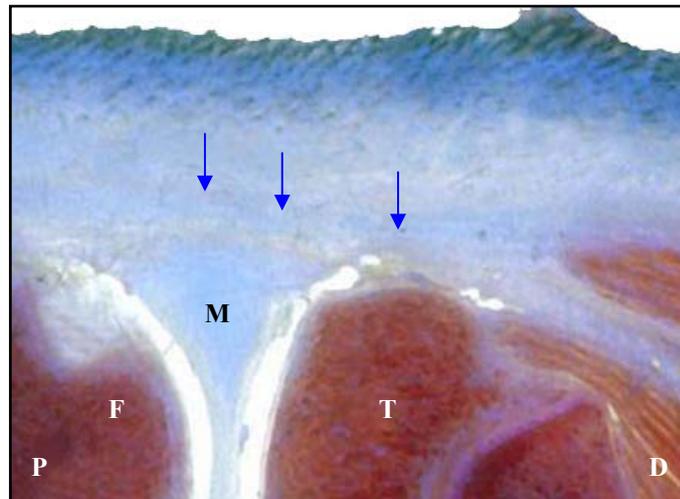


Figura 45. Detalle ampliado de la figura 44 en el que podemos observar con mayor detalle el menisco lateral (M) y el tendón de origen del m. extensor digital largo (flechas). P: proximal, D: distal, F: fémur (cóndilo lateral), T: tibia (cóndilo lateral).

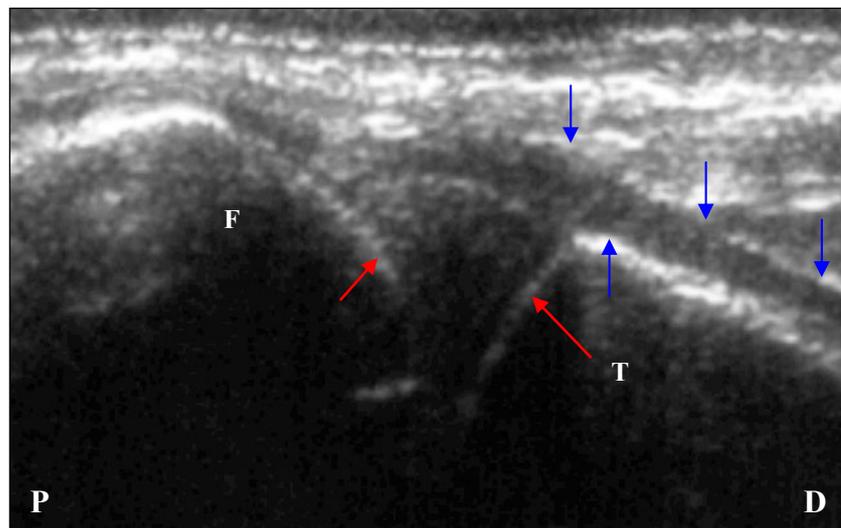


Figura 46. Imagen ecográfica del corte sagital de la región lateral en la que se visualiza el tendón de origen del músculo extensor digital largo delimitado por el peritendón hiperecogénico (flechas azules), localizándose inmediatamente lateral y superficial al menisco lateral (flechas rojas). P: proximal, D: distal, F: fémur, T: tibia.

*** Imágenes correspondientes a la región medial**



Figura 47. Ventana acústica para el estudio ecográfico de la región medial. P: proximal, D: distal.

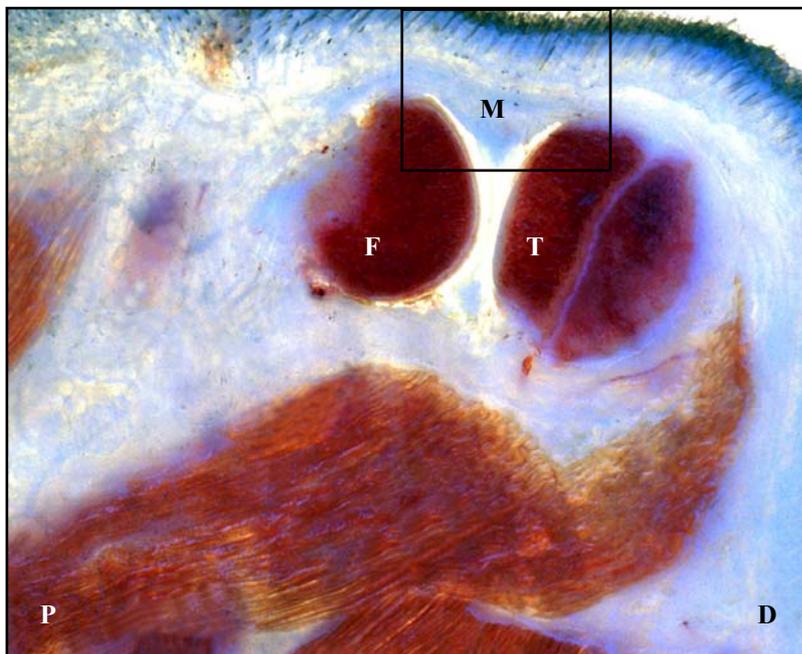


Figura 48. Sección macroscópica sagital medial, interesando al menisco medial (M). P: proximal, D: distal, F: fémur (cóndilo medial), T: tibia (cóndilo medial).

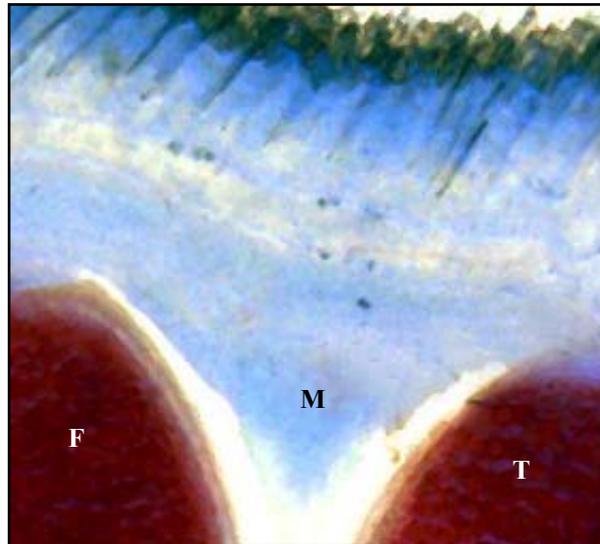


Figura 49. Detalle ampliado de la imagen 48. F: fémur (cóndilo medial), M: menisco medial, T: tibia (cóndilo medial).

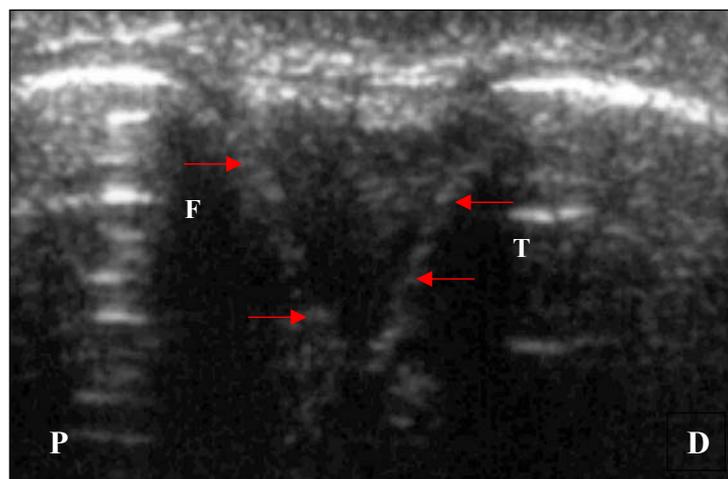


Figura 50. Imagen ecográfica correspondiente al corte sagital de la región medial en la que observamos el menisco medial como una estructura hipocogénica homogénea con forma triangular (flechas). P: proximal, D: distal, F: fémur, T: tibia.

4. 4. RESULTADOS DEL ANALISIS DE LAS IMAGENES DE RESONANCIA MAGNETICA Y SU CORRELACION ANATOMICA

Obtuvimos un total de 96 imágenes: 48 en espín-eco (SE) potenciadas en T1 y 48 en eco de gradiente (EG) potenciadas en T2*, en los tres planos estándar: 24 en el plano dorsal, 24 en el transversal y 48 en el sagital.

4. 4. 1. Cartílago articular

El cartílago articular de los cóndilos del fémur y de la tibia se visualizó en las imágenes SE potenciadas en T1 (SE-T1) con una intensidad de señal intermedia, hipointenso con respecto a la grasa (Fig. 52B), mientras que en las secuencias en EG-T2* se observó con alta intensidad de señal, isointenso comparado con la grasa, siendo en esta potenciación en la que mejor se identificaba el cartílago articular (Fig. 52C). En ambas secuencias presentó una intensidad homogénea, separado del hueso trabeculado por una línea oscura, con ausencia de señal, que representaba el hueso subcondral (Figs. 52 B y C).

El cartílago articular de la tibia se estudió mejor en los planos sagitales laterales y mediales (Fig. 52), y en el plano dorsal en el corte a nivel de los cóndilos del fémur y de la eminencia intercondilar de la tibia (Fig. 66), mientras que en el plano transversal no se visualizó con claridad. El cartílago articular del fémur sin embargo, se pudo estudiar en los tres planos de corte, en los planos sagital (Fig. 52) y dorsal (Fig. 64) a nivel de los cóndilos y en el plano transversal en la zona de la tróclea del fémur (Fig. 58).

En los diferentes planos de corte el cartílago articular de tibia y fémur se consideró identificado con certeza al comparar las imágenes de RM ,siendo éstas de una calidad excelente, con los cortes anatómicos en los que se observó de color blanquecino.

4. 4. 2. Ligamento rotuliano

El ligamento rotuliano se visualizó con una baja intensidad de señal y homogéneo en los dos tipos de secuencia pero se pudo valorar mejor en las imágenes

SE potenciadas en T1 debido a que las estructuras adyacentes presentaban una elevada intensidad de señal ofreciendo mayor contraste con el ligamento rotuliano, lo cual permitía estudiarlo con más claridad (Fig. 55). El plano sagital medio resultó ser el idóneo para visualizar el ligamento en toda su extensión, desde la rótula hasta la tuberosidad de la tibia con forma de cinta (Fig. 55). En el plano transversal se identificó en la parte más craneal con forma aplanada (Fig. 59) y en cortes más distales se visualizó sobre el cuerpo adiposo infrarrotuliano (Fig. 63). En el plano dorsal no se obtuvieron imágenes al ser una estructura muy superficial y con un grosor de varios milímetros.

Comparando las imágenes de RM con los cortes anatómicos correspondientes, el ligamento rotuliano se consideró identificado con certeza, calificando las imágenes de calidad excelente (Fig. 60).

4. 4. 3. Rótula

En las imágenes SE-T1, el trabeculado óseo de la rótula se visualizó con una intensidad de señal intermedia, hipointensa relativa a la grasa, pero con mayor intensidad de señal que el ligamento rotuliano (Fig. 54B). En las imágenes EG-T2* la intensidad de señal era menor, resultando prácticamente isointensa con respecto al ligamento rotuliano lo que causaba una peor visualización de los márgenes de ambas estructuras dado que al estar contiguas se solapaban (Fig. 54C). En ambas secuencias estaba rodeada de una línea de intensidad de señal nula que se trataba de hueso cortical. La rótula se observó en los planos de corte sagital (Fig. 54) y transversal (Fig. 58), en el plano dorsal al igual que ocurría con el ligamento rotuliano no se obtuvieron imágenes de calidad por ser una estructura muy craneal. El plano sagital resultó ser el idóneo para evaluar su forma, tamaño y superficie (Fig. 54).

Como en las estructuras anteriores, la rótula fue identificada con certeza al comparar las imágenes de RM con los cortes anatómicos.

4. 4. 4. Meniscos

Los meniscos presentaron una intensidad de señal baja similar a la del ligamento rotuliano en las imágenes SE-T1 y en EG-T2*, valorándose de igual forma en ambas secuencias (Figs.51 y 56). Fueron fácilmente identificables en los cortes sagitales (Figs. 51 y 56) y dorsales (Fig. 65) sin embargo en los cortes transversales no pudieron identificarse con certeza debido al grosor del corte y al tamaño y la morfología propia de los meniscos, considerándose estructuras compatibles al correlacionarlas con las secciones anatómicas (Fig. 62).

Los cortes anatómicos correspondientes a las imágenes de RM en las que se visualizaban los meniscos se compararon encontrando una correspondencia prácticamente exacta, considerándose estructuras identificadas con certeza.

4. 4. 5. Ligamentos cruzados

Ambos ligamentos se visualizaron hipointensos con respecto a la intensidad de la grasa y ligeramente más intensos que el ligamento rotuliano y los meniscos, tanto en la secuencia SE-T1 como en la EG-T2* (Figs. 53 y 54 B y C). Ambas resultaron igual de válidas para su evaluación. Los ligamentos cruzados fueron identificados en los tres planos de corte presentando la misma intensidad de señal. El plano sagital fue realizado ligeramente oblicuo tomando como referencia la superficie medial del cóndilo lateral del fémur, siendo la imagen correspondiente a la zona intercondilar en la que los ligamentos cruzados craneal y caudal se visualizaron con mayor claridad como dos bandas hipointensas aunque no en toda su extensión debido a la dirección que presentan ambos ligamentos (Fig. 54). En el plano dorsal se observaron también a nivel central de la fosa intercondilar en un corte medio-caudal (Fig. 66), y en el plano transversal se vieron en el corte más distal de los cóndilos del fémur con forma redondeada, siendo algo más difícil su identificación (Fig. 61).

En los cortes anatómicos correspondientes a las IRM en los planos sagital y dorsal (Figs. 54 y 66), los ligamentos cruzados fueron identificados con certeza al comparar las imágenes, sin embargo en las IRM en el plano transversal se consideraron estructuras compatibles al comparar con la imagen macroscópica (Fig. 61), basándonos

en la morfología, localización y características de intensidad de señal, ya que no se visualizaron claramente definidos.

4. 4. 6. Tendón de origen del músculo extensor digital largo

Presentó en los dos tipos de secuencia una intensidad de señal similar, resultando hipointenso comparado con la intensidad de la grasa e isointenso con respecto al ligamento rotuliano. En el plano sagital se visualizó en el corte más lateral desde su origen en la fosa extensora en el cóndilo lateral del fémur (Fig. 57) y en el plano dorsal en uno de los cortes más craneales (Fig. 64B), apareciendo como una fina banda homogénea delimitado en el corte sagital, cranealmente por el músculo tibial craneal y caudalmente por el músculo poplíteo, los cuales presentaban una intensidad de señal alta en EG-T2* (Fig. 57C) y media en las imágenes SE potenciadas en T1 (Fig. 57B). En el plano transversal se identificó craneal y lateral al cóndilo lateral del fémur, con forma redondeada (Fig. 63) siendo el plano de corte sagital el más adecuado para estudiar este tendón en toda su extensión. Al tratarse de una estructura de pocos milímetros de grosor y discurrir en la zona más craneal de la articulación, en el plano dorsal no se obtuvieron buenas imágenes de RM.

Comparando los cortes anatómicos con las IRM en los planos sagital y transversal, el tendón de origen del músculo extensor digital largo se identificó con certeza en ambos casos (Fig. 57).

4. 4. 7. Cuerpo adiposo infrarrotuliano

Se visualizó en las imágenes correspondientes a los cortes sagitales (Fig. 55) y transversales centrales (Fig. 62) mientras que en los cortes dorsales no se pudo identificar por quedar localizado cranealmente. En las imágenes SE potenciadas en T1 presentó una intensidad de señal alta o hiperintensa (Fig. 55B), mientras que en las EG-T2* se observó con menor intensidad de señal al ser una potenciación de supresión de grasa (Fig. 55C). En los tres planos de corte fue calificada como una estructura identificada con certeza cuando se compararon las IRM con los cortes anatómicos (Fig. 55).

4. 4. 8. *Ligamentos colaterales.*

Se observaron en los cortes dorsales de la zona media de la rodilla, como bandas hipointensas a ambos lados de la articulación, que resultaban isointensos comparándolos con los ligamentos cruzados (Fig. 65). En el plano transversal se visualizaron sus secciones a lo largo de la secuencia de cortes en la región media de la articulación (Fig. 60), mientras que no pudieron verse en los cortes realizados en el plano sagital. En los cortes anatómicos correspondientes a las IRM en el planos dorsal (Fig. 65), los ligamentos colaterales fueron identificados con certeza al comparar las imágenes, sin embargo en las IRM en el plano transversal se consideraron estructuras compatibles al comparar con la imagen macroscópica (Fig. 60), basándonos en la morfología, localización y características de intensidad de señal.

4. 4. 9. *Ligamento meniscofemoral.*

El ligamento meniscofemoral presentó como el resto de estructuras ligamentosas de la articulación una intensidad de señal baja en los dos tipos de secuencia empleados, SE-T1 (Fig. 54B) y EG-T2* (Fig. 54C). En el plano dorsal se visualizó casi en su totalidad a nivel de los cortes más caudales de los cóndilos del fémur, saliendo desde la parte medial del menisco lateral hacia en dirección oblicua craneoproximal hacia la fosa intercondilar del fémur (Fig. 67). En los planos sagital y transversal se localizaron sus secciones en los cortes a nivel de la fosa intercondilar, desde la zona medial del cóndilo medial del fémur hacia el menisco lateral (Figs. 54 y 60). Comparando los cortes anatómicos con las IRM, el ligamento meniscofemoral fue identificado con certeza tan solo en el plano dorsal (Fig. 67), mientras que en los planos sagital y transversal (Fig. 61) fue considerado como estructura compatible.

4. 4. 10. *Tendón de origen del músculo poplíteo.*

Con una intensidad de señal similar a la de los ligamentos colaterales, es decir hipointensa con respecto a la grasa, en las dos potenciaciones, se visualizó junto con el hueso sesamoideo poplíteo en los planos de corte sagital, transversal y dorsal, siendo el transversal en el que mejor se observó. En el plano dorsal fue visualizada su sección en los cortes craneales a la fosa intercondilar del fémur, proximal y lateral al menisco lateral y medial al ligamento colateral lateral (Fig. 64), en el plano sagital se identificó

el hueso sesamoideo poplíteo insertado en el tendón de origen del m. poplíteo (Fig.57), mientras que en el plano transversal se afectó en mayor extensión en los cortes a nivel de los cóndilos del fémur, desde su origen en el epicóndilo lateral (Fig. 61). En el plano de corte transversal fue calificado como una estructura identificada con certeza cuando se compararon las IRM con los cortes anatómicos (Fig. 61). En los planos sagital y dorsal sin embargo, fue considerada una estructura compatible.

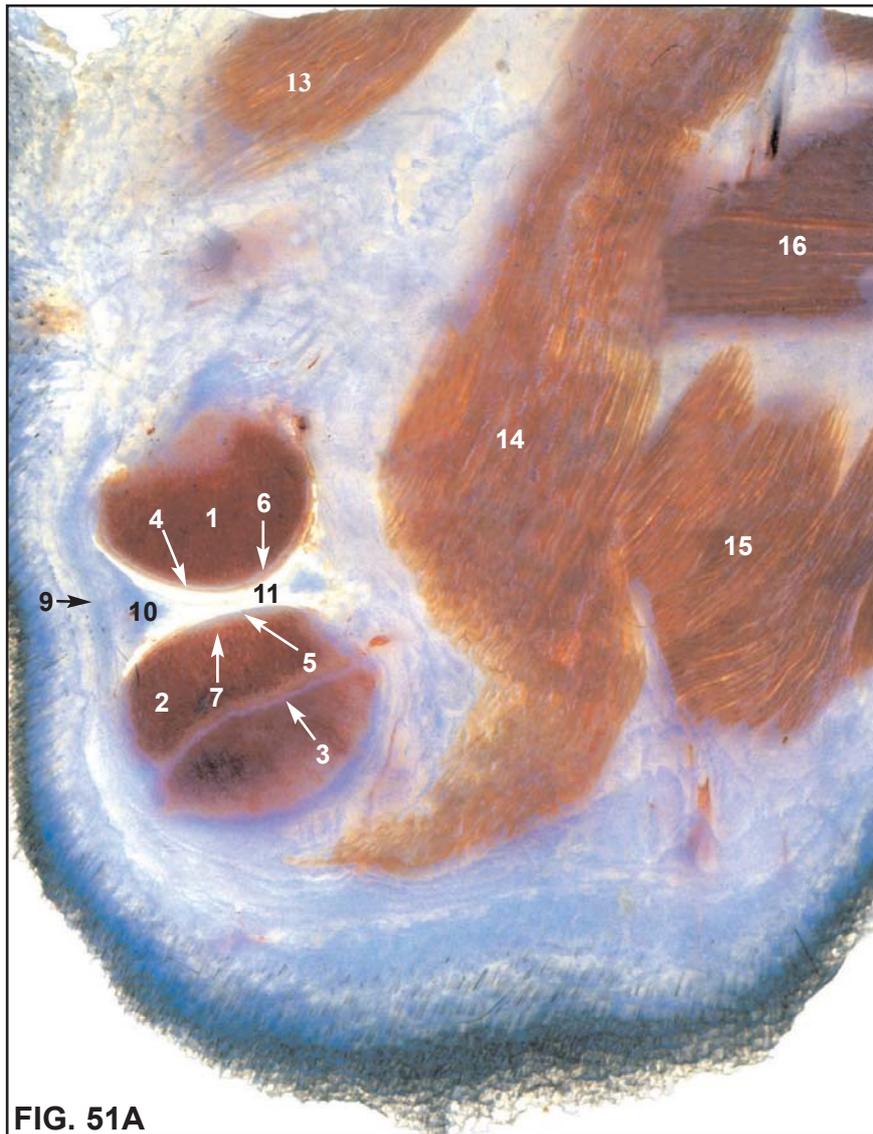
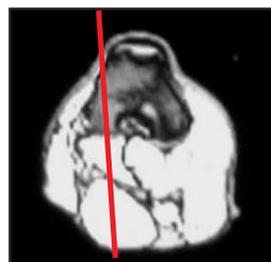
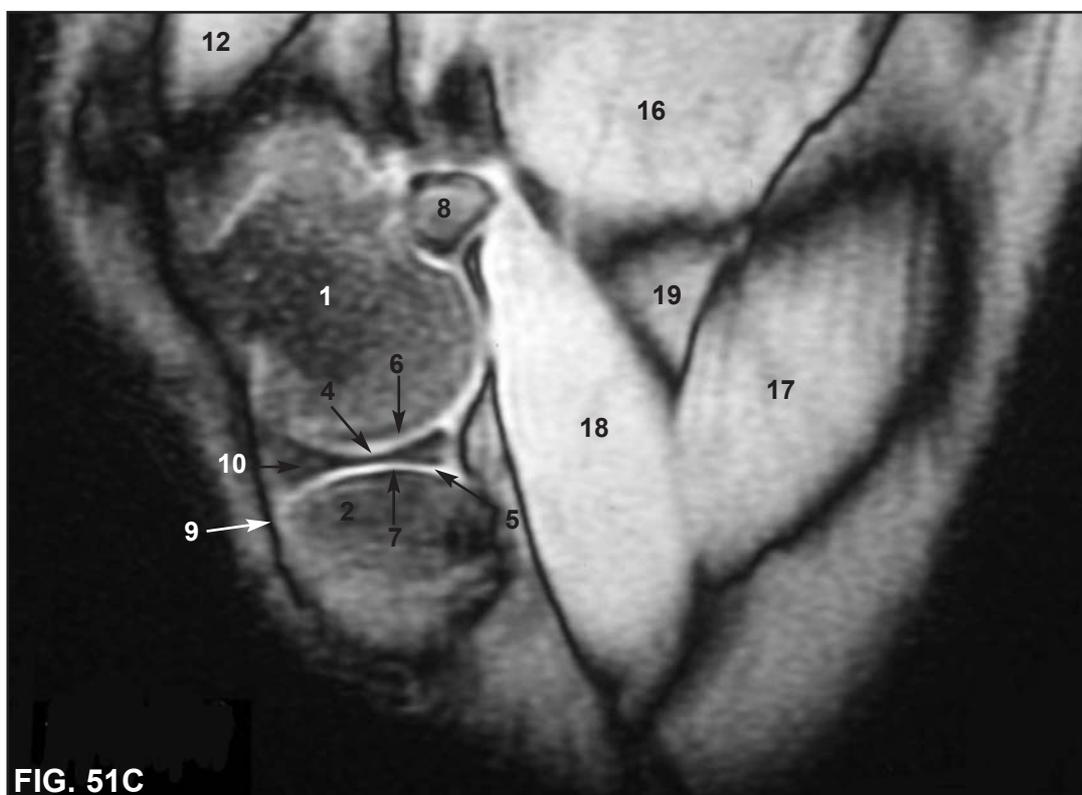
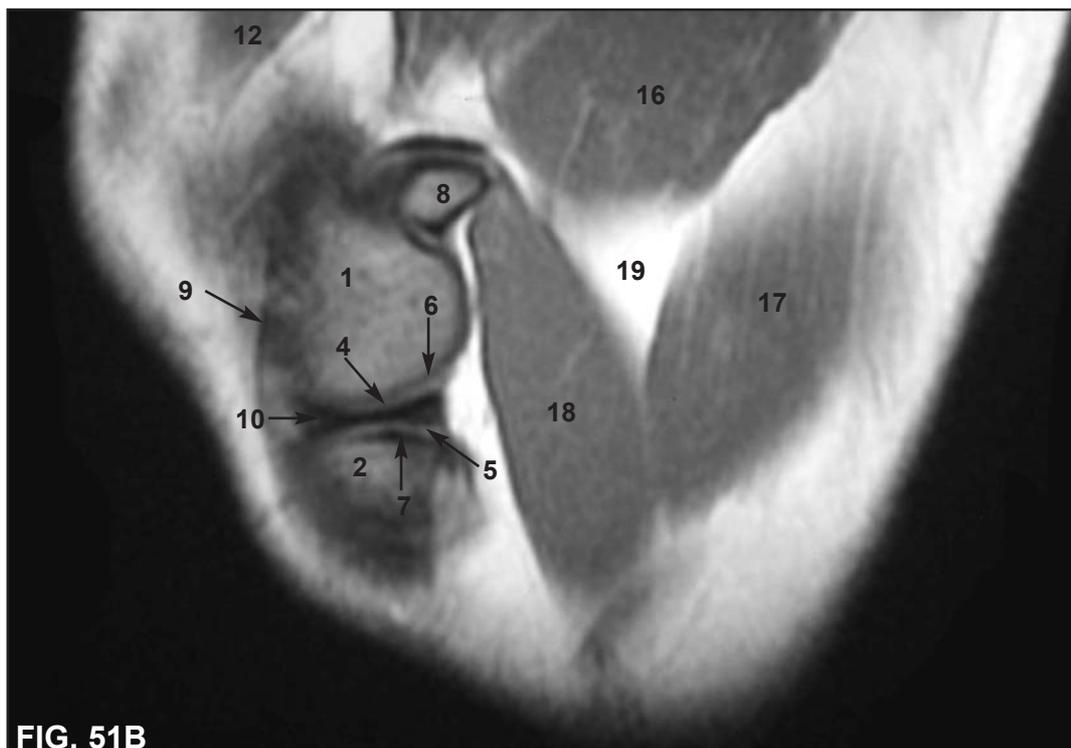


FIG. 51A

FIG. 51. Sección sagital medial interesando al menisco medial. A: sección anatómica. B: Imagen SE potenciada en T1. C: Imagen en EG potenciada en T2*.

1. Cóndilo medial del fémur
2. Cóndilo medial de la tibia
3. Cartílago epifisario de la tibia
4. Cartílago articular del cóndilo medial del fémur
5. Cartílago articular del cóndilo medial de la tibia
6. Hueso subcondral del fémur
7. Hueso subcondral de la tibia
8. Hueso sesamoideo medial gastronemio
9. Cápsula articular
10. Menisco medial
11. Cavidad articular
12. M. cuadriceps femoral (vasto medial)
13. M. sartorio (porción craneal)
14. M. sartorio (porción caudal)
15. M. gracilis
16. M. semimembranoso
17. M. semitendinoso
18. M. gastronemio (cabeza medial)
19. Grasa en hueco poplíteo





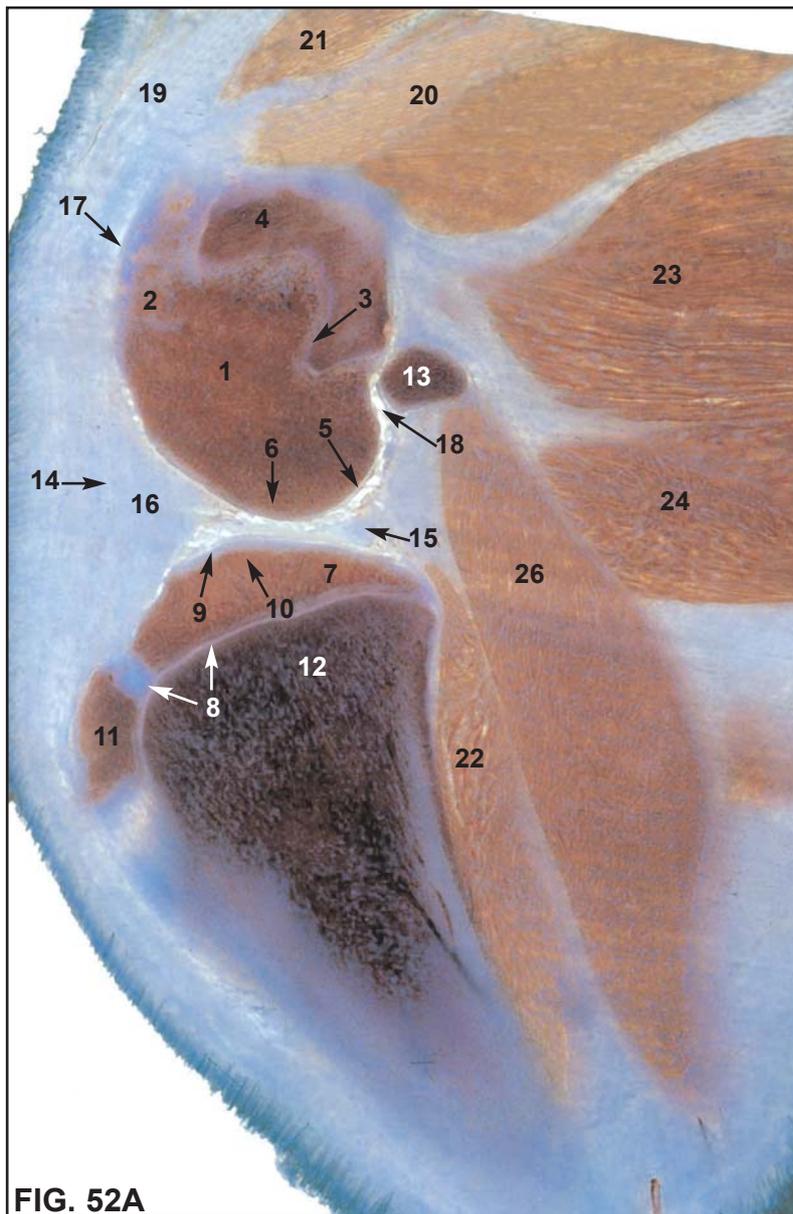


FIG. 52A

FIG. 52. Sección sagital medial interesando al cóndilo medial del fémur. A: Sección anatómica. B: Imagen SE potenciada en T1. C: Imagen en EG potenciada en T2*.

- | | |
|---|---|
| 1. Cóndilo medial del fémur | 15. Menisco medial |
| 2. Labio medial de la tróclea del fémur | 16. Cuerpo adiposo infrarrotuliano |
| 3. Cartílago epifisario del fémur | 17. Saco femorrotuliano |
| 4. Metáfisis del fémur | 18. Receso sinovial del saco femorotibial medial para el sesamoideo gastronemio |
| 5. Cartílago articular del cóndilo medial del fémur | 19. Tendón de inserción del m. cuádriceps |
| 6. Hueso subcondral del fémur | 20. M. cuádriceps femoral (vasto medial) |
| 7. Cóndilo medial de la tibia | 21. M. recto femoral |
| 8. Cartílago epifisario de la tibia | 22. M. poplíteo |
| 9. Cartílago articular del cóndilo medial de la tibia | 23. M. semimembranoso (porción craneal) |
| 10. Hueso subcondral de la tibia | 24. M. semimembranoso (porción caudal) |
| 11. Tuberosidad de la tibia | 25. M. semitendinoso |
| 12. Metáfisis de la tibia | 26. M. gastronemio (cabeza medial) |
| 13. Hueso sesamoideo medial gastronemio | 27. M. flexor digital superficial |
| 14. Cápsula articular | 28. Hueco poplíteo |

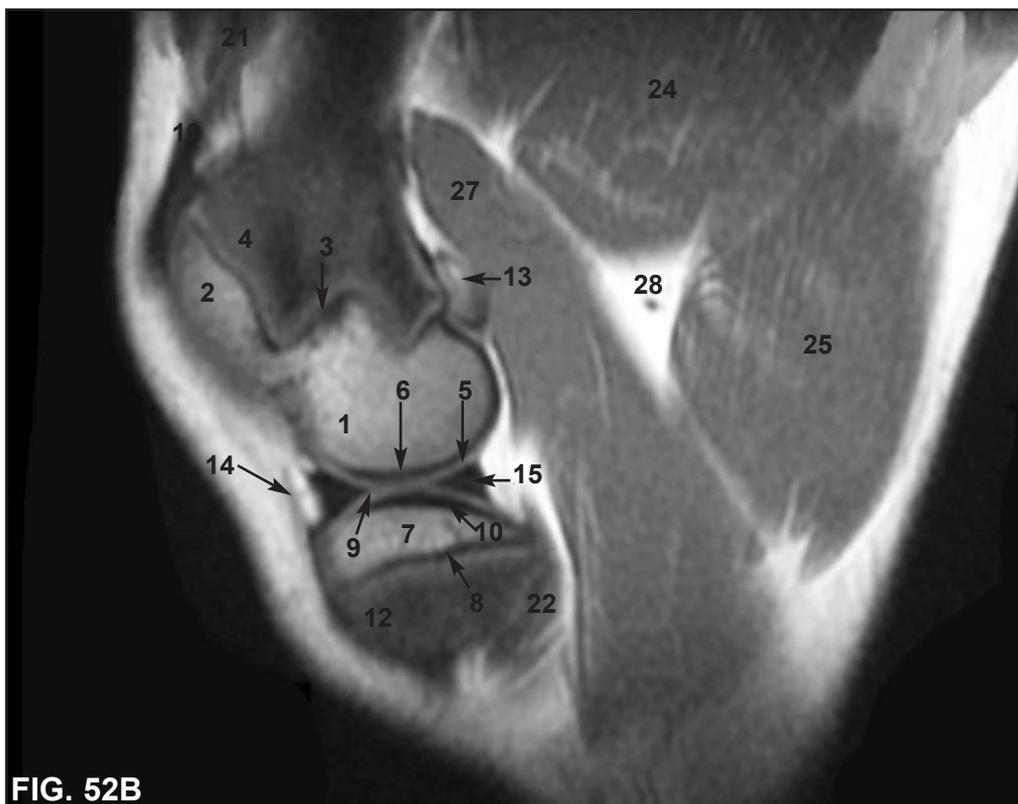


FIG. 52B

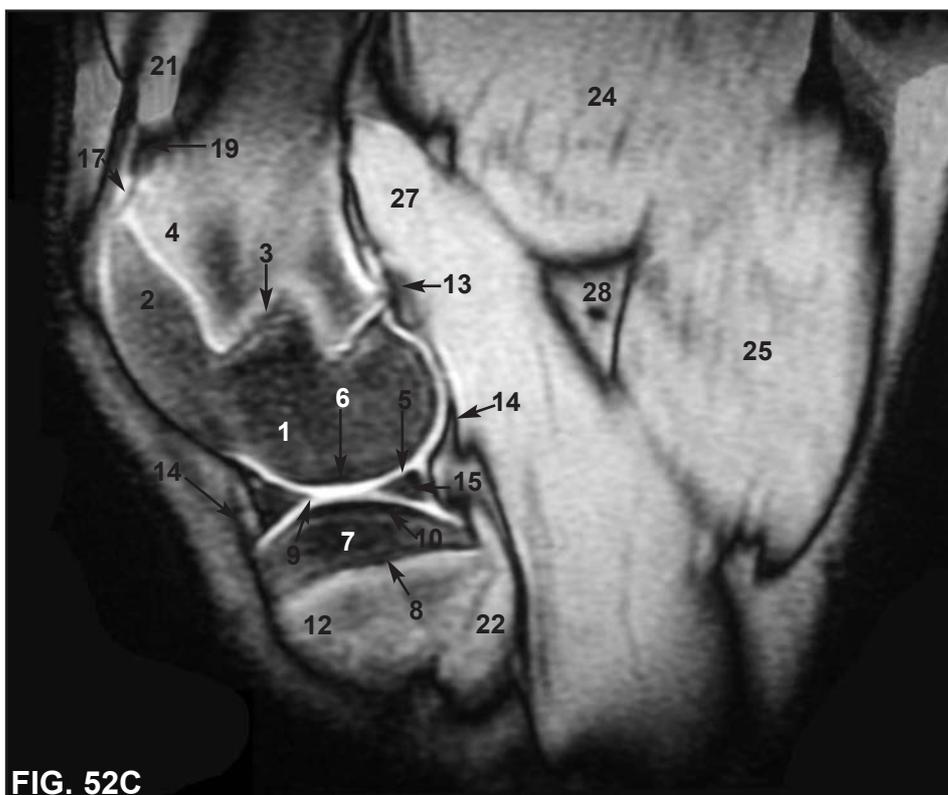


FIG. 52C

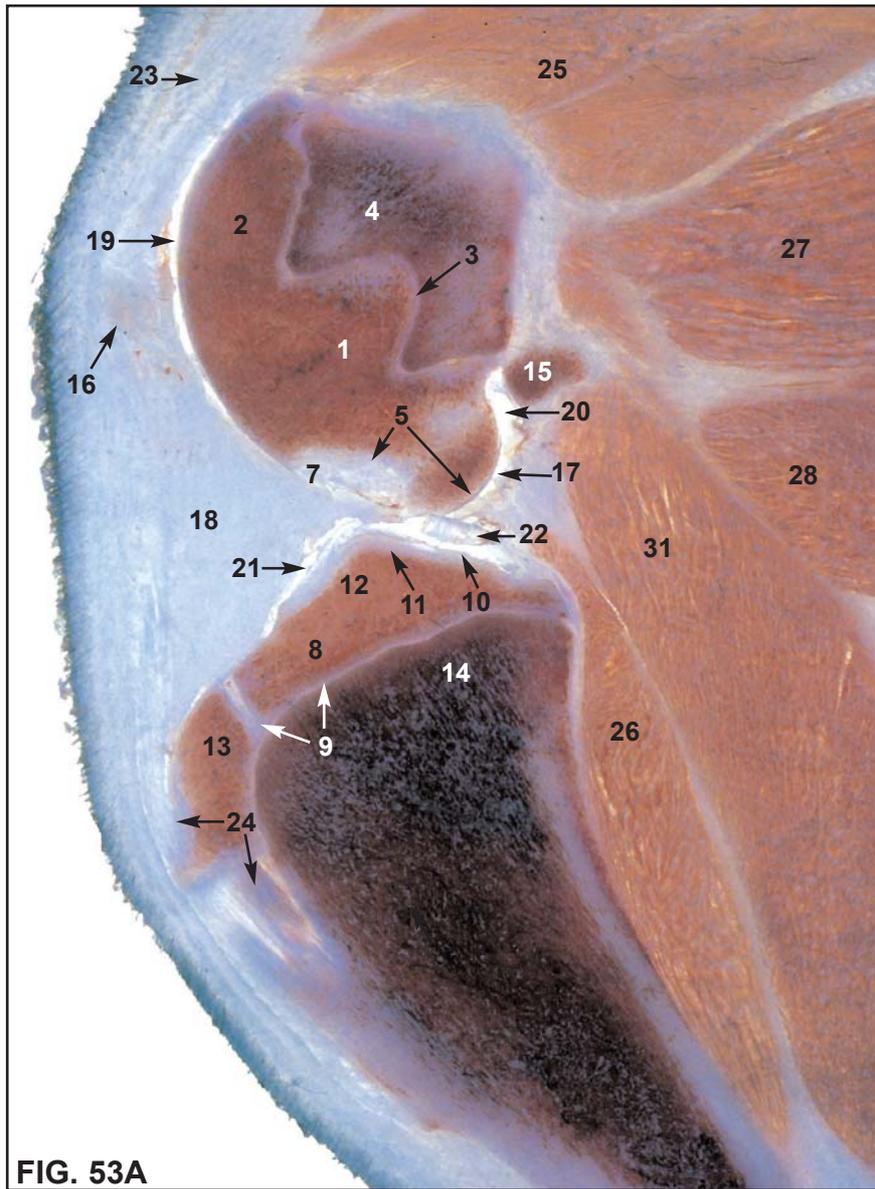


FIG. 53A

FIG. 53. Sección sagital media interesando a los ligamentos cruzados. A: Sección anatómica. B: Imagen SE potenciada en T1. C: Imagen en EG potenciada en T2*.

- | | |
|---|--|
| 1. Cóndilo medial del fémur | 19. Saco femorrotuliano |
| 2. Labio medial de la tróclea del fémur | 20. Saco femortibial medial (receso para el sesamoideo gastronemio medial) |
| 3. Cartílago epifisario del fémur | 21. Ligamento cruzado craneal |
| 4. Metáfisis del fémur | 22. Ligamento cruzado caudal |
| 5. Cartílago articular del cóndilo medial del fémur | 23. Tendón de inserción del m. cuádriceps femoral |
| 6. Hueso subcondral del fémur | 24. Fijación del ligamento rotuliano |
| 7. Fosa intercondilar del fémur | 25. M. cuádriceps femoral |
| 8. Cóndilo medial de la tibia | 26. M. poplíteo |
| 9. Cartílago epifisario de la tibia | 27. M. semimembranoso (porción craneal) |
| 10. Cartílago articular de la tibia | 28. M. semimembranoso (porción caudal) |
| 11. Hueso subcondral de la tibia | 29. M. semitendinoso |
| 12. Tubérculo intercondilar medial de la tibia | 30. M. flexor digital superficial |
| 13. Tuberosidad de la tibia | 31. M. gastronemio (cabeza medial) |
| 14. Metáfisis de la tibia | 32. Grasa en hueco poplíteo |
| 15. Hueso sesamoideo medial gastronemio | 33. Vasos poplíteos |
| 16. Rótula | |
| 17. Cavidad articular | |
| 18. Cuerpo adiposo infrarrotuliano | |



FIG. 53B

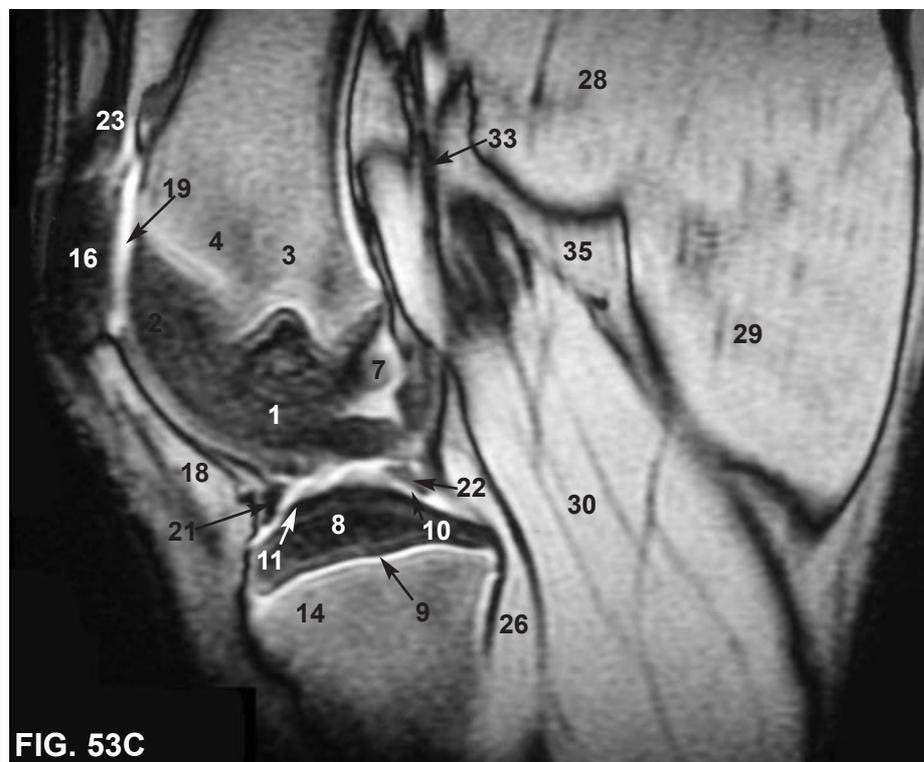


FIG. 53C

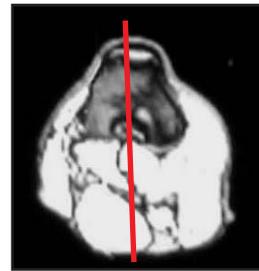
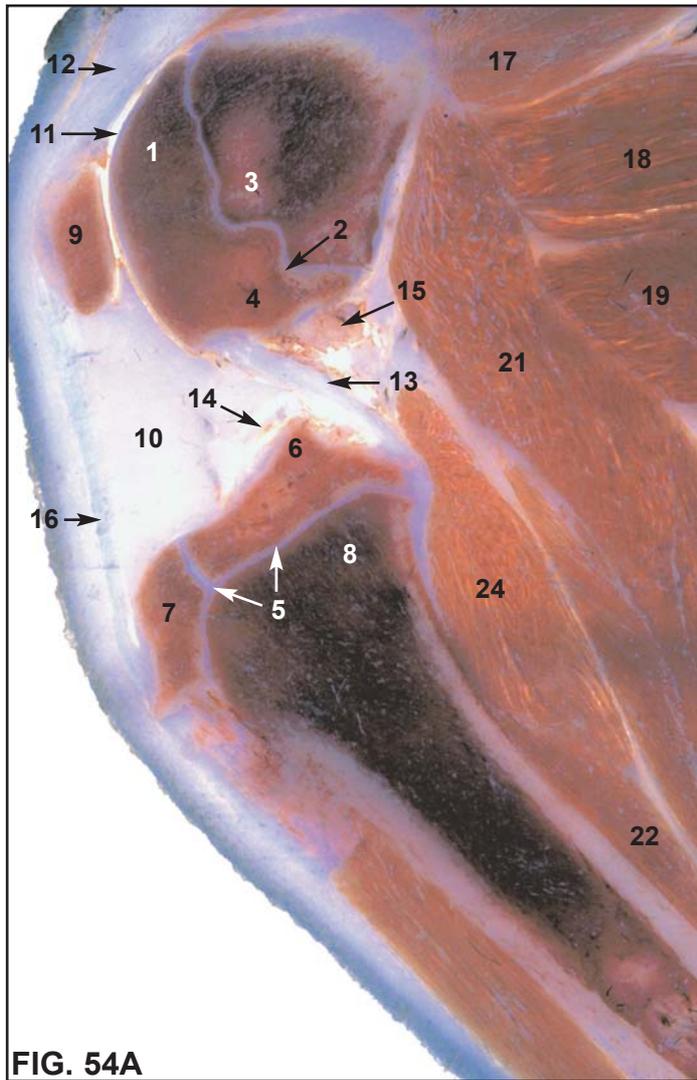
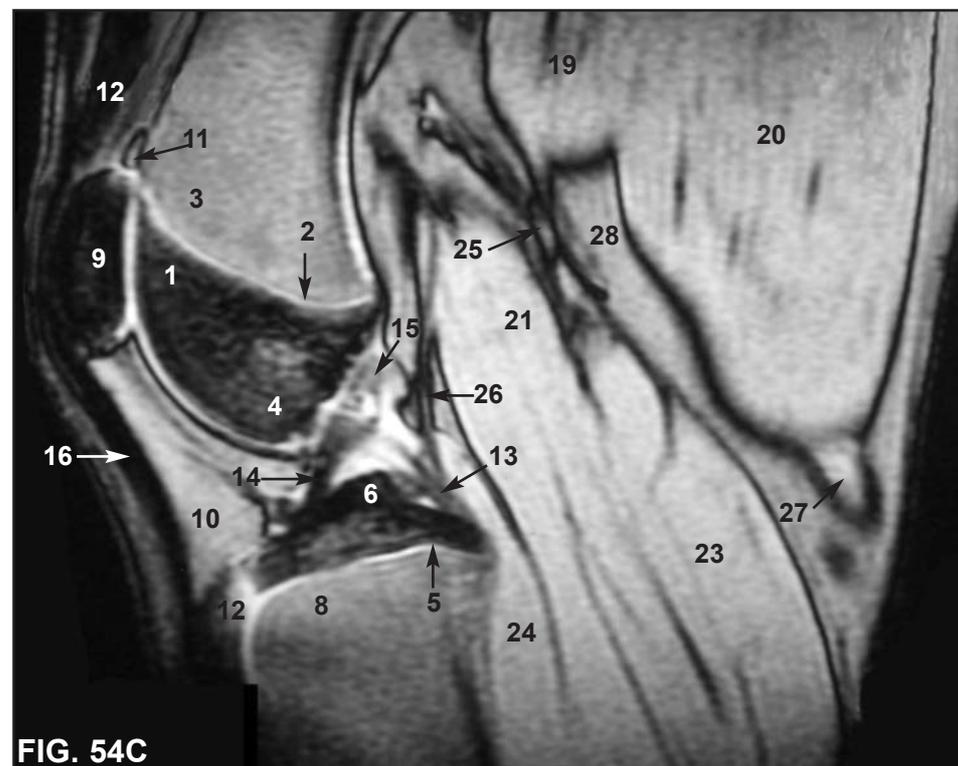


FIG. 54A

FIG. 54. Sección sagital media interesando la rótula y ligamentos cruzados. A: Sección anatómica. B: Imagen SE potenciada en T1. C: Imagen en EG potenciada en T2*.

- | | |
|---|---|
| 1. Labio medial de la tróclea del fémur | 15. Ligamento meniscofemoral |
| 2. Cartílago epifisario del fémur | 16. Ligamento rotuliano |
| 3. Metáfisis del fémur | 17. M. cuádriceps femoral |
| 4. Fosa intercondilar del fémur | 18. M. semimembranoso (porción craneal) |
| 5. Cartílago epifisario de la tibia | 19. M. semimembranoso (porción caudal) |
| 6. Tubérculo intercondilar medial de la tibia | 20. M. semitendinoso |
| 7. Tuberosidad de la tibia | 21. M. flexor digital superficial |
| 8. Metáfisis de la tibia | 22. M. flexor digital profundo |
| 9. Rótula | 23. M. gastronemio |
| 10. Cuerpo adiposo infrarrotuliano | 24. M. poplíteo |
| 11. Saco femorrotuliano (receso suprarrotuliano) | 25. Vasos caudales distales del muslo |
| 12. Tendón de inserción del m. cuádriceps femoral | 26. Vasos poplíteos |
| 13. Ligamento cruzado caudal | 27. Nódulo linfático poplíteo superficial |
| 14. Ligamento cruzado craneal | 28. Huevo poplíteo con grasa |



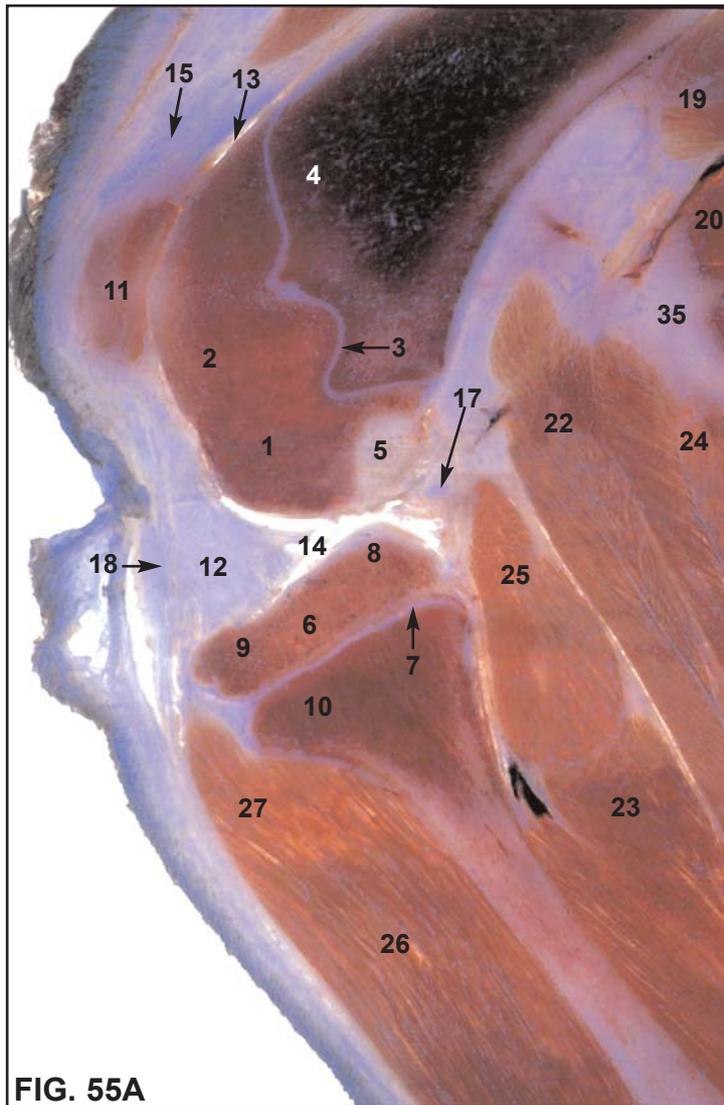


FIG. 55A

FIG. 55. Sección sagital lateral interesando rótula y cóndilo lateral del fémur. A: Sección anatómica. B: Imagen SE potenciada en T1. C: Imagen en EG potenciada en T2*.

- | | |
|--|---|
| 1. Cóndilo lateral del fémur | 17. Ligamento meniscofemoral |
| 2. Labio lateral de la tróclea del fémur | 18. Ligamento rotuliano |
| 3. Cartílago epifisario del fémur | 19. M. semimembranoso (porción craneal) |
| 4. Metáfisis del fémur | 20. M. semimembranoso (porción caudal) |
| 5. Fosa intercondilar del fémur | 21. M. semitendinoso |
| 6. Cóndilo lateral de la tibia | 22. M. flexor digital superficial |
| 7. Cartílago epifisario de la tibia | 23. M. flexor digital profundo |
| 8. Eminencia intercondilar de la tibia | 24. M. gastronemio (cabeza lateral) |
| 9. Tuberosidad de la tibia | 25. M. poplíteo |
| 10. Metáfisis de la tibia | 26. M. extensor digital largo |
| 11. Rótula | 27. M. tibial craneal |
| 12. Cuerpo adiposo infrarrotuliano | 28. Vasos caudales distales del muslo |
| 13. Saco femorrotuliano (receso suprarrotuliano) | 29. Vasos poplíteos |
| 14. Cavidad articular | 30. Nódulo linfático poplíteo superficial |
| 15. Tendón de inserción del m. cuádriceps | 31. Hueco poplíteo con grasa |
| 16. Ligamento cruzado craneal | |

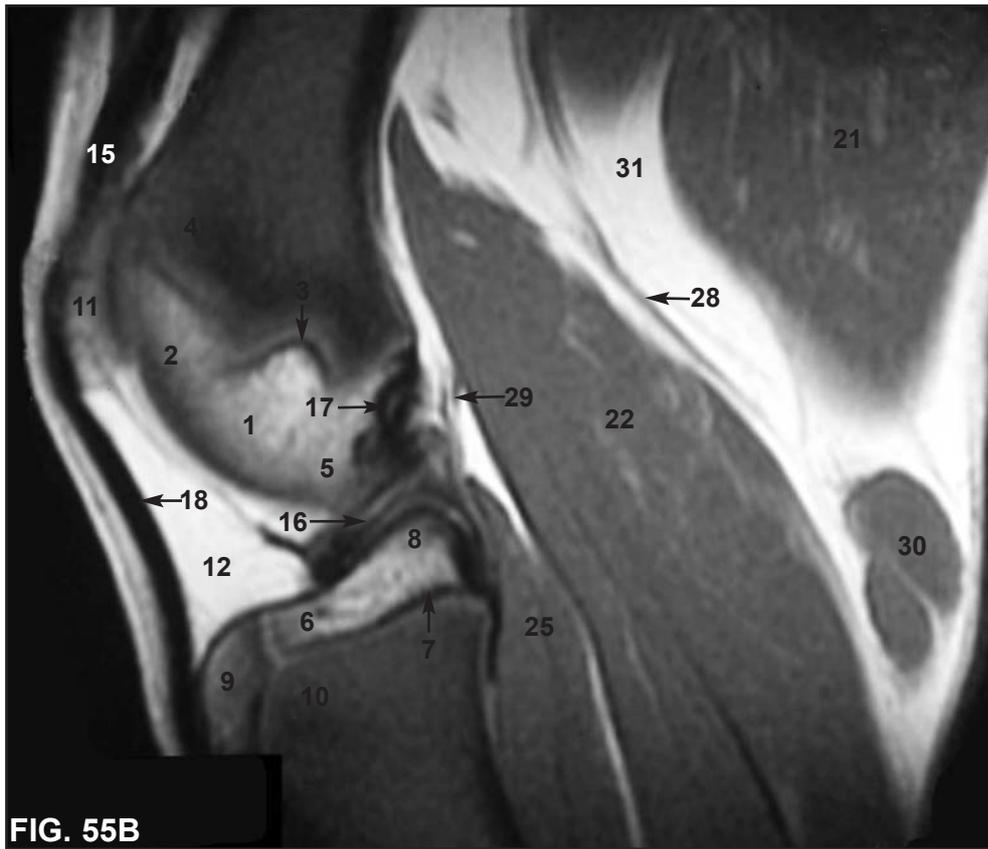


FIG. 55B

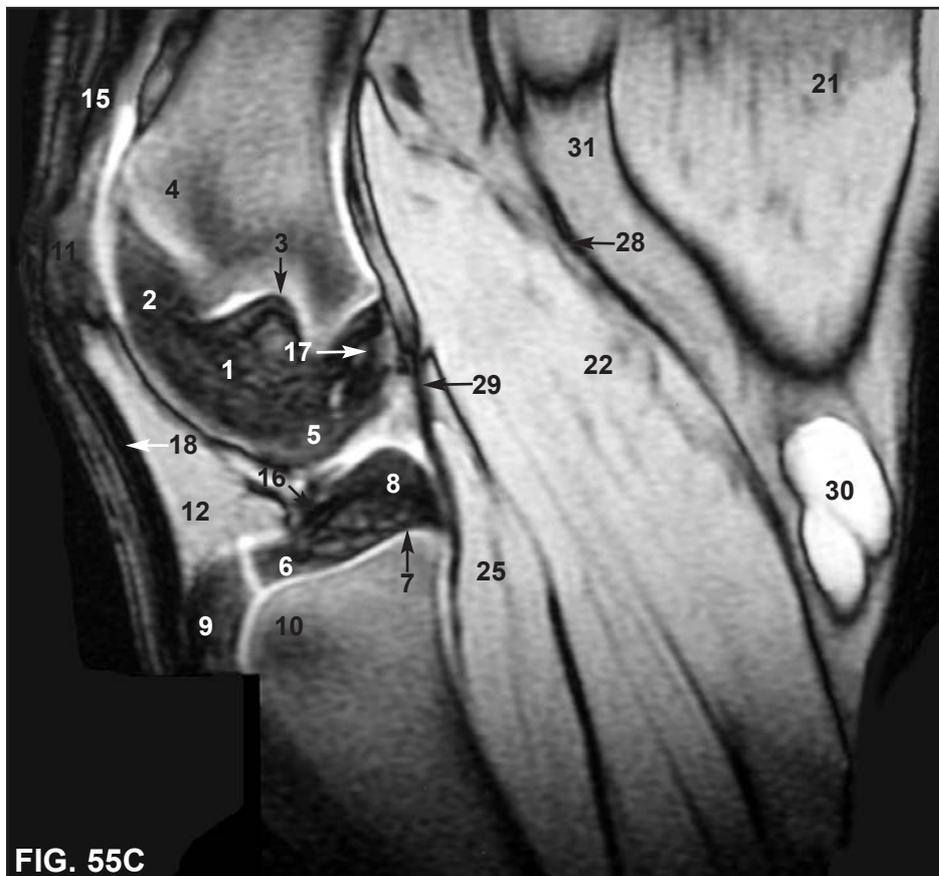


FIG. 55C

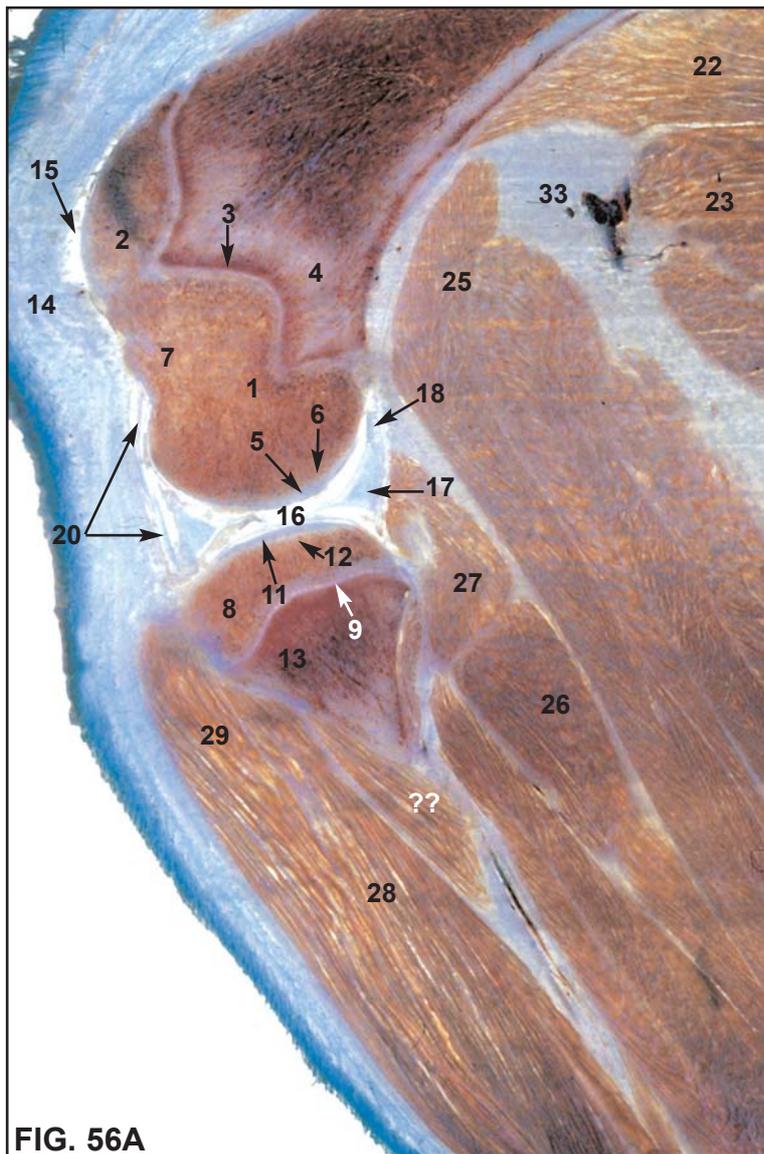


FIG. 56. Sección sagital lateral afectando al menisco lateral. A: Sección anatómica. B: Imagen SE potenciada en T1. C: Imagen en EG potenciada en T2*.

- | | |
|---|---|
| 1. Cóndilo lateral del fémur | 18. Ligamento meniscofemoral |
| 2. Labio lateral de la tróclea del fémur | 19. Ligamento rotuliano |
| 3. Cartílago epifisario del fémur | 20. Tendón de origen del m. extensor dig. largo |
| 4. Metáfisis del fémur | 21. Cuerpo adiposo infrarrotuliano |
| 5. Cartílago articular del cóndilo lateral del fémur | 22. M. semimembranoso (porción craneal) |
| 6. Hueso subcondral del fémur | 23. M. semimembranoso (porción caudal) |
| 7. Fosa extensora del fémur | 24. M. semitendinoso |
| 8. Cóndilo lateral de la tibia | 25. M. flexor digital superficial |
| 9. Cartílago epifisario de la tibia | 26. M. flexor digital profundo |
| 10. Tuberosidad de la tibia | 27. M. poplíteo |
| 11. Cartílago articular del cóndilo lateral de la tibia | 28. M. extensor digital largo |
| 12. Hueso subcondral de la tibia | 29. M. tibial craneal |
| 13. Metáfisis de la tibia | 30. M. peroneo largo |
| 14. Cápsula articular | 31. Vasos poplíteos |
| 15. Saco femororrotuliano | 32. Nódulo linfático poplíteo superficial |
| 16. Cavidad articular | 33. Hueco poplíteo con grasa |
| 17. Menisco lateral | |



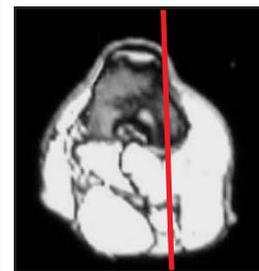
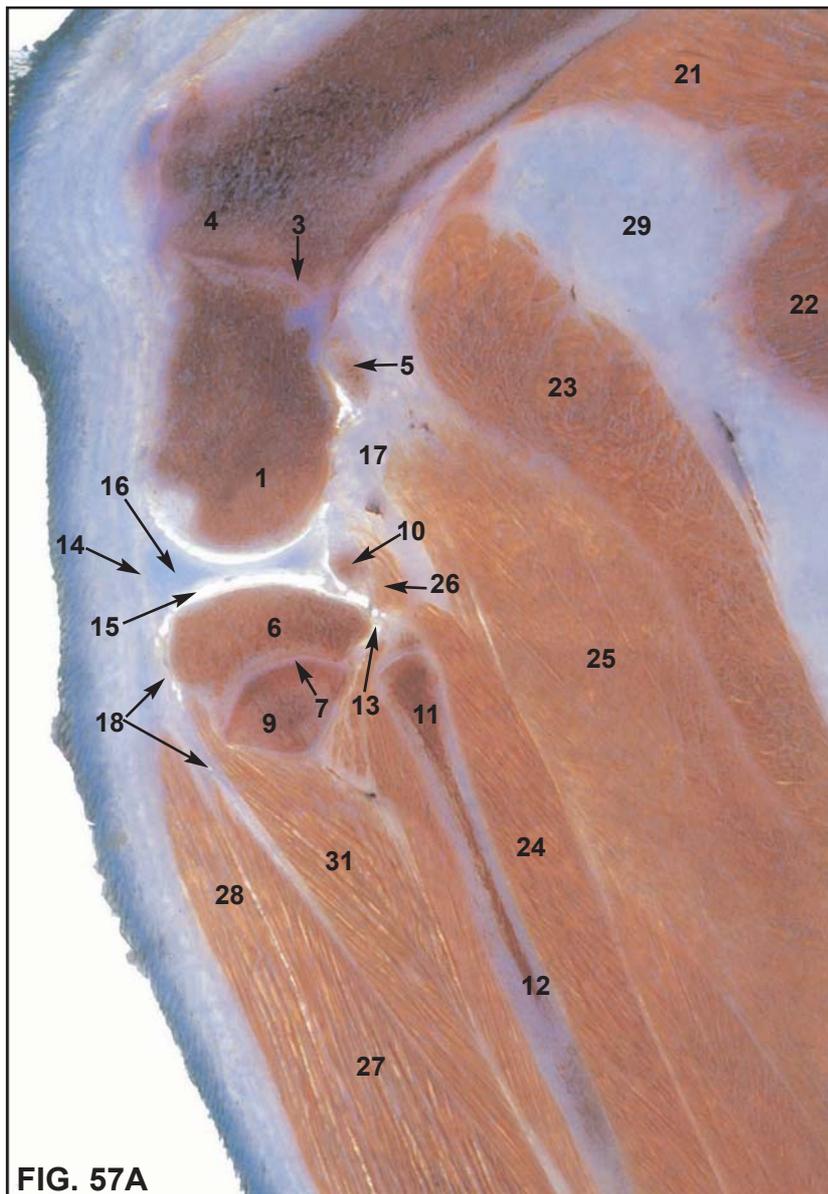


FIG. 57A

FIG. 57. Sección sagital lateral interesando al menisco lateral y al peroné. A: Sección anatómica. B: Imagen SE potenciada en T1. C: Imagen en EG potenciada en T2*.

- | | |
|---|---|
| 1. Cóndilo lateral del fémur | 16. Menisco lateral |
| 2. Troclea del fémur | 17. Ligamento meniscofemoral |
| 3. Cartilago epifisario del fémur | 18. Tendón de origen del m. extensor dig. largo |
| 4. Metáfisis del fémur | 19. Cuerpo adiposo infrarrotuliano |
| 5. Hueso sesamoideo lateral gastronemio | 20. M. biceps femoral |
| 6. Cóndilo lateral de la tibia | 21. M. semimembranoso (porción craneal) |
| 7. Cartilago epifisario de la tibia | 22. M. semimembranoso (porción caudal) |
| 8. Tuberosidad de la tibia | 23. M. flexor digital superficial |
| 9. Metáfisis de la tibia | 24. M. flexor digital profundo |
| 10. Hueso sesamoideo poplíteo | 25. M. gastronemio (cabeza lateral) |
| 11. Cabeza del peroné | 26. M. poplíteo |
| 12. Cuerpo del peroné | 27. M. extensor digital largo |
| 13. Articulación tibioperonea proximal | 28. M. tibial craneal |
| 14. Cápsula articular | 29. Hueco poplíteo con grasa |
| 15. Cavidad articular | |



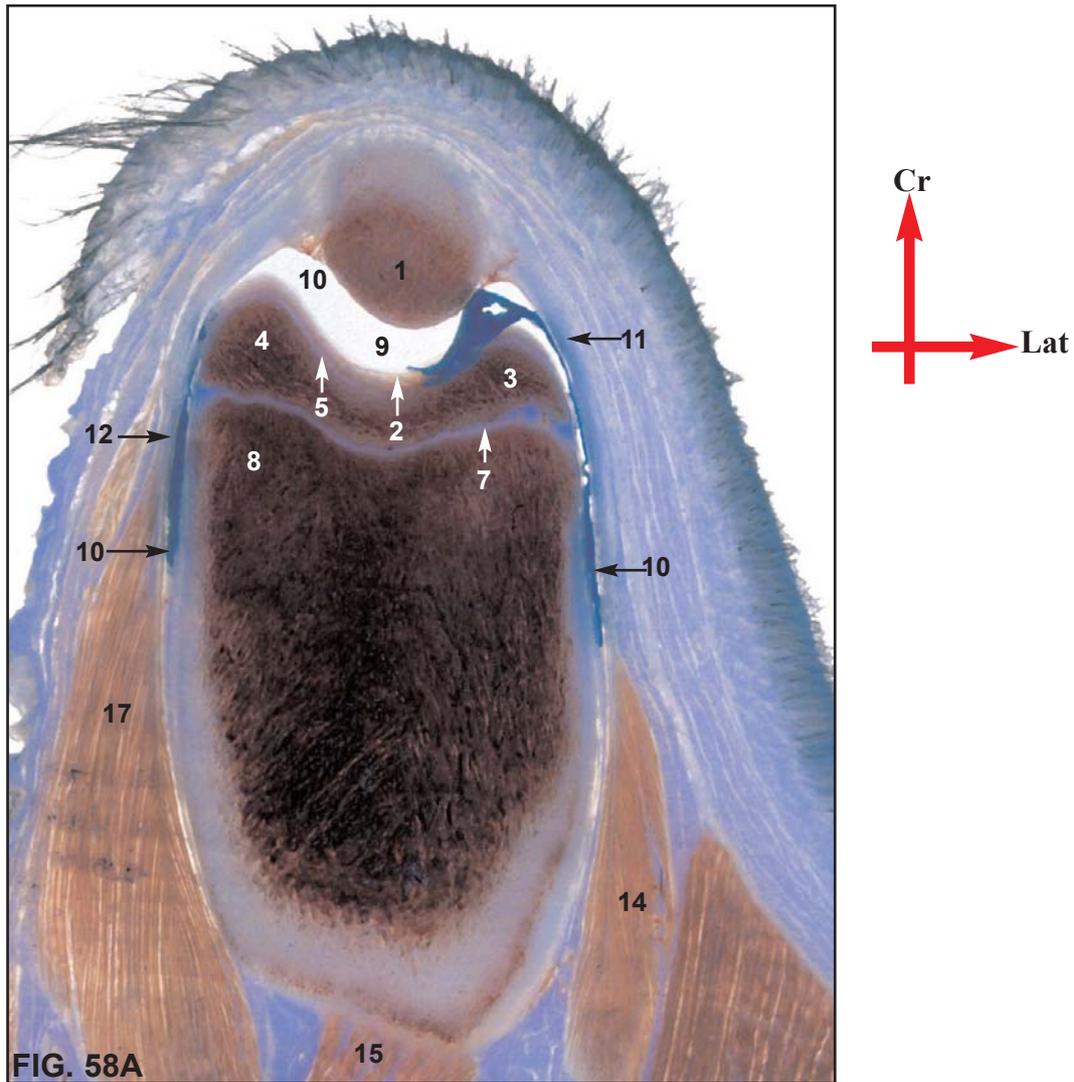
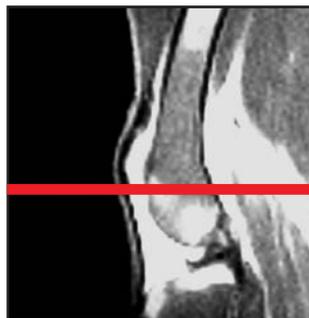
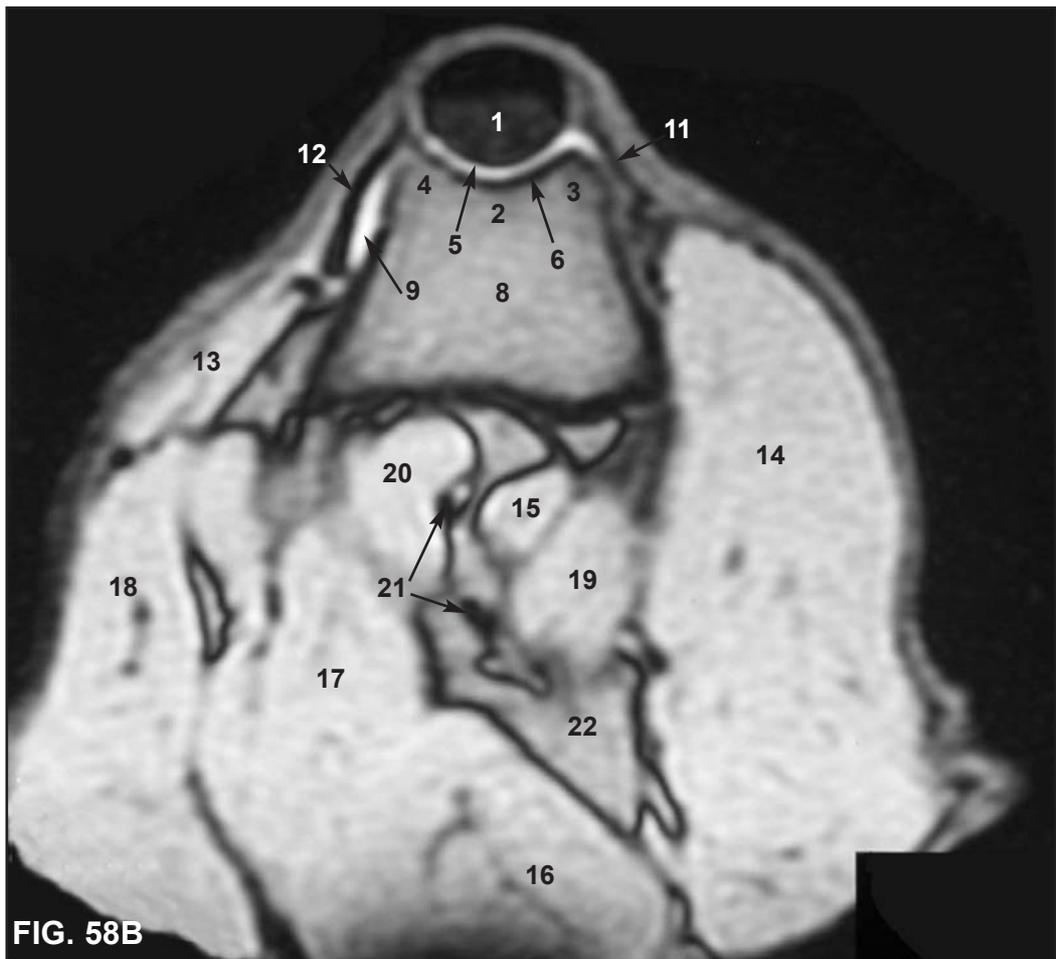


FIG. 58A

FIG. 58. Sección transversal a nivel proximal de la tróclea del fémur.
A: Sección anatómica. B: Imagen en EG potenciada en T2*.

1. Rótula
2. Tróclea del fémur
3. Labio lateral de la tróclea del fémur
4. Labio medial de la tróclea del fémur
5. Cartílago articular de la tróclea del fémur
6. Hueso subcondral del fémur
7. Cartílago epifisario del fémur
8. Metáfisis del fémur
9. Cavidad articular femorrotuliana ocupada por látex azul
10. Saco sinovial femorrotuliano
11. Ligamento femorrotuliano lateral
12. Ligamento femorrotuliano medial
13. M. sartorio
14. M. biceps femoral
15. M. flexor digital superficial
16. M. semitendinoso
17. M. semimembranoso
18. M. gracilis
19. M. gastronemio (cabeza lateral)
20. M. gastronemio (cabeza medial)
21. Vasos poplíteos
22. Hueco poplíteo



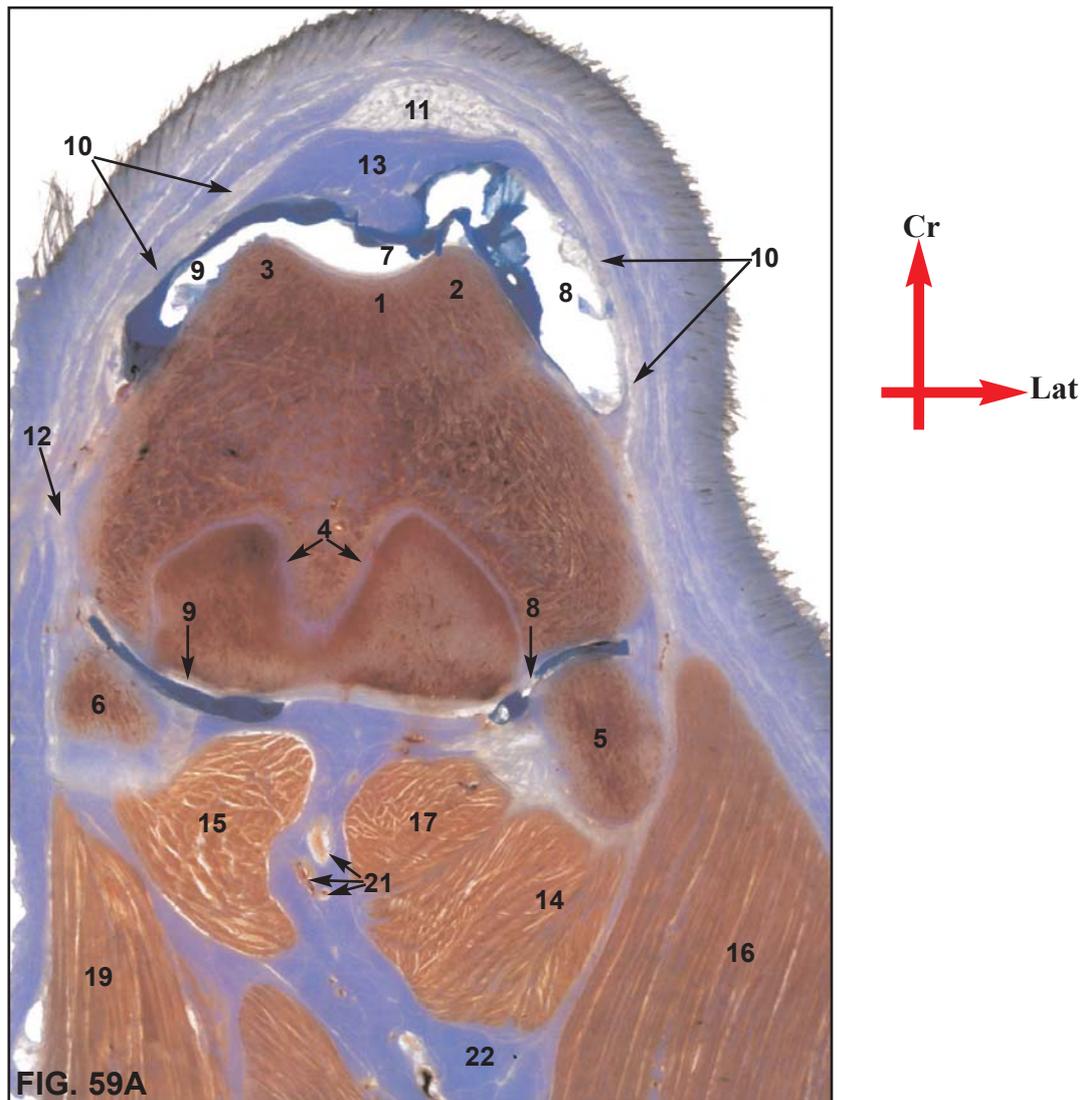
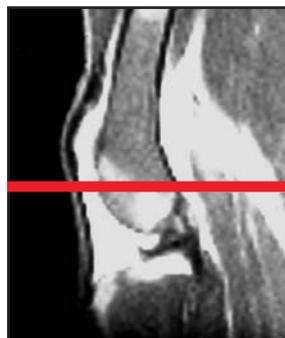
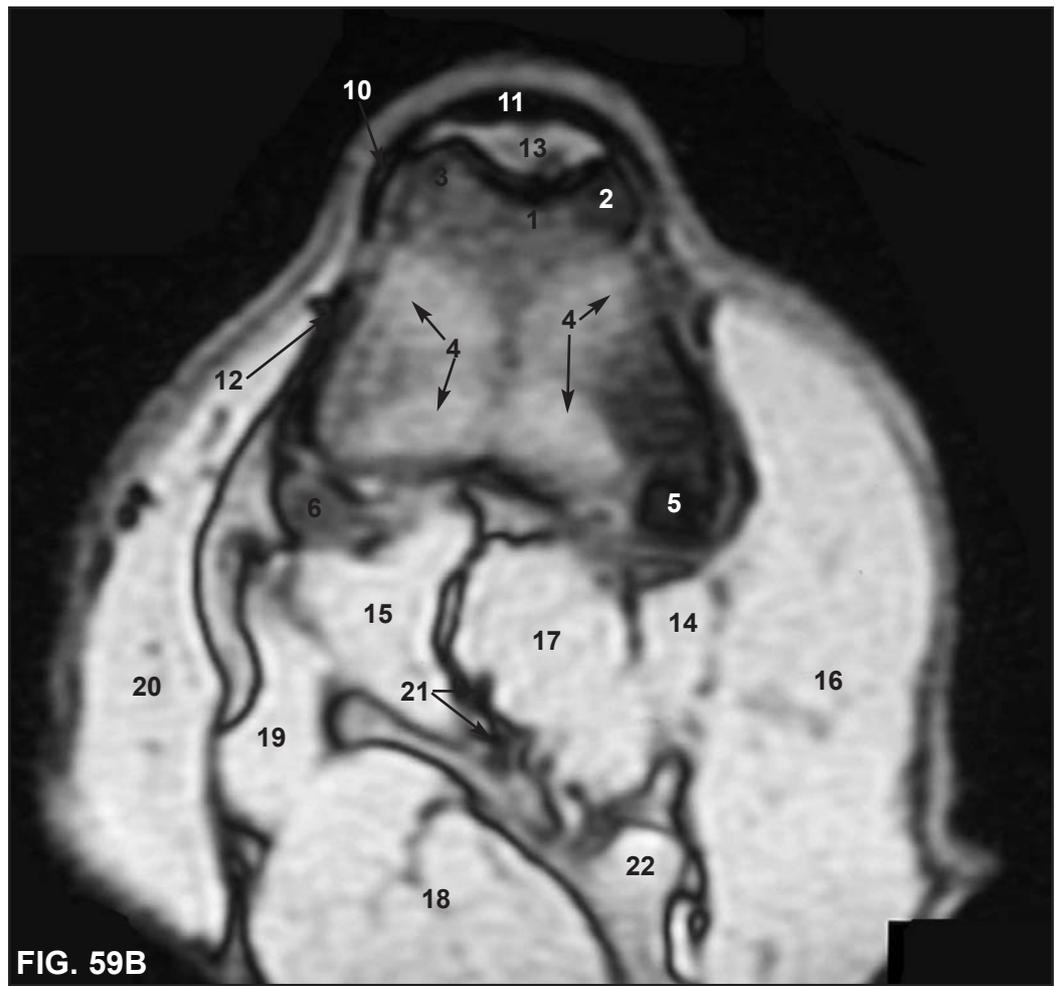


FIG. 59. Sección transversal a nivel de los huesos sesamoideos gastronemios.
A: Sección anatómica. **B:** Imagen en EG potenciada en T2*.

- | | |
|--|-------------------------------------|
| 1. Tróclea del fémur | 12. Ligamento colateral medial |
| 2. Labio lateral de la tróclea del fémur | 13. Cuerpo adiposo infrarrotuliano |
| 3. Labio medial de la tróclea del fémur | 14. M. gastronemio (cabeza lateral) |
| 4. Cartilago epifisario del fémur | 15. M. gastronemio (cabeza medial) |
| 5. H. sesamoideo gastronemio lateral | 16. M. bíceps femoral |
| 6. H. sesamoideo gastronemio medial | 17. M. flexor digital superficial |
| 7. Cavidad articular femorrotuliana (ocupada por látex azul) | 18. M. semitendinoso |
| 8. Saco sinovial femorotibial lateral | 19. M. semimembranoso |
| 9. Saco sinovial femorotibial medial | 20. M. gracilis |
| 10. Cápsula articular | 21. Vasos poplíteos y nervio tibial |
| 11. Ligamento rotuliano | 22. Huevo poplíteo con grasa |



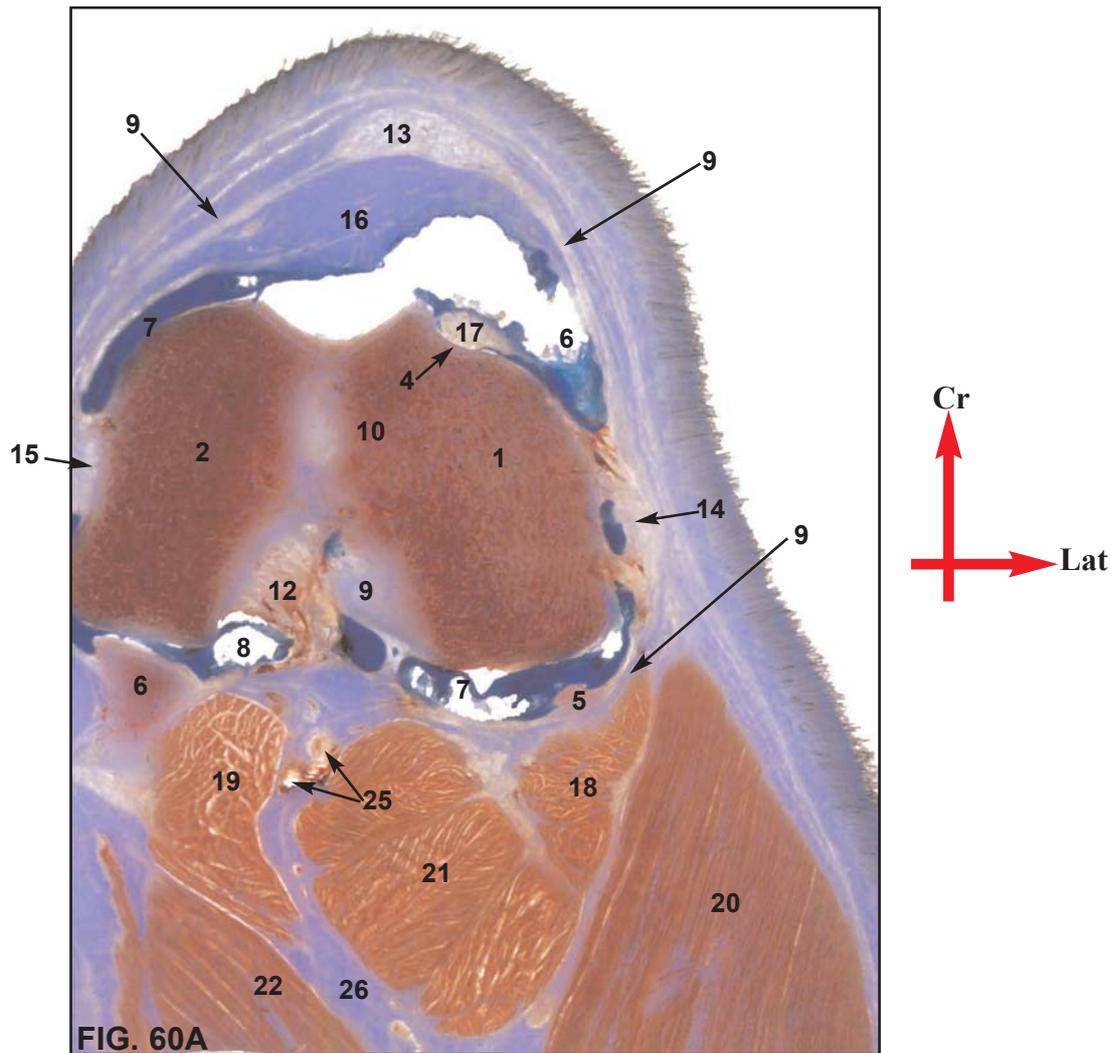


FIG. 60. Sección transversal a nivel de la fosa extensora del fémur .
A: Sección anatómica. **B:** Imagen en EG potenciada en T2*.

- | | |
|---------------------------------------|---|
| 1. Cóndilo lateral del fémur | 14. Ligamento colateral lateral (art. femorotibial) |
| 2. Cóndilo medial del fémur | 15. Ligamento colateral medial (art. femorotibial) |
| 3. Fosa intercondilar del fémur | 16. Cuerpo adiposo infrarrotuliano |
| 4. Fosa extensora del fémur | 17. Tendón de origen del m. extensor dig. largo |
| 5. H. sesamoideo gastronemio lateral | 18. M. gastronemio (cabeza lateral) |
| 6. H. sesamoideo gastronemio medial | 19. M. gastronemio (cabeza medial) |
| 7. Saco sinovial femorotibial lateral | 20. M. bíceps femoral |
| 8. Saco sinovial femorotibial medial | 21. M. flexor digital superficial |
| 9. Cápsula articular | 22. M. semitendinoso |
| 10. Ligamento cruzado craneal | 23. M. gracilis |
| 11. Ligamento cruzado caudal | 24. M. sartorio |
| 12. Ligamento meniscofemoral | 25. Vasos poplíteos y nervio tibial |
| 13. Ligamento rotuliano | 26. Hueco poplíteo con grasa |

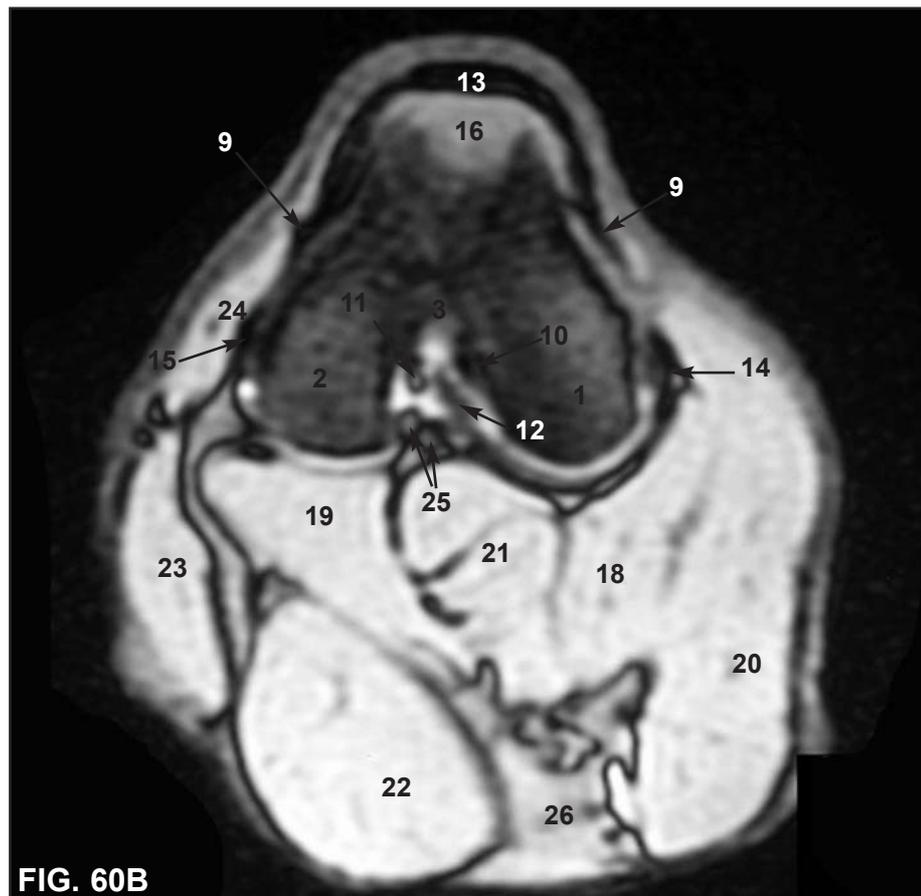


FIG. 60B



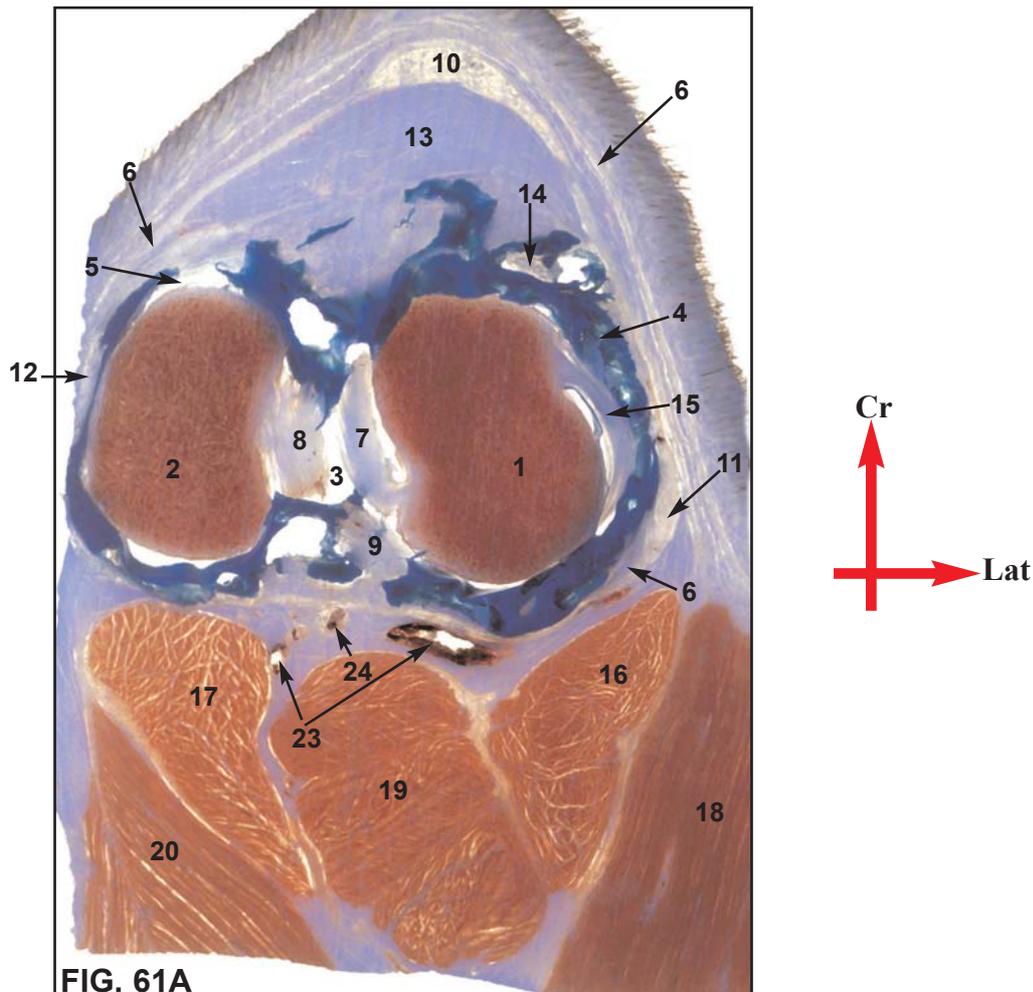


FIG. 61A

FIG. 61. Sección transversal a nivel de la fosa intercondilar del fémur. A: Sección anatómica. B: Imagen en EG potenciada en T2*.

- | | |
|---|---|
| 1. Cóndilo lateral del fémur | 14. Tendón de origen del m. extensor dig. largo |
| 2. Cóndilo medial del fémur | 15. Tendón de origen del m. poplíteo |
| 3. Fosa intercondilar del fémur | 16. M. gastronemio (cabeza lateral) |
| 4. Saco sinovial femorotibial lateral (látex) | 17. M. gastronemio (cabeza medial) |
| 5. Saco sinovial femorotibial medial (látex) | 18. M. bíceps femoral |
| 6. Cápsula articular | 19. M. flexor digital superficial |
| 7. Ligamento cruzado craneal | 20. M. semitendinoso |
| 8. Ligamento cruzado caudal | 21. M. gracilis |
| 9. Ligamento meniscofemoral | 22. M. sartorio |
| 10. Ligamento rotuliano | 23. Vasos poplíteos |
| 11. Ligamento colateral lateral (art. femorotibial) | 24. Nervio tibial |
| 12. Ligamento colateral medial (art. femorotibial) | 25. Hueco poplíteo con grasa |
| 13. Cuerpo adiposo infrarrotuliano | |



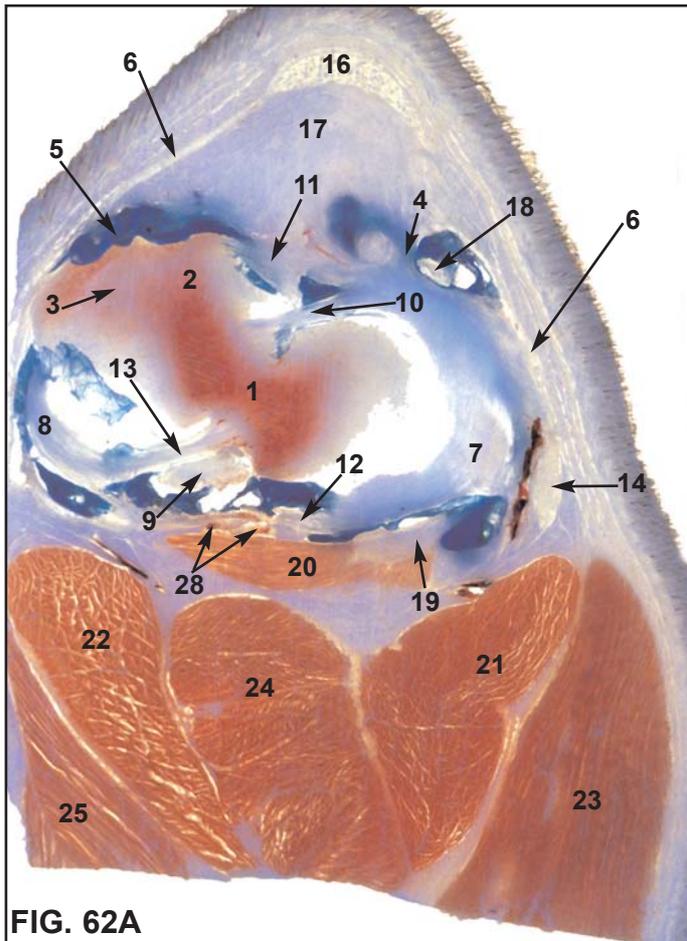
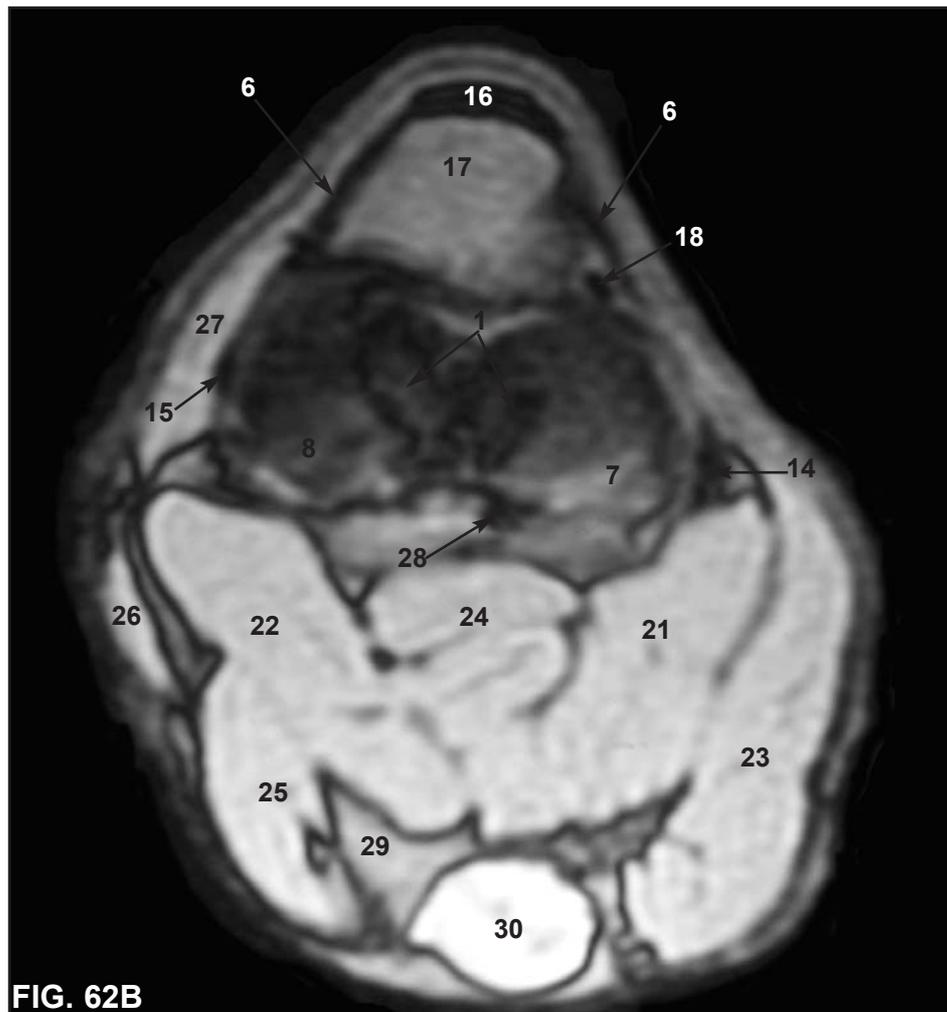


FIG. 62. Sección transversal a nivel de la eminencia intercondilar de la tibia.
A: Sección anatómica. B: Imagen en EG potenciada en T2.*

- | | |
|---|---|
| 1. Eminencia intercondilar de la tibia | 16. Ligamento rotuliano |
| 2. Cóndilo medial de la tibia | 17. Cuerpo adiposo infrarrotuliano |
| 3. Cartílago articular de la tibia | 18. Tendón de origen del m. extensor dig. largo |
| 4. Saco sinovial femorotibial lateral | 19. Tendón de origen del m. poplíteo |
| 5. Saco sinovial femorotibial medial | 20. M. poplíteo |
| 6. Cápsula articular | 21. M. gastronemio (cabeza lateral) |
| 7. Menisco lateral | 22. M. gastronemio (cabeza medial) |
| 8. Menisco medial | 23. M. bíceps femoral |
| 9. Ligamento cruzado caudal | 24. M. flexor digital superficial |
| 10. Ligamento meniscal craneal lateral | 25. M. semitendinoso |
| 11. Ligamento meniscal craneal medial | 26. M. gracilis |
| 12. Ligamento meniscal caudal lateral | 27. M. sartorio |
| 13. Ligamento meniscal caudal medial | 28. Vasos poplíteos |
| 14. Ligamento colateral lateral (art. femorotibial) | 29. Huevo poplíteo con grasa |
| 15. Ligamento colateral medial | 30. Nódulo linfático poplíteo superficial |



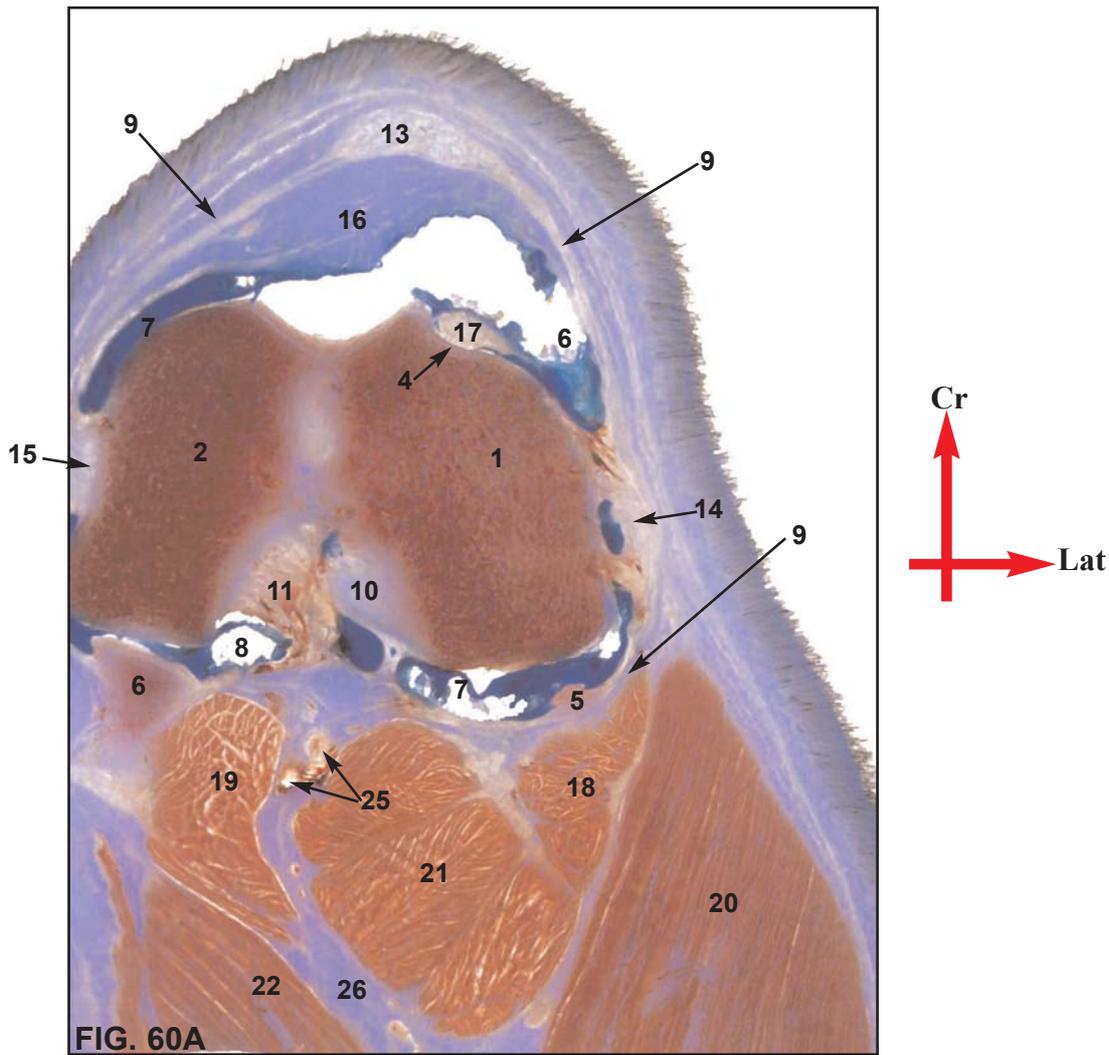


FIG. 60. Sección transversal a nivel de la fosa extensora del fémur .
A: Sección anatómica. **B:** Imagen en EG potenciada en T2*.

- | | |
|---------------------------------------|---|
| 1. Cóndilo lateral del fémur | 14. Ligamento colateral lateral (art. femorotibial) |
| 2. Cóndilo medial del fémur | 15. Ligamento colateral medial (art. femorotibial) |
| 3. Fosa intercondilar del fémur | 16. Cuerpo adiposo infrarrotuliano |
| 4. Fosa extensora del fémur | 17. Tendón de origen del m. extensor dig. largo |
| 5. H. sesamoideo gastronemio lateral | 18. M. gastronemio (cabeza lateral) |
| 6. H. sesamoideo gastronemio medial | 19. M. gastronemio (cabeza medial) |
| 7. Saco sinovial femorotibial lateral | 20. M. bíceps femoral |
| 8. Saco sinovial femorotibial medial | 21. M. flexor digital superficial |
| 9. Cápsula articular | 22. M. semitendinoso |
| 10. Ligamento cruzado craneal | 23. M. gracilis |
| 11. Ligamento cruzado caudal | 24. M. sartorio |
| 12. Ligamento meniscofemoral | 25. Vasos poplíteos y nervio tibial |
| 13. Ligamento rotuliano | 26. Hueco poplíteo con grasa |



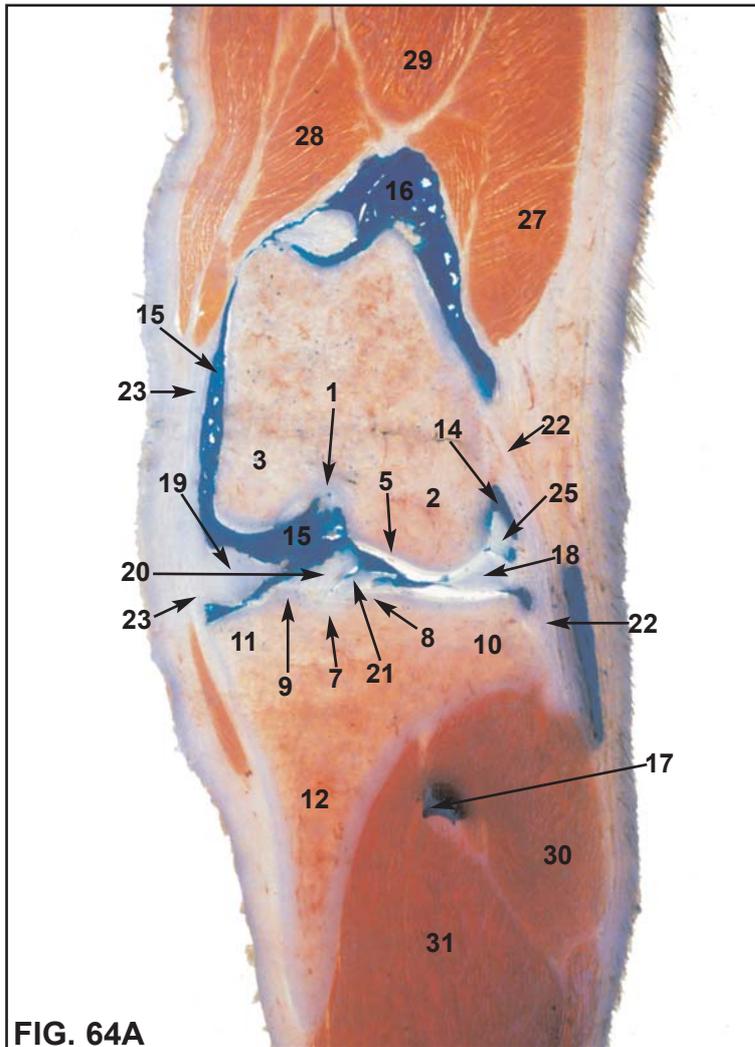
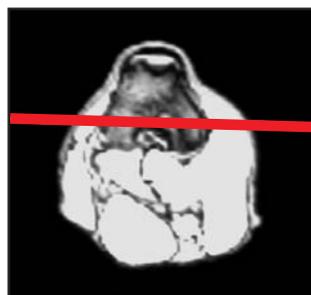


FIG. 64A

FIG. 64. Sección dorsal a nivel del área intercondilar craneal de la tibia. A: Sección anatómica. B: Imagen en EG potenciada en T2*.

- | | |
|--|--|
| 1. Fosa intercondilar del fémur | 17. Receso distal para el tendón de origen del m. extensor digital largo |
| 2. Cóndilo lateral del fémur | 18. Menisco lateral |
| 3. Cóndilo medial del fémur | 19. Menisco medial |
| 4. Metáfisis del fémur | 20. Ligamento cruzado craneal |
| 5. Cartílago articular de los cóndilos del fémur | 21. Ligamento meniscal craneal lateral |
| 6. Cartílago epifisario del fémur | 22. Ligamento colateral lateral |
| 7. Área intercondilar craneal de la tibia | 23. Ligamento colateral medial |
| 8. Tubérculo intercondilar lateral de la tibia | 24. Tendón de origen del m. extensor dig. largo |
| 9. Tubérculo intercondilar medial de la tibia | 25. Tendón de origen del m. poplíteo |
| 10. Cóndilo lateral de la tibia | 26. M. bíceps femoral |
| 11. Cóndilo medial de la tibia | 27. M. cuádriceps femoral (vasto lateral) |
| 12. Cuerpo de la tibia | 28. M. cuádriceps femoral (vasto medial) |
| 13. Cartílago epifisario de la tibia | 29. M. recto femoral |
| 14. Saco femorotibial lateral | 30. M. tibial craneal |
| 15. Saco femorotibial medial | 31. M. extensor digital largo |
| 16. Saco femororrotuliano (receso suprarrotuliano) | |



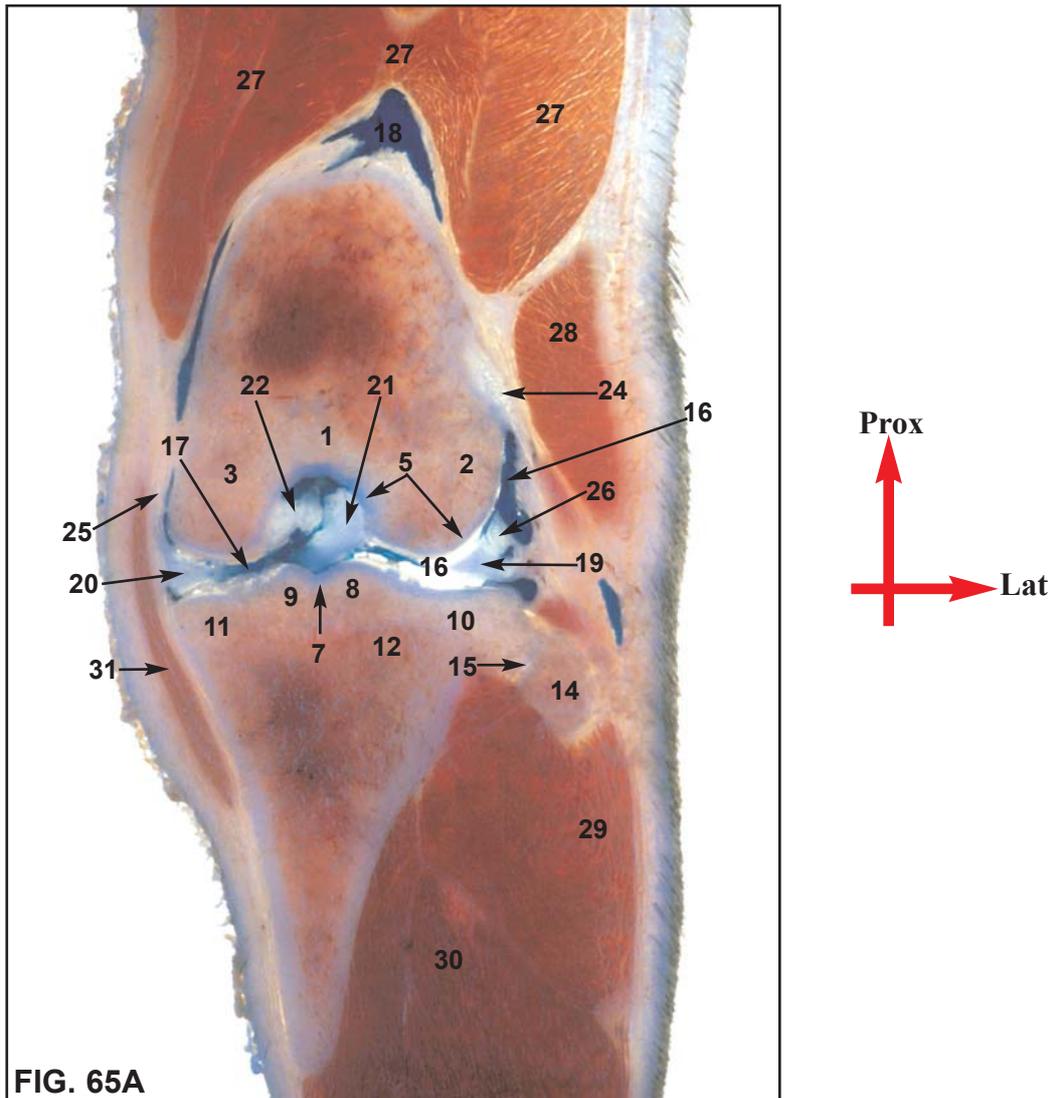
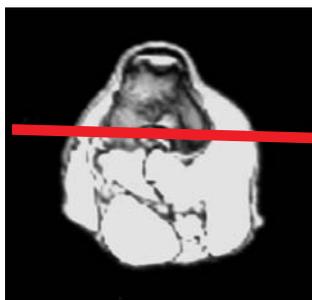


FIG. 65A

FIG. 65. Sección dorsal a nivel del área intercondilar central de la tibia.
A: Sección anatómica. **B:** Imagen en EG potenciada en T2*.

- | | |
|--|--|
| 1. Fosa intercondilar del fémur | 17. Saco femorotibial medial |
| 2. Cóndilo lateral del fémur | 18. Saco femororrotuliano (receso suprarrotuliano) |
| 3. Cóndilo medial del fémur | 19. Menisco lateral |
| 4. Metáfisis del fémur | 20. Menisco medial |
| 5. Cartílago articular de los cóndilos del fémur | 21. Ligamento cruzado craneal |
| 6. Cartílago epifisario del fémur | 22. Ligamento cruzado caudal |
| 7. Área intercondilar central de la tibia | 23. Ligamento meniscofemoral |
| 8. Tubérculo intercondilar lateral de la tibia | 24. Ligamento colateral lateral |
| 9. Tubérculo intercondilar medial de la tibia | 25. Ligamento colateral medial |
| 10. Cóndilo lateral de la tibia | 26. Tendón de origen del m. poplíteo |
| 11. Cóndilo medial de la tibia | 27. M. cuádriceps femoral |
| 12. Metáfisis de la tibia | 28. M. bíceps femoral |
| 13. Cartílago epifisario de la tibia | 29. M. tibial craneal |
| 14. Cabeza del peroné | 30. M. extensor digital largo |
| 15. Articulación tibioperonea proximal | 31. M. sartorio |
| 16. Saco femorotibial lateral | |



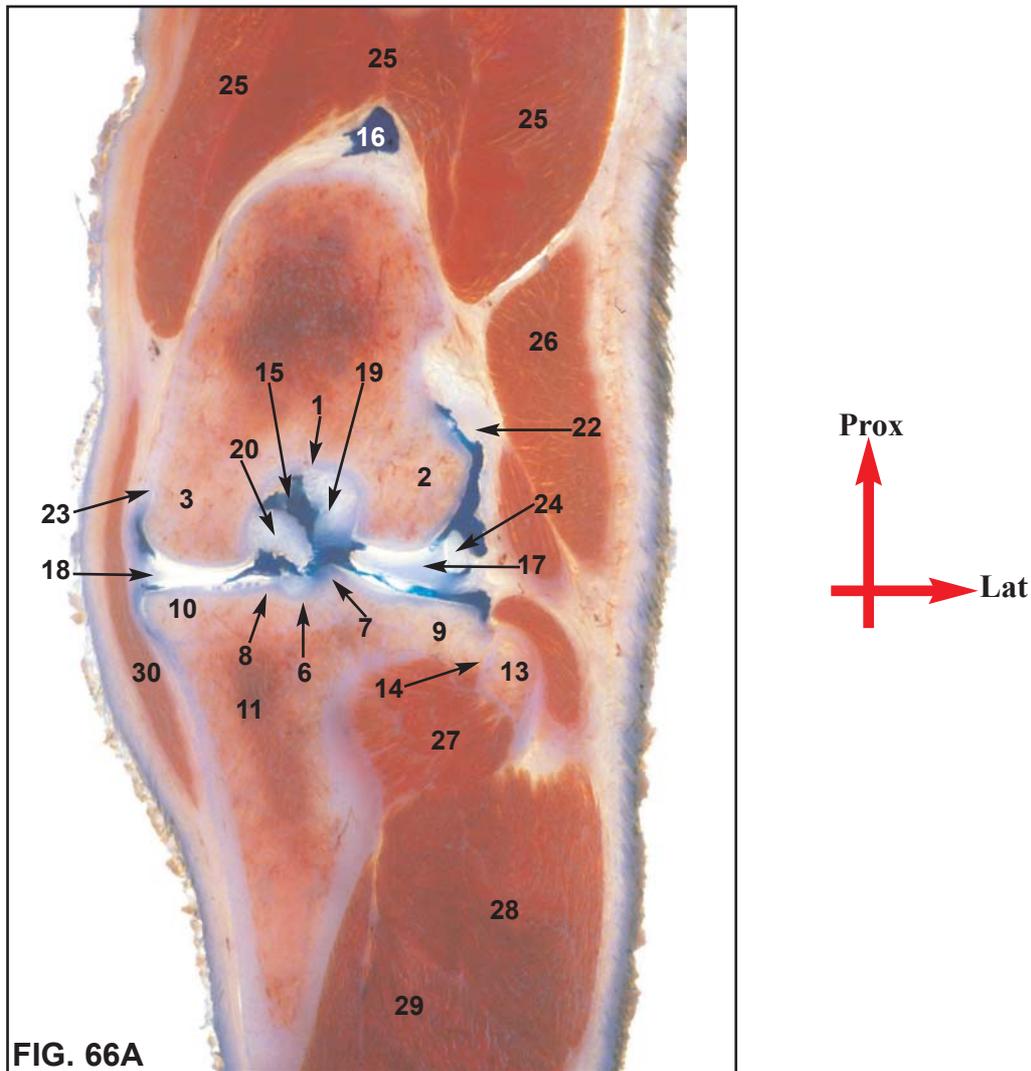
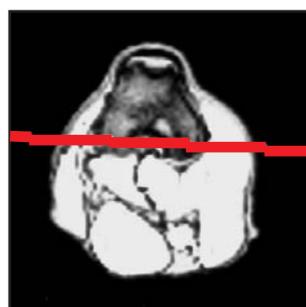


FIG. 66. Sección dorsal a nivel del área intercondilar caudal de la tibia.
A: Sección anatómica. **B:** Imagen en EG potenciada en T2*.

- | | |
|--|--------------------------------------|
| 1. Fosa intercondilar del fémur | 17. Menisco lateral |
| 2. Cóndilo lateral del fémur | 18. Menisco medial |
| 3. Cóndilo medial del fémur | 19. Ligamento cruzado craneal |
| 4. H. Sesamoideo gastronemio lateral | 20. Ligamento cruzado caudal |
| 5. H. Sesamoideo gastronemio medial | 21. Ligamento meniscofemoral |
| 6. Área intercondilar caudal de la tibia | 22. Ligamento colateral lateral |
| 7. Tubérculo intercondilar lateral de la tibia | 23. Ligamento colateral medial |
| 8. Tubérculo intercondilar medial de la tibia | 24. Tendón de origen del m. poplíteo |
| 9. Cóndilo lateral de la tibia | 25. M. cuádriceps femoral |
| 10. Cóndilo medial de la tibia | 26. M. bíceps femoral |
| 11. Metáfisis de la tibia | 27. M. poplíteo |
| 12. Cartílago epifisario de la tibia | 28. M. tibial craneal |
| 13. Cabeza del peroné | 29. M. extensor digital largo |
| 14. Articulación tibioperonea proximal | 30. M. sartorio |
| 15. Cavidad sinovial | 31. M. gastronemio (cabeza lateral) |
| 16. Saco femorrotuliano (receso suprarrotuliano) | 32. M. gastronemio (cabeza medial) |



FIG. 66B



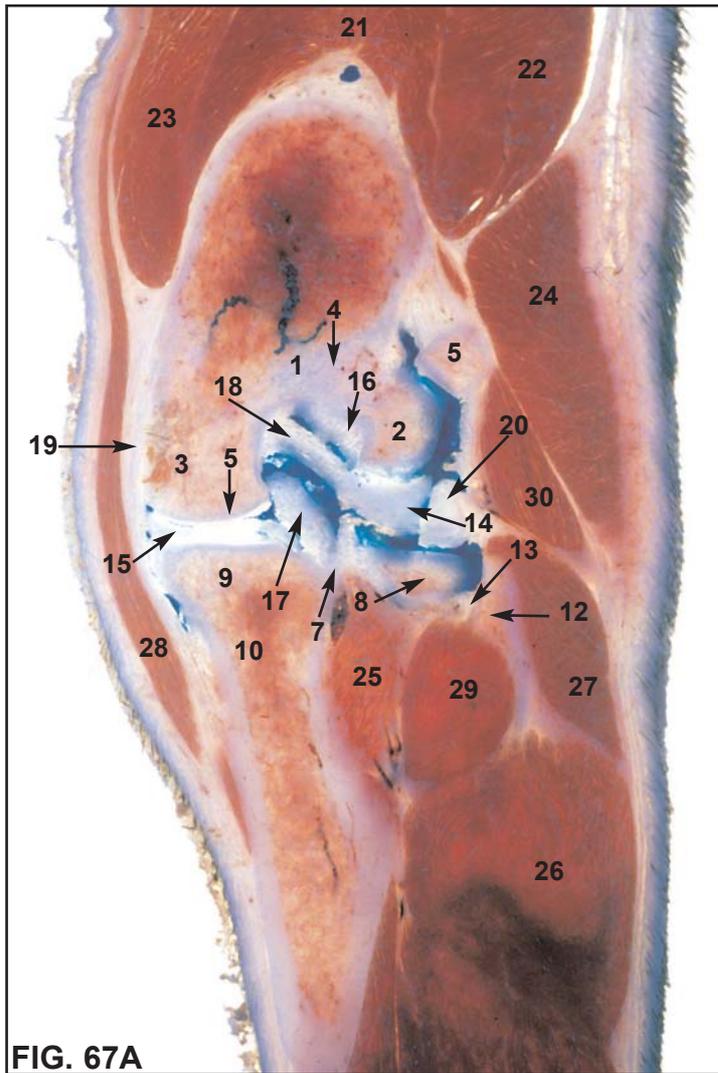
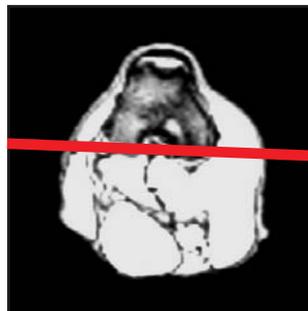


FIG. 67A

**FIG. 67. Sección dorsal a nivel de la escotadura poplíteica de la tibia.
A: Sección anatómica. B: Imagen en EG potenciada en T2*.**

- | | |
|--|---|
| 1. Fosa intercondilar del fémur | 18. Ligamento meniscofemoral |
| 2. Cóndilo lateral del fémur | 19. Ligamento colateral medial |
| 3. Cóndilo medial del fémur | 20. Tendón de origen del m. poplíteo |
| 4. Cartílago articular de los cóndilos del fémur | 21. M. recto del muslo |
| 5. H. sesamoideo gastronemio lateral | 22. M. cuádriceps femoral (vasto lateral) |
| 6. H. sesamoideo gastronemio medial | 23. M. cuádriceps femoral (vasto medial) |
| 7. Escotadura poplíteica de la tibia | 24. M. bíceps femoral |
| 8. Cóndilo lateral de la tibia | 25. M. poplíteo |
| 9. Cóndilo medial de la tibia | 26. Mm. tibial craneal y extensor digital largo |
| 10. Metáfisis de la tibia | 27. M. peroneo largo |
| 11. Cartílago epifisario de la tibia | 28. M. sartorio |
| 12. Cabeza del peroné | 29. M. flexor digital profundo |
| 13. Articulación tibioperonea proximal | 30. M. gastronemio (cabeza lateral) |
| 14. Menisco lateral | 31. M. gastronemio (cabeza medial) |
| 15. Menisco medial | 32. Vasos poplíteos y nervio tibial |
| 16. Ligamento cruzado craneal | |
| 17. Ligamento cruzado caudal | |



5. DISCUSSION

5. DISCUSION

Este apartado se ha estructurado de la misma forma que los resultados, en primer lugar el estudio artrográfico, seguido del estudio ecográfico y por último el examen de las imágenes de resonancia magnética y anatómicas.

5. 1. ESTUDIO ARTROGRAFICO

5. 1. 1. EXAMEN CLINICO

Ninguno de nuestros animales presentó signos de dolor o inflamación de la articulación ni cojera de la extremidad en la que se había realizado la artrografía a las 24 horas, ni tampoco en los cinco días posteriores a la inyección del medio de contraste. Estos datos coinciden con los resultados de otros trabajos en los que se ha utilizado otros medios de contraste no iónicos, como la metrizamida (Atilola y cols., 1984), o incluso con medios iónicos como el diatrizoato de sodio-meglumine (Van Bree y cols., 1989). Sin embargo Railhac y Brekke (1997) evaluaron los efectos adversos inmediatos que producían dos contrastes de baja osmolaridad: el ioxaglato que es iónico y el iopentol que es no iónico, tras realizar una artrografía de la rodilla en pacientes humanos y concluyeron que el iopentol producía menos dolor de forma estadísticamente significativa ($p < 0'05$), que el ioxaglato.

5. 1. 2. CONTRASTES Y TECNICA ARTROGRAFICA

Los medios de contrastes de elección para realizar un estudio artrográfico son iodados, hidrosolubles y no iónicos (Atilola y cols., 1984; Guerra y cols., 1983; Corbetti y cols., 1986; Van Bree y Van Ryssen, 1995; Railhac y Brekke, 1997).

El iohexol que es el medio de contraste que hemos utilizado en nuestro estudio, es un contraste iodado hidrosoluble, de baja osmolaridad y no iónico (Corbetti y cols., 1986; Hay y cols., 1996), al igual que la metrizamida (Atilola y cols., 1984) pero ésta,

tiene la desventaja de que no puede ser esterilizada en solución y ha de ser reconstituida a partir de una presentación desecada y congelada antes de su uso, además la metrizamida es considerablemente más cara que los demás contrastes no iónicos (Herrtage y Dennis, 1987).

El iohexol, es un contraste no iónico y monómero que no contiene grupos carboxilos, presenta cuatro grupos hidróxilos y tres átomos de yodo por molécula, lo que resulta en una proporción de 3 a 1 entre el número de átomos de yodo y el número de partículas en solución (Herrtage y Dennis, 1987).

La iopramida presenta las mismas características que el iohexol y la metrizamida, ya que también es hidrosoluble, no iónico y de baja osmolaridad, son compuestos monómeros triyodados que no se disocian en solución y que por lo tanto tienen la mitad de número de partículas, para la misma cantidad de yodo que los contrastes convencionales de alta osmolaridad (Herrtage y Dennis, 1987). Por su parte, el iotrolán es el primer medio de contraste no iónico, dímero y hexayodado disponible para estudios clínicos (Van Bree y cols., 1992), presenta una proporción de yodo por partícula de 6:1, reduciendo así la osmolaridad (Herrtage y Dennis, 1987).

Las razones que nos llevaron a elegir el iohexol como medio de contraste para este trabajo fueron entre otras, que al igual que la iopramida, es de baja osmolaridad y por lo tanto no se diluye tan rápidamente en la articulación como el diatrizoato de sodio-meglumine, y otros medios iónicos de alta osmolaridad, que atraen más cantidad de fluido hacia el espacio articular (Van Bree y Van Ryssen, 1995) y porque las diferencias encontradas con respecto a la calidad de la imagen artrográfica que ofrecen los medios dímeros no iónicos como el iotrolán, no compensaban el incremento del coste de este estudio.

Las proyecciones radiográficas que se eligieron para este estudio fueron las estándar para la articulación de la rodilla, es decir, la proyección mediolateral y la caudocraneal ambas con el rayo vertical (Hay cols., 1996). Otros autores consideran que una inclinación del haz de rayos de 30° con respecto al eje vertical, ofrece una imagen mejor del espacio articular en la proyección caudocraneal (Atilola y cols., 1984). En la

imagen artrográfica mediolateral de la rodilla del perro se evaluaron los ligamentos cruzados craneal y caudal, el receso distal para el tendón del músculo extensor digital largo, el contorno del cuerpo adiposo infrarrotuliano (Atilola y cols., 1984) y el receso suprarrotuliano. En la proyección caudocraneal, se estudiaron los meniscos lateral y medial, la superficie del cartílago articular de los cóndilos del fémur, la cápsula articular (Atilola y cols., 1984), los ligamentos cruzados craneal y caudal, y el receso distal para el tendón de origen del músculo extensor digital largo, ampliando así el número de estructuras valoradas en cada proyección radiográfica.

Los tiempos a los cuales se realizan las radiografías tras la introducción del contraste en una articulación varían ampliamente entre los distintos autores, independientemente de que el contraste sea iónico o no iónico. Atilola y colaboradores (1984) realizan los disparos a los tiempos: 0, 5, 10, 15, 20, 30, 40, 50 y 60 minutos. Guerra y colaboradores (1983), emplean los tiempos 5, 15, 30 y 45 minutos. Por otro lado, los tiempos 1, 3, 5, 9, 13, 17, 25 y 30 minutos son los que seleccionaron Van Bree y colaboradores para sus estudios artrográficos en 1991 y 1992, mientras que Railhac y Brekke en 1997 utilizaron los tiempos 1, 3, 5, 10 y 20 minutos. Nosotros decidimos realizar los disparos radiográficos a los tiempos: 0 (inmediatamente después de inyectar el contraste y masajear la rodilla), 3, 5, 10, 15, 20 y 30 minutos tras la administración del contraste. Los 30 minutos fue el último tiempo de realizar radiografías debido a que el grado de absorción del contraste pasado el tiempo 30 era tal que apenas se visualizaban las estructuras intraarticulares a estudio (Van Bree y cols., 1989).

El volumen y concentración del medio de contraste iodado hidrosoluble varía ampliamente dependiendo del autor consultado, la especie animal y la articulación a estudio. Atilola y colaboradores en 1984, establecieron que el volumen más indicado para realizar una artrografía de la rodilla canina era de 0'3 a 0'4ml/cm de grosor mediolateral de la articulación. En dicho trabajo emplearon como medio de contraste la metrizamida a una dosis de 280mgI/ml. En este estudio nosotros determinamos la concentración y volumen del iohexol, tras un ensayo en el que valorábamos diferentes combinaciones de volúmenes (0'4, 0'5 y 0'7ml/cm grosor mediolateral) con diferentes concentraciones (200, 240, 300 y 350mgI/ml), coincidiendo con ellos en el volumen de medio de contraste, 0'4ml/cm, pero no en la concentración debido a que los artrogramas

que obtuvieron mejor valoración en nuestro caso, fueron aquellos en los que administramos dicho volumen a una dosis de 300mgI/ml. No encontramos diferencias significativas con imágenes en las que se emplearon otras concentraciones en cuanto a la calidad de la opacificación que ofrecía el medio de contraste en los primeros tiempos de disparo. Sin embargo en tiempos posteriores a los 5 minutos tras la inyección del contraste, la concentración de 300mgI/ml daba imágenes aceptables mientras que con concentraciones menores el grado de absorción del contraste era más evidente tras el minuto 5. Por otro lado, la concentración de 350mgI/ml en los primeros tiempos de disparos, enmascaraba algunas de las estructuras intraarticulares que conseguían visualizarse en tiempos posteriores.

La combinación que hemos empleado de concentración y volumen de iohexol, coincide con la que Hay y colaboradores (1996) utilizaron en un estudio artrográfico de la rodilla canina. Otros autores han empleado diferentes combinaciones de diatrizoato de sodio-meglumine, dependiendo de la estructura que querían estudiar en la articulación del hombro del perro (Van Bree y cols., 1989). Así, afirmaron que para visualizar el cartílago articular se debía utilizar un volumen de 1'5ml y una dosis de 185mgI/ml, ya que volúmenes superiores pueden oscurecer/superponerse con la superficie articular, mientras que para examinar el tendón del bicipital y los recesos articulares era recomendable administrar 6 ml de contraste a esa misma concentración, 185mgI/ml, porque consideraron que con volúmenes inferiores los recesos no se distendían lo suficiente para ser evaluados correctamente (Van Bree y cols., 1989). Sin embargo, estos mismos autores publicaron posteriormente diferentes trabajos sobre artrografía en la misma especie y articulación, en los que independientemente del medio de contraste utilizado (tanto hidrosoluble iónico como no iónico), administraban en todos los casos un volumen de 1'5ml a una concentración de 140mgI/ml (Van Bree y cols., 1991; Van Bree y cols., 1992; Van Bree y Van Ryssen, 1995). En nuestro estudio hemos empleado siempre la misma combinación de volumen y concentración de medio de contraste para valorar todas las estructuras.

Para la evaluación de los artrogramas, unificamos los criterios establecidos por diversos autores. En 1984, Atilola y colaboradores realizaron un estudio artrográfico en la rodilla canina, en el que calificaron las artrografías como inaceptables cuando: el

material de contraste presentaba una sombra radiográfica inadecuada, estaba presente en el cuerpo adiposo infrarrotuliano o se producía una pérdida del mismo en el receso distal para el tendón del músculo extensor digital largo. En diferentes trabajos sobre artrografía de la articulación del hombro canina, se consideran las imágenes aceptables en mayor o menor medida, según la calidad general de la imagen artrográfica dependiendo de la opacificación del medio de contraste en el espacio articular, y les otorgaban una valoración que osciló entre el 1 y el 4 (4= Excelente, 3= Bueno, 2= Moderado y 1= Pobre) (Van Bree y cols., 1991 y 1992). Nosotros pensamos que la manera más completa de evaluar las imágenes artrográficas obtenidas en nuestro estudio era, en primer lugar valorar su aceptabilidad, desechando los artrogramas no aceptables (Atilola y cols., 1984), mientras que en los artrogramas aceptables se valoraba el grado de opacificación del medio de contraste en el espacio articular asignándoles una puntuación que varió entre el 1 y el 4 (4= Excelente, 3= Bueno, 2= Moderado y 1= Pobre) evaluando así la calidad general de la imagen y la sombra del material de contraste cubriendo y delineando las diferentes estructuras (Van Bree y cols., 1991; Van Bree y cols., 1992; Van Bree y Van Ryssen, 1995).

En segundo lugar, examinamos las diferentes estructuras articulares de aquellas imágenes que habían sido consideradas aceptables. Para ello nos basamos en un estudio artrográfico de la articulación escápulo-humeral canina, en el que cada estructura analizada recibía una puntuación que osciló entre el 0 y el 3 (3= obvio y claramente delineado, 2= distinguible, eventualmente accesible para evaluación radiográfica, 1= visible pero no apta para evaluación radiográfica y 0= no discernible) (Van Bree y cols., 1989).

De todos los artrogramas realizados se calificaron como aceptables 11 de 12 (91'6%), siendo uno inaceptable por presentar material de contraste en el cuerpo adiposo infrarrotuliano, lo que ocasionó la pérdida de visualización de estructuras intraarticulares como los ligamentos cruzados.

En otro trabajo artrográfico en la rodilla del perro, se obtuvo un 18'5% de artrogramas inaceptables (5/27), debido a la presencia de contraste en el cuerpo adiposo infrarrotuliano (3/5) y a una fuga del mismo en el receso distal para el tendón del

músculo extensor digital largo (2/5) (Atilola y cols., 1984). Lo cual se puede deber a la inexperiencia en la realización de la técnica.

En 1992 se realizó un estudio que comparaba la calidad de las imágenes artrográficas ofrecidas por la iopramida y el iotrolán en la articulación del hombro en perros (Van Bree y cols., 1992). En sus resultados destacaron que en los tiempos 1, 3 y 5 minutos tras la introducción del contraste, no existieron diferencias en la calidad de la imagen artrográfica entre ambos contrastes y que entre los minutos 9 y 25, el detalle articular se deterioró rápidamente con los dos contrastes. Sin embargo, los artrogramas obtenidos en el tiempo 25 tras la inyección con iotrolán, tuvieron una calidad radiográfica significativamente superior que aquellos realizados tras introducir iopramida. Esto se debe a que la estructura dímera del iotrolán, al presentar menor osmolaridad reduce la dilución del medio de contraste en el espacio articular, y su mayor tamaño molecular enlentece su difusión y por lo tanto retrasa su absorción a través del líquido sinovial (Van Bree y cols., 1991). No obstante, el iotrolán cuesta más del doble que los contrastes monómeros no iónicos (Van Bree y cols., 1992). En nuestro caso, equiparando el iohexol a la iopramida ya que presentan las mismas características, obtuvimos artrogramas diagnósticos considerados aceptables hasta el minuto 10 tras la inyección del contraste en las proyecciones mediolaterales y hasta el minuto 15 en las caudocraneales. Estos datos coinciden con los obtenidos por Atilola y colaboradores (1984), que evaluaron la metrizamida para la artrografía de la rodilla canina, en los que el tiempo medio al cual los artrogramas seguían considerándose aceptables, fue de 11'1 minutos (rango, 10-15 minutos), difiriendo con ellos en que englobaron las dos proyecciones en sus resultados, mientras que nosotros las evaluamos por separado. La mayoría del resto de los autores afirman en sus estudios artrográficos, que sólo se obtienen imágenes de calidad diagnóstica en los 5 minutos tras la inyección del medio de contraste independientemente de si su naturaleza es iónica o no iónica (Van Bree y cols., 1989; Van Bree y cols., 1991; Van Bree y Van Ryssen, 1995; Hay y cols, 1996; Railhac y Brekke, 1997). Sin embargo en los trabajos en los que se han comparado contrastes iónicos vs. no iónicos, los resultados indicaron que la calidad de las imágenes obtenidas con los contrastes no iónicos son siempre superiores y además al presentar baja osmolaridad, la dilución del contraste en la articulación se reduce permitiendo la

visualización de las estructuras articulares durante más tiempo que con los contrastes iónicos (Van Bree y Van Ryssen, 1995).

Pensamos que la razón por la cual nosotros hemos obtenido artrogramas diagnósticos hasta los 10-15 minutos tras inyectar el medio de contraste, se debe a la concentración de contraste empleado. Mientras nosotros utilizamos 300mgI/ml, otros autores emplearon una concentración de 280mgI/ml (Atilola y cols., 1984); ambas concentraciones son sensiblemente superiores a las que la mayoría de autores utilizan, que varían entre 140 a 185mgI/ml (Muhumuza y cols., 1988; Van Bree y cols., 1989; Van Bree y cols., 1991; Van Bree y cols., 1992; Van Bree y Van Ryssen, 1995).

Todas las estructuras fueron valoradas de manera independiente para así conocer a qué tiempos se podían visualizar de manera más efectiva. No podemos comparar estos resultados con los de otros autores ya que en los trabajos realizados anteriormente sobre artrografía de la rodilla canina, no contemplan el análisis de las diferentes estructuras con respecto a los tiempos de disparo (Atilola y cols., 1984; Hay y cols., 1996). Sin embargo sí podemos comparar algunas de las estructuras evaluadas en nuestro trabajo con los resultados obtenidos en un estudio realizado en la articulación canina del hombro aunque hay que tener en cuenta que en dicho trabajo utilizaron un medio de contraste iónico (diatrizoato de sodio-meglumine) y a una concentración menor a la que nosotros hemos empleado (185mgI/ml) combinada con diferentes volúmenes (Van Bree y cols., 1989). Así, nosotros visualizamos la superficie del cartílago articular de manera distinguible hasta los 5 minutos tras la inyección de iohexol (300mgI/ml y 0'4ml/cm de grosor mediolateral) mientras que el cartílago articular de la cabeza del húmero se visualizó obvio y claramente delineado hasta el minuto 3 (Van Bree y cols., 1989).

Por otro lado, podemos comparar el receso suprarrotuliano que resultó distinguible y claramente delineado hasta pasados 5 minutos tras la introducción de iohexol y distinguible hasta los 15 minutos, con el receso para el músculo subescapular, que fue visible pero no accesible para la evaluación radiográfica cuando se empleó la combinación de diatrizoato de sodio-meglumine anteriormente citada, pero que obtuvo la máxima valoración al emplear un volumen total de 6 ml en la articulación. Por último, podemos equiparar el receso distal para el tendón del músculo extensor digital

largo fue obvio y claramente delineado hasta los 3 minutos tras la inyección del contraste, y distinguible y accesible para la valoración radiográfica hasta los 10 minutos en ambas proyecciones, con el receso para el tendón del músculo bíceps braquial, el cual al igual que en el caso anterior no pudo ser valorado con un volumen de 1'5ml de contraste, pero que resultó obvio y claramente delineado al inyectar 6ml en la articulación, en los tiempos 1, 3 y 5 tras la inyección del contraste (Van Bree y cols., 1989).

En ningún caso encontramos diferencias significativas entre las valoraciones de las estructuras procedentes del grupo de perros de tamaño grande y las del grupo de perros de tamaño mediano. Sin embargo la mayor parte de las estructuras obtuvieron mejores puntuaciones cuando eran del grupo de perros de tamaño grande, excepto en el caso del receso distal para el tendón de origen del músculo extensor digital largo y del receso suprarrotuliano que consiguieron valoraciones similares en ambos grupos. Sin duda, pensamos que el mayor tamaño del animal y por lo tanto de la articulación, proporciona una mejor visualización de las estructuras intraarticulares que hemos examinado, aunque como ya hemos mencionado, sin encontrar diferencias significativas entre los dos grupos.

En nuestro estudio el ligamento cruzado caudal, la superficie del cartílago articular de los cóndilos del fémur y los meniscos, fueron las estructuras que se observaron con más claridad en el tiempo 0 (inmediatamente después de inyectar el contraste y masajear la rodilla), sin embargo, el resto de estructuras que fueron el ligamento cruzado craneal, receso distal para el tendón del músculo extensor digital largo, receso suprarrotuliano, contorno del cuerpo adiposo infrarrotuliano y la cápsula articular, obtuvieron peor puntuación en las imágenes obtenidas inmediatamente después de inyectar el contraste (tiempo 0) y su máxima valoración fue en el tiempo 3, excepto el contorno del cuerpo adiposo infrarrotuliano que consiguió la mejor puntuación en el tiempo 5 tras la introducción del contraste. Pensamos que esto se debe a que el medio de contraste puede no estar lo suficientemente distribuido por todo el espacio articular, como para rellenar los diversos recesos y delinear las diferentes estructuras en un primer momento inicial tras su introducción en la articulación, que coincide con el disparo en el tiempo 0, y por ello la mayor parte de las estructuras se

visualizan mejor en el tiempo 3, momento en el que el contraste ya se ha repartido de forma más homogénea en el espacio articular. Sin embargo para el ligamento cruzado caudal, la superficie del cartílago articular y los meniscos, el disparo en el tiempo 0 es el que mejores imágenes ofrece y por tanto creemos que no debemos obviarlos como han hecho diversos autores (Guerra y cols., 1983; Van Bree y cols., 1989; Railhac y Brekke, 1997).

5. 2. ESTUDIO DEL LIQUIDO SINOVIAL

Los medios de contraste iodados hidrosolubles iónicos ya sean de alta osmolaridad, como el diatrizoato de sodio y meglumina, o de baja osmolaridad como el ioxaglato, producen una mayor respuesta inflamatoria que los compuestos no iónicos (Van Bree y cols., 1991). Esta diferencia en los cambios inflamatorios al nivel de la membrana y del líquido sinovial se debe a la baja osmolaridad o a la ausencia de iones de sodio y grupos carboxilos de los medios de contrastes no iónicos (Van Bree y Van Ryssen, 1995). Los compuestos que contienen sodio, producen una mayor reacción en la articulación (Corbetti y cols., 1986) y la ausencia de grupos carboxilos reduce la toxicidad química del medio de contraste (Van Bree y cols., 1992).

Diversos autores como Atilola y colaboradores en 1984 y Martínez en 1992, afirman en sus estudios que la respuesta inflamatoria causada por la inyección intraarticular de un medio de contraste no iónico, resulta similar a la originada por el propio trauma de realizar una artrocentesis o introducir suero fisiológico salino en una articulación. Estos cambios inflamatorios mínimos que también observamos en nuestro estudio, consisten en un aumento de la celularidad debido a un incremento en el número de neutrófilos y células gigantes mononucleadas (Van Bree y cols., 1991). Sin embargo, cuando se utilizan medios de contrastes iónicos como el diatrizoato de sodio y de metilglucamina, se produce una mayor respuesta inflamatoria que la ocasionada por la introducción en la articulación de suero fisiológico salino (Pastershank y cols., 1982; Guerra y cols., 1983). Hay y colaboradores (1996) también utilizaron el iohexol para su estudio, que trataba sobre la efectividad de la artrografía en la especie canina como

medio diagnóstico de roturas del ligamento cruzado craneal, por considerarlo menos irritante que la metrizamida.

Nuestros resultados revelan que la celularidad de las muestras de líquido sinovial aumentó de manera significativa en el día posterior a la inyección del medio de contraste en todos los casos, mientras que el día 3 se mantuvo elevada en 7 articulaciones (58'3%), y a la semana los valores eran normales en la totalidad de las muestras. Los principales responsables del aumento de la celularidad fueron las células segmentadas, básicamente neutrófilos, mientras que los macrófagos y los linfocitos mantuvieron sus poblaciones sin cambios aparentes. Los cambios en el incremento de la celularidad que Guerra y colaboradores obtuvieron en 1983 al utilizar diatrizoato de sodio-meglumine e iotrolán en la rodilla de conejos consistieron en un aumento del número de neutrófilos y también de eosinófilos, afirmaron que ambos contrastes ocasionan mayor reacción inflamatoria que la inyección intraarticular de suero fisiológico salino, y que el iotrolán que es un contraste no iónico de estructura dímera, produce menos cambios inflamatorios que el diatrizoato que es un contraste iónico de alta osmolaridad. En un trabajo en el que comparan el iotrolán con la iopramida, la cual podemos equiparar al iohexol por sus características al ser un contraste no iónico y monómero, no se hallaron diferencias significativas entre ambos contrastes, en las muestras de líquido sinovial recogidas los días 1, 3, 7 y 14 días tras la artrografía y la respuesta inflamatoria en este caso de la articulación canina del hombro consistió en un aumento de neutrófilos y células gigantes mononucleadas (Van Bree y cols., 1992).

El iohexol, también ha sido utilizado en diferentes estudios artrográficos, en uno de ellos fue comparado con el iotalamato de meglumine que es un medio de contraste iónico de alta osmolaridad y encontraron mayores cambios indicativos de inflamación, como el aumento de la celularidad, con el iotalamato (Tallroth y Vankka, 1985).

Los resultados de nuestro estudio muestran que los días 1 y 3 después de realizar la artrografía, existieron aumentos del volumen en todas muestras de líquido sinovial, mientras que el aspecto turbio, la coloración serohemorrágica y la disminución de la viscosidad sólo se dieron el día 1 posterior a la inyección del medio de contraste. Todos estos cambios del examen físico volvieron a la normalidad el día 7 tras la artrografía lo

cual coincide con los diversos trabajos de Van Bree y colaboradores, que en 1989 emplearon el diatrizoato de sodio-meglumine, y en 1991 compararon la mencionada sal con el ioxaglato, por último en 1992 evaluaron la iopramida y el iotrolán. En este último trabajo afirmaron que la disminución de la viscosidad no era significativa con respecto a una muestra control de líquido sinovial.

En cuanto a los datos obtenidos del examen químico en el que se analizaba la concentración de las proteínas totales del líquido sinovial, no encontramos valores fuera del rango normal en aquellos casos en los que el volumen de muestra nos permitió su determinación. En la bibliografía consultada, los valores de proteínas totales no sufrieron cambios indicativos de inflamación al emplear distintos medios de contrastes iónicos y no iónicos en la articulación de la rodilla de seres humanos (Corbetti y cols., 1986), mientras que se vieron incrementados el primer día tras la inyección intraarticular en un ensayo en el que se utilizó iopramida e iotrolán en el hombro canino (Van Bree y cols., 1992).

5. 3. ESTUDIO ECOGRAFICO

El estudio ecográfico de la rodilla canina tiene una aplicación clínica útil para evaluar problemas de cojeras ya que mediante ecografía se pueden diagnosticar alteraciones en superficies articulares, meniscos, tendones y ligamentos, así como evidenciar neoplasias y artropatías (Reed y cols., 1995). La capacidad de los ultrasonidos de ofrecer imágenes de los tejidos blandos intraarticulares proporciona una información adicional complementaria a la que ofrece una imagen radiográfica de la articulación de la rodilla (Kramer y Gerwing, 1996).

Para realizar el examen ecográfico de una articulación debemos emplear sondas de alta frecuencia que nos ofrezcan una buena resolución de la imagen (Reed y cols., 1995), así normalmente tanto en la especie canina como en seres humanos se utilizan transductores electrónicos lineales desde 7'5MHz (Aisen y cols., 1984; Teitz, 1988; Reed y cols., 1995; Kramer y cols., 1999; Kramer y cols., 2000) a 10 MHz (Long y Nyland, 1999). También se han realizado trabajos sobre ecografía en la rodilla canina en

los que han empleado sondas mecánicas sectoriales de 7'5MHz (Gnudi y Bertoni, 2001).

Nosotros hemos empleado un transductor electrónico lineal de 7'5MHz donde su superficie plana permitió un buen acoplamiento a la superficie articular y nos ofreció una buena resolución (Kramer y cols., 1997). En ningún caso requerimos utilizar una almohadilla (standoff pad), como describen otros autores para visualizar mejor las estructuras en rodillas de perros pequeños (Reed y cols., 1995). Todas las estructuras estudiadas se visualizaron con la misma ecogenicidad tanto en los animales vivos como en los in vitro, ya que no pasó más de una hora entre el momento del sacrificio y el examen ecográfico (Long y Nyland, 1999).

Para realizar el examen ecográfico de forma metódica en todos los individuos, dividimos la articulación en varias regiones anatómicas (Kramer y cols., 1999).

En la región suprarrotuliana, visualizamos en primer lugar el músculo cuádriceps femoral en cortes sagitales y transversales, hipoecogénico y con estructura fibrilar, que distalmente se unía a la rótula, la cual se observaba con forma semiconvexa, superficie lisa y sombra acústica posterior (Kramer y cols., 1999). El receso suprarrotuliano no se visualizó en ningún caso, sin embargo, cuando se observa aparece como una estructura anecógena de 1 a 2mm de grosor proximalmente a la rótula (Kramer y cols., 1999). La cápsula articular tampoco se pudo diferenciar en nuestro estudio, aunque Kramer y colaboradores en 1999 la describieron en esta región, como una línea hiperecogénica que se visualiza parcialmente junto al músculo cuádriceps femoral.

El cartílago articular se ha descrito como una línea anecógena paralela a la superficie del cóndilo del fémur (Kramer y cols., 1999; Kramer y cols., 2000), en nuestro estudio visualizamos el cartílago articular de la tróclea y cóndilos del fémur como una banda hipoecogénica, prácticamente anecógena, delimitada por dos líneas hiperecogénicas que corresponden a la interfase cartílago- hueso subcondral y cartílago-tejido blando del espacio articular (Aisen y cols., 1984; Richardson y cols., 1988; Reed y cols., 1995; Long y Nyland, 1999).

La región infrarrotuliana se examinó colocando el transductor sobre el ligamento rotuliano con la articulación flexionada formando un ángulo de 90° (Kramer y cols., 1999). El ligamento rotuliano quedaba delimitado proximal y distalmente por la rótula y la tuberosidad de la tibia respectivamente, las cuales se utilizaron como referencias (Kramer y cols., 1999). Presentaba una ecogenicidad moderada y estaba demarcado por el peritendón que era hiperecogénico, dicho peritendón, así como la estructura fibrilar característica originada por las fibras paralelas de colágeno, sólo se visualizaron con definición cuando el transductor se posicionaba perpendicular al ligamento (Reed y cols., 1995; Kramer y cols., 1999). En seres humanos el ligamento rotuliano tiene la misma apariencia ecográfica que en la especie canina, variando ligeramente en su forma, ya que en individuos deportistas aparece con forma cónica, mientras que en personas sedentarias tiene forma de cinta (Richardson y cols., 1988). En nuestro caso, observamos el ligamento rotuliano con forma de cinta y presentaba prácticamente el mismo grosor en toda su extensión, mientras que otros autores afirman que el ligamento rotuliano es más ancho a nivel proximal, en el margen distal de la rótula (Kramers y cols., 1999). Inmediatamente craneal al ligamento rotuliano se localizó la fascia superficial y profunda, que presentó mayor grosor en aquellos perros que tenían un mayor depósito de tejido graso en la fascia superficial (Reed y cols., 1995). El cuerpo adiposo infrarrotuliano se visualizó caudal al ligamento rotuliano, pobremente demarcado y con una ecogenicidad media superior a la del ligamento rotuliano, en la zona más profunda que rodea a los ligamentos cruzados el tejido adiposo presentó mayor ecogenicidad (Kramer y cols., 2000).

El ligamento cruzado craneal se localizó con la articulación en flexión máxima y rotando la sonda 20° hacia lateral desde la posición inicial (Reed y cols., 1995; Kramer y cols., 1999; Gnudi y Bertoni, 2001) presentó forma de cinta hipoecogénica menor respecto al ligamento rotuliano. Esto se debe a que los ultrasonidos no interceden de manera perpendicular con las fibras del ligamento cruzado craneal dado que éste lleva un curso inclinado en el interior de la articulación y por ello el transductor detecta menor cantidad de ultrasonidos reflejados (Reed y cols., 1995; Kramer y cols., 1999). El ligamento cruzado craneal se observó de manera evidente en un 83'3% de los casos (25/30) extendiéndose desde el área intertubercular central de la tibia hasta la fosa intercondilar del fémur rodeado por el cuerpo adiposo infrarrotuliano hiperecogénico.

En el resto de articulaciones (5/30) (16'7%) que procedían de animales de tamaño mediano (5/18) (27'7%) el ligamento cruzado craneal no se apreció en toda su extensión, tan solo en el lugar de fijación a nivel de la tibia, por lo que el factor determinante para la visualización del ligamento cruzado craneal en su totalidad es el tamaño del animal (Reed y cols., 1995).

Kramer y colaboradores en 1999 realizaron un estudio ecográfico de la articulación de la rodilla, utilizando un transductor similar al nuestro de 7'5MHz electrónico y lineal, en el que examinaron las rodillas de 58 perros sin alteraciones y de 127 perros con alteraciones clínicas o radiológicas en la rodilla, de los cuales 37 tenían rotura del ligamento cruzado craneal. En sus exámenes observaron que cuando la lesión era crónica se visualizaban las terminaciones del ligamento irregulares e hiperecogénicas especialmente en el punto de fijación del ligamento en la tibia, ya que su punto de fijación al fémur resulta más difícil de visualizar. Cuando la rotura era reciente no se podían distinguir. Por otro lado en perros de tamaño pequeño, no se especifica el peso, no pudieron identificar el ligamento cruzado craneal debido al tamaño de la articulación y al de la sonda. Otros autores realizaron exámenes ecográficos en 46 rodillas de perros de razas gigantes con rotura del ligamento cruzado craneal, utilizando un transductor mecánico sectorial de 7'5MHz al que habían incorporado una almohadilla con gel acústico y se observó la rotura del ligamento cruzado craneal en 9 de las 46 articulaciones (19'6%) (Gnudi y Bertoni, 2001). Estos resultados pueden deberse a que una sonda sectorial mecánica ofrece una resolución menor que la que se obtiene con un transductor electrónico lineal, y además el uso de una almohadilla en la sonda para evaluar la articulación de la rodilla en perros grandes y gigantes puede ocasionar reverberaciones a nivel del espacio articular produciendo artefactos (Kramer y cols., 1999).

Para visualizar el ligamento cruzado caudal la articulación de la rodilla se colocó en extensión máxima rotando la sonda 15° hacia medial (Kramer y cols., 1999), de esta forma se localizó en 12 de las 30 articulaciones (46'6%), todas las de perros de tamaño grande. Se observó como una banda de la misma ecogenicidad que el cruzado craneal, localizándose en el punto de fijación a la superficie lateral del cóndilo medial del fémur,

dirigiéndose paralelo a éste, hacia la escotadura poplíteica de la tibia. En las 18 rodillas restantes (11/30) (36'6%) procedentes de perros de tamaño mediano con un peso comprendido entre los 10 y los 20 Kg., también pudimos visualizarlo pero posicionando la rodilla en flexión máxima tal y como habíamos localizado el ligamento cruzado craneal (Reed y cols., 1995). Ambos ligamentos se observaron en el mismo plano de corte, formando una "V" siendo el ligamento cruzado caudal el que se dirigía hacia el fémur.

Presentaron la misma ecogenicidad y el ligamento cruzado craneal tenía un grosor ligeramente superior al del ligamento cruzado caudal el cual fue claramente evidenciable en 11 de las 18 rodillas, mientras que en las 7 restantes aunque el ligamento cruzado caudal se localizó, no se pudo visualizar tan claramente por el reducido espacio intercondilar, lo cual coincide en parte con los resultados obtenidos por Kramer y colaboradores (1999) que utilizando en sus trabajos transductores electrónicos lineales de 7'5MHz como el que hemos empleado en nuestro estudio, afirman que el ligamento cruzado caudal solo se puede evaluar en perros de tamaño grande o gigante con la rodilla en flexión completa, y que en perros de tamaño pequeño, debido a que el espacio entre los cóndilos del fémur es muy estrecho, existe superimposición de artefactos que provocan que el ligamento cruzado caudal no sea visible.

Estos mismos autores afirman un año después que las lesiones que afectan al ligamento cruzado caudal no se pueden identificar ecográficamente (Kramer y cols., 2000). En un estudio ecográfico realizado en 8 rodillas de perros de razas de tamaño grande (peso medio de 25'2 Kg.) en el que emplearon una sonda mecánica sectorial de 7'5MHz, el ligamento cruzado caudal fue visualizado tan sólo en el 50% de los casos en el lugar de fijación al fémur (Reed y cols., 1995).

Para el estudio de la región lateral la articulación se flexionó al máximo y el transductor se colocó lateralmente al ligamento rotuliano, tomamos como referencias proximal y distal las superficies hiperecogénicas de los cóndilos laterales del fémur y de la tibia encontrando entre dichas referencias el menisco lateral (Reed y cols., 1995; Kramer y cols., 2000). El menisco se visualizó como una estructura de forma triangular con una ecotextura homogénea e hipoecogénica comparada con la del ligamento rotuliano (Reed y cols., 1995; Kramer y cols., 1999). En seres humanos, los meniscos se

observan de manera similar en forma y ecogenicidad (Richardson y cols., 1988). En nuestro estudio el menisco lateral pudo ser evaluado en todos los animales incluyendo a los del grupo de tamaño mediano, con peso inferior a 20 Kg., sin embargo hay autores que afirman que en perros con pesos inferiores a 20 Kg. no es posible identificar los meniscos con un transductor electrónico lineal de 7.5MHz debido a que el espacio articular es demasiado estrecho y existen demasiados artefactos superponiéndose (Kramer y cols., 1999).

El tendón de origen del músculo extensor digital largo (MEDL) fue evaluado en esta región posicionando la rodilla en flexión de 60 a 90° y colocando la sonda sobre el músculo tibial craneal realizando cortes sagitales. Dicho tendón se observó como una estructura alargada, de ecogenicidad menor a la del ligamento rotuliano, delimitado por una vaina hiperecogénica, que corresponde a la membrana sinovial del receso para dicho tendón, en dirección a la fosa extensora del fémur, por lo que proximalmente se visualizaba inmediatamente superficial al menisco lateral. Reed y colaboradores en 1995 realizaron un estudio ecográfico de la rodilla en perros grandes en el que emplearon un transductor mecánico sectorial de 7.5MHz y no pudieron visualizar el tendón del MEDL en ningún individuo ante-mortem; tan sólo lo identificaron en una de las articulaciones en un baño de agua, como una estructura hipoeecogénica inmediatamente superficial al menisco lateral. El tendón de origen del MEDL es una estructura muy delgada que identificamos en todos los casos, pero que observamos con total claridad en 19 extremidades de 30 (63.3%) siendo independiente el tamaño y la edad de los animales en los que no se visualizó con tanta facilidad. Sin embargo hay autores que consideran, que la estructura hipoeecogénica alargada que se localiza sobre el menisco lateral corresponde al tendón de origen del músculo poplíteo (Kramer y cols., 1999). En seres humanos el tendón del músculo poplíteo se observa atravesando la base del menisco lateral, en la porción medial o posterior de dicho menisco, pero no en su superficie (Richardson y cols., 1988).

La región medial se estudió de la misma forma que la lateral pero colocando el transductor medialmente al ligamento rotuliano y realizando cortes sagitales. En este caso las referencias proximal y distal fueron los cóndilos mediales del fémur y de la tibia respectivamente entre las que se visualizó el menisco medial (Reed y cols., 1995;

Kramer y cols., 2000). Al igual que el menisco lateral, el medial presentó una forma triangular homogénea aunque ligeramente más hipocogénica que la que presenta el menisco lateral.

Los desgarros parciales o completos de los meniscos son difíciles de evidenciar ecográficamente (Kramer y cols., 1999), mientras que cuando éstos sufren cambios crónicos degenerativos presentan una apariencia ecográfica característica, ya que se visualizan con ecogenicidad heterogénea con un patrón mixto de áreas hipo e hiperecogénicas en su interior (Kramer y cols., 2000).

Lo que se observa de los meniscos en una ecografía y accediendo desde las regiones lateral y medial son sus extremos craneales, ya que los extremos caudales de los mismos no se pueden evaluar desde la posición en la que se coloca la sonda como se ha descrito para las regiones lateral y medial. En seres humanos la porción/cuerno caudal de los meniscos se evalúa colocando la sonda en la región caudal de la articulación, pero en la especie canina no se ha encontrado una ventana acústica para visualizar ninguna estructura anatómica intraarticular desde la región caudal de la rodilla y lo único que se puede identificar son los músculos (Reed y cols., 1995).

Kramer y colaboradores (1999) en un estudio ecográfico de la rodilla canina examinaron caudalmente la articulación colocando el transductor en el hueco poplíteo y con la rodilla ligeramente flexionada. De esta forma evaluaron las porciones caudales de los músculos poplíteo y gastronemio y el cuerno caudal de los meniscos y concluyeron que en la especie canina el estudio de esta región no producía resultados satisfactorios en cuanto a la visualización de los meniscos, por lo que opinan que realizar un diagnóstico de una alteración a nivel de estas estructuras es una de las cosas más difíciles de interpretar cuando se estudia ecográficamente la articulación de la rodilla, porque no se puede visualizar el menisco en su totalidad. Estableciendo el estudio ecográfico de esta región que denominaron como región caudal, junto a las regiones que nosotros hemos estudiado, estandarizaron el examen ecográfico de la rodilla canina para acceder a las estructuras intraarticulares (Kramer y cols., 1999).

La cápsula articular y los ligamentos colaterales de la articulación de la rodilla no se visualizaron en ningún caso, coincidiendo con los resultados obtenidos por diferentes autores (Reed y cols., 1995; Gnudi y Bertoni, 2001) incluso utilizando una almohadilla acoplada al transductor (Kramer y cols., 1999) debido a que son estructuras muy superficiales y de escaso tamaño (Richardson y cols., 1988). Por lo tanto, son necesarios nuevos estudios para saber si los ligamentos colaterales y la cápsula articular podrían diferenciarse utilizando transductores lineales de mayor frecuencia (Kramer y cols., 1999).

5. 4. ESTUDIO DE LAS IMAGENES DE RESONANCIA MAGNETICA

El empleo actual de la IRM en medicina veterinaria es aún muy limitado, debido a la escasa disponibilidad de los equipos y el elevado coste de las exploraciones (Widmer y cols., 1991). Sin embargo está comenzando a ser la técnica de diagnóstico por imagen de elección para el estudio del cartílago articular, los meniscos y los ligamentos de las articulaciones sinoviales (Widmer y cols., 1994). La resolución y el detalle que la IRM ofrece de los tejidos blandos de la rodilla es mayor que con la radiología convencional (Carrig, 1997; Baird y cols., 1998a). Debido a esta capacidad de visualizar estructuras intraarticulares, la IRM ha reemplazado a la artrografía de la rodilla en seres humanos, además es una técnica no invasiva y no utiliza radiación ionizante (Reicher y cols., 1987).

Para estudiar cambios óseos, malformaciones y fracturas que afecten a las superficies articulares de la rodilla, se puede realizar un examen de tomografía computerizada (TC), sin embargo, para el diagnóstico de cambios no óseos como efusión articular, artropatías, roturas parciales o totales de los ligamentos cruzados, daños en los meniscos y lesiones del cartílago articular, la IRM es un método altamente sensible que debe ser considerado como una alternativa a procedimientos invasivos como la artroscopia (Asseheuer y Sager, 1997).

La IRM ofrece la posibilidad de evaluar tejidos duros y blandos del sistema musculoesquelético, además tiene la habilidad de enfatizar un tipo particular de tejido

blando según el pulso de frecuencia por el que se opte lo cual no es posible con TC (Widmer y cols., 1991; Rodríguez y cols., 1999). Una de las limitaciones de la IRM en sus aplicaciones en el sistema musculoesquelético es su incapacidad para visualizar directamente el calcio (Hartzman y cols., 1987). En este aspecto se complementa con la TC ya que es extremadamente sensible a la presencia de pequeñas cantidades de calcio, por ello, un estudio con IRM debe acompañarse de radiografías simples (Widmer y cols., 1991).

Los equipos de RM pueden disponer de un campo magnético (CM) alto, medio o bajo dependiendo de la potencia del mismo (Baird y cols., 1998a). Las ventajas de los equipos con CM medio y bajo incluyen entre otras, un mejor contraste entre los tejidos, disminución de artefactos por desplazamiento químico y menor sensibilidad al movimiento (Baird y cols., 1998a). Un equipo con CM bajo es aquel que utiliza menos de 0'15 T (Rothschild y cols., 1988). Tienen como desventajas el requerir un largo tiempo de adquisición de las imágenes, ya que necesitan al menos 9 minutos para obtener una secuencia de imágenes, y presentan una limitación en cuanto a la selección del grosor de los cortes, que no puede ser inferior a 3'5mm, lo cual supone un inconveniente especial cuando se realizan estudios de IRM en perros de raza pequeña, gatos u otros animales de pequeño tamaño (Baird y cols., 1998a). Nosotros hemos utilizado en este trabajo una unidad de RM con un CM medio de 0'5 T evitando así las desventajas que presentan los CM bajos. El tiempo total empleado en adquirir las imágenes varió de 3 a 6 minutos aproximadamente y el grosor de los cortes varió en función del plano de corte entre 3 y 4'5 mm.

En estudios de IRM del sistema musculoesquelético, la selección de las secuencias de pulsos de radiofrecuencia (RF) depende de la región a examinar, el diagnóstico provisional, el tiempo disponible para realizar el estudio y las preferencias del radiólogo (Widmer y cols., 1994). En una IRM de una articulación sinovial como la rodilla, se evalúan de manera simultánea diferentes tipos de tejidos, las secuencias elegidas generalmente son las secuencias espín eco (SE) que potencian las características de T1 y T2 ya que ofrecen información complementaria (Widmer y cols., 1994). Las imágenes SE potenciadas en T1 se adquieren rápidamente y se caracterizan por tener una gran relación señal-ruido, lo cual produce un detalle anatómico excelente

(Widmer y cols., 1994; Baird y cols., 1998a). Por otro lado, las imágenes SE potenciadas en T2 requieren un largo tiempo de adquisición, ofrecen un pobre detalle anatómico (Widmer y cols., 1994) y aunque realzan el contraste entre el líquido sinovial y el cartílago hialino ofreciendo un efecto de artrograma, presentan una baja definición entre el cartílago articular y el hueso subcondral (Carrig, 1997).

Una alternativa a las secuencias SE es la secuencia en eco de gradiente (EG), que tiene como ventajas el bajo tiempo necesario para adquirir las imágenes, una relación señal-ruido favorable y además ofrece una señal intensa del cartílago articular normal (Widmer y cols., 1994). Pueden ser potenciadas en T1 (EG-T1) cuando los líquidos en reposo salen hipointensos y potenciadas en T2* (EG-T2*) cuando los líquidos salen hiperintensos (Gili, 1993). Este tipo de secuencias es deseable en el estudio de huesos y articulaciones ya que se logra un gran contraste entre el hueso trabecular, de baja señal por la susceptibilidad magnética que disminuye el T2*, y el cartílago, sin problemas de susceptibilidad y en general de alta señal en secuencias EG (Ruggieri, 1999).

Baird y colaboradores (1998a) eligieron en su estudio de IRM de la rodilla canina la secuencia en eco de gradiente potenciada en T1 (EG-T1) para reducir el tiempo de adquisición de las imágenes y porque pudieron seleccionar un grosor de corte menor que el que hubiera sido posible utilizando una técnica tradicional en SE.

En este trabajo hemos utilizado dos tipos diferentes de secuencias, en primer lugar adquirimos las imágenes empleando una secuencia SE potenciada en T1 para visualizar las diferentes estructuras con el máximo detalle anatómico, y posteriormente utilizamos una secuencia en eco de gradiente potenciada en T2* para realzar el contraste entre el cartílago articular y el hueso subcondral, obteniendo de esta forma las ventajas de ambos tipos de secuencia.

Empleamos una bobina de muñeca humana ya que la antena receptora debe colocarse lo más cerca posible de la zona a explorar (Gili, 1993). Así, se produce una relación señal-ruido máxima y la mejor resolución espacial (Banfield y Morrison, 2000). En un estudio de IRM de la rodilla canina en el que utilizaron diferentes bobinas

de extremidades, se concluyó que la bobina de muñeca era la que mejores imágenes producía porque se acoplaba de manera más estrecha a la rodilla de los perros (Banfield y Morrison, 2000).

Aunque la mayoría de los trabajos sobre IRM en rodilla canina emplean los planos de corte sagital y dorsal (Asseheuer y Sager, 1997; Baird y cols., 1998a; Banfield y Morrison, 2000), nosotros decidimos obtener imágenes en los tres planos de corte estándar, sagital, dorsal y transversal (Widmer y cols., 1991; Widmer y cols., 1994) para conseguir la máxima información posible de las diferentes estructuras de la articulación.

El cartílago articular presentó una intensidad de señal intermedia en las imágenes SE potenciadas en T1 (SE-T1), hipointenso comparado con la grasa (Baird y cols., 1998a). En las imágenes en eco de gradiente potenciadas en T2* (EG-T2*) se visualizó con una intensidad de señal alta, isointensa con respecto a la grasa (Widmer y cols., 1994) lo que permitió su mejor identificación al presentar mayor contraste con el hueso subcondral que en ambas secuencias se observaba como una línea oscura con ausencia de señal (Widmer y cols., 1991). Esto se debe a que el cartílago articular contiene colágeno tipo II con alta afinidad por el agua y es una fuente de protones abundante, caracterizándose por ello, en tener una señal de RM fuerte (Widmer y cols., 1994). El cartílago articular de la tibia se observó en los planos parasagittales laterales y mediales, y en el plano dorsal en el corte a nivel de los cóndilos del fémur y a nivel de la eminencia intercondilar de la tibia, no visualizándose en el plano transversal (Widmer y cols., 1994). En el caso del fémur, se observó en los tres planos de corte, en los planos sagital y dorsal a nivel de los cóndilos y en el plano transversal en la zona de la tróclea del fémur (Widmer y cols., 1994). Para ciertos autores la técnica de introducir un contraste paramagnético en la articulación, denominada IRM artrográfica, es la técnica más adecuada para diagnosticar estadios tempranos de anomalías cartilaginosas debido a que mejoran el contraste entre el cartílago articular y el material de contraste (Banfield y Morrison, 2000), sin embargo también se piensa que la secuencia óptima para detectar lesiones del cartílago articular está aún por determinar (Carrig, 1997).

El ligamento rotuliano presentó una señal de intensidad muy baja, casi nula en los dos tipos de secuencia (Baird y cols., 1998a), aunque en las imágenes SE-T1 se

visualizó mejor porque las estructuras adyacentes tenían una elevada intensidad de señal produciendo un contraste mayor con el ligamento rotuliano. Se estudió en los planos de corte sagital y transversal aunque el plano sagital medio es el más adecuado para verlo en toda su extensión (Assheuer y Sager, 1997; Baird y cols., 1998a; Banfield y Morrison, 2000). Debido a que es una estructura de poco grosor y muy superficial no se visualizó en el plano de corte dorsal.

La rótula se observó de manera clara en los tres planos de corte siendo el sagital en el que se visualiza mejor su morfología (Baird y cols., 1998a; Banfield y Morrison, 2000). En las imágenes SE-T1 presenta una intensidad de señal intermedia, menor a la de la grasa (Baird y cols., 1998a) pero mayor a la del ligamento rotuliano, mientras que en las imágenes EG-T2* se observa con una intensidad menor, prácticamente similar a la del ligamento rotuliano por lo que la visualización de los bordes de estas estructuras contiguas resultaba más dificultosa. La rótula en ambas secuencias está demarcada por una línea de intensidad de señal nula correspondiente al hueso cortical (Baird y cols., 1998a).

Los meniscos son estructuras fibrocartilaginosas que contienen fibras de colágeno tipo I, el cual tiene menos afinidad por el agua que el tipo II, produciendo una señal en RM poco intensa (Widmer y cols., 1994). Presentan una tonalidad isointensa con respecto al ligamento rotuliano en los dos tipos de secuencia utilizadas SE-T1 y EG-T2* (Baird y cols., 1998a) al igual que ocurre en la especie equina (Holcombe y cols., 1995) y en los humanos (Hartzman y cols., 1987). El estudio completo de los meniscos se realiza combinando las imágenes obtenidas en los planos de corte sagital y dorsal (Banfield y Morrison, 2000), debido a su morfología, a su tamaño y al grosor de corte, no se visualizaron con claridad en el plano transversal. Banfield y Morrison (2000) realizaron un estudio en el que comparaban la visualización de las diferentes estructuras de la rodilla canina mediante IRM previa y posteriormente a la introducción de un contraste paramagnético, gadolinio, en la articulación, técnica conocida como IRM artrográfica. Esta técnica ofreció un excelente contraste entre los meniscos y el gadolinio intraarticular, y fueron capaces de visualizar pequeños cambios de señal e irregularidades en las superficies de los meniscos, aunque muchos de esos cambios fueron parcialmente identificados en las IRM sin contraste.

En 1998 se realizó un estudio en pacientes humanos que habían sido sometidos anteriormente a una cirugía reparadora de los meniscos mediante artroscopia, dicho estudio consistía en comparar la eficacia de la artrografía tradicional y de la IRM en revelar si existía cicatrización parcial o fallo en la cicatrización de los meniscos, observando en sus resultados que la IRM presentaba mayor sensibilidad en determinar el estado fisiológico de los meniscos que la artrografía, aunque ésta también resulta bastante precisa (Van Trommel y cols., 1998).

Los ligamentos cruzados al igual que el ligamento rotuliano, los tendones y los meniscos, son estructuras fibrocartilagosas y presentan una intensidad de señal baja en los dos tipos de imágenes SE-T1 y EG-T2* similar a la del ligamento rotuliano (Widmer y cols., 1994; Baird y cols., 1998b). Tanto en la especie equina (Holcombe y cols., 1995) como en seres humanos (Hodler y cols., 1992) se observan con la misma intensidad de señal. Los planos de corte sagital y dorsal son los que más información ofrecen de ambos ligamentos cruzados (Assheuer y Sager, 1997, Baird y cols., 1998a; Banfield y Morrison 2000) aunque nosotros los visualizamos también en el plano transversal. Assheuer y Sager (1997) aconsejan modificar la orientación del plano de corte sagital para demostrar los ligamentos cruzados en toda su longitud, rotando el eje $+12^\circ$ para el ligamento cruzado craneal y -12° para el ligamento cruzado caudal. Esta graduación fue determinada en perros de raza Beagle y puede por tanto estar sujeto a variaciones en otras razas (Assheuer y Sager, 1997). En el caso de seres humanos el plano sagital se orienta a lo largo del ligamento cruzado anterior que se inclina unos 10 a 15° sobre el eje sagital directo (Resnick y Kang, 1997). Esta inclinación se aplicó también en un estudio realizado en la rodilla canina en el que realizaron cortes en el plano sagital, aunque también se puede conseguir rotando la extremidad del animal hacia lateral (Banfield y Morrison 2000). En otro trabajo de IRM sobre la articulación de la rodilla en la especie equina, afirman que los ligamentos cruzados se visualizan mejor en el plano de corte oblicuo 15° hacia lateral que en el plano de corte sagital (Holcombe y cols., 1995). Nosotros realizamos los cortes del plano sagital ligeramente oblicuos, tomando como referencia en la película de reconocimiento en corte transversal, la cara medial del cóndilo lateral del fémur. De esta forma visualizamos los dos ligamentos cruzados en la zona intercondilar aunque no en toda su extensión debido

a la dirección que presentan ambos ligamentos, difiriendo de los resultados obtenidos por Baird y colaboradores en 1998 en su trabajo de IRM de la rodilla canina, en el que observaron el ligamento cruzado caudal en el plano sagital medio mientras que el ligamento cruzado craneal tan solo pudo ser visto en imágenes secuenciales en el plano sagital debido a su angulación oblicua en el interior de la articulación, siendo necesarias técnicas de reconstrucción oblicua para visualizarlo en toda su longitud.

En pacientes humanos de avanzada edad se ha constatado que los ligamentos cruzados presentan una intensidad de señal mayor debido a los cambios degenerativos que éstos sufren con la edad (Hodler y cols., 1992). En este estudio no hemos encontrado diferencias en los ligamentos cruzados de los animales debido a que ninguno de ellos era de edad madura.

Utilizando un contraste paramagnético intraarticular los ligamentos cruzados craneal y caudal son reconocidos más fácilmente que sin la presencia del contraste (Banfield y Morrison, 2000).

El tendón de origen del músculo extensor digital largo (MEDL) apenas ha sido descrito en la literatura consultada. Pudimos observarlo en los tres planos de corte, siendo los planos sagital y dorsal los más indicados para su estudio al poder visualizarlo en toda su extensión. Tanto en las imágenes SE-T1 como en las EG-T2* presentó la misma intensidad de señal, hipointensa similar a la de los ligamentos cruzados (Assheuer y Sager, 1997). En las IRM de la rodilla equina el tendón de origen del MEDL fue también identificado en los tres planos de corte junto con el tendón peroneo “tertius”, aunque debido a que la RM fue realizada en extremidades de cadáveres dentro de las 24 horas tras la eutanasia, en las imágenes del plano sagital y dorsal aparecieron con un aspecto flácido (Holcombe y cols., 1995), algo que no nos sucedió a nosotros, por lo que pensamos que pueda ser debido a que realizamos el estudio de RM en las 2 horas posteriores a la eutanasia.

Fitch y colaboradores (1997) describieron un caso clínico de una avulsión del tendón de origen del MEDL en un perro y compararon la radiografía simple, la tomografía computerizada (TC) y la IRM para la visualización de la lesión. En las

imágenes de RM potenciadas en T1 observaron un defecto óseo en el cóndilo lateral del fémur al nivel de la fosa extensora, la intensidad de señal adyacente al defecto óseo estaba disminuida indicando esclerosis, siendo estos signos sugestivos de una fractura por avulsión. También existía una disminución de la intensidad de la señal en el área de la porción proximal del músculo extensor digital largo, debido a un incremento de líquido sinovial en el receso sinovial que parcialmente rodea al tendón del MEDL y que es una extensión de la cavidad articular de la rodilla. Las radiografías convencionales fueron altamente sugestivas de que existía una avulsión de dicho tendón y la TC confirmó la localización de opacidades óseas en el aspecto craneolateral de la articulación haciendo que la avulsión fuera la lesión más probable de este paciente. Sin embargo la IRM fue una herramienta diagnóstica no invasiva muy superior, que indicó la localización de la lesión visualizando el propio tendón de origen del MEDL y proporcionando información de las estructuras asociadas y en este caso se pudo diferenciar la avulsión del tendón de origen del MEDL de una lesión en el ligamento colateral lateral mediante planos de corte transversal y dorsal (Fitch y cols., 1997).

El cuerpo adiposo infrarrotuliano presentó una elevada intensidad de señal en las imágenes SE-T1, mientras que en las imágenes EG-T2* la intensidad de señal aunque alta era menor que en las primeras (Widmer y cols., 1991). Se visualizó con claridad en los planos de corte sagital y transversal (Baird y cols., 1998a).

Los ligamentos colaterales se identificaron en el plano de corte transversal (Fitch y cols., 1997) y en el dorsal siendo éste el mejor para evaluarlos (Baird y cols., 1998a; Banfield y Morrison, 2000). En el plano sagital no pudieron visualizarse debido a su localización y a que se trata de estructuras muy superficiales y de pequeño grosor. Presentaban forma de bandas hipointensas, isointensas comparadas con los ligamentos cruzados, en los dos tipos de secuencia utilizadas (Baird y cols., 1998a). En la especie equina también han sido descritos en la región media de la articulación en el plano dorsal, con intensidad de señal baja (Holcombe y cols., 1995).

El plano dorsal fue el idóneo para el estudio del ligamento meniscofemoral tanto en la especie canina (Baird y cols., 1998a; Banfield y Morrison, 2000) como en la equina (Holcombe y cols., 1995). Nosotros también pudimos estudiarlo en los planos

sagital y transversal. Al igual que el resto de ligamentos de la articulación presentó una intensidad de señal baja en los dos tipos de secuencia, SE-T1 y EG-T2* (Baird y cols., 1998a; Banfield y Morrison, 2000).

El tendón de origen del músculo poplíteo puede ser confundido como parte del menisco lateral y la separación entre ambas estructuras considerada erróneamente como un desgarro del menisco (Baird y cols., 1998a). Banfield y Morrison (2000) que realizaron un estudio de IRM artrográfica de la rodilla canina afirman que esta técnica permitió la visualización de la anatomía del tendón de origen del músculo poplíteo en el plano sagital, y que no se había descrito previamente en IRM sin contraste. Nuestros resultados muestran el tendón de origen del músculo poplíteo junto con el hueso sesamoideo poplíteo en los planos sagital, dorsal y transversal, siendo éste último en el que se vio mayor extensión del mismo, sin necesidad de un contraste paramagnético en el interior de la articulación, al igual que lo hicieron Baird y colaboradores en 1998.

La interpretación de las imágenes en IRM comienza, como en cualquier otra técnica de diagnóstico por imagen, por un exhaustivo conocimiento de la anatomía de la región examinada, teniendo en cuenta que se pueden obtener imágenes en cualquier plano anatómico del paciente (Shores, 1993b), por lo que se debe tener un entrenamiento previo en el conocimiento de la anatomía normal tridimensional y por secciones (Dennis, 1996).

En medicina veterinaria se han realizado estudios en los que se comparan las IRM con secciones anatómicas de la articulación de la rodilla en diferentes especies como la equina (Holcombe y cols., 1995) y la canina (Baird y cols., 1998a). Sin embargo en esta última, que es la que nos ocupa en este trabajo, no se ha comparado con anterioridad las IRM con las secciones anatómicas correspondientes en los tres planos de corte estándar, sagital, dorsal y transversal y en dos potenciaciones diferentes.

El material anatómico es a menudo utilizado como guía para la interpretación de estudios de RM (MacKenzie y cols., 1994). Nosotros hemos realizado un estudio de correlación directa, ya que las imágenes de RM se obtuvieron a partir de extremidades de animales eutanasiados y fueron las mismas piezas las que luego se seccionaron en los

mismos planos de las IRM (MacKenzie y cols., 1994). La correlación indirecta se utiliza más comúnmente ya que su realización resulta mucho más fácil al comparar secciones de piezas anatómicas con IRM de animales vivos (MacKenzie y cols., 1994). Las razones de correlacionar IRM con secciones anatómicas son varias; generalmente el objetivo es ofrecer referencias anatómicas básicas y material docente realizando atlas (MacKenzie y cols., 1994). Otro objetivo incluye la investigación de características de intensidades de señal de diferentes tejidos, la validación de la interpretación de las imágenes y la demostración de la capacidad técnica de la secuencia, es decir, que sea anatómicamente representativa (MacKenzie y cols., 1994). Nosotros realizando la correlación directa, hemos querido equiparar las IRM de la articulación de la rodilla del perro con las secciones anatómicas en cortes transparentes, en los tres planos de corte estándar, sagital, dorsal y transversal identificando la totalidad de las estructuras propias de esta articulación.

Por otro lado también hemos utilizado los cortes anatómicos para correlacionarlos con las imágenes ecográficas, lo cual no se había hecho con anterioridad en la especie canina y hace mucho más sencillo interpretar e identificar las diferentes estructuras intraarticulares que se visualizan en una ecografía de la rodilla canina.

Todas las secciones anatómicas fueron sometidas a un proceso de plastinación (Von Hagens, 1979, Latorre y cols., 2002a), mediante el cual las preparaciones anatómicas se impregnan de una selección de polímeros curables, resinas epoxi, para obtener especímenes robustos, inodoros y no tóxicos que mantienen su superficie y coloración original así como su detalle celular microscópico (Von Hagens y cols., 1987). De esta forma, disponiendo de las secciones plastinadas no es necesario recurrir a las tradicionales preparaciones formoladas que resultaban tóxicas y se deterioraban con rapidez, para facilitar el estudio de las IRM (Latorre y cols., 2002b) y de las imágenes ecográficas.

6. CONCLUSIONES

6. CONCLUSIONES

De los resultados obtenidos y bajo las condiciones de nuestra experiencia, podemos deducir las siguientes conclusiones:

1) La combinación idónea de concentración y volumen de iohexol como medio de contraste, para realizar el estudio artrográfico de la rodilla canina fue de 300 mgI/ml y 0,4 ml/cm de grosor mediolateral de la articulación.

2) La artrografía de la rodilla canina utilizando iohexol a dosis de 0,4 ml/cm de grosor a una concentración de 300 mgI/ml permite evaluar en la proyección caudocraneal: los meniscos, los ligamentos cruzados craneal y caudal, el receso distal para el tendón de origen del m. extensor digital largo, la superficie del cartílago articular de los cóndilos del fémur y la cápsula articular hasta el minuto 10 tras la administración del contraste. En la proyección mediolateral se identificaron los ligamentos cruzados craneal y caudal, el contorno del cuerpo adiposo infrarrotuliano, el receso suprarrotuliano y el receso distal para el tendón de origen del m. extensor digital largo, hasta el minuto 15 tras la introducción del contraste.

3) Los efectos inflamatorios que el iohexol origina en el líquido sinovial representados por un aumento en la celularidad, son mínimos y remiten a valores dentro de los rangos normales a los 3 días después de realizar la artrografía.

4) El estudio ecográfico permitió la evaluación del tendón de inserción del m. cuádriceps femoral, la superficie del cartílago articular del fémur, el ligamento rotuliano, los ligamentos cruzados, los meniscos y el tendón de origen del m. extensor digital largo. Las estructuras más ecogénicas fueron las superficies óseas y articulares, mientras que meniscos y ligamentos resultaron hipoecogénicos, siendo el ligamento rotuliano el que mayor ecogenicidad presentaba. Todas las estructuras evaluadas en el examen ecográfico fueron identificadas y correlacionadas con las secciones anatómicas macroscópicas.

5) La IRM es el método de diagnóstico por imagen que mayor información ofreció de los componentes articulares al ofrecer un mayor detalle anatómico. Los ligamentos cruzados, el ligamento rotuliano, así como tendones, meniscos y hueso subcondral, presentaron una intensidad de señal baja tanto en la potenciación SE-T1 como en la EG-T2*, siendo el ligamento rotuliano el que menor intensidad de señal presentaba. El cartílago articular se visualizó hipointenso, similar a los meniscos en la secuencia SE-T1, mientras que fue la estructura más hiperintensa en las imágenes EG-T2*. Todas las estructuras fueron correlacionadas e identificadas de forma directa con las secciones anatómicas en los diferentes planos de corte, sagital, dorsal y transversal.

7. RESUMEN

7. RESUMEN

En la especie canina, la rodilla es la articulación que más frecuentemente presenta alteraciones, siendo las patologías de los ligamentos y meniscos las más comunes, asociadas a cambios degenerativos articulares secundarios. Para evaluar las estructuras que componen la rodilla y poder diagnosticar dichas alteraciones podemos emplear numerosas técnicas de diagnóstico por imagen como la artrografía, ecografía así como estudios de imagen por resonancia magnética (IRM). La artrografía de la rodilla, es una técnica fácil de realizar y económica, mientras que el resto de métodos son más sofisticados y necesitan una mayor inversión para llevarlos a cabo. Los estudios artrográficos se han empleado durante años en medicina humana, especialmente para el diagnóstico de lesiones en meniscos y ligamentos cruzados. Sin embargo, en veterinaria existe poca información sobre la técnica de la artrografía y anatomía radiográfica en la articulación de la rodilla porque comúnmente se emplea para el diagnóstico de las osteocondritis disecante de la articulación del hombro.

Otro medio de diagnóstico de utilidad en el diagnóstico de anomalías en cartílagos, meniscos, músculos, tendones y ligamentos, así como de artropatías y neoplasias es la ecografía. La capacidad de los ultrasonidos para ofrecer imágenes de tejidos blandos intraarticulares permite obtener información que puede ser empleada de forma adicional a la imagen radiográfica.

Por último, el estudio por imagen de resonancia magnética (IRM) es una de las técnicas más recientes de diagnóstico por imagen, aunque su empleo actual en medicina veterinaria es aún limitado. Debido a su capacidad de visualizar estructuras intraarticulares es la modalidad de imagen preferida para el estudio del cartílago articular, los meniscos y los ligamentos de las articulaciones sinoviales, además al contrario que la artrografía, la IRM es una técnica no invasiva y no utiliza radiación ionizante.

Uno de los objetivos de este trabajo ha sido desarrollar una técnica de artrografía de la articulación de la rodilla canina, determinando la combinación de concentración y volumen de contraste, así como la efectividad de la artrografía para delimitar las superficies articulares y ligamentos de la articulación de la rodilla. Por otro lado hemos querido describir la anatomía ecográfica y por IRM normal de la rodilla canina y correlacionar de forma directa los cortes anatómicos con las imágenes ecográficas y de RM, para facilitar su interpretación.

Para determinar la concentración y volumen de contraste del estudio artrográfico se realizó una experiencia previa en 3 animales en los que se combinaron diferentes volúmenes y concentraciones de iohexol, contraste iodado hidrosoluble no iónico de baja osmolaridad. La combinación elegida fue la de 0'4ml de iohexol por centímetro de grosor mediolateral de la articulación a una concentración de 300mgI/ml. El estudio artrográfico se llevó a cabo en 12 animales de tamaño mediano y grande, y los disparos se realizaron a los tiempos 0, 3, 5, 10, 15, 20 y 30 minutos tras la administración del contraste en proyecciones lateral y caudocraneal.

De los 12 artrogramas, 11 (91'6%) fueron clasificados como aceptables, resultando diagnósticos hasta el tiempo 10 en la proyección caudocraneal (CdCr) y hasta el 15 en la mediolateral (ML), posteriormente la absorción del contraste se incrementaba no pudiéndose discernir las estructuras articulares. El ligamento cruzado craneal, el receso suprarrotuliano y el cartílago articular de los cóndilos del fémur se clasificaron como obvios, claramente delineados y accesibles para la evaluación radiográfica, mientras que el resto de estructuras articulares fueron visualizadas y resultaron distinguibles y eventualmente accesibles para la evaluación radiográfica. No se encontraron diferencias significativas ($p < 0'05$) entre los dos grupos de animales.

Ningún animal presentó signos de dolor o inflamación de la articulación ni cojera de la extremidad en la que se había realizado la artrografía a las 24 horas, ni tampoco en los cinco días posteriores a la inyección del medio de contraste. La celularidad de las muestras de líquido sinovial aumentó de manera significativa en el día posterior a la inyección del medio de contraste en todos los casos, mientras que el día 3 se mantuvo elevada en 7 articulaciones (58'3%), y a la semana los valores eran

normales en la totalidad de las muestras. Los días 1 y 3 después de realizar la artrografía, existieron aumentos del volumen en todas muestras de líquido sinovial, mientras que el aspecto turbio, la coloración serohemorrágica y la disminución de la viscosidad sólo se dieron el día 1 posterior a la inyección del medio de contraste. Todos estos cambios del examen físico volvieron a la normalidad el día 7 tras la artrografía

El estudio ecográfico fue llevado a cabo en 30 articulaciones procedentes de 7 animales vivos, a los que 15 días antes se les había realizado el estudio artrográfico, y de 8 cadáveres en los que el examen ecográfico se realizaba inmediatamente después de la eutanasia, al no existir diferencias en las imágenes de los animales vivos y los eutanasiados, se dividieron en dos grupos según su tamaño, grupo de razas grandes y grupo de razas medianas. Empleamos un transductor electrónico lineal de alta frecuencia (7'5MHz) y dividimos la articulación en cuatro regiones: suprarrotuliana, infrarrotuliana, lateral y medial. Las estructuras anatómicas normales que visualizamos incluyen al ligamento rotuliano hipocogénico con un peritendón hiperecogénico, los meniscos, los ligamentos cruzados y el tendón del músculo extensor digital largo, todos ellos hipocogénicos con respecto al ligamento rotuliano y el cartílago articular de los cóndilos del fémur que se visualizó como una línea hipocogénica lisa entre dos interfases hiperecogénicas con sombra acústica.

Para finalizar este trabajo, una vez realizado el examen ecográfico en el grupo de cadáveres, se llevó a cabo el estudio de resonancia magnética (RM) en 4 articulaciones dentro de las 2 horas posteriores a la eutanasia. Utilizamos un equipo de RM de 0'5 T y seleccionamos dos tipos diferentes de secuencias, en primer lugar empleando una secuencia espín-eco (SE) potenciada en T1 para visualizar las diferentes estructuras con el máximo detalle anatómico, y posteriormente utilizamos una secuencia en eco de gradiente potenciada en T2* para realzar el contraste entre el cartílago articular y el hueso subcondral, obteniendo de esta forma las ventajas de ambos tipos de secuencia. Adquirimos las imágenes en los tres planos de corte estándar sagital, dorsal y transversal. Ligamentos, tendones y meniscos presentaron una intensidad de señal baja en los dos tipos de potenciaciones, mientras que el cartílago articular tuvo una señal similar a éstos en las imágenes SE-T1 pero no en las EG-T2* en las que destacaba por su elevada intensidad de señal.

Todas las estructuras de la rodilla canina fueron identificadas en los dos tipos de secuencia y correlacionadas de forma directa con las secciones anatómicas transparentes que posteriormente se sometieron a un proceso de plastinación.

Tras lo todo descrito podemos concluir que la artrografía realizada con iohexol no ofrece un detalle anatómico de todas las estructuras de la rodilla, pero es una técnica que permite la visualización de algunas de ellas como hemos dicho anteriormente y que resulta segura ya que el medio de contraste elegido, iohexol, no produjo cambios inflamatorios en el líquido sinovial pasados 7 días tras la inyección del mismo.

La ecografía también resultó ser un medio de diagnóstico muy útil para evaluar la mayoría de las estructuras intraarticulares de manera no invasiva, mientras que el estudio por IRM ofreció una resolución y detalle de los tejidos blandos de la rodilla superior a la que ofrecen radiología convencional y ecografía, y por lo tanto es el medio de diagnóstico ideal para el examen de alteraciones en la rodilla canina.

8. *SUMMARY*

8. SUMMARY

In dogs, the stifle is the most frequently injured joint, ligamentous and meniscal injuries being the most common, with its associated secondary degenerative changes. Diagnosis of stifle joint disorders is generally based on history of lameness, physical examination and radiography. Diagnostic imaging techniques like arthrography, ultrasonography and magnetic resonance imaging could be used to further evaluate these structures. Knee arthrography is a cheap technique easy to perform, meanwhile all other are more sophisticated and expensive methods. Arthrographic studies have been used along the years in human beings, specially in the diagnosis of meniscal and cruciate ligaments injuries. Canine arthrography of this joint has received little attention in the veterinary literature.

Ultrasound may prove to be useful in the diagnosis of cartilage abnormalities, meniscal tears, muscle, tendon and ligament abnormalities, arthropathies and neoplasia. The ability of ultrasound to image intra-articular soft tissues, allows it to provide additional information that can be used in conjunction with radiography.

Magnetic resonance imaging (MRI) is a valuable diagnostic tool in humans, but is relatively new to veterinary medicine because is an expensive method and few veterinary centers currently have the equipment available. MRI has become the preferred imaging modality for the evaluation of the articular cartilage, menisci and ligaments of synovial joints. Unlike arthrography, MRI is noninterventional and does not require the use of ionizing radiation.

The present study was done to evaluate the technique of stifle arthrography in the dog, to determine the volume and concentration of the contrast material and to determine the accurate evaluation of intra-articular structures and articular surfaces. We also wanted to describe the normal ultrasonographic appearance as well as the normal anatomy by MRI of the canine stifle joint and correlate, by direct correlation, anatomic sections with the ultrasonographic and MR images to facilitate the interpretation of all these images.

Summary

To determine the ideal dose and volume of material contrast, a previous trial was done in 3 healthy Beagle dogs performing 12 arthrograms combining different concentrations and volumes of iohexol, which is an iodinated, hydrosoluble, non ionic contrast of low osmolarity. The dose rate selected was 0.4 ml of the contrast material per centimeter thickness and 300 mg of iodine per ml. The research was carry out in 12 healthy dogs divided in 2 groups of different sizes (medium and large dogs) and radiographs were taking at 0, 3, 5, 10, 15, 20 and 30 minutes after injection on lateral and craniocaudal views.

Of 12 arthrograms, 11 (91.6%) were classified as acceptable, the one unacceptable was so, because of inadequate sharpness of the contrast material. Exposures made within 10 minutes for the mediolateral view and 15 minutes for the caudocranial view after injection produced diagnostic arthrograms with delineation of the intracapsular structures. The rate of absorption of contrast material increased after the first 15 minutes; at 30 minutes most of it had been completely absorbed from the joint. The cranial cruciate ligament, the tendon of the long digital extensor muscle, the suprapatellar bursa and the articular cartilage surfaces of the femoral condyles were classified as obvious and clearly outlined and perfectly accesible for radiographic evaluation, meanwhile the rest of the articular structures were visualized being distinct and eventually accesible for radiographic evaluation. It wasn't found any significant difference between the groups ($p < 0.05$).

The day after the examination none of dogs showed any signs of pain, swollen or lameness on the limb where the arthrography had been performed, either in the five following days. All synovial fluid samples collected 1 and 3 days after the arthrographies were turbid with increase in volume and WBC. All samples collected 7 days after all arthrographic procedures were clear, colorless and with citologic values remained within normal limits in all dogs.

Ultrasonographic scan was carried out on 30 stifle joints coming from 7 dogs alives, whose 15 days previously had been performed an arthrographic study, and from 8 cadaveric specimens in which the ultrasonographic scan was performed immediately after the humanely euthanasia. Because the lack of difference between the

ultrasonographic appearance from alives and dead animals, all were divided in 2 groups of different size, medium and large dogs. The stiftles were scanned using a real-time B-mode electronic scanner with a 7.5 MHz linear transducer and the joint was divided in 4 regions, suprapatellar, infrapatellar, lateral and medial. The normal anatomic structures that could be consistently visualized included the patellar ligament, that was hypoechoic with an hyperechoic peritendon, medial and lateral menisci, cranial and caudal cruciate ligaments, and the tendon of the long digital extensor muscle, that were all of them hypoechoic compared to the patellar ligament, and normal cartilage on the femoral condyles and trochlear ridges, which were visualized as a smooth, distinct hypoechoic image between the echogenic cartilage-femoral bone interface and the echogenic cartilage-soft-tissue interface.

After the ultrasonographic scan of the cadaveric specimen had been performed, the MRI study was carried out in 4 stifle joints, within 2 hours after the euthanasia to minimize postmortem changes. Magnetic resonance images of the stifle joints were made in sagittal, dorsal and transverse planes using a 0.5 Tesla GE magnet and a solenoidal human extremity coil. A T1-weighted spin echo sequence was used to obtain the best anatomic detail of the soft tissues of the joint and a T2*-weighted gradient echo sequence was selected to maximize signal and contrast between articular cartilage and the adjacent tissues. Ligaments, tendons and menisci were seen with a low intensity signal in both sequence, meanwhile articular cartilage had a similar signal in T1-weighted SE sequence, but not in T2*-weighted gradient echo images where presented a very high intensity signal. All the structures of the canine stifle joint were identified and correlated well with the anatomic section, that later were plastinated.

To conclude, we can say that arthrography performed with iohexol, does not provide a full anatomic detail of all structures of the stifle joint in dogs, although some articular structures as we said before could be perfectly accesible for radiographic evaluation. Is a safe technique because no inflammatory changes in the synovial fluid 7 days following injection of iohexol was observed.

Ultrasonography of the canine stifle could be a useful clinical application to noninvasively evaluate most of the intraarticular structures, meanwhile the increased

Summary

structures of the knee than conventional radiography and ultrasound and therefore is the best diagnostic imaging tool to evaluate injuries at the canine stifle joint.

9. BIBLIOGRAFIA

9. BIBLIOGRAFIA

1. Aisen AM, McCune WJ, MacGuire A, Carson PL, Silver TM, Jafri SZ, Martel W. (1984): Sonographic evaluation of the cartilage of the knee. *Radiology*; 153: 781-784.
2. Arena L, Morehouse HT, Safir J. (1995): MR imaging artifacts that simulate disease: how to recognize and eliminate them. *Radiographics*; 15: 1373-1394.
3. Arencibia A, Vázquez JM, Javer JR, Gil F, Ramírez JA, Rivero M, González N, Witsner ER. (2000): Magnetic resonance imaging and cross sectional anatomy of the normal equine sinuses and nasal passages. *Vet Radiol & Ultrasound*; 41: 313-319.
4. Assheuer J, Sager M. (1997): *MRI and CT Atlas of the Dog*. Blackwell Science, Berlin. pp: 266-269.
5. Atilola MA, Pennock PW, Sumner-Smith G. (1984): Evaluation of analytical grade of metrizamide for canine stifle arthrography. *J Am Vet Med Assoc*; 185:436-439.
6. Atilola MA, Lumsden JH, Hulland TJ, Pennock PW. (1984): Intra-articular tissue response to analytical grade metrizamide in dogs. *Am J Vet Res*; 45:2651-2657.
7. Baird DK, Hathlock JT, Rumph PF, Kincaid SA, Visco DM. (1998a): Low-field magnetic resonance imaging on the canine stifle joint: normal anatomy. *Vet Radiol & Ultrasound*; 39: 87-97.
8. Baird DK, Hathcock JT, Kincaid SA, Rumph PF, Kammermann J, Widmer WR, Visco D, Sweet D. (1998b): Low-field magnetic resonance imaging of early

- subchondral cyst-like lesions in induced cranial cruciate ligament deficient dogs. *Vet Radiol & Ultrasound*; 39: 167-173.
9. Banfield CM, Morrison WB. (2000): Magnetic resonance arthrography of the canine stifle joint: technique and applications in eleven military dogs. *Vet Radiol & Ultrasound*; 41:200-213.
 10. Barone R. (1980): Anatomie comparée des mammifères domestiques. Tome 2. Arthrologie et myologie. Editions Vigot, Paris. pp: 283-285.
 11. Barr F. (1990): Diagnostic ultrasound in the dog and cat. Blackwell Scientific Publications, Oxford. pp. 1-45.
 12. Barthez P. (1990): Les produits de contraste en radiologie vétérinaire. *Le Point Vétérinaire*; 21:51-57.
 13. Bartrum RJ, Crow HC. (1997): Gray-scale ultrasound. A manual for physicians and technical personnel. W.B. Saunders, Philadelphia. pp. 1-101.
 14. Berquist TH. (1996): MRI of the Musculoskeletal System. 3rd ed. Lippincott-Raven, Nueva York. pp: 5-30.
 15. Berquist TH. (1997): Imaging of articular pathology: MRI, CT, Arthrography. *Clinical Anatomy*; 10: 1-13.
 16. Bettmann MA. (1989): Guidelines for use of low-osmolality contrast agents. *Radiology*; 172:901-903.
 17. Boon GD. (1997): Synovial fluid analysis: A guide for small-animal practitioners. *Vet Med*; 92: 443-451.

18. Breger R, Kneeland JB. (1987): Basic Pysics of Magnetic Resonance Imaging. En: Daniels DL, Haughton VM, Naidich TP (eds): Cranial and Spinal Magnetic Resonance Imaging: An Atlas and Guide. Raven Press Ltd, Nueva York. pp. 1-4.
19. Carrig CB. (1997): Diagnostic imaging of osteoarthritis. *Vet Clin North Am: Small Anim Pract*; 27: 777-814.
20. Chico AC, Martí JM, Durrall N. (1995): Artrocentesis y análisis del líquido sinovial en pequeños animales. *Clin Vet Peq Anim (AVEPA)*; 15: 135-144.
21. Clark II JA, Kelly WM. (1998): Common artifacts encountered in magnetic resonance imaging. *Rad Clin North Am*; 26: 893-920.
22. Corbetti F, Malatesta V, Camposampiero A, Mazzi A, Punzi L, Angelini F, Vigo M, Todesco S. (1986): Knee arthrography: effects of various contrast media and epinephrine on synovial fluid. *Radiology*; 161: 195-198.
23. Daniels DL, Haughton VM. (1987): Guidelines to interpreting cranial MR Images. En: Daniels DL, Haughton VM, Naidich TP (eds): Cranial and Spinal Magnetic Resonance Imaging: An Atlas and Guide. Raven Press Ltd, Nueva York. pp. 5-20.
24. Dennis R, Herrtage ME. (1989): Low osmolar contrast media: A review. *Vet Radiol*; 30:2-12.
25. Dennis R. (1995): Estudio por imágenes de resonancia magnética: perspectiva general de su uso actual en medicina veterinaria. *Vet International*; 7: 52-61.
26. Dennis R. (1996): An introduccion to veterinary CT and MR scanning. *Vet Annual*; 36: 16-40.
27. Dennis R. (1998): Magnetic resonance imaging and its applications in small animals. *In Practice*; 20: 117-124.

28. Desgrez A, Bittoun J, Idy-Peretti I. (1991): Bases Físicas de la IRM. Masson S. A., Barcelona. pp: 6-35.
29. Evans HE. (1993): Miller's Anatomy of the dog. 3^a ed. WB Saunders Company, Filadelfia. pp. 246-252.
30. Farrow CS, Tryron K. (2000): Fathoming the mysteries of magnetic resonance imaging. J Am Anim Hosp Assoc; 36: 192-198.
31. Fernández FR, Grinden CB, Lipowitz AJ, Perman V (1983): Synovial fluid analysis: Preparation of smears for cytologic examination of canine synovial fluid. J Am Anim Hosp Assoc; 19: 727-734.
32. Fitch RB, Wilson ER, Hathcock JT, Montgomery RD. (1997): Radiographic, computed tomographic and magnetic resonance imaging evaluation of a chronic long digital extensor tendon avulsion in a dog. Vet Radiol & Ultrasound; 38: 177-181.
33. Fleckenstein P, Trantum-Jensen J. (1995): Bases Anatómicas del Diagnóstico por Imagen. Mosby-Doyma Libros, Madrid. pp. 15-56.
34. Freiburger RH, Pavlov H. (1988): Knee arthrography. Radiology; 166: 489-492.
35. García MI. (2000): Estudio por resonancia magnética del abdomen y la pelvis en el gato: Imagen normal y correlación anatómica. Tesis Doctoral, Universidad Complutense de Madrid. pp: 9-73.
36. Gerwing M, Kramer M. (1991): Neues anwendungsgebiete der sonographie beim kleintier. En: 37 Jahrestagung der Fachgruppe Kleintierkrankheiten der DVG, Stuttgart Kongr. ber. pp: 51-54.

37. Gibby WA. (1988): MR Contrast Agents: An overview. *Rad Clin North Am*; 26: 1047-1058.
38. Gili J, Capdevilla C. (1992): Resonancia Magnética. Centre Diagnòstic Pedralbes, Barcelona. pp. 5-85, 135-139.
39. Gili J. (1993): Introducción biofísica a la Resonancia Magnética. Centre Diagnòstic Pedralbes. Barcelona. pp: 6-90.
40. Gnudi G, Bertoni G. (2001): Echographic examination of the stifle joint affected by cranial cruciate ligament rupture in the dog. *Vet Radiol & Ultrasound*; 42: 266-270.
41. Guerra J, Resick D, Haghghi P, Sovak M, Cone R. (1983): Investigation of a new arthrographic agent: Iotrol. *Invest Radiol*; 19: 228-234.
42. Hahn FJ, Chu W, Coleman PE, Anderson JC, Dobry CA, Imray TJ, Hahn PY, Lee SH. (1988): Artifacts and diagnostic pitfalls on magnetic resonance imaging: a clinical review. *Rad Clin North Am*; 26: 717-735.
43. Hare WCD. (1960). Radiographic anatomy of the canine pelvic limb. Part II. Developing limb. *J Am Vet Med Assoc*; 136: 603-611.
44. Hartzman S, Reicher MA, Bassett LW, Duckwiller G, Mandelbaum B, Gold RH. (1987): MR Imaging of the knee. Part II. Chronic Disorders. *Radiology*; 162: 553-557.
45. Hay CW, Aron DN, Roberts R, Stallings J, Brown J. (1996): Evaluation of positive contrast arthrography in canine cranial cruciate ligament disease. *Vet Comp Orthop Traumatol*; 9: 10-13.

46. Hendrick RE, Kanal E, Osborn AG. (1992): Basic MR Physics. Society of Magnetic Resonance in Medicine; Eleventh Annual Meeting, August 8-9, 1992. Berlín. pp: 1-24.
47. Herring DS, Bjorton G. (1985): Physics, facts and artifacts of diagnostic ultrasound. *Vet Clin North Am: Small Anim Pract*; 15: 1117-1122.
48. Herrtage ME, Dennis R. (1987): Contrast media and their use in small animal radiology. *J Small Anim Pract*; 28: 1105-1114.
49. Herrtage ME, Dennis R. (1990): Contrast media and techniques. *Manual of radiography and radiology in small animal practice*. Ed: R. Lee. Cambridge. pp: 217-229.
50. Hodler J, Haghihi P, Trudell D, Resnik D. (1992): The cruciate ligaments of the knee: Correlation between MR appearance and gross and histologic findings in cadaveric specimens. *Am J Roentgenol*; 159: 357-360.
51. Holcombe SJ, Bertone AL, Billar DS, Haider V. (1995). Magnetic resonance imaging of the equine stifle. *Vet Radiol & Ultrasound*; 36: 119-125.
52. Kaplan PM. (1991): Instrumentation, principles, and pitfalls of ultrasonography. *Prob Vet Med*; 3: 457-478.
53. Kramer DM. (1984): Basic principles of magnetic resonance imaging. *Rad Clin North Am*; 22: 765-778.
54. Kramer M, Gerwing M. (1996): Die bedeutung der sonographie in der orthopadie beim hund. *Berl Munch Tierarztl Wochenschr*; 109: 130-135.
55. Kramer M, Gerwing M, Hach V, Schimke E. (1997): Sonography of the musculoskeletal system in dogs and cats. *Vet Radiol & Ultrasound*; 38: 139-149.

56. Kramer M, Stengel H, Gerwing M, Schimke E, Sheppard C. (1999): Sonography of the canine stifle. *Vet Radiol & Ultrasound*; 40: 282-293.
57. Kramer M, Gerwing M, Michele U. (2000): Ultrasonography of the musculoskeletal system in small animals. *EAVDI Yearbook 2000*. pp: 9-21
58. Lamb CR, Stowater JL, Pippers FS. (1988): The Twenty-one first years of veterinary diagnostic ultrasound. *Vet Radiol*; 136: 717-723.
59. Latorre RM, Reed RB, Gil F, López-Albors O, Ayala MD, Martínez-Gomariz F, Henry RW. (2002a): Epoxy impregnation without hardener: to decrease yellowing, to delay casting, and to aid bubble removal. *J Int Soc Plastination*; 17: 17-22.
60. Latorre RM, Vázquez JM, Gil F, Ramírez G, López-Albors O, Ayala MD, Arencibia A. (2002b): Anatomy of the equine tarsus: A study by MRI and macroscopic plastinated sections (S10 and P40). *J Int Soc Plastination*; 17: 6-7.
61. Lavin LM. (1994): Radiography in veterinary technology. WB Saunders, Filadelfia. pp: 237-238.
62. Lipowitz AJ. (1985): Synovial fluid. En: Newton CD, Nunamaker DM, ed. *Textbook of small animal orthopedics*. JB. Lippincott, Filadelfia. pp: 1015-1028.
63. Lipowitz AJ. (1993): Degenerative joint disease. En: Slatter, *Textbook of small animal surgery*. 2ª ed. Saunders, Filadelfia. pp: 1921-1928.
64. Lohss E. (1988): Abdominelle Sonographie beim Kleintier: Physikalische Grundlagen, Gerätetechnik. *Tierärztl Prax*; 16: 423-426.
65. Long CD, Nyland TG. (1999): Ultrasonographic evaluation of the canine shoulder. *Vet Radiol & Ultrasound*; 40: 372-379.

66. Mackenzie R, Logan BM, Shah NJ, Keene GS, Dixon AK. (1994): Direct anatomical-MRI correlation: the knee. *Surg Radiol Anat*; 16: 183-192.
67. Margulis AR, Crooks LE. (1988): Present and future status of MR imaging. *Am J Roentgenol*; 150: 487-492.
68. Martel W, Adler RS, Chan K, Helvie MA, Jonsson K. (1991): Overview: new methods in imaging osteoarthritis. *J Reum*; 18: 32-37.
69. Martí-Bonmatí L, Celda B. (1991): Fundamentos Físicos de la Resonancia Magnética. En: Vilar J, Martí-Bonmatí L (eds): *Resonancia Magnética, Diagnóstico por la imagen*. Salvat Editores, Barcelona. pp: 18-191.
70. Martínez M. (1992): *Radiología Veterinaria Pequeños Animales*. Interamericana-Mc Graw Hill, Madrid. pp: 466.
71. Miller JB, Perman V, Osborne CA. (1974): Synovial fluid analysis in canine arthritis. *J Am Anim Hosp Assoc*; 10: 392-398.
72. Morgan JP. (1993): *Techniques of veterinary radiography*. 5ª ed. Iowa State University Press, Iowa. pp: 162-256.
73. Muhumuza L, Morgan JP, Miyabashi T, Atilola MA. (1988): Positive-contrast arthrography. A study of the humeral joint in normal Beagle dogs. *Vet Radiol*; 29: 157-161.
74. Nickel R, Schummer A, Seiferle E, Wilkens H, Wille K-H, Frewein J. (1985): *The anatomy of the domestic animals. Vol. 1. The locomotor system of the domestic mammals*. Ed. Verlag Paul Parey, Berlín. pp: 204-208.
75. *Nómina Anatómica Veterinaria*. (1994). 4ª ed. Zürich and Ithaca, World Association of Veterinary Anatomists, Nueva York.

76. Parry BW. (1989): Synovial fluid. En: Cowell RL, Tyler RD, ed. Diagnostic cytology of the dog and cat. American Veterinary Publications, S. Luis. pp: 121-136.
77. Parry BW. (1999): Synovial fluid. En: Cowell RL, Tyler RD, Meinkoth JH, 2^a ed. Diagnostic cytology and hematology of the dog and cat. Mosby American Veterinary Publications, S. Luis. pp: 104-119.
78. Pastershank SP, Resnick D, Niwayama G, Danzig L, Haghighi P. (1982): The effect of water-soluble contrast media on the synovial membrane. Radiology; 143: 331-334.
79. Pedersen NC. (1978): Synovial fluid collection and analysis. Vet Clin North Am, 8: 465-493.
80. Perman V. (1980): Synovial fluid. En: Kaneko JJ, ed. Clinical biochemistry of domestic animals. 3^aed. Academic Press, Nueva York. pp: 749-783.
81. Railhac JJ, Brekke O. (1997): Iopentol (Imagopaque 300) compared with ioxaglate (Hexabrix 320) in knee arthrography. Eur Radiol; 7:135-139.
82. Reed AI, Payne JT, Constantinescu GM. (1995): Ultrasonographic anatomy of the normal canine stifle. Vet Radiol & Ultrasound; 36: 315-321.
83. Reicher MA, Hartzman S, Bassett LW, Mandelbaum B, Duckwiller G, Gold RH. (1987): MR Imaging of the knee. Part I. Traumatic Disorders. Radiology; 162: 547-551.
84. Resnick D, Kang HS. (1997): Knee. En: Resnick D, Kang HS. Internal derangements of joint- emphasis on MR imaging, 1^a ed. WB Saunders, Filadelfia. pp: 555-785.

85. Richardson ML, Selby B, Montana MA, Mack LA. (1988): Ultrasonography of the knee. *Radiol Clin North Am*; 26: 63-75.
86. Rodríguez JR, Gonzalo JM, Orden MA, López J. (1999): Diagnóstico comparado por tomografía axial computerizada (TAC) y resonancia magnética nuclear (RMN) de un caso de hernia discal cervical en perro. *Pequeños Animales*; 23: 17-21.
87. Rothschild PA, Winkler ML, Grönemeyer DHW, Kaufman L, D'Amour P. (1988): Mildfield and low-field magnetic resonance imaging of the spine. *Top Magn Reson Imag*; 1: 11-23.
88. Ruggieri PM. (1999): Pulse sequences in lumbar spine imaging. *MRI Clin North Am*; 7: 425-437.
89. Sandoval J. (1998): Tratado de anatomía veterinaria. Tomo II: Aparato locomotor. 3ª ed. Jose Sandoval Juarez ed. León. pp: 209-212.
90. Sawyer M. (1963): Synovial fluid analysis: preparation of smears for cytologic examination of canine synovial fluid. *J Am Anim Hosp Assoc*; 19: 727-734.
91. Schild HH. (1990): MRI Made Easy. Schering A. G., Berlín. pp: 6-100.
92. Seeger LL, Lufkins RB. (1989): Physical Principles of MRI. En: Basset LW, Golg RH, Seeger LL (eds): MRI: Atlas of the Musculoskeletal System. Martin Dunitz Ltd, Londres. pp: 11-16.
93. Shores A. (1993a): Magnetic resonance imaging. *Vet Clin North Am: Small Anim Pract*; 23: 437-459.
94. Shores A. (1993b): New and future advanced imaging techniques. *Vet Clin North Am: Small Anim Pract*; 23: 461-469.

95. Smith FW. (1987): NMR in Clinical Practice. En: Foster MA, Hutchison JMS (eds): Practical NMR Imaging. IRL Press Limited, Oxford. pp. 115-143.
96. Sobejano A, Tomás JM, Muñoz C. (1992): Manual de Resonancia Magnética. Editorial JIMS, Barcelona. pp: 4-23.
97. Tallroth K, Vankka E. (1985): Iohexol and meglumine Iothalamate in shoulder arthrography. A double blind investigation. *Acta Radiolog Diag*; 26: 757-769.
98. Teitz C. (1988): Ultrasonography in the knee. Clinical aspects. *Radiol Clin North Am*; 26: 55-61.
99. Thomson CE, Kornegay JN, Burn RA, Drayer BP, Hadley DM, Levesque DC, Gainsburg LA, Lane SB, Sharp NJH, Wheeler SJ. (1993): Magnetic resonance imaging- A general overview of principles and examples in veterinary neurodiagnosis. *Vet Radiol & Ultrasound*; 34: 2-17.
100. Van Bree H, Verhaeghe B, Maenhout D. (1989): Positive contrast arthrography of the dog's shoulder with meglumine-sodium diatrizoate. *J Vet Med Assoc*; 36: 421-430.
101. Van Bree H, Van Rijssen B, Peremans K, Peremans J. (1991): A comparison of diatrizoate and ioxaglate for positive contrast shoulder arthrography in dogs. *Vet Radiol & Ultrasound*; 32: 291-296.
102. Van Bree H, Van Rijssen B, Tshamala M, Maenhout T. (1992): Comparison of the nonionic contrast agents, iopromide and iotrolan, for positive-contrast arthrography of the scapulohumeral joint in dogs. *Am J Vet Res*, 53: 1622-1626.
103. Van Bree H, Van Ryssen B. (1995): Positive contrast shoulder arthrography with iopromide and diatrizoate in dogs with osteochondrosis. *Vet Radiol & Ultrasound*; 36: 203-206.

104. Van Trommel MF, Potter HG, Ernberg LA, Simonian PT, Wickienwicz TL. (1998): The use of noncontrast magnetic resonance imaging in evaluating meniscal repair: Comparison with conventional arthrography. *Arthroscopy*; 14: 2-8.
105. Veterinary CT/MRI Society Letter (1996): Letter from the Annual Meeting of the American College of Veterinary Radiology, Hawaii, August 1995. *Vet Radiol & Ultrasound*; 37: 240.
106. Vilar J. (1991): *Semiología fundamental*. En: Vilar J, Martí-Bonmatí L (eds): *Resonancia Magnética, Diagnóstico por la imagen*. Salvat Editores, Barcelona. pp: 17-25.
107. Villafana T. (1988): *Fundamental Physics of magnetic resonance imaging*. *Radiol Clin North Am*, 26: 701-715.
108. Von Hagens G. (1979): Impregnation of soft biological specimens with thermosetting resins and elastomers. *Anat Rec* 194: 247-255.
109. Von Hagens G, Tiedemann K, Kriz W. (1987): The current potential of plastination. *Anat Embryol*, 175: 411-421.
110. Walker M. (1995): Introduction to magnetic resonance imaging in veterinary medicine. *Vet Med*; 90: 968-974.
111. Westbrook C, Kaut C. (1993): *MRI in Practice*. Blackwell Scientific Publications, Londres. pp: 3-260.
112. Widmer WE, Buckwalter KA, Braunstein EM, Visco DM, O'Connor BL. (1991): Principles of magnetic resonance imaging and application to the stifle joint in dogs. *J Am Vet Med Assoc*; 198: 1914-1922.

113. Widmer WR, Buckwalter KA, Braunstein EM, Hill MA, O'Connor BL, Visco DM. (1994): Radiographic and magnetic resonance imaging of the stifle joint in experimental osteoarthritis of dogs. *Vet Radiol & Ultrasound*; 35: 371-383.
114. Wilkins RJ. (1981): Joint serology. En: Bojrab MJ, ed. *Pathophysiology in small animal surgery*. Lea and Febiger, Filadelfia. pp: 553-556.
115. Wolf KJ, Konig H, Branding G. (1991): Basics of MR-Imaging. Contrast agents. MR: State of the art. *Categorical Course ECR 91*. pp: 11-18.
116. Woodward P, Orrison WW. (1997): *MRI Optimization*. McGraw-Hill, Nueva York. pp: 7-26.