

**ESTUDIO DE LA RELACIÓN ENTRE LA PRESIÓN DE CONTACTO
INTERCONDILAR Y EL DESGASTE INDUCIDO DEL CARTÍLAGO ARTICULAR
EN RODILLAS DE CERDO DOMÉSTICO**

**ELIANA MURILLO ARDILA
ANDREA JULIANA TORRES FLÓREZ**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA**

2017

**ESTUDIO DE LA RELACIÓN ENTRE LA PRESIÓN DE CONTACTO
INTERCONDILAR Y EL DESGASTE INDUCIDO DEL CARTÍLAGO ARTICULAR
EN RODILLAS DE CERDO DOMÉSTICO**

ELIANA MURILLO ARDILA

ANDREA JULIANA TORRES FLÓREZ

**Trabajo de Grado para optar al título de
Ingeniera Mecánica**

Director

DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMUDEZ

Ingeniero Mecánico, PhD

Co-director

IVÁN DARÍO QUINTERO PABÓN

Médico Cirujano

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA**

2017

DEDICATORIA

A Dios por llenar mi camino de oportunidades y de personas incomparables que aportaron enseñanzas para poder culminar este ciclo de mi vida.

A mis padres y hermana, que con su amor, esfuerzo, dedicación y apoyo incondicional, estuvieron siempre alentando cada uno de mis pasos. Este logro, más que mío, es de ustedes.

A mis amigas, que son mis compañeras de vida, gracias por ayudar a sortear cada altibajo, su compañía fue indispensable.

A mis compañeros, que se convirtieron en grandes amigos, con quienes compartí los difíciles y buenos momentos que tiene este largo camino.

Andrea Juliana Torres Flórez

*A Dios, por permitirme alcanzar esta meta y por darme el coraje para enfrentar los
bajos durante este arduo camino.*

*A mis padres, a quienes les debo todos mis triunfos, infinitas gracias por
enseñarme el valor de la perseverancia, por su apoyo incondicional en todas las
etapas de mi vida y por siempre creer en mí, este logro es de ustedes.*

*A mi familia, a pesar de que estén lejos, en los momentos de dificultad han sido
soporte para afrontarlos.*

*A mis amigas de toda la vida, gracias por estar presentes aunque la vida nos lleve
por caminos diferentes.*

*Y a todos mis colegas, amigos que conocí en el camino de mi formación como
profesional, sin ustedes el viaje no habría sido tan divertido.*

Eliana Murillo Ardila

AGRADECIMIENTOS

A nuestro director de proyecto de grado, Diego Fernando Villegas Bermúdez, por su disposición al guiarnos en cada paso de este proyecto y por despertar el interés en esta área tan interesante y poco tratada por ingenieros mecánicos.

A Iván Darío Quintero Pabón, codirector del proyecto, gracias por ayudarnos a aterrizar las ideas que nos permitieron entender un poco más la situación desde el punto de vista médico y por brindarnos palabras de aliento en los momentos precisos. A todo el equipo del laboratorio de anatomía de la Universidad Industrial de Santander, por permitirnos trabajar en su espacio y hacernos sentir como en casa.

A cada una de nosotras, por ser más que compañeras de proyecto, ser amigas en un mar de testosterona y por el apoyo que nos brindamos mutuamente, sin esto no lo habríamos logrado.

A nuestros compañeros Daniel Chaparro y Cesar Herrera, gracias por su disposición a colaborarnos en la realización de las pruebas. De igual forma a Sebastián, por instruirnos en el manejo de la maquina MTS.

Por último, gracias a la escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander, por estar presentes en el proceso de formación de profesionales íntegros y brindarnos las herramientas necesarias para ser competitivos a nivel mundial.

CONTENIDO

Pág.

INTRODUCCIÓN	18
1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	19
1.1 IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA	19
1.2 JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA.....	21
1.3 OBJETIVOS DEL TRABAJO DE GRADO	22
1.3.1 Objetivo general.	22
1.3.2 Objetivos específicos	23
2 JUSTIFICACIÓN DE LA SOLUCIÓN.....	24
3 IMPACTO DEL TRABAJO DE GRADO.....	26
4 MARCO TEÓRICO	27
4.1 ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS.....	27
4.2 REFERENTES TEÓRICOS.....	37
4.2.1 Anatomía de la rodilla humana.	37
4.2.2 Anatomía rodilla de cerdo doméstico.	41
4.2.3 Cartílago articular.	48
4.2.4 Biomecánica de la articulación de la rodilla.	52
4.2.5 Osteoartritis.	54
4.2.6 Clasificación de lesiones condrales según la sociedad internacional de reparación del cartílago (ICRS).....	55

5	METODOLOGÍA	58
5.1	PREPARACIÓN DE MUESTRAS.....	58
5.2	DISPOSITIVO DE ACOPLÉ PARA RODILLAS	66
5.3	ENSAYOS DE COMPRESIÓN EN TEJIDO CADAVERÍCO.....	68
5.4	ANÁLISIS ESTADÍSTICOS.....	74
6	RESULTADOS.....	76
6.1	ANÁLISIS DE VARIANZA ANOVA.....	77
6.1.1	Anova para cada variable, comparando cóndilos mediales y laterales en cada lesión.....	78
6.1.2	Anova para cada variable, comparando grados de lesión sin discriminación de cóndilos	82
6.1.3	Anova para cada variable, comparando grados de lesión y discriminando cóndilos mediales de laterales	86
6.2	DISTRIBUCIÓN DE LA CARGA Y PUNTO DE FUERZA MÁXIMA	89
7	ANÁLISIS.....	92
8	CONCLUSIONES.....	95
9	RECOMENDACIONES	97
	BIBLIOGRAFIA	98

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Lesiones focales halladas.....	62
Tabla 2. Datos consolidados con promedios y desviaciones estándar.....	77
Tabla 3. Determinación outliers para la variable presión.....	109
Tabla 4. Determinación outliers para la variable fuerza.....	110
Tabla 5. Determinación de outliers para la variable área.	111
Tabla 6. Determinación de outliers para la variable fuerza pico.....	112

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Comparación entre cartílago articular sano y con osteoartrosis.	20
Figura 2. Radiografía antero posterior y curva de marcha del momento valgo, en rodillas poco afectadas.	33
Figura 3. Radiografía antero posterior y curva de marcha del momento valgo, en rodillas afectadas.	33
Figura 4. Datos tomados durante la fase de soporte, para rodillas con OA y el control.	35
Figura 5. Estructura de rodilla y huesos.	38
Figura 6. Cara anterior rodilla derecha humana vista de frente.	39
Figura 7. Cara posterior rodilla derecha humana.	40
Figura 8. Comparación a escala de la extremidad inferior porcina y humana.	42
Figura 9. Grupo muscular del cerdo, vista lateral.	43
Figura 10. Elementos cara anterior rodilla derecha porcina.	44
Figura 11. Elementos cara posterior rodilla derecha porcina.	45
Figura 12. Ubicación de los meniscos sobre la meseta tibial.	46
Figura 13. Capas del cartílago articular.	50
Figura 14. Lesión superficial- grado uno de lesión condral según la ICRS.	55
Figura 15. Grado dos de lesión condral según la ICRS.	56
Figura 16. Grado tres de lesión condral según la ICRS.	57

Figura 17. Grado 4 de lesión condral según la ICRS.	57
Figura 18. Muestras preparadas para ubicación de sensores.	59
Figura 19. Áreas por el tamaño de lesión.	61
Figura 20. Frecuencia de regiones comprometidas.	62
Figura 21. Foredom, broca y fresa de bola.	63
Figura 22. Cóndilos femorales con desgaste inducido en grillas 2x1.	64
Figura 23. Cóndilos femorales con desgaste subcondral inducido en grillas 2x1.	65
Figura 24. Elaboración dispositivo de acople en resina de poliéster # 456.	67
Figura 25. Ubicación del modelo porcino en la máquina de ensayos universal.	69
Figura 26. Transductor I-SCAN.	70
Figura 27. Interfaz Command Station Manager.	71
Figura 28. Montaje de muestra en la máquina de ensayos MTS BIONIX 515.1.	73
Figura 29. Distribución de carga.	90
Figura 30. Comportamiento de variables en tiempo real.	91

LISTA DE GRÁFICAS

Pág.

Gráfica 1. Resultado ANOVA, presión y fuerza entre cóndilos laterales y mediales.....	78
Gráfica 2. Resultado ANOVA, área de contacto entre cóndilos laterales y mediales.....	80
Gráfica 3. Resultado ANOVA, fuerza pico entre cóndilos laterales y mediales. ...	81
Gráfica 4. Resultado ANOVA entre grados de lesión, sin discriminar cóndilos para presión.	82
Gráfica 5. Resultado ANOVA entre grados de lesión, sin discriminar cóndilos para fuerza y área.	83
Gráfica 6. Resultado ANOVA entre grados de lesión, sin discriminar cóndilos para fuerza pico.....	85
Gráfica 7. Resultado ANOVA entre grados de lesión, cóndilo lateral.....	86
Gráfica 8. Resultado ANOVA entre grados de lesión, cóndilo medial.....	88

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A. ESQUEMA PARA APLICACIÓN DE CARGA PARA PRUEBAS

ANEXO B. APLICACIÓN DEL ANOVA CON EXCEL

ANEXO C. DETERMINACIÓN DE OUTLIERS MEDIANTE EL MÉTODO DE CUARTILES

RESUMEN

TÍTULO: ESTUDIO DE LA CORRELACION ENTRE LA PRESIÓN INTERCODILAR Y EL DESGASTE INDUCIDO EN RODILLAS DE CERDO DOMESTICO.*

AUTORES: MURILLO ARDILA ELIANA
TORRES FLÓREZ ANDREA JULIANA **

PALABRAS CLAVE: Presión intercondilar, Rodilla, Biomecánica, Osteoartritis.

DESCRIPCIÓN: Este proyecto de investigación, se enfoca en encontrar la relación entre los diferentes grados de osteoartritis según la clasificación ICRS y la presión detectada entre los cóndilos femorales y el platillo tibial.

Para el desarrollo de este estudio se contaron con 7 muestras de rodillas cadavéricas procedentes del cerdo doméstico (*Sus Scrofa Domestica*), sin discriminar su sexo, edad y rodillas derechas de izquierdas. Mediante resina # 456 y su correspondiente catalizador, se elaboró el acople al banco de pruebas de la máquina de ensayos universal MTS, previamente desarrollado por ex alumnos de la Universidad Industrial de Santander. Una fuerza compresiva de 1200 N en extensión completa fue aplicada a las muestras, para posteriormente realizar pruebas a rodillas sanas y lesionadas de acuerdo a la clasificación ICRS de lesiones condrales, con elementos como el foredom y el bisturí quirúrgico. Mediante sensores de presión de la compañía *Tekscan (Medical 4000)*, se obtuvieron datos correspondientes a presión, fuerza, área de contacto, fuerza pico y localización de esta misma, tanto en cóndilos mediales como en cóndilos laterales.

Los datos obtenidos fueron analizados mediante el análisis de varianza de un solo factor, conocido como ANOVA y se determinó entre cuales grados de lesión existen variaciones significativas para las variables previamente medidas.

* Proyecto de grado.

** Facultad de Ingenierías Físico-mecánicas, Escuela de Ingeniería Mecánica, Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez, Codirector: Iván Darío Quintero Pabón.

ABSTRACT

TITLE: STUDY OF THE RELATIONSHIP BETWEEN THE INTERCONDYLAR PRESSURE AND INDUCED WEAR IN DOMESTIC PORCINE KNEES.*

AUTHORS: MURILLO ARDILA ELIANA
TORRES FLOREZ ANDREA JULIANA **

KEYWORDS: Intercondylar pressure, Knee, Biomechanics, Osteoarthritis.

DESCRIPTION: This research project, is focused on finding the relationship between different stages of osteoarthritis per the ICRS classification and the pressure detected between the femoral condyles and the tibial plateau.

To develop this study 7 porcine cadaveric knees (*Sus Scrofa Domestica*) were used, without regard their sex, age and right or left knees. Using resin # 456 and its catalyst, the assemble was made on the test bench of the universal test machine MTS, previously developed by former students of the Industrial University of Santander. A compressive force of 1200 N in full extension was applied to the specimens, in order to perform tests on healthy and injured knees according to the ICRS classification of chondral lesions, using elements such as Foredom and surgical scalpel. By making use of Tekscan (Medical 4000) pressure sensors, pressure data, force, area of contact, maximum force and location, in both medial and lateral condyles were obtained

After this, data is analyzed by the one-way analysis of variance (ANOVA), which defines between which stages of osteoarthritis have significant variance for the previous tested data.

* Graduate project.

** Faculty of Physics and Mechanical Engineering, School of Mechanical Engineering, Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez. Codirector: Iván Darío Quintero Pabón.

INTRODUCCIÓN

La investigación es un factor muy importante en el desarrollo de la humanidad, permite el avance en las distintas áreas a las que se enfoque. Es por ello que uno de los pilares importantes de la Universidad Industrial de Santander es la investigación, mediante la cual se permite conocer la raíz de los fenómenos para así mismo generar soluciones desde la academia.

La osteoartritis, es una enfermedad degenerativa que cada vez afecta a más personas en el mundo, siendo los más afectados, las personas de mayor edad, quienes además de modificar la cinemática de su marcha, tienden por esta misma razón a sufrir caídas y su consecuente fractura.

Es por ello que, desde la academia se plantea simular, por medio de modelos porcinos, las condiciones que se desarrollan bajo una compresión en extensión completa y entender desde el punto de vista biomecánico, las implicaciones que tiene el desgaste degenerativo del cartílago articular de la rodilla, ya que, mediante una exhaustiva revisión bibliográfica, no se encontraron antecedentes experimentales, que relacionen la presión entre los cóndilos de la rodilla y los grados de osteoartritis.

Así mismo, se espera que estos resultados sean de apoyo médico y a futuras investigaciones, de tal forma que permitan trascender a la aplicación y diseño de tratamientos médicos que retrasen el desarrollo de esta enfermedad en humanos.

1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

Se tiene conocimiento de enfermedades degenerativas como lo es la osteoartritis, la cual es una de las causas más comunes de discapacidad en el mundo. Así como lo indican los autores del artículo *Biomechanics and pathomechanisms of osteoarthritis*¹: Estudios epidemiológicos estiman que existe alrededor de 43 millones de pacientes afectados en los estados unidos y un 15% en la población mundial, cifras que van en aumento al estimarse unos 100.000 nuevos casos anuales, siendo más propensa la afectación de rodilla en adultos mayores de 65 años.

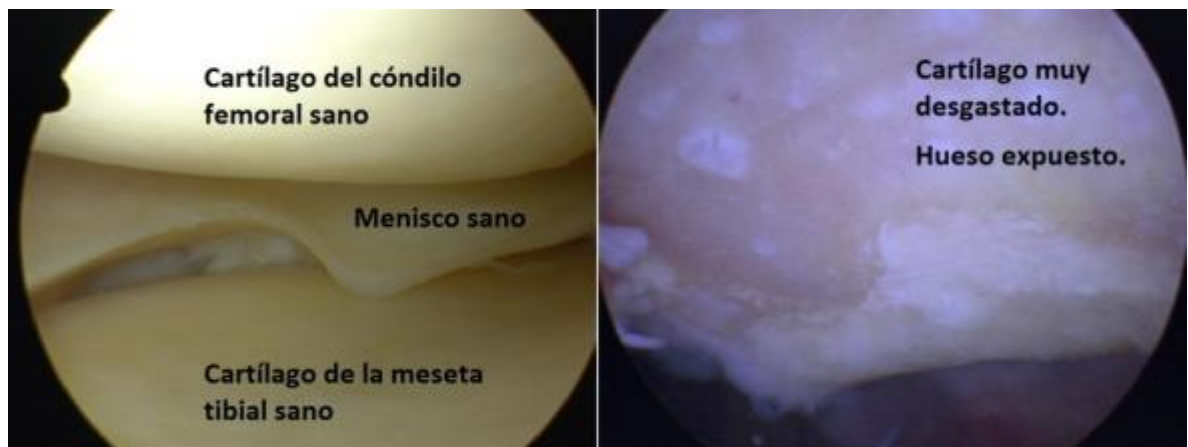
Esta enfermedad afecta directamente el cartílago articular, causando su degradación al iniciar su desgaste en la superficie articular, hasta degradarlo por completo. La carga de presión sobre el cartílago es el factor que afecta directamente el desgaste del mismo, por ende, es de gran importancia determinar la gravedad de

¹EGLOFF, Christian; HÜGLE, Thomas; VALDERRABANO, Víctor. “*BIOMECHANICS AND PATHOMECHANISMS OF OSTEOARTHRITIS*”. En: *Swiss Med Wkly*. 2012; 142:w13583.

la enfermedad según la clasificación artroscópica de la ICRS² y relacionarla acorde va aumentando dicha carga compresiva sobre este.

Es allí donde radica la motivación de realizar este estudio, ya que se ha corroborado mediante otras investigaciones el cambio que adoptan los pacientes en su marcha, como consecuencia del gran dolor que produce la fricción entre los huesos.

Figura 1. Comparación entre cartílago articular sano y con osteoartrosis.



Fuente. <http://unidaddetraumatologia.es/cirugia-artroscopica-de-rodilla-meniscectomia-parcial-rotura-meniscal-2/>)

² ICRS : *International cartilage repair society.*

1.2 JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA

En el área de la reumatología, una de las articulaciones mayormente afectadas es la rodilla. Esta es la articulación sinovial más grande y una de las más importantes del cuerpo humano, la cual está compuesta por los meniscos, los ligamentos colaterales, los ligamentos cruzados, la rótula y el cartílago articular. Este último, tiene como función principal servir de soporte a las articulaciones, distribuyendo la carga y al mismo tiempo proporcionando protección para evitar que se genere fricción, promoviendo el deslizamiento entre ellas.

Al ser el deterioro del cartílago la principal causa de osteoartritis, se hace necesario enfocar el estudio a su comportamiento, ya que al interactuar de forma directa con el hueso crea la posibilidad de llegar a su afección, tal y como se muestra en el artículo *Biomechanics and pathomechanisms of osteoarthritis*:

Datos recientes apoyan la opinión de que el cartílago y el hueso se comunican a través de la barrera del tejido calcificado a través de la diafonía molecular. Esta interacción es crucial para la unidad subcondral de cartílago óseo-articular y parece mostrar cambios específicos en el desarrollo de OA. Actualmente no está claro si los cambios óseos subcondrónicos ocurren como causa o consecuencia del daño del cartílago³.

³ EGLOFF, Christian; HÜGLE, Thomas; VALDERRABANO, Víctor. “*BIOMECHANICS AND PATHOMECHANISMS OF OSTEOARTHRITIS*”. Disponible en: *Swiss Med Wkly*. 2012; 142:w13583.

Es posible que estudios posteriores puedan tomar como punto de referencia este estudio y de esta manera, mediante ellos, proporcionar herramientas idóneas a los ortopedistas en cuanto al diseño de tratamientos de rehabilitación, que desaceleren la evolución de la enfermedad y mejoren considerablemente la calidad de vida de las personas con esta dolencia.

Por otra parte, este trabajo de grado realiza un aporte importante a la ingeniería mecánica en cuanto a una de sus ramas como lo es la biomecánica, ya que no se tienen registros de estudios que correlacionen la presión intercondilar con el desgaste producido por la osteoartritis en el cartílago articular de la rodilla. Esto permite comprender desde otro punto de vista, cómo se modifica la biomecánica de la rodilla al inducir pérdida cartilaginosa, midiendo la presión articular y la fuerza compresiva en los cóndilos femorales por medio de un sensor de contacto *Tekscan*, que se instalará en la articulación de la rodilla.

1.3 OBJETIVOS DEL TRABAJO DE GRADO

1.3.1 Objetivo general.

Establecer la relación existente entre la presión de contacto intercondilar y el desgaste progresivo del cartílago articular en rodillas de cerdo, mediante la aplicación de una carga compresiva de 1200 N con rodilla en extensión completa.

1.3.2 Objetivos específicos

- ✓ Realizar ensayos de compresión aplicando cargas de 1200 N a rodillas de cerdo doméstico en extensión completa, variando el espesor del cartílago articular femoral.

- ✓ Determinar los valores máximos de presión intercondilar y ubicación en el área de contacto para tejido condilar sano y desgastado, usando un sensor de rodilla y un sistema de adquisición de datos *I-SCANHELD* de la compañía *Tekscan*.

- ✓ Establecer la relación entre la presión de contacto intercondilar y el desgaste del cartílago mediante análisis de varianza de un factor.

2 JUSTIFICACIÓN DE LA SOLUCIÓN

Entre los tratamientos más comunes para aliviar el dolor producido por la osteoartritis, se encuentra como primera instancia realizar cambios en el estilo de vida del paciente, promoviendo rutinas de ejercicios de bajo impacto. Como segunda medida, se opta por incorporar medicamentos antiinflamatorios y que alivien el dolor, inyectables con esteroides que se aplican directamente en la rodilla que en este caso es la articulación afectada. Pero en el peor de los casos, en los que el dolor es fuerte y persistente, se hace necesario realizar cirugía. Esta puede ser para remover los trozos desprendidos del cartílago y que se encuentran inmersos en la articulación o para reemplazar por completo la misma por una artificial.

Para lograr prevenir los dos últimos tratamientos anteriormente mencionados, se opta por emprender el estudio que comprende este trabajo de grado, el cual abarca el análisis del comportamiento de la presión de contacto intercondilar y el desgaste presentado en el cartílago articular de rodillas, haciendo un énfasis en la correlación entre estos dos factores.

Con el propósito de entender un poco más acerca de cómo se modifica la biomecánica por la pérdida del cartílago, se plantea inducir pérdida en el espesor del cartílago en rodillas sanas de cerdos domésticos, empleando un foredom y bisturí quirúrgico para simular los diferentes grados de lesión en el mismo. De esta manera proceder a medir la presión articular y la fuerza compresiva en los cóndilos

tibiales, por medio de un sensor de contacto *Tekscan* que se instalará en la articulación de la rodilla en análisis.

Se utilizan rodillas cadavéricas de cerdo doméstico, ya que son más asequibles desde el punto de vista ético, que las rodillas de humano, las cuales para ser utilizadas deben contar con la aprobación de las autoridades que las regulan para el uso académico, sin contar que también son costosas y escasas. Además como se podrá confirmar dentro de la literatura de referencia y de las respectivas disecciones realizadas previas al desarrollo de los objetivos, que el modelo porcino, constituye un excelente modelo para realizar pruebas biomecánicas, por sus similitudes con la rodilla humana.

Entonces en general, este estudio permitirá establecer la relación entre el espesor del cartílago y presión intercondilar, para una rodilla porcina sometida a una carga compresiva de 2 veces el peso del cuerpo (2BW), tomando como referencia la “Semiología de la pierna, tobillo y pie”⁴ el cual establece que al estar en marcha el peso del cuerpo se duplica en cada paso, además, servirá como punto de partida para posibles tratamientos de diagnóstico y rehabilitación para pacientes con osteoartritis lo cual influirá notoriamente en la calidad de vida de estas personas.

⁴ PECHO, Agustín. Semiología de la pierna, tobillo y pie [en línea]. <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-bio/semiologia_tobillo.pdf> [citado en 5 de julio de 2017].

3 IMPACTO DEL TRABAJO DE GRADO

Al dar por terminado el desarrollo del presente trabajo de grado, este innovará al imponer como referencia el resultado obtenido para posteriores investigaciones de la biomecánica. Dicho resultado sería descrito por el comportamiento que presente el cartílago articular, reflejado en el exceso, o no, de carga que deba soportar la meseta tibial al remover un área determinada del mismo.

En este campo de investigación, en Colombia y en especial el de la Universidad Industrial de Santander, este trabajo de grado sería pionero en cuanto al estudio del comportamiento del cartílago intercondilar de la articulación de la rodilla con respecto a la presión aplicada sobre él, y su desgaste progresivo.

Como último aporte, este proyecto presentará la base con la cual se apoyarán posteriormente nuevos proyectos, los cuales puedan estar enfocados a dar una solución a dicho problema de salud, ya sea desarrollando un implante o alguna prótesis que conlleve a su futura solución.

4 MARCO TEÓRICO

4.1 ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS

A Porcine Knee Model Is Valid for Use in the Evaluation of Arthroscopic Skills: A Pilot Study⁵. En este estudio se validó el modelo porcino como alternativa para especímenes humanos en el entrenamiento de la cirugía artroscópica, la cual es una cirugía de mínima invasión. Se comprobó que la habilidad para intervenir en los dos modelos (tanto porcino como humano) para médicos con el mismo nivel de habilidad, fue similar, aun cuando la rodilla porcina presentase diferencias, entre las más destacables el tamaño de la patela y un espacio intra-articular más ajustado, lo cual a pesar de añadir dificultades en el procedimiento, resulta de igual forma favorable para la práctica de la artroscopia.

La importancia de este estudio radicó en determinar de manera objetiva, que es posible evaluar las habilidades del cirujano que está aprendiendo, empleando un modelo de bajo costo y asequible.

⁵ MARTIN R, GILLIS D, LEITER J, SHANTZ J, MACDONALD P. “ *A Porcine Knee Model Is Valid for Use in the Evaluation of Arthroscopic Skills: A Pilot Study*”. En: *Clinical Orthopaedics And Related Research* [serial online]. April 2016; p. 965-970.

Osteotomía tibial valguizante. Osteosíntesis con tornillos canulados. estudio biomecánico experimental⁶ Para poder realizar este estudio, el autor tuvo que desarrollar 3 estudios pilotos previos en tejido óseo animal; más exactamente en rodillas porcinas, para diseñar un bastidor que permita fuerzas axiales y para observar el efecto en varios procesos de congelación y descongelación de las muestras. Para ello se realizan análisis en la anatomía del cerdo realizando una disección de la rodilla porcina, conservando la articulación a excepción del aparato extensor (tendón rotuliano y rótula) y retirando estabilizadores dinámicos tanto extensores como flexores.

En este trabajo mediante la observación y medición respectiva, se obtuvieron resultados que permiten evidenciar las diferencias morfológicas y volumétricas. Se concluye que las diferencias no interfieren de forma importante en la metodología que se propone, por lo cual el modelo de animal porcino es adecuado para los estudios y podría compararse en magnitud con una rodilla humana pequeña.

Además mediante pruebas mecánicas, en muestras sometidas al proceso de congelación/descongelación (5 ciclos), se comprobó que este proceso no

⁶ SERRA PORTA, Teresa. "Osteotomía Tibial Valguizante. Osteosíntesis Con Tornillos Canulados. Estudio Biomecánico Experimental". Universitat Autònoma de Barcelona, 2003

modifica las características mecánicas, pico de fuerza y rigidez, ni la morfología de las curvas de fuerza vs desplazamiento⁷.

Biological, biochemical and biomechanical characterisation of articular cartilage from the porcine, bovine and ovine hip and knee.⁸ Este estudio tiene como objetivo determinar el material de partida para el desarrollo de un injerto osteocondral, para ello fue necesario realizar diferentes estudios histológicos al tejido osteocondral de tres especies diferentes, especialmente para nuestro interés de los cóndilos femorales tanto laterales como mediales y del cartílago articular de la meseta tibial. Se realizó un análisis estadístico para determinar las variaciones significativas en los diferentes componentes del tejido.

Y por último se concluyó que el cartílago de los cóndilos tanto del porcino como del bovino constituyen los mejores materiales de partida para desarrollar la descelularización⁹, para lo cual es importante que el material empleado sea lo más similar posible al cartílago articular humano.

⁷ *Ibid.*, p116.

⁸ FERMOR, H; MCLURE, S; TAYLOR, S; RUSSELL, S; WILLIAMS, S; FISHER, J; INGHAM, E. “*Biological, biochemical and biomechanical characterisation of articular cartilage from the porcine, bovine and ovine hip and knee*”. En: *Bio-Medical Materials And Engineering*. p. 381-395, 2015.

⁹ **Descelularización:** Proceso usado para aislar la matriz extracelular de un tejido con células, obteniendo así un andamio del tejido original que suele ser empleado para la regeneración tisular

Perfil clínico, grado de afectación y manejo terapéutico de pacientes con artrosis en atención primaria: estudio multicéntrico nacional EVALÚA¹⁰ Estudio realizado en pacientes con artrosis de cadera, falanges, cuello y rodillas, que demuestra las características de los pacientes con artrosis y los tratamientos tanto farmacológicos como no farmacológicos que se presentan dependiendo del grado de afectación. Confirma que la mayoría de los afectados son pacientes mayores de 60 años, con algún problema de sobrepeso y la localización más frecuente es en la rodilla, además los tratamientos más frecuentes se basan en analgésicos como el paracetamol y antiinflamatorios no esteroideos, también se evidencia la infrutilización de tratamientos no farmacológicos.

¹⁰ CASTAÑO CAROU, Ana; PITA FERNÁNDEZ, Salvador; PÉRTEGA DÍAZ, Sonia; DE TORO SANTOS, Francisco Javier. “Perfil clínico, grado de afectación y manejo terapéutico de pacientes con artrosis en atención primaria: estudio multicéntrico nacional EVALÚA”. En: Reumatología Clínica. Noviembre 1, 2015. Vol. 11, p.353-360.

Calidad de vida en pacientes con artrosis de rodilla y/o cadera¹¹ Estudio evaluativo de como se ve afectada la calidad de vida en pacientes con osteoartritis, evidencia como la artrosis es una enfermedad progresiva cuyo tiempo de evolución del dolor es mayor con la edad de igual manera demuestra como la rigidez y el dolor, interfieren en las actividades de los pacientes siendo algunas veces causa de caídas que conlleva posteriormente a fracturas.

Cambios cinemáticos de la marcha en pacientes con artrosis de rodilla con diferentes descargas de peso¹² En este artículo se evalúa las limitaciones en la marcha de pacientes mujeres, mayores de 60 años, con osteoartritis y sobrepeso, sometidas al 80%, 90% y 100% del peso corporal. Según las pruebas realizadas se determinó que las modificaciones de los rangos en el movimiento son diferentes en la flexión debido al mecanismo de protección contra el dolor, ya que al aumentar la flexión el roce interarticular aumenta y con esto el dolor percibido por el paciente. La artrosis en la rodilla no solo modifica la marcha en esta articulación sino que también altera el grado de movilidad otras, como en la articulación del tobillo, en la cual los grados de movimiento de flexión plantar y dorsal disminuyen puesto que los tiempos de marcha se hacen menores.

¹¹ BERNAD PINEDA, M; DE LAS HERAS-SOTOS, J; GARCÉS-PUENTES, M. “Calidad de vida en pacientes con artrosis de rodilla y/o cadera.” En: Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Septiembre 1, 2014. Vol. 58, p.283-289.

¹² ALFONSO MORA, Margaret Lorena; ÁVILA BARÓN, Adolfo. “Cambios cinemáticos de la marcha en pacientes con artrosis de rodilla con diferentes descargas de peso”. En: Revista Ciencias de la Salud. Agosto, 2014. Vol. 12, issue 3, p.319-329.

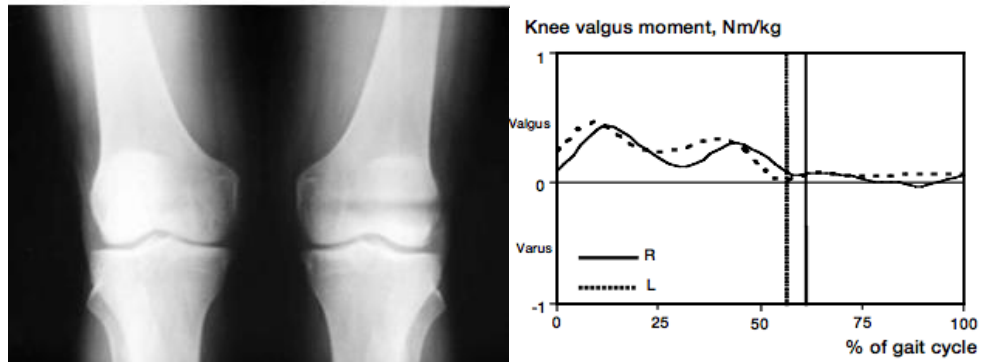
Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis¹³ Comparación de la biomecánica de la marcha en 13 pacientes con osteoartritis temprana de rodilla y 13 controles normales, el estudio se realizó midiendo los eventos en la marcha de forma cinética y cinemática.

Se encontró que los pacientes con artrosis de rodilla la velocidad de caminado, cadencia y la longitud de la zancada se vieron reducidas, por consiguiente el tiempo de paso y soporte aumentó el doble, en general la fase de apoyo se prolongó en el grupo de personas con OA, pero la fase de postura y el pico en la fase de oscilación se redujeron.

Concluyen que aunque alguna modificación en la marcha pueda deberse a otras implicaciones etiológicas, otras surgen como un mecanismo compensatorio en la OA de rodilla.

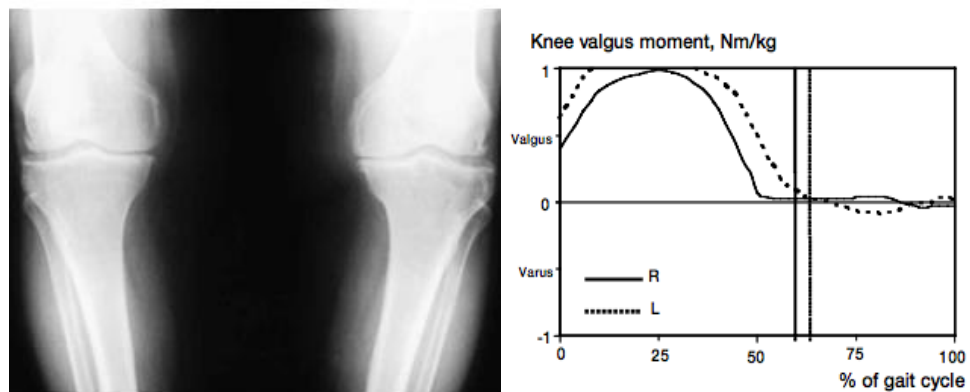
¹³ GÖK, Haydar; ERGIN, Süreyya ; YAVUZER, Günes. "*Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis*". En: Acta Orthopaedica Scandinavica [serial online]. Diciembre, 2002. Vol 73, p647-652.

Figura 2. Radiografía antero posterior y curva de marcha del momento valgo, en rodillas poco afectadas.



Fuente. *Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis*¹⁴

Figura 3. Radiografía antero posterior y curva de marcha del momento valgo, en rodillas afectadas.



Fuente. *Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis*¹⁵

¹⁴ *Ibid*, p650.

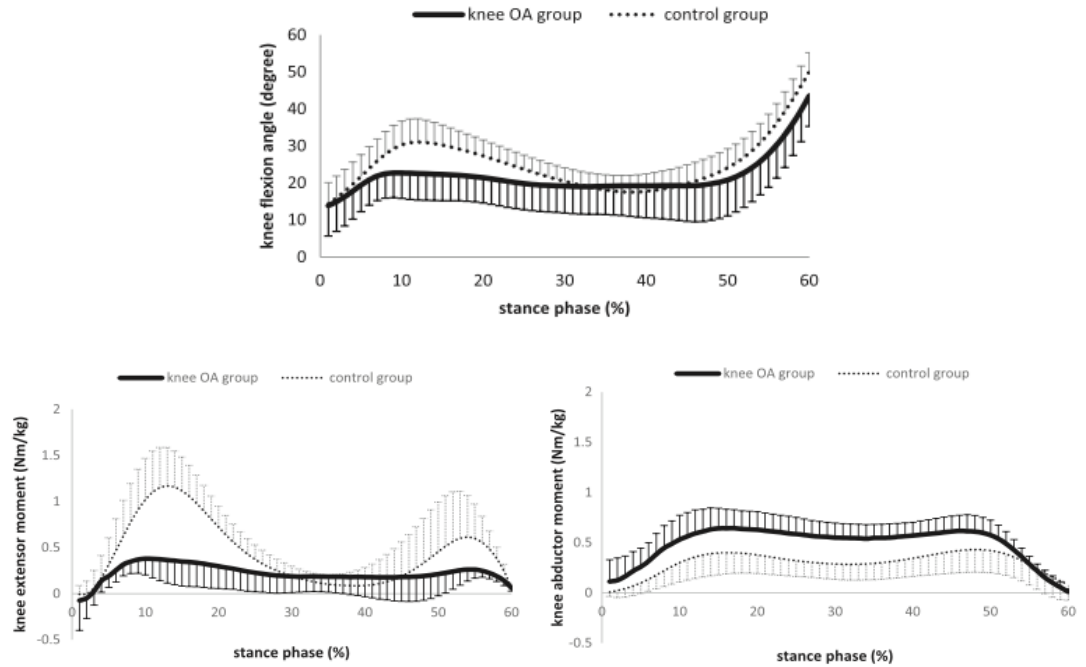
¹⁵ *Ibid*.

Relationships between the center of pressure and the movements of the ankle and knee joints during the stance phase in patients with severe medial knee osteoarthritis¹⁶ Determina la relación entre los cambios en el centro de presión y cómo se alteran las variables cinéticas y cinemáticas en las articulaciones del tobillo y la rodilla durante la fase de soporte en pacientes con OA de rodilla.

Los resultados arrojaron que los desplazamientos laterales en el centro de presión, debido al cambio en la marcha que realizan los pacientes para evitar el dolor, se correlaciona con el ángulo de flexión en la rodilla, con el segundo pico del momento extensor de la rodilla y con el momento del abductor de rodilla. La correlación obtenida fue negativa con respecto a las variables cinemáticas y cinéticas en el plano sagital de las articulaciones de la rodilla, controlar estos desplazamientos laterales en el centro de presiones podría ser una forma efectiva para las cargas mecánicas en la rodilla en la fase de soporte.

¹⁶ FUKAYA, Takashi; HIROTAKA, Mutsuzaki; TOMOYUKI, Okubo; KOICHI, Mori; YASUYOSHI, Wadano. "*Relationships between the center of pressure and the movements of the ankle and knee joints during the stance phase in patients with severe medial knee osteoarthritis*". En: *The Knee, ScienceDirect* . Mayo, 2016.

Figura 4. Datos tomados durante la fase de soporte, para rodillas con OA y el control. Arriba flexión y extensión de la rodilla, abajo izquierda momento extensor de la rodilla, abajo derecha momento abductor.



Fuente. Relationships between the center of pressure and the movements of the ankle and knee joints during the stance phase in patients with severe medial knee osteoarthritis¹⁷

The cartilage thickness distribution in the tibiofemoral joint and its correlation with cartilage-to-cartilage contact¹⁸ El objetivo de esta investigación es verificar si las regiones del cartílago en la articulación tibiofemoral sometidas a contacto con otro cartílago, son más gruesas que en otras regiones. Este estudio demostró que en las rodillas normales el cartílago con estas condiciones era significativamente más grueso,

¹⁷ *Ibid*, p632-633.

¹⁸ LI, Guoan; PARK, Sang Eun; RUBASH, Harry, et al. "The cartilage thickness distribution in the tibiofemoral joint and its correlation with cartilage-to-cartilage contact". En: *Clinical Biomechanics* . Enero, 2005. Vol 20 p 736-744.

aproximadamente entre el 20% y el 40%, que en las regiones donde no existía el contacto cartílago-cartílago.

4.2 REFERENTES TEÓRICOS

4.2.1 Anatomía de la rodilla humana. La rodilla es una de las articulaciones más importantes y complejas del cuerpo, está conformada por huesos, ligamentos/tendones y músculos. Esta articulación se encuentra envuelta en una cápsula que contiene líquido sinovial, el cual funciona como lubricante.

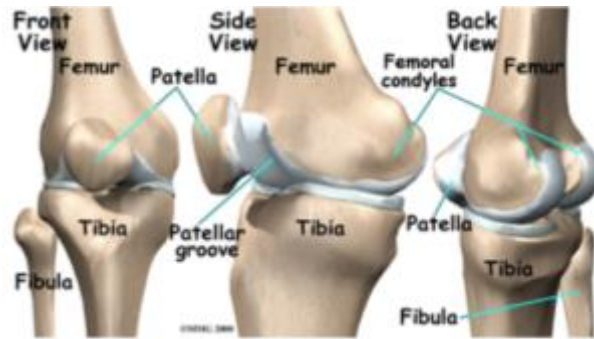
Huesos

Fémur: Hueso más largo del cuerpo humano, tiene una forma oblicua gracias a la distancia que hay entre las caderas, presenta una estructura tubular que permite la inserción de los músculos del muslo y en la parte inferior se encuentran los cóndilos.

Rotula: Es el hueso que tiene forma redonda y plana, en su cara posterior se contacta con los cóndilos femorales. Su función es aumentar el brazo de palanca del mecanismo extensor.

Tibia: Soporta el peso corporal y transmite las fuerzas de la rodilla al tobillo, en su parte superior se apoyan los cóndilos femorales. La tibia y el peroné conforman una articulación casi fija que sólo realiza movimientos de deslizamiento.

Figura 5. Estructura de rodilla y huesos.



Fuente. http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/de_l_lm/capitulo2.pdf

Meniscos: Estructura cartilaginosa entre los cóndilos y los patillos tibiales, funcionan como amortiguadores al transmitir el peso a través de la articulación.

Ligamentos: Son trozos de tejido duro que conectan los extremos del fémur y la tibia, los laterales previenen el movimiento excesivo hacia los lados mientras que los cruzados dominan el movimiento adelante-atrás. Los ligamentos alerones rotulianos fijan la rótula a los cóndilos femorales.

Músculos

Músculos: Entre los músculos involucrados en la articulación de la rodilla, se encuentran los extensores y los flexores.

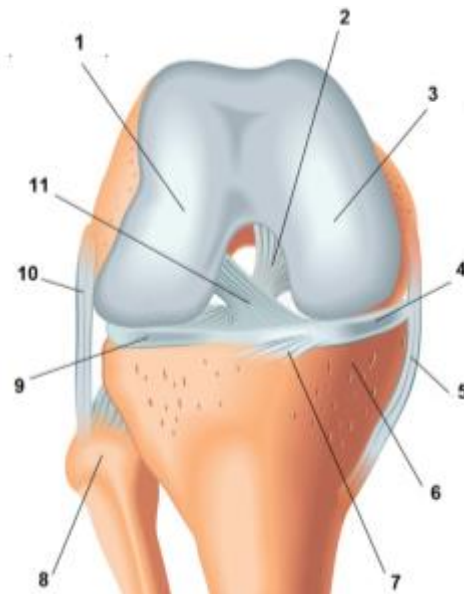
Los músculos extensores tienen la función de extender la rodilla manteniendo el equilibrio siendo el más importante los cuádriceps, mientras que los flexores son los

que se encuentran en la parte posterior del muslo, estos trabajan para doblar la articulación.

Es de gran importancia tener claridad en cuanto a la ubicación de cada una de las estructuras y estabilizadores estáticos presentes en la totalidad de la articulación en estudio, por esta razón se hace necesario su identificación en cuanto a estructura y posición dentro de la misma, tanto en su cara anterior como posterior.

Figura 6. Cara anterior rodilla derecha humana vista de frente.

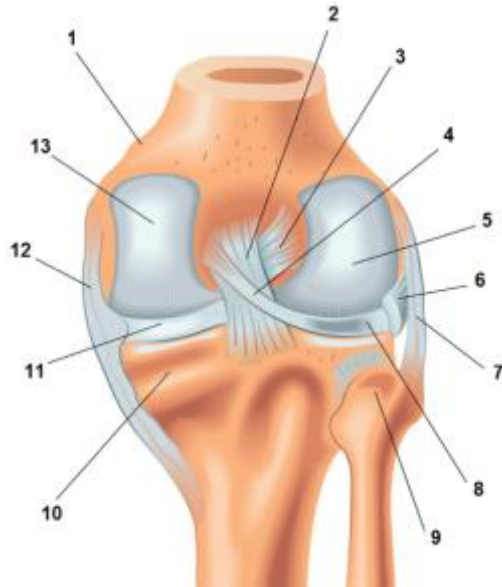
(1)Cóndilo lateral del fémur. (2)Ligamento cruzado posterior. (3)Cóndilo medial del fémur. (4)Menisco medial. (5)Ligamento colateral medial. (6)Cóndilo medial tibial. (7)Ligamento transversal. (8)Cabeza del peroné. (9)Menisco lateral. (10)Ligamento colateral lateral. (11)Ligamento cruzado anterior.



Fuente. <https://es.dreamstime.com/imagen-de-archivo-vista-delantera-de-la-rodilla-derecha-en-la-flexi%C3%B3n-image33063151>

Figura 7. Cara posterior rodilla derecha humana.

(1)Epicóndilo medial del fémur. (2)Ligamento cruzado posterior. (3)Ligamento cruzado anterior. (4)Ligamento meniscofemoral posterior. (5)Cóndilo lateral del fémur. (6)Tendón del músculo poplíteo. (7)Ligamento colateral lateral. (8)Menisco lateral. (9)Cabeza del peroné. (10)Cóndilo medial tibial. (11)Menisco medial. (12)Ligamento colateral medial. (13)Cóndilo medial del fémur.



Fuente. <https://es.dreamstime.com/fotograf%C3%ADa-de-archivo-vista-posterior-de-la-rodilla-derecha-en-la-extensi%C3%B3n-image33094002>

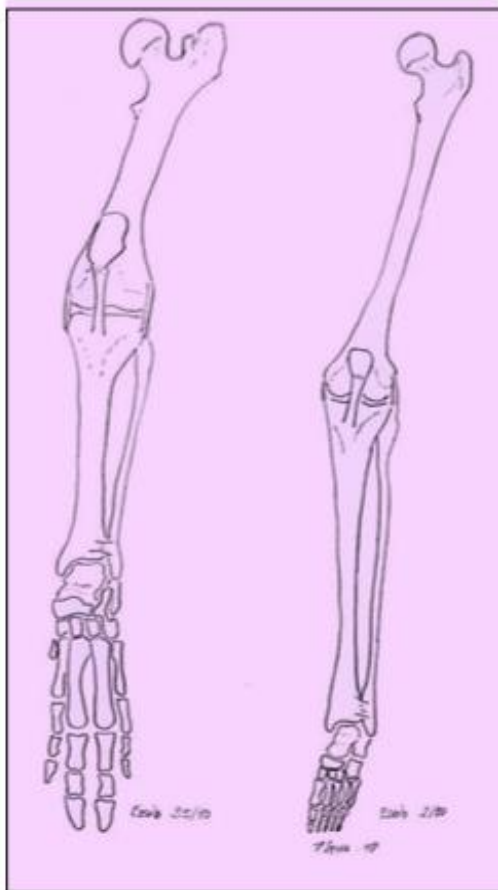
4.2.2 Anatomía rodilla de cerdo doméstico. Al emplear en este estudio un modelo animal, que en este caso es el *Sus scrofa domestica*¹⁹ (cerdo doméstico), se hace necesario conocer e identificar la ubicación de cada una de las estructuras y estabilizadores estáticos presentes en la totalidad de la articulación del espécimen a disposición. Por esta razón, previo a la carga mecánica, se realiza disección anatómica de las estructuras estabilizadores dinámico y estáticos intra y extrarticulares de la rodilla porcina con el fin de hacer un reconocimiento de dichas estructuras, sus similitudes con el humano y cada una de las posiciones dentro de la articulación, para corroborar si corresponde de forma similar tanto en su cara anterior como posterior.

A nivel de la articulación de la rodilla, el porcino presenta ciertas similitudes con la estructura ósea, muscular y ligamentosa humana. Es claro que de acuerdo a la disposición anatómica del cerdo, debido a su hábito cuadrúpedo (postura de semiflexión), existe una predominancia en los músculos flexores, además de la gran diferencia en la magnitud de la rótula, comparada con la rodilla humana. De igual forma, se confirmó que dicha articulación cuenta con estabilizadores estáticos y dinámicos, los cuales no son tenidos en cuenta para este estudio, porque al emplearse un modelo cadavérico, estos dejan de funcionar al depender de las enervaciones y tono muscular, que tiende a disminuir y posteriormente desaparecer en el cadáver. De esta manera, se logró determinar que la morfología del cerdo permite la extensión completa cuando no existen los estabilizadores dinámicos, por lo que se puede decir, que estos limitan en cierta parte el movimiento de la rodilla. En este orden de ideas, en un cadáver porcino la rodilla debe alcanzar una posición

¹⁹ Es una subespecie de mamífero artiodáctilo (número par de dedos), domesticada y empleada para la alimentación humana por diversos pueblos. Se cree que su domesticación se inició aproximadamente hace unos 13.000 años.

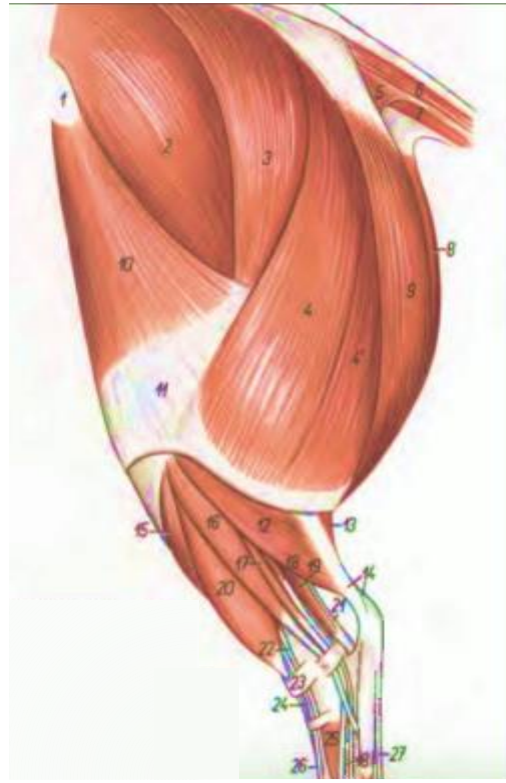
cercana a la extensión completa, ya que las estructuras que permitían que se flejara y restringían su completa extensión, se encuentran ausentes.

Figura 8. Comparación a escala de la extremidad inferior porcina y humana.



Fuente. <http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/4261/tsp2de3.pdf?sequence=2>

Figura 9. Grupo muscular del cerdo, vista lateral.

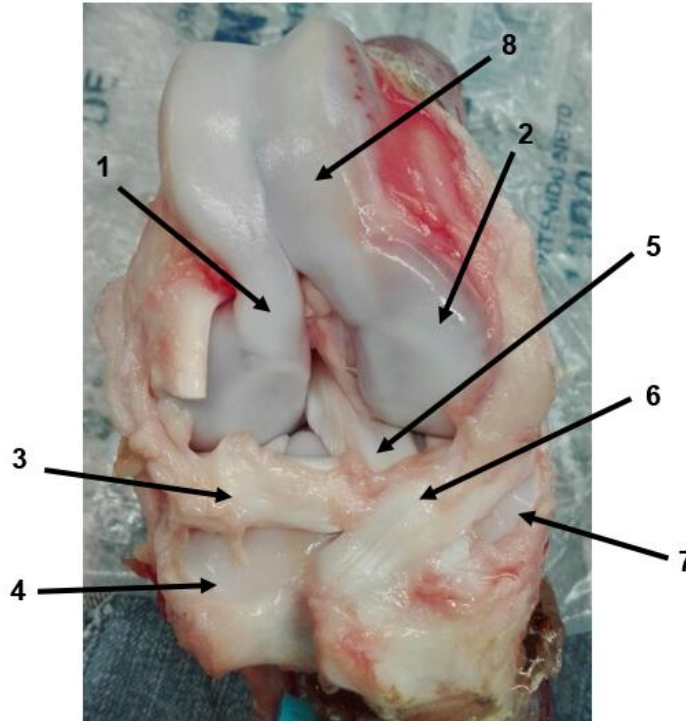


Fuente. Atlas de la anatomía topográfica de los animales domésticos. POPESKO, Peter. 2da Edición.

Una vez realizada la disección e identificación de las estructuras que se señalan en las figuras 10 y 11, los estabilizadores dinámicos y siguiendo con la disección, se encontró en la cara anterior que el ligamento colateral lateral tiene una mayor densidad en el cerdo, por lo tanto tiende a ser más fuerte y que ejerce mayor estabilidad, además su inserción es más anterior que en las rodillas de humano. También, se observó que el ligamento colateral medial tiene una forma triangular de vértice distal y de base proximal.

Figura 10. Elementos cara anterior rodilla derecha porcina.

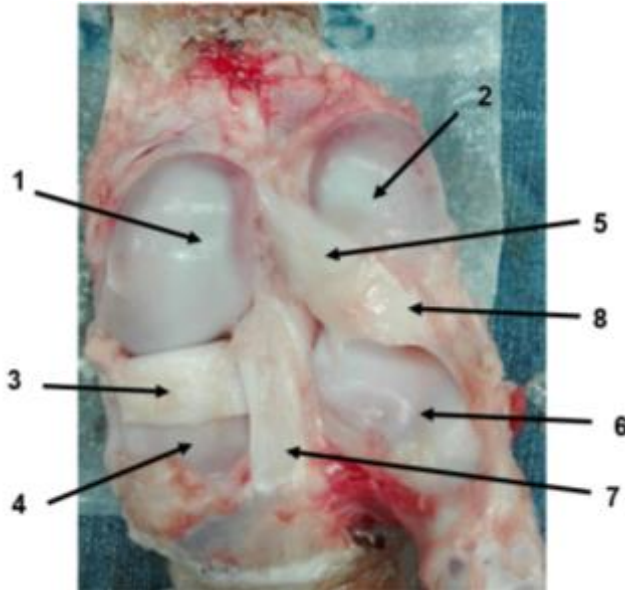
(1) Cóndilo femoral lateral. (2) Cóndilo femoral medial. (3) Ligamento meniscofemoral anterior. (4) Menisco lateral. (5) Ligamento cruzado anterior. (6) Ligamento meniscotibial anterior (7) Menisco medial. (8) Tróclea.



En cuanto a la parte posterior de la rodilla (Figura 11), se encuentra que la inserción de los meniscos presenta una configuración diferente, ya que están cruzados entre sí, lo cual no se presenta en el humano, en donde hay presencia de un ligamento transverso entre ellos, además realizando la correspondiente disección, se puede observar que el ligamento cruzado posterior, se unía en el mismo punto entrelazado por debajo de la inserción meniscal al cóndilo lateral de la tibia.

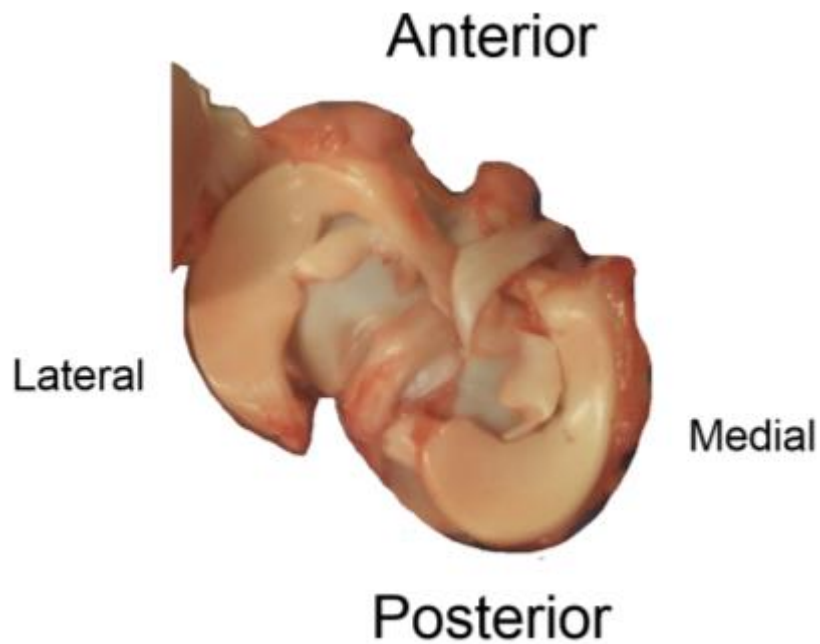
Figura 11. Elementos cara posterior rodilla derecha porcina.

(1) Cóndilo femoral medial. (2) Cóndilo femoral lateral. (3) Menisco medial. (4) Cóndilo tibial medial. (5) Ligamento meniscofemoral posterior. (6) Cóndilo tibial lateral en sus cara posterior (7) Ligamento cruzado posterior.



Continuando con la disección exploratoria y para lograr un reconocimiento más interno de la articulación, se procedió a retirar el ligamento colateral medial, separando el fémur de la tibia y dejando al descubierto la zona meniscal sobre la meseta tibial, lo que permitió observar que el menisco medial cubre gran parte la superficie del cóndilo medial de la tibia, mientras que el menisco lateral deja más al descubierto la superficie del cóndilo lateral tibial en su zona más central (ver Figura 12).

Figura 12. Ubicación de los meniscos sobre la meseta tibial.



Por otro lado, se encontró una similitud en cuanto al músculo poplíteo ubicado posteriormente en la articulación, el cual cruza la articulación femorotibial para insertarse como tendón más arriba del cóndilo lateral del fémur llamada fosa poplíteo del fémur, además de esto, cuenta con una enervación en su parte posterior, que consta de la arteria, vena y nervio, posicionada de igual forma que en los humanos.

Un hallazgo igualmente importante es que la rodilla porcina cuenta con un estabilizador dinámico extra frente a los presentes en la rodilla humana, nombrado inicialmente como un tendón tibio-troqueal, que posiblemente sea la inserción proximal del tendón conjunto del peroneus tertius + extensor digitorum longus y que

se ubica desde la parte posterior del fémur para luego insertarse en un músculo anterior de la tibia, la existencia de este tendón, no afecta la realización de las pruebas puesto que los estabilizadores dinámicos son eliminados.

De esta manera, con la anatomía comparada mediante las disecciones realizadas, se puede concluir nuevamente, que el modelo cadavérico porcino es un modelo de fácil adquisición y que es válido para realizar estudios biomecánicos a nivel de investigación, sin incurrir en dilemas éticos, a los que se estaría sometiendo el estudio de ser empleadas rodillas cadavéricas de humano.

4.2.3 Cartílago articular. El cartílago articular es una capa delgada de tejido conectivo fibroso que cubre los extremos de los huesos, para suministrar una superficie lisa y facilitar el deslizamiento de las superficies en la articulación, tiene baja tasa de regeneración puesto que no cuenta con un sistema vascularizado que permita la llegada de sangre al tejido dañado. El cartílago, permite la transmisión de fuerzas a través de las articulaciones y su distribución para minimizar la concentración de esfuerzos.

Estructura del cartílago articular. Posee una matriz orgánica sólida con poros elásticos y contiene líquido intersticial, el cual es determinante tanto en las propiedades visco-elásticas como en el mecanismo de lubricación. En base a esto, el cartílago puede soportar cargas mecánicas bajo condiciones de flujo y desplazamiento en el contorno, de forma correcta, siempre y cuando pueda realizar deformación de la matriz sólida y variar su presión conforme se expulsa el fluido al tejido.

Las células existentes en el cartílago articular son los condrocitos, su función principal es la síntesis y degradación de la matriz extracelular. Se cree, que tienen la capacidad de detectar cambios en la presión y en el flujo, como respuesta a estos estímulos, proceden a sintetizar o degradar la matriz²⁰; los condrocitos son los encargados de producir colágeno tipo II y proteoglicanos (componentes de la matriz extracelular). Puesto que el cartílago tiene propiedades anisotrópicas, la forma y

²⁰ CABALLERO A, Pedro Julio. Histología y composición. En: "Análisis computacional del comportamiento mecánico del cartílago articular basado en un modelo viscoelástico". Universidad Nacional de Colombia. Facultad de Ingeniería. p9, 2012.

concentración de estas células dependen de la capa de cartílago en que se encuentren.

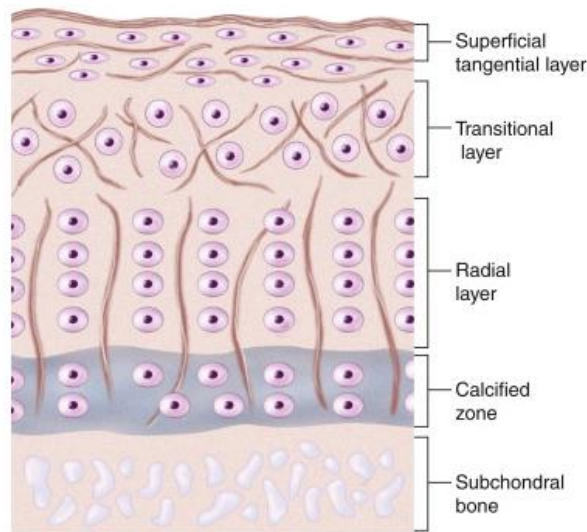
Matriz extracelular. El colágeno le da resistencia a la tensión al cartílago y de igual manera aporta propiedades compresivas al tejido compuesto; cuando las cargas compresivas actúan, estas se distribuyen en las fibras de colágeno que trabajan a tensión. Los proteoglicanos son cadenas de moléculas hidrofílicas, que se repelen para ocupar el mayor volumen. Estas proteínas son las encargadas de darle la resistencia a la compresión al cartílago articular ya que aumentan la carga negativa dentro de la matriz, creando fuerzas de repulsión a la carga compresiva²¹.

Además de los componentes anteriores, la matriz se provee del líquido sinovial, el cual lubrica las articulaciones y es importante para el deslizamiento relativo de las superficies en contacto.

Como se había mencionado antes las propiedades del cartílago son anisotrópicas, es decir, en este caso la mayor variación de sus propiedades se da perpendicular al plano transversal del cuerpo para el caso de la rodilla, es decir varían con la profundidad del cartílago, a continuación, se describirán cada una de las zonas con sus componentes y propiedades.

²¹ CABALLERO A, Pedro Julio. Propiedades físicas y mecánicas del cartílago. En: "Análisis computacional del comportamiento mecánico del cartílago articular basado en un modelo viscoelástico". Universidad Nacional de Colombia. Facultad de Ingeniería. p11, 2012.

Figura 13. Capas del cartílago articular.



Fuente. Cirugía del cartílago, un manual operatorio. Mats Brittberg, Wayne Gershoff.

La zona superficial o tangencial: Es una zona delgada, las fibras de colágeno están ubicadas de forma paralela a la superficie del cartílago, la forma de los condrocitos en esta zona es achatada, en esta zona hay mayor cantidad de fibronectina y agua, los proteoglicanos están en menor cantidad debido a que se degradan más rápidamente, de igual manera hay poco colágeno²².

²² *Shriners Hospitals for Children, Department of Surgery McGill University, Montreal, Quebec, Canada. Composition and structure of articular cartilage: a template tissue repair. Clin Orthop Relat Res. 2001 Oct;(391 Suppl): S26-33.*

Zona de transición: En esta zona, la ubicación de las fibras de colágeno es de forma aleatoria, condrocitos metabólicamente más activos, hay una concentración superior de proteoglicanos y algo menor de agua²³.

Zona media o radial: Las fibras de colágeno se ordenan de forma paralela a la superficie del cartílago, en esta zona son de mayor diámetro. Por otra parte los condrocitos presentan una forma más esférica y están orientados de igual forma en columnas radiales. La concentración de proteoglicanos en esta zona es la más elevada²⁴ y la de agua es la menor, es aquí donde hay mayor capacidad de resistir las cargas compresivas.

Zona calcificada: Esta es una zona de transición entre el cartílago que es blando y el hueso que es duro, la matriz extracelular se encuentra calcificada. Los condrocitos están metabólicamente activos, mantienen y nutren al cartílago.

Una de las afecciones que puede llegar a padecer el cartílago es la condromalacia²⁵ que se presenta cuando este se ablanda. Es causada por el uso excesivo muscular o por su debilidad, pero de igual forma también puede deberse a que la rodilla no esté bien alineada. Un golpe en la rodilla puede generar un desprendimiento del cartílago que contenga un fragmento de hueso, lo que también produciría dicha afección.

²³ *Ibid.*

²⁴ *Ibid.*

²⁵ Condromalacia: Enfermedad caracterizada por la degeneración de la superficie articular cartílago.

4.2.4 Biomecánica de la articulación de la rodilla. La articulación de la rodilla, puede someterse a cambios de carga al estar desarrollando una actividad sin perder su estabilidad, ya que existe una simultaneidad de condiciones dentro y alrededor de la misma que la garantizan. Dichas condiciones están compuestas por la geometría articular, las cargas aplicadas sobre la articulación y las restricciones que imponen los tejidos blandos a su alrededor, las cuales son abarcadas por la artrocinemática, la cinética estática y dinámica de la rodilla.

Al generarse un movimiento de flexión o extensión de la articulación, surgen movimientos internos intrínsecos como giros, rodamientos o deslizamientos que relacionan dos planos articulares, estos movimientos son estudiados y descritos por la artrocinemática. Cuando hay flexión en la articulación femorotibial se presenta una cadena cinética cerrada (extremo distal fijo), la cual se da cuando los cóndilos femorales se mueven con respecto a los platillos tibiales, causando un rodamiento posterior y un deslizamiento anterior de los cóndilos femorales de forma simultánea para evitar el desencaje del fémur con la tibia, la cual describe una rotación medial con respecto al fémur. Por otro lado, en extensión se genera una cadena cinética abierta, en la cual hay una rotación lateral de la tibia con respecto al fémur relativamente fijo durante los últimos 30° de extensión.

La cinética, en la biomecánica aparte de enfocarse en las fuerzas que producen el movimiento, también estudia el sistema que estabiliza las articulaciones, teniendo en cuenta tanto los elementos capsulo-ligamentosos (pasivos), como los músculos (activos), que a su vez trabajan de forma simultánea. Entre los estabilizadores pasivos de la rodilla se encuentran los tejidos blandos para garantizar la restricción durante el movimiento, la cápsula articular que al ser laxa facilita la flexión, también los meniscos, que son importantes en la distribución de fuerzas y dan cierto grado

de estabilidad (entre el 50 y el 70% de las cargas)²⁶ y por último, los ligamentos que estabilizan la rodilla, evitando su rotación tanto medio-lateralmente, posición de varo y valgo, como antero posteriormente para evitar hiperextensión.

En cuanto a las fuerzas, existen dos fuerzas que actúan de forma directa sobre las articulaciones en la rodilla, en la articulación femorrotuliana y la femorotibial; que de forma simultánea pueden descomponerse en el compartimiento medial y lateral de la misma, mientras se desarrollan actividades del miembro inferior. Estas fuerzas se componen por el peso del cuerpo, que se contrarresta con la fuerza de reacción generada sobre el suelo y las contracciones musculares. El par de fuerzas producen el movimiento descrito por las articulaciones, por medio del desplazamiento que se genera entre las superficies articulares. La fuerza resultante que equilibra al sistema que se da en la articulación, es la fuerza de reacción que comprime entre sí a las superficies articulares. Estas fuerzas son la principal causa del daño progresivo que se da en las superficies articulares a medida que sus componentes, principalmente de compresión y de cizallamiento (que en algunos casos es despreciado debido a su bajo coeficiente de fricción), van lesionando la estructura del cartílago articular.

²⁶ PANESSO, María Claudia; TRILLOS, María Constanza y TOLOSA, Ingrid. Biomecánica clínica de la rodilla. Facultad de rehabilitación y desarrollo humano. Primera edición. Bogotá, diciembre de 2008. [En línea] Disponible en: *Doc.investig.Fac.Rehabil.* Desarro. Hum.

4.2.5 Osteoartritis. Trastorno crónico que puede presentar episodios de dolor e inflamación que sugieren sinovitis causada por trauma o enfermedad por depósitos de cristales²⁷. Se caracteriza por causar degradación progresiva del cartílago articular, hipertrofia del hueso a su alrededor y cambios en la membrana sinovial; produciendo dolor articular y rigidez.

Generalmente la osteoartritis suele presentarse gradualmente y puede ser probable que inicie como producto de un funcionamiento anormal de las células sintetizadoras de colágeno y proteoglicanos²⁸, los cuales son componentes fundamentales del cartílago; también puede deberse a sobrepeso, envejecimiento o lesiones.

El cartílago osteoartrotico se caracteriza por presentar fisuras, micro fracturas y pérdidas focales de proteoglicanos en el tejido, lo que conlleva a vulnerabilidad frente a cargas compresivas; de igual forma presenta la formación de osteofitos que son intentos de regeneración.

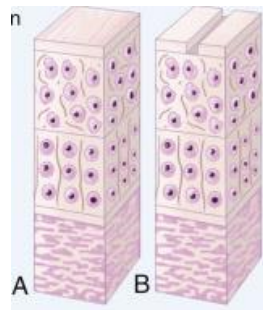
²⁷ TITO RAMÍREZ, Erika. Osteoartritis. En: Revista de Actualización Clínica Investiga. Vol. 17. La Paz mar. 2012.

²⁸ LÓPEZ ARMADA, María José; VAAMONDE.GARCÍA, Carlos; CARAMÉS, Beatriz; LIRES-DEÁN, Marcos; CILLERO-PASTOR, Berta; BLANCO GARCÍA, Francisco. Evidencia de mecanismos inflamatorios en la osteoartritis. Reumatología clínica. [en línea] <<http://www.reumatologiaclinica.org/es/evidencia-mecanismos-inflamatorios-osteoartritis/articulo/13111166/>> [citado en 25 de julio de 2017]

4.2.6 Clasificación de lesiones condrales según la sociedad internacional de reparación del cartílago (ICRS). Existen diversas clasificaciones dentro de la comunidad científica referente a las lesiones condrales, por lo tanto se decidió partir desde la sugerida por la sociedad internacional del cartílago, la cual sintetiza y las integra en una sola. La clasificación de la ICRS (*International Cartilage Repair Society*) se rige según la profundidad de la lesión, en esta, existe 4 grados de lesión según la profundidad de la lesión sobre el cartílago y son los siguientes: ²⁹

- o **Grado 1- Cercano a lo normal.** Son lesiones superficiales, depresiones blandas como se muestra en la figura 13.A y/o fisuras superficiales como se ve en la figura B. Reblandecimiento del cartílago

Figura 14. Lesión superficial- grado uno de lesión condral según la ICRS.



Fuente: Cirugía del cartílago, un manual operatorio. Mats Brittberg, Wayne Gersoff, pág 12.

²⁹ BRITTBURG, Mats; GERSHOFF, Wayne. Cirugía del cartílago, un manual operatorio.

- o **Grado 2- Anormal.** Este grado comprende las lesiones que comprenden menos del 50% de profundidad del cartílago.

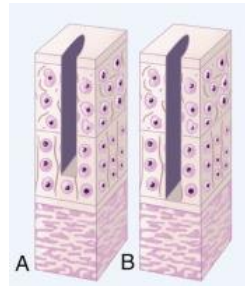
Figura 15. Grado dos de lesión condral según la ICRS.



Fuente: Cirugía del cartílago, un manual operatorio. Mats Brittberg, Wayne Gershoff, pág. 12.

- o **Grado 3- Severamente Anormal.** Comprende las lesiones que superan el 50% del cartílago como se muestra en la figura 15-A, incluyendo las que llegan por debajo de la capa calcificada que sería la figura 15-B, pasando la placa ósea (figura 15-C).

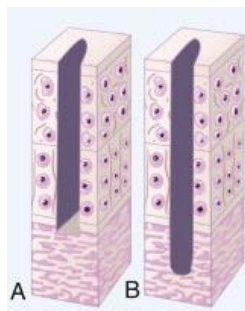
Figura 16. Grado tres de lesión condral según la ICRS.



Fuente: Cirugía del cartílago, un manual operatorio. Mats Brittberg, Wayne Gershoff, pág. 12.

- o **Grado 4- Severamente Anormal.** Incluye a las lesiones que llegan hasta el hueso subcondral, es decir, lesiones osteocondrales como es el caso mostrado en la figura 17-A; o cuando la lesión llega a afectar el hueso trabecular como se evidencia en la figura 17-B.

Figura 17. Grado 4 de lesión condral según la ICRS.



Fuente: Cirugía del cartílago, un manual operatorio. Mats Brittberg, Wayne Gershoff, pág. 12.

5 METODOLOGÍA

5.1 PREPARACIÓN DE MUESTRAS

Las muestras. Todas las rodillas de cerdo incluidas en este estudio fueron seleccionadas al azar sin discriminar sexo, raza o edad y se obtuvieron de material cadavérico porcino destinado a la industria alimentaria. Para las muestras se tomaron patas traseras con un tramo de 10 cm de hueso por encima y por debajo de la articulación de la rodilla. Al momento de la recolección se congelaron dichas muestras y se mantuvieron a 2°C hasta el momento de la disección y posteriormente hasta la realización de la prueba, procurando siempre que las muestras fuesen lo más frescas posibles.

Para realizar la disección, se descongelaron las muestras la noche anterior. Luego se procedió a diseccionar cada rodilla eliminando la piel y la musculatura (estabilizadores dinámicos), dejando al descubierto la cápsula articular. Se hizo una disección anterior en la cápsula para retirar la patela, el tendón patelar y la almohadilla adiposa articular para facilitar el acceso al cartílago articular del fémur, de esta manera también se logró una visión más clara de la inserción tibial del ligamento cruzado anterior y la inserción femoral del ligamento cruzado posterior, también se logró observar la inserción tibial de los ligamentos meniscales. A continuación, se realizó la disección lateral y medial para dejar expuesto tanto el ligamento colateral lateral como el ligamento colateral medial, a los que se les retira todo el tejido adiposo.

Pensando en la inserción de los sensores, se abrió espacio sin lesionar los ligamentos laterales con una tijera quirúrgica, además como estos van ubicados entre la tibia y los meniscos, se retiró una porción de los coronoides meniscales sin desprender sus inserciones a la tibia, de tal forma que al ubicar los sensores estos se doblasen lo menos posible (Figura 17). Ahora bien, la cápsula posterior también es retirada dejando ver tanto el origen tibial del ligamento cruzado posterior y la inserción femoral del ligamento cruzado anterior, como la inserción posterior del ligamento menisco-femoral.

Figura 18. Muestras preparadas para ubicación de sensores.



Al emplear modelos biológicos no se aseguran comportamientos similares incluso entre las rodillas de un mismo individuo, es por ello que antes de inducir el desgaste y de escoger la zona en la cual se realizará, se determinó la posición en la cual iba a estar ubicada la rodilla, para esto se tomó en cuenta la necesidad de darle

objetividad al estudio y asegurar la reproducibilidad del mismo. Se desistió la idea de una posición en flexión, ya que las rodillas podrían ser ligeramente diferentes en longitud lo que posiblemente causaría una variación entre el ángulo femorotibial y como consecuencia no se aseguraría que la fuerza pico se mantuviera siempre dentro de la región en donde se realizó la lesión, además como se puede comprobar mediante la realización de disecciones, al retirar los estabilizadores dinámicos y conservar los estáticos, se pudo obtener una extensión casi completa de forma natural.

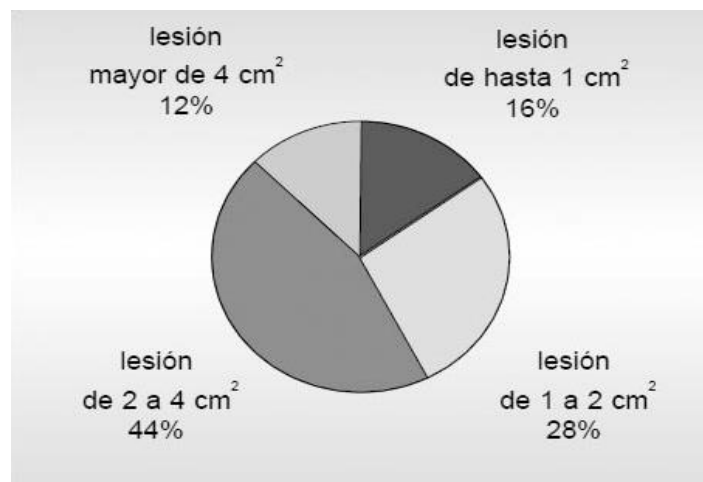
En cuanto al área de contacto fue mediante observaciones y aplicando una carga manual, que se determinó la zona de los cóndilos femorales, meniscos y meseta tibial donde se estaba recibiendo dicha carga. De esta manera, se llegó a la conclusión que en los cóndilos femorales, la carga recae en su parte central posterior (llamado por los autores como trabéculas ovales), en la tibia recae en la parte anterior más externa y en los meniscos llega a la parte interna anterior de cada uno de ellos.

Por otro lado, al momento de definir del tamaño de las lesiones, este proyecto se basó en lo descrito por el artículo, “Lesiones del cartílago de la rodilla: hallazgos artroscópicos con imágenes previas negativas”³⁰, publicado por la revista de artroscopia de la asociación argentina de artroscopia, donde se determinan grillas de 2x1 y de 2x2 *cm* para un área de 3 y 4 *cm*², las cuales están dentro del rango de áreas comprometidas más frecuentes (Figura 18). Además este artículo constata

³⁰ MAMONE, Fabián. “Lesiones del cartílago de la rodilla: hallazgos artroscópicos con imágenes previas negativas”. En: Revista de artroscopia. Asociación Argentina de artroscopia. Vol. 16, p. 123-128, 2009.

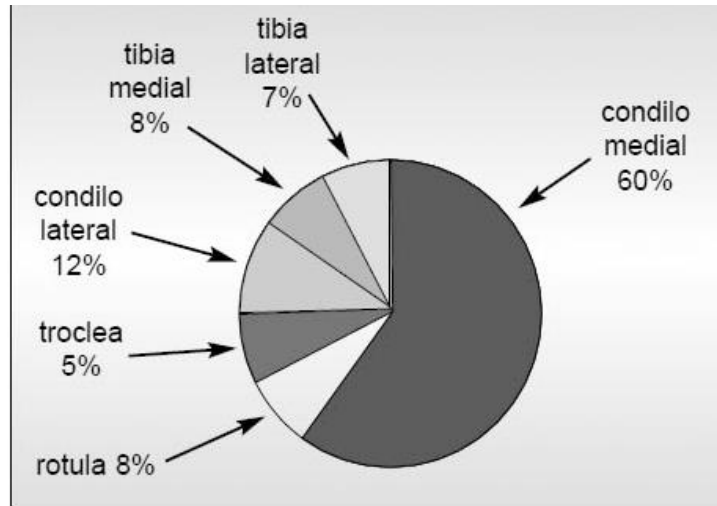
que el cóndilo medial, con lesión única, es el más afectado, al ser el que más soporta carga con lesión focal única, (lo cual también depende de la patología en la alineación que presenten los pacientes, varo, valgo o normal). Sin embargo, para el desarrollo de este estudio se decide analizar el modelo con dos lesiones focales, pues se tiene conocimiento de que en presencia de sintomatología, el paciente presenta en el mayor de los casos reblandecimiento en el cóndilo donde no está la lesión.

Figura 19. Áreas por el tamaño de lesión.



Fuente. <https://www.revistaartroscopia.com/ediciones-anteriores/2009/volumen-16-numero-2/24-volumen-05-numero-1/volumen-16-numero-2/582-lesiones-del-cartilago-de-la-rodilla-hallazgos-artroscopicos-con-imagenes-previas-negativas>

Figura 20. Frecuencia de regiones comprometidas.



Fuente. <https://www.revistaartroscopia.com/ediciones-anteriores/2009/volumen-16-numero-2/24-volumen-05-numero-1/volumen-16-numero-2/582-lesiones-del-cartilago-de-la-rodilla-hallazgos-artroscopicos-con-imagenes-previas-negativas>

Tabla 1. Lesiones focales halladas.

	%	N
Lesión focal única	78	43
2 lesiones focales	12	6
3 lesiones focales	10	5

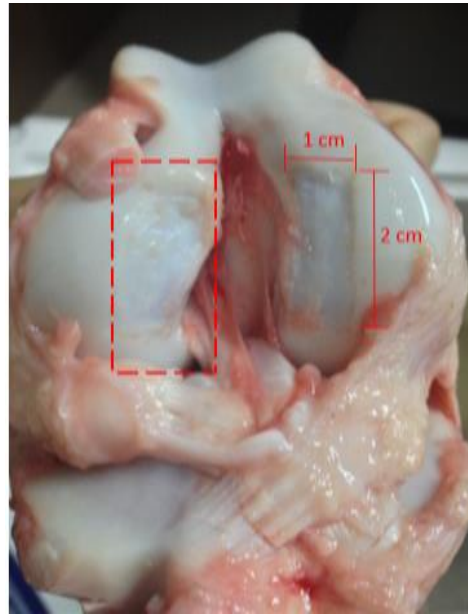
Fuente. <https://www.revistaartroscopia.com/ediciones-anteriores/2009/volumen-16-numero-2/24-volumen-05-numero-1/volumen-16-numero-2/582-lesiones-del-cartilago-de-la-rodilla-hallazgos-artroscopicos-con-imagenes-previas-negativas>

Para inducir el desgaste del cartílago se usó un Foredom (Figura 20) usualmente empleado para engastes o grabados en joyería. Con esta herramienta e inicialmente con una broca de $\frac{1}{16}$ " , se procedió a realizar perforaciones poco profundas sobre la meseta de los cóndilos femorales, donde se daba el contacto con la tibia y parte de los meniscos. Para tener una superficie más pareja fue necesario emplear una fresa de bola de $\frac{1}{8}$ " que unificó las perforaciones anteriormente generadas, de esta manera se generaron grillas de 2x1 *cm* para el caso de desgaste en un grado intermedio (Figura 21) y grillas de 2x2 *cm* para los grados subcondrales.

Figura 21. Foredom, broca y fresa de bola.



Figura 22. Cóndilos femorales con desgaste inducido en grillas 2x1.



Por otro lado, para inducir el desgaste al nivel de la lesión subcondral, se empleó un bisturí quirúrgico con el cual se demarcó el perímetro de la lesión y luego se desprendió suavemente y con cuidado, el cartílago desde su parte más profunda.

Figura 23. Cóndilos femorales con desgaste subcondral inducido en grillas 2x1.



Por último, referente a las muestras cadavéricas, cabe aclarar que aunque la osteoartritis afecta no solo al cartílago articular femoral, sino también al cartílago femoral y meniscos, no fue posible realizar la remoción de cartílago, ni la realización de la meniscectomía por problemas de espacio, para ello habría que cortar algunos ligamentos que son importantes estabilizadores de la articulación por lo que la prueba compresiva no sería exitosa.

5.2 DISPOSITIVO DE ACOPLE PARA RODILLAS

Para poder realizar el debido ajuste y montaje de las muestras en la máquina de ensayos MTS BIONIX 515.11, fue necesaria la adecuación de los extremos libres del fémur y la tibia para realizar una fijación directa y segura a los acoples disponibles en el banco de pruebas, dicha fijación también proporcionó una distribución uniforme de la carga sobre cada uno de los extremos.

Se emplearon tubos de pvc, cada uno de ellos con un diámetro de 1 pulgada y 9 cm de largo, estas medidas se tomaron partiendo de las dimensiones de los acoples disponibles en la máquina y además de comprobar la facilidad de la inserción a estas copas de anclaje. A cada uno de los tubos se les selló uno de sus extremos con cartón y cinta, luego con un pincel se aplica abundante vaselina por todo su interior para evitar que el material de la probeta se pegara a las paredes de los tubos de pvc.

Seguidamente, en un vaso de precipitado se vertió 150 ml de resina de poliéster número 456 y su respectivo catalizador al 1%, se mezclaron con un agitador hasta que el conjunto tornara a un color café oscuro, indicativo de que la mezcla está lista para ser vertida en el interior del tubo del fémur y enseguida se introdujo lentamente el hueso, teniendo cuidado de que no se filtrase mucho aire, se mantuvo la muestra en una posición vertical cuidando que el hueso quedara centrado en el molde de resina por aproximadamente 5 minutos.

A continuación, se deja reposar la probeta de 20 a 30 minutos para que el material se pueda secar debidamente y el proceso de desmolde sea exitoso. Se realiza el mismo proceso de moldeo para la tibia una vez el desmolde del hueso contrario se haya efectuado.

Figura 24. Elaboración dispositivo de acople en resina de poliéster # 456.



5.3 ENSAYOS DE COMPRESIÓN EN TEJIDO CADAVÉRICO

Este estudio se propone a medir la presión ejercida por los cóndilos femorales sobre la meseta tibial, en función del desgaste producido sobre el cartílago femoral, bajo los efectos de una fuerza de 1200 Newton, en la máquina de ensayos universal MTS BIONIX 515.11, del laboratorio de Ensayos Destructivos de la Escuela de Ingeniería Mecánica, actualmente ubicado en el edificio Álvaro Beltrán Pinzón de la Universidad Industrial de Santander.

La primer prueba a realizar corresponde a la rodilla sana, para ello se introduce la probeta del fémur en el acople superior de la máquina, la unión es ajustada mediante tres tornillos posicionados de forma que se asegure una transmisión de carga uniforme y centrada. A continuación, se ubican los sensores *Medical Sensor 4000* (TEKSCAN), con ayuda de pinzas quirúrgicas, para posicionarlos minuciosamente entre los meniscos y la meseta tibial, evitando rugosidades que incurran en la pérdida de sensibilidad. En cuanto al acople inferior, primero se inserta sin ajustar la probeta de la tibia y es asegurado a la base inferior de la máquina mediante dos tornillos que según la posición en que se ajusten, determinan el ángulo de flexión, para nuestro caso de extensión completa este ángulo fue de 90° respecto a la horizontal, una vez hecho esto, se desliza el acople superior hasta lograr la extensión completa permitida por los estabilizadores estáticos del modelo porcino a probar, como se muestra en la Figura 25, posterior a esto se ajusta con tres tornillos la copa inferior, nuevamente asegurando cargas centradas.

Figura 25. Ubicación del modelo porcino en la máquina de ensayos universal.



Los sensores se conectan al transductor de I-SCAN modelo EH-2 de la compañía *Teckscan, Inc*, el cual envía las señales de presión, área y fuerza en tiempo real al programa correspondiente, llamado de la misma manera, el cual mediante su interfaz gráfica genera la imagen de colores, que permite observar la forma de la zona de contacto y que asimismo mediante la escala de colores permite visualizar las zonas de mayor contacto.

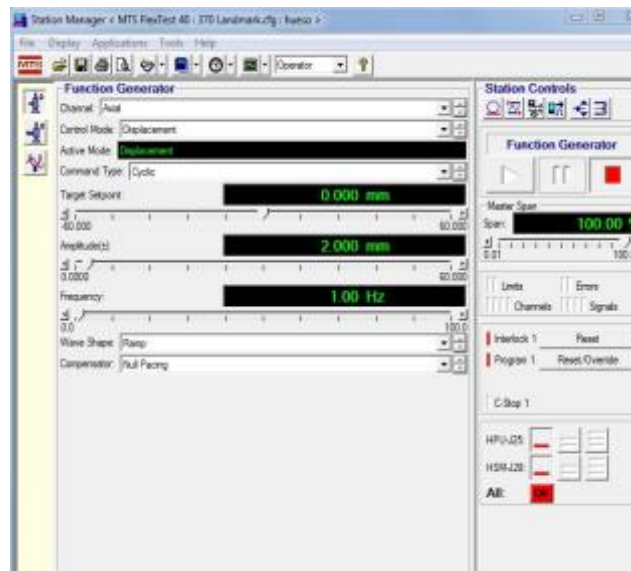
Figura 26. Transductor *I-SCAN*.



Antes de realizar cualquier medición, fue necesario realizar una calibración de los sensores y antes de cada prueba asegurarse de cargar este archivo, el cual además de todo, convierte las mediciones en *Raws* que tiene por defecto el programa, a mediciones con *Newtons*.

Una vez ubicada la muestra, se programa la máquina con el *Command Station Manager*, de la MTS, para realizar el ensayo en huesos; cabe resaltar que previamente fue necesario la realización del *tunning* para este material. Con este mismo programa se controlan mediante el controlador digital *MTS Flex Test 40* los movimientos de manera remota de la máquina, al ya tener ubicada la muestra, se ajusta el cero en el eje vertical de tal forma que desde este punto se empiece a aplicar la fuerza de 1200 N.

Figura 27. Interfaz *Command Station Manager*.



Por otro lado, se debe realizar el programa que indica la fuerza a inducir. Para esto, se empleó el diseño esquematizado (adjunto en el Anexo A) a través del *Multipurpose Elite*, el cual, permitió ingresar las variables con las que funcionaba la máquina en el momento de la prueba. En este orden de ideas, es allí donde se introdujo la fuerza de 1200 Newton, se determinó la rata de aplicación de la misma y el tiempo en que debía mantenerse para estabilizar el sistema. Es en este tiempo de estabilidad en el cual se procede con el programa de *I-SCAN*, a guardar los datos respectivos de presión, fuerza, área y fuerza pico.

Es necesario resaltar que por tratarse de tejidos viscoelásticos, se respetó un lapso de tiempo de 12 horas entre prueba y prueba para diferentes lesiones en una misma rodilla, garantizando así la recuperación de cada uno de los tejidos que comprenden el cartílago y por tanto la articulación.

Figura 28. Montaje de muestra en la máquina de ensayos *MTS BIONIX 515.1*.

(1) Transductor de I-SCAN. (2) Medical Sensor 4000 - TEKSCAN. (3) Acople superior. (4) Acople inferior.



5.4 ANÁLISIS ESTADÍSTICOS

Para la realización del experimento se han seleccionado 7 rodillas de cerdo de dimensiones similares, las cuales al ser sometidas a carga compresiva, muestran su comportamiento con respecto a los factores medibles de fuerza, presión de contacto, área de contacto y fuerza pico, entre los diferentes conjuntos de lesión sobre el cartílago articular. Por lo que se hace un registro de las mediciones obtenidas para cada factor al realizar la prueba sobre cada una de las rodillas, sin dejar de lado el tratamiento o en este caso, el grado de desgaste inducido, se realizó la filtración de datos *outliers* mediante el método de los cuartiles, promedios y desviaciones estándares son calculados para cada uno de los factores, en los distintos grados de lesión.

La herramienta empleada para la realización del estudio es el análisis de varianza (ANOVA), la cual determina el efecto que tiene el factor único del desgaste de cartílago (x) sobre la presión intercondilar (y) que admite la rodilla. Con este método de análisis se logra establecer la existencia de variaciones significativas entre las diferentes lesiones inducidas con respecto a la carga aplicada, o por el contrario puede suponerse que sus medias poblacionales no difieren, y por tanto no hay un efecto entre los mismos. Este método establece que para considerar la existencia de una variación significativa en un grupo de datos, el valor de la probabilidad del ensayo debe ser menor a la confiabilidad del 95%, $\alpha = 0,05$.

Para comparaciones de múltiples tratamientos, además del ANOVA, se emplea el método LSD de Fisher³¹, el cual propone una prueba por parejas basada en la distribución t y determina cuales de estos pares poseen variaciones significativas.

Para mayor información sobre el análisis estadístico, ver Anexo B.

³¹ Ronald Aylmer Fisher, (Londres, Reino Unido, 17 de febrero de 1890 – Adelaida, Australia, 29 de julio de 1962) fue un biólogo y estadístico, usó la matemática para combinar las leyes de Mendel con la selección natural de Darwin.

6 RESULTADOS

Los resultados obtenidos para cada una de las variables, fueron exportados desde el programa de I-SCAN, en un formato .csv; este programa graba los datos de 100 fotogramas, aproximadamente en 25 segundos, en los cuales se asegura que la fuerza de 1200 Newton alcanza un estado estable por un periodo de tiempo, antes de que finalice el programa base. A Partir de ello, se tomó un promedio de estos 100 datos para cada una de las 7 rodillas, en cada una de las lesiones.

Es de gran importancia mencionar que los estudios biomecánicos presentan desviaciones estándares significativas, ligadas intrínsecamente a la incertidumbre en las mediciones y al modelo biológico en sí, de igual forma, también influye la no discriminación de rodillas derechas de izquierdas, razas de porcino, ni edades de las muestras cadavéricas, por lo cual se procedió a implementar una técnica de eliminación de outliers, conocida como el método del cuartil en Excel, empleado como criterio estadístico en la eliminación de datos que estén demasiado desviados del promedio. (Ver en el Anexo C, tabla de datos donde se implementa el método).

A continuación, se muestran los datos corregidos, los outliers resultantes fueron reemplazados por el valor promedio del grupo correspondiente y los valores de promedio y desviación estándar se re-calcularon para cada uno de estos grupos, cabe aclarar que al contar con una cantidad reducida de datos, menor a 10, solo es posible hacer esto con un dato por grupo, es decir más iteraciones no son permitidas.

Tabla 2. Datos consolidados con promedios y desviaciones estándar.

GRADO OSTEOARTRITIS	PRESION [MPa]		FUERZA[N]	
	LATERAL	MEDIAL	LATERAL	MEDIAL
SANO	1,08 ± 0,18	1,45 ± 0,27	366,53 ± 79,99	663,77 ± 256,19
MEDIA	1,06 ± 0,25	1,54 ± 0,15	458,98 ± 108,97	793,37 ± 58,14
SUBCONDRALE 2X1	1,01 ± 0,22	1,47 ± 0,21	366,92 ± 98,44	620,09 ± 92,48
SUBCONDRALE 2X2	1,31 ± 0,22	1,62 ± 0,16	401,02 ± 103,68	682,14 ± 60,75

GRADO OSTEOARTRITIS	AREA [cm ²]		FUERZA PICO [N]	
	LATERAL	MEDIAL	LATERAL	MEDIAL
SANO	3,4 ± 0,47	4,47 ± 0,27	23,03 ± 6,29	33,89 ± 10,86
MEDIA	4,45 ± 0,25	5,15 ± 0,33	21,67 ± 6,78	37,21 ± 9,02
SUBCONDRALE 2X1	3,51 ± 0,24	4,23 ± 0,38	20,1 ± 6,02	32,93 ± 7,13
SUBCONDRALE 2X2	3,3 ± 0,33	4,4 ± 0,68	27,58 ± 4,47	36,92 ± 9,46

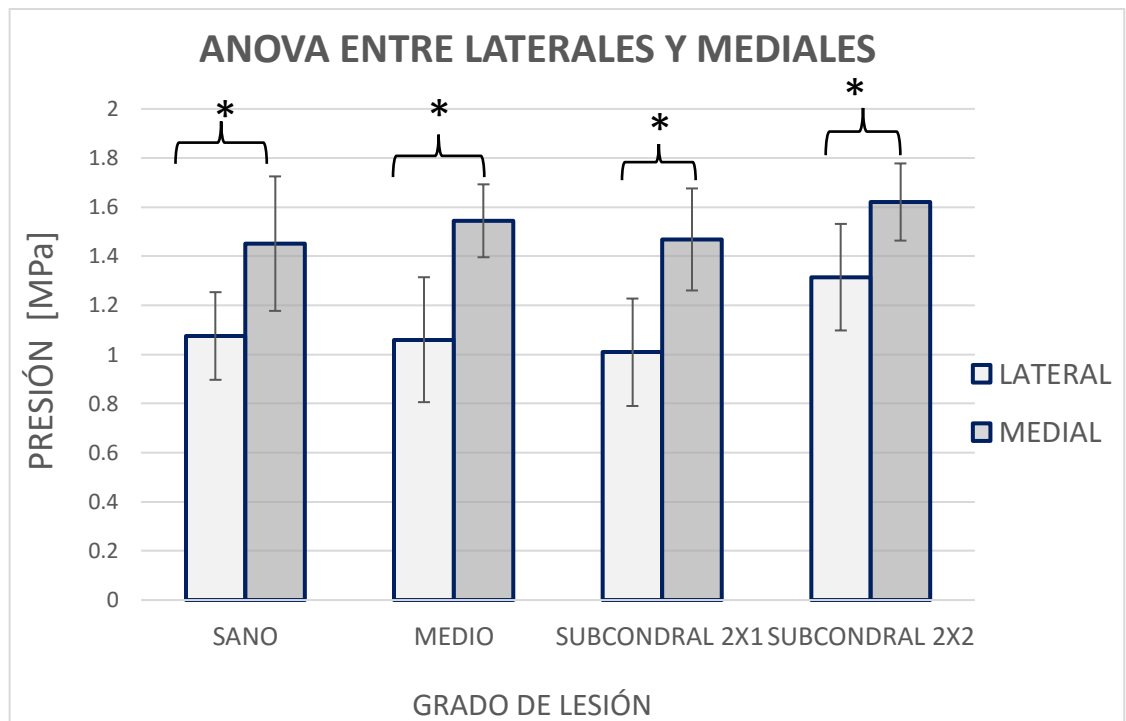
6.1 ANÁLISIS DE VARIANZA ANOVA

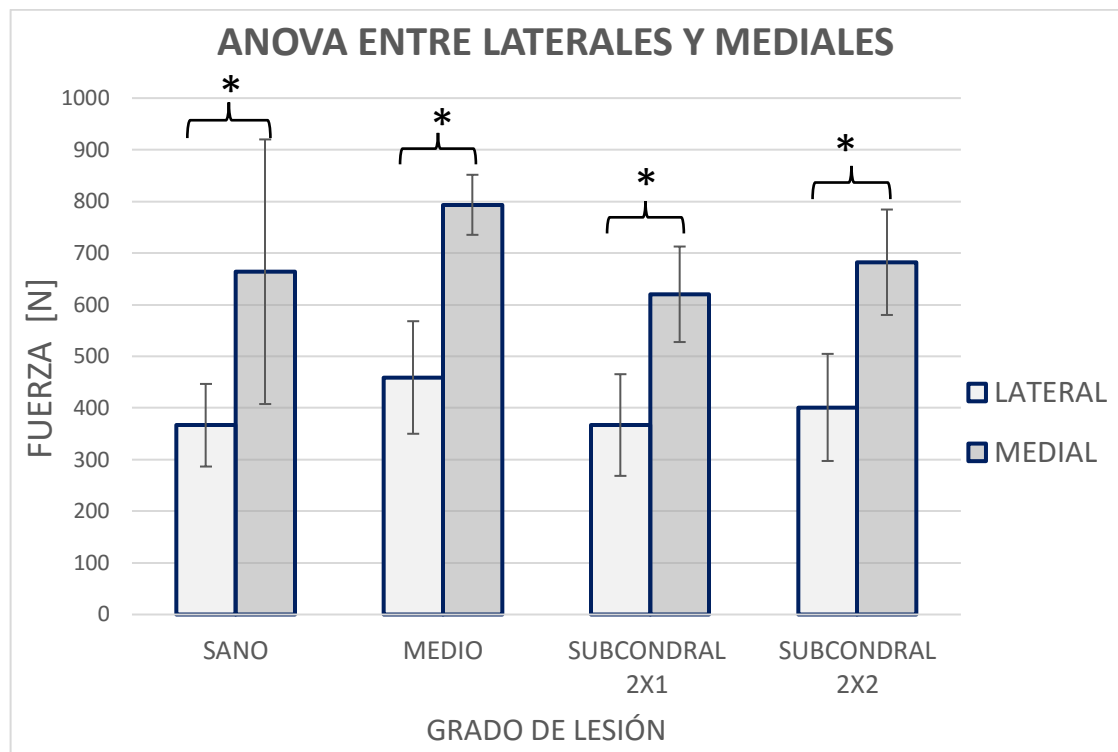
Se realizaron varios análisis de varianza de un factor por medio del método ANOVA, datos de presión, fuerza, área de contacto y fuerza pico para cada grado de lesión fueron comparados. A continuación se efectúa una descripción detallada de los resultados obtenidos para los 3 tipos de análisis realizados.

6.1.1 Anova para cada variable, comparando cóndilos mediales y laterales en cada lesión. Como primera instancia, se pretende demostrar la objetividad de la prueba realizando este análisis de varianza, con el cual, se quiere comprobar que para configuraciones normales de rodilla, el cóndilo medial es aquel que recibe la mayor parte de la carga. Para ello mediante el análisis ANOVA se comparan los valores obtenidos en cada uno de los cóndilos y se evalúa en que situaciones el valor de la probabilidad es menor a 0,05.

En las gráficas de la número 1 a la 3, es posible observar mediante los diagramas de barras las diferencias significativas existentes, además, valores promedios y desviaciones estándar son mostrados.

Gráfica 1. Resultado ANOVA, presión y fuerza entre cóndilos laterales y mediales.



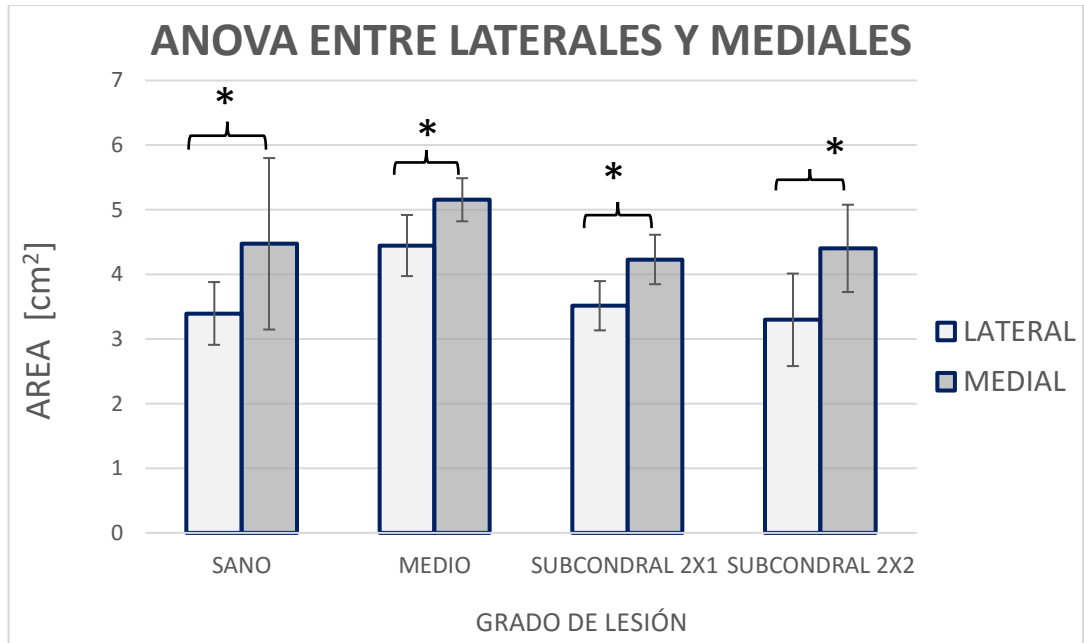


*Existen diferencias significativas

En la gráfica de presión se observan diferencias bastante marcadas entre los compartimientos medial y lateral, con presiones intercondilares para cóndilo medial aproximadamente de un 23% a 45% más que en el lateral, siendo exactamente el cóndilo medial en lesión subcondral 2x2 en donde se presenta el valor de presión más elevado.

Para la variable fuerza de igual manera se encontraron diferencias significativas entre los cóndilos, la fuerza soportada por el cóndilo medial es más del 69% que la soportada por el lateral, siendo esta diferencia más evidente en rodillas sanas y con lesión de grado medio. De igual forma se observa que para el cartílago sano en la zona media se obtuvo una desviación estándar elevada.

Gráfica 2. Resultado ANOVA, área de contacto entre cóndilos laterales y mediales.

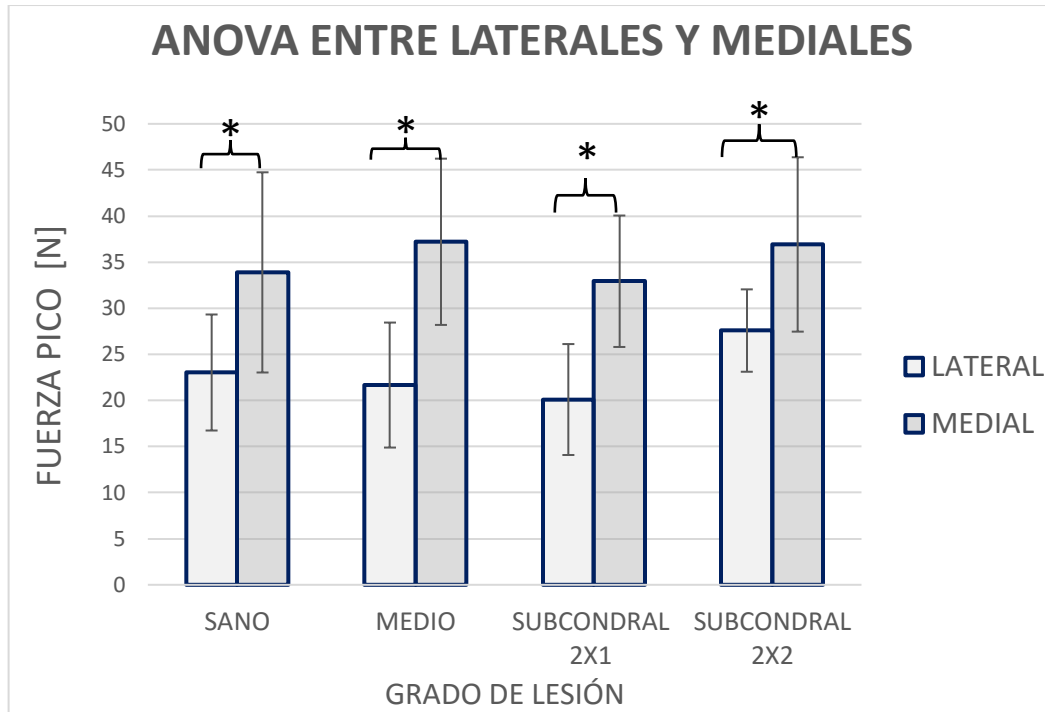


* Existe diferencias significativas entre ellas.

++ Existe cierto grado de diferenciación, a pesar de que $p > 0,05$.

En cuanto a la comparación del área de contacto entre cóndilos, se indica para la rodilla sana, aunque el valor estadístico p es de 0,054, este se encuentra muy cercano al valor de confiabilidad del 95%. Además, se puede observar que la desviación estándar para el área de contacto medial, es relativamente grande en comparación con las demás medidas. El análisis de varianza evidencia que el área de contacto para el compartimiento medial es aproximadamente del 16% al 34% más, que el área de contacto en el cóndilo lateral.

Gráfica 3. Resultado ANOVA, fuerza pico entre cóndilos laterales y mediales.



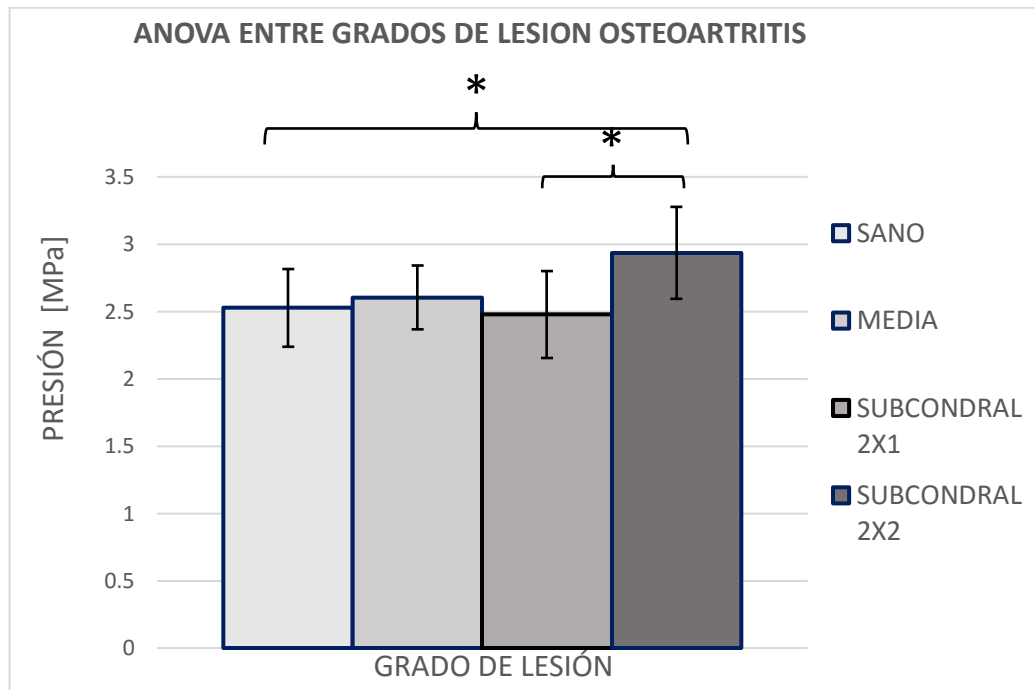
* Existe diferencias significativas entre ellas.

++ Existe cierto grado de diferenciación, a pesar de que $p > 0,05$.

Por último, para el análisis entre cóndilos de la variable fuerza pico, es notorio que las variaciones estándar son un poco elevadas, a pesar de ello, se encontró mediante el análisis ANOVA diferencias significativas entre los dos grupos, siendo el cóndilo medial nuevamente, en donde se encuentra el mayor pico de fuerza, aproximadamente entre el 47% y 62% más que en el cóndilo lateral

6.1.2 Anova para cada variable, comparando grados de lesión sin discriminación de cóndilos. A continuación, se realizó el análisis de varianza para las variables ya antes mencionadas sin discriminar cóndilos laterales de mediales, es decir, con totales de presión, fuerza y área de contacto, en relación con el grado de osteoartritis, lo cual permitió encontrar si había variaciones significativas en las medidas con respecto al desgaste inducido (profundidad y área) en el cartílago articular. En las siguientes gráficas, se muestran los resultados para el análisis de varianza, promedios y desviaciones estándares son incluidos.

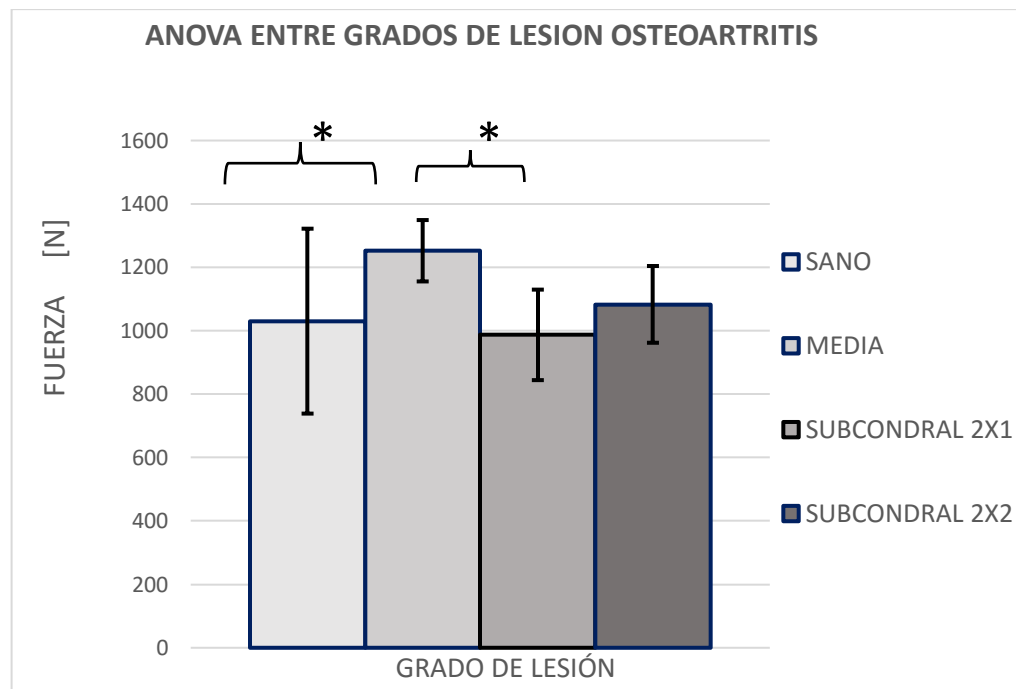
Gráfica 4. Resultado ANOVA entre grados de lesión, sin discriminar cóndilos para presión.



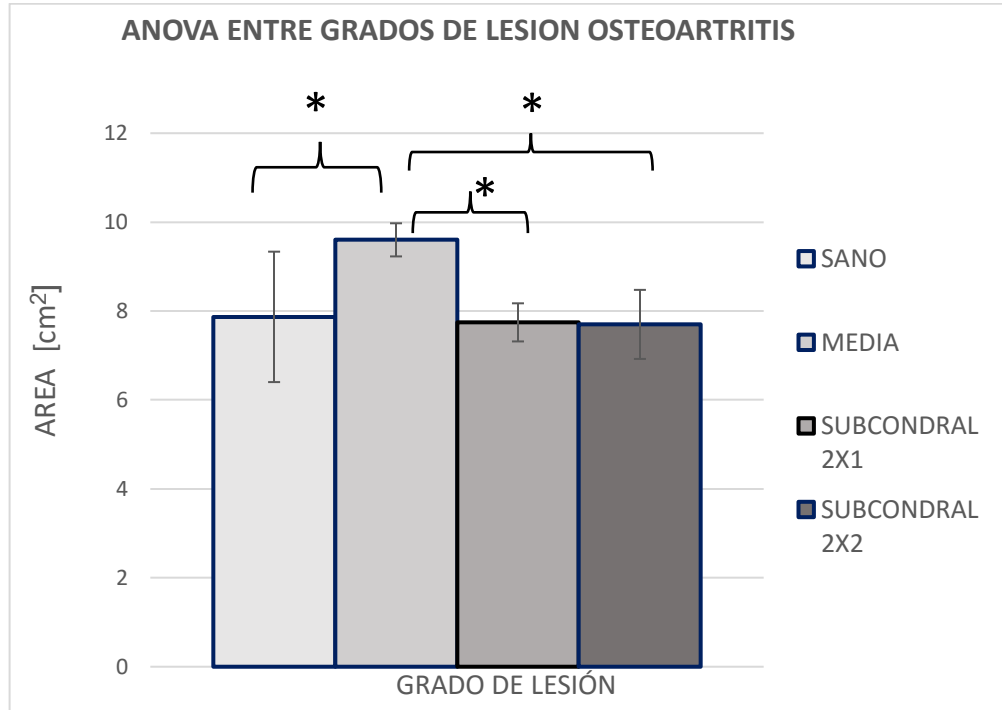
* Existe diferencias significativas entre ellas.

Para el caso de la presión se encontró que las diferencias significativas con un grado de confiabilidad del 95%, se presentan en dos relaciones, entre las rodillas sanas y las de lesión subcondral con grilla 2x2 y entre la lesión subcondral 2x1 y subcondral 2x2. Además se aprecia que presenta un comportamiento ascendente excepto el grado de lesión subcondral 2x1.

Gráfica 5. Resultado ANOVA entre grados de lesión, sin discriminar cóndilos para fuerza y área.



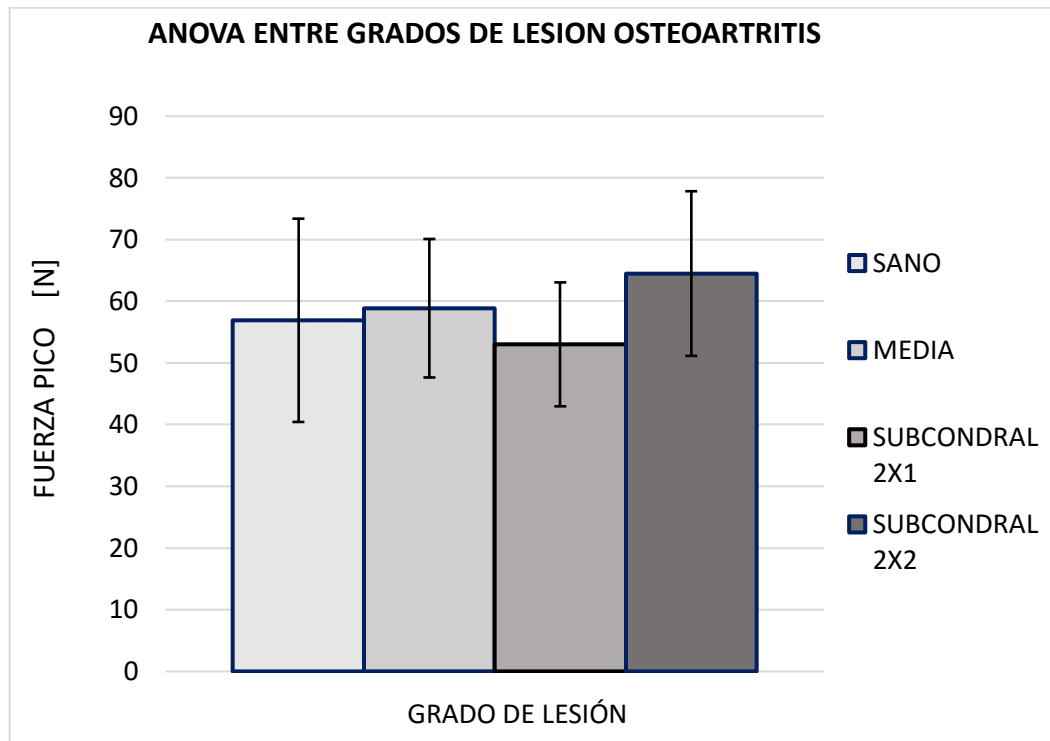
Gráfica 5. (Continuación).



* Existe diferencias significativas entre ellas.

De acuerdo a estos resultados la mayor recepción de carga se da en lesiones medias, la cual es contrarrestada con una presencia de mayor área de contacto. La zona de contacto presento diferencias entre la lesión media y los demás grados de lesión condral, mientras que la carga obtuvo las mismas diferencias exceptuando lesiones media con subcondral 2x2

Gráfica 6. Resultado ANOVA entre grados de lesión, sin discriminar cóndilos para fuerza pico.

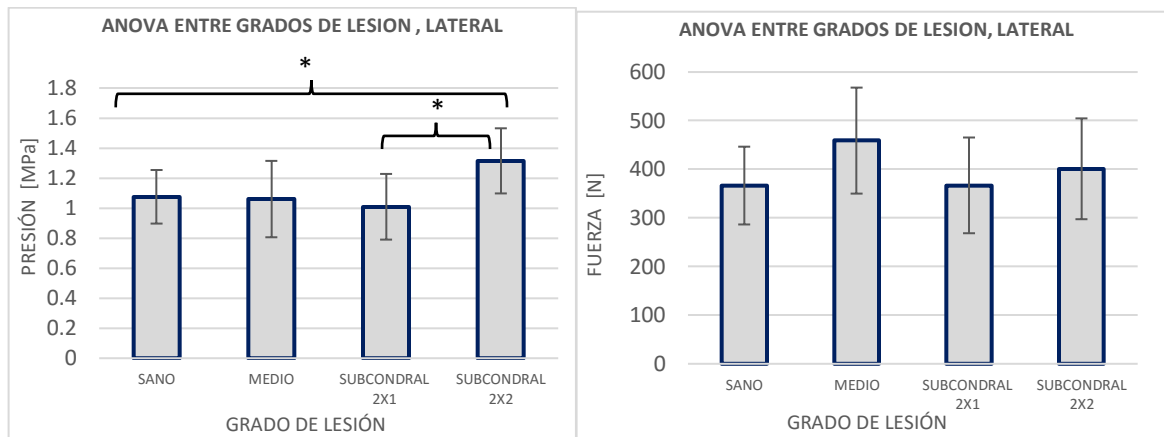


* Existe diferencias significativas entre ellas.

En cuanto a lo que concierne a la variable de fuerza pico, no se encontraron relaciones entre los distintos grados de lesión osteoartrítica, lo que quiere decir que los resultados obtenidos no variaron a gran escala y por tanto no se hallaron diferencias significativas entre ellas.

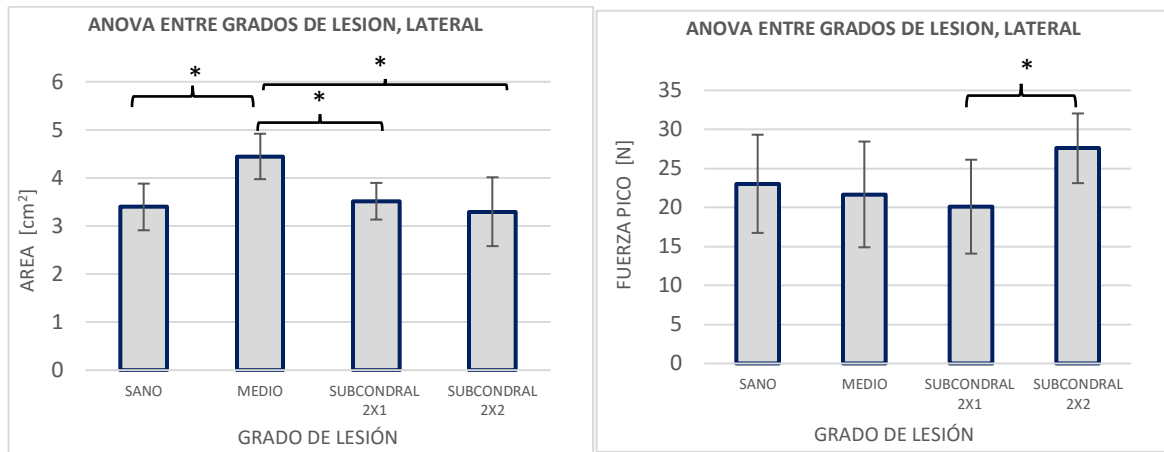
6.1.3 Anova para cada variable, comparando grados de lesión y discriminando cóndilos mediales de laterales. Con este análisis se pretende encontrar en que lesiones y que cóndilo aporta en mayor o menor medida a que se encuentren diferencias significativas, en los valores para presión intercondilar, zona de contacto, fuerza y fuerza pico de la articulación de la rodilla. Para ello se aplica el método ANOVA, resultados de cóndilos mediales y laterales son discriminados, en las gráficas tales, se muestran los resultados obtenidos, promedios y desviaciones estándar.

Gráfica 7. Resultado ANOVA entre grados de lesión, cóndilo lateral.



* Existe diferencias significativas entre ellas.

Gráfica 7. (Continuación).



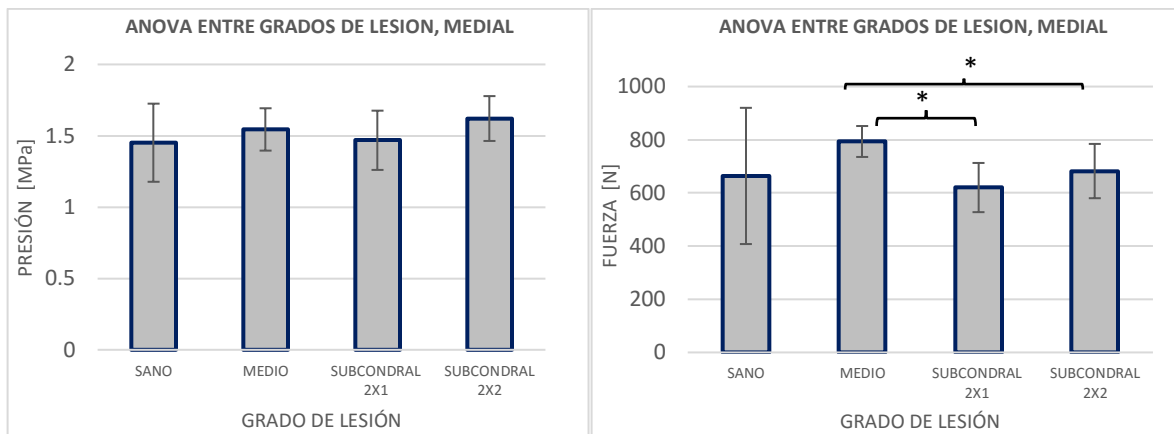
* Existe diferencias significativas entre ellas.

En cuanto al compartimiento lateral, se observa que hay relación entre las lesiones subcondrales para la presión intercondilar y entre la condición sana y la lesión subcondral 2x2, en la cual hay un notorio aumento de la presión. También se aprecia que la desviación estándar para la lesión media, es ligeramente mayor en comparación con las demás medidas. Por otra parte, no se encuentra una variabilidad significativa en cuanto a la fuerza dentro del cóndilo lateral, de este modo no se puede establecer ninguna diferenciación significativa entre las diferentes lesiones.

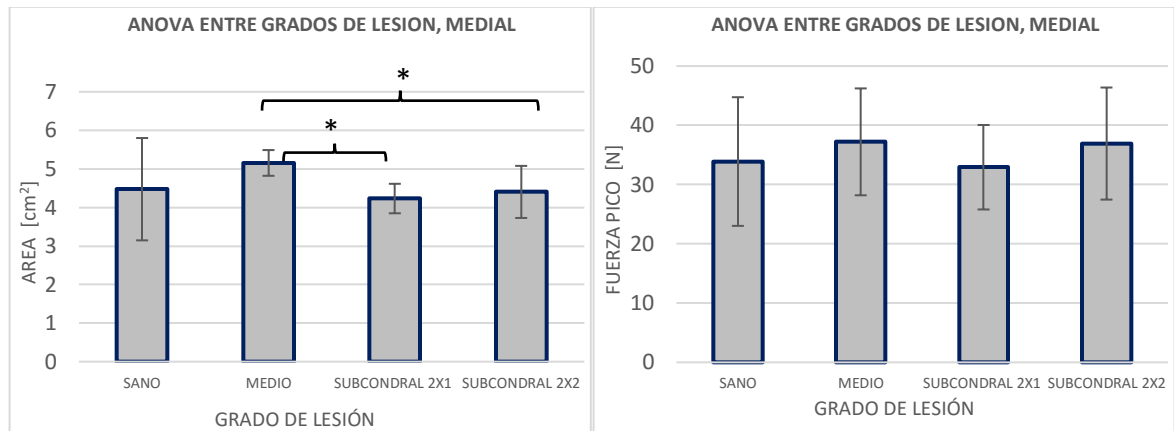
Se muestran diferencias significativas de la lesión media frente a las demás lesiones dentro del cóndilo lateral en la zona de contacto, lo cual permite afirmar la existencia de una relación entre dicha lesión y cada una de las otras condiciones del cartílago. Asimismo, para el análisis de la fuerza pico en el cóndilo medial, es notorio que las desviaciones estándar son muy elevadas, a pesar de ello se encontró mediante el método de ANOVA, diferencias significativas entre las lesiones subcondrales,

siendo en la lesión subcondral 2x2, donde se presenta el valor mayor para fuerza pico.

Gráfica 8. Resultado ANOVA entre grados de lesión, cóndilo medial.



Gráfica 8. (Continuación).



* Existe diferencias significativas entre ellas.

No es posible establecer ninguna relación entre los diferentes estados del cartílago, debido a que no se encontraron variabilidades significativas en cuanto a la presión

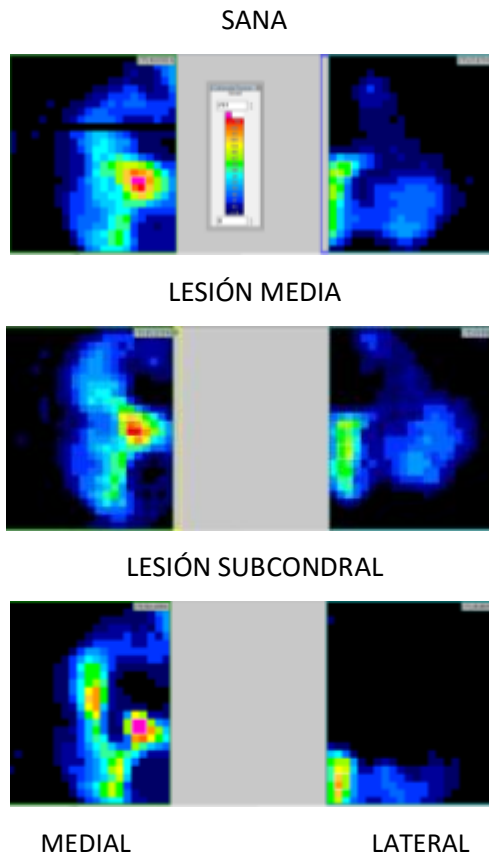
dentro del cóndilo medial, para presión intercondilar. Caso contrario a lo que ocurre para el área de contacto en el mismo cóndilo, donde se presenta variabilidad entre lesiones, por otro lado, se evidencia alta desviación estándar para la rodilla sana en comparación con las demás lesiones.

Se puede apreciar que a pesar de presentar una desviación estándar elevada de la fuerza y área de contacto sobre el cóndilo medial en rodillas sanas, además es posible afirmar la existencia de variaciones entre la lesión media y las diferentes lesiones subcondrales. Por último, es claro que se obtuvo poca variabilidad de la fuerza pico entre lesiones para este mismo cóndilo, lo que se puede explicar al observar desviaciones estándar tan elevadas para todos los grados de lesión.

6.2 DISTRIBUCIÓN DE LA CARGA Y PUNTO DE FUERZA MÁXIMA

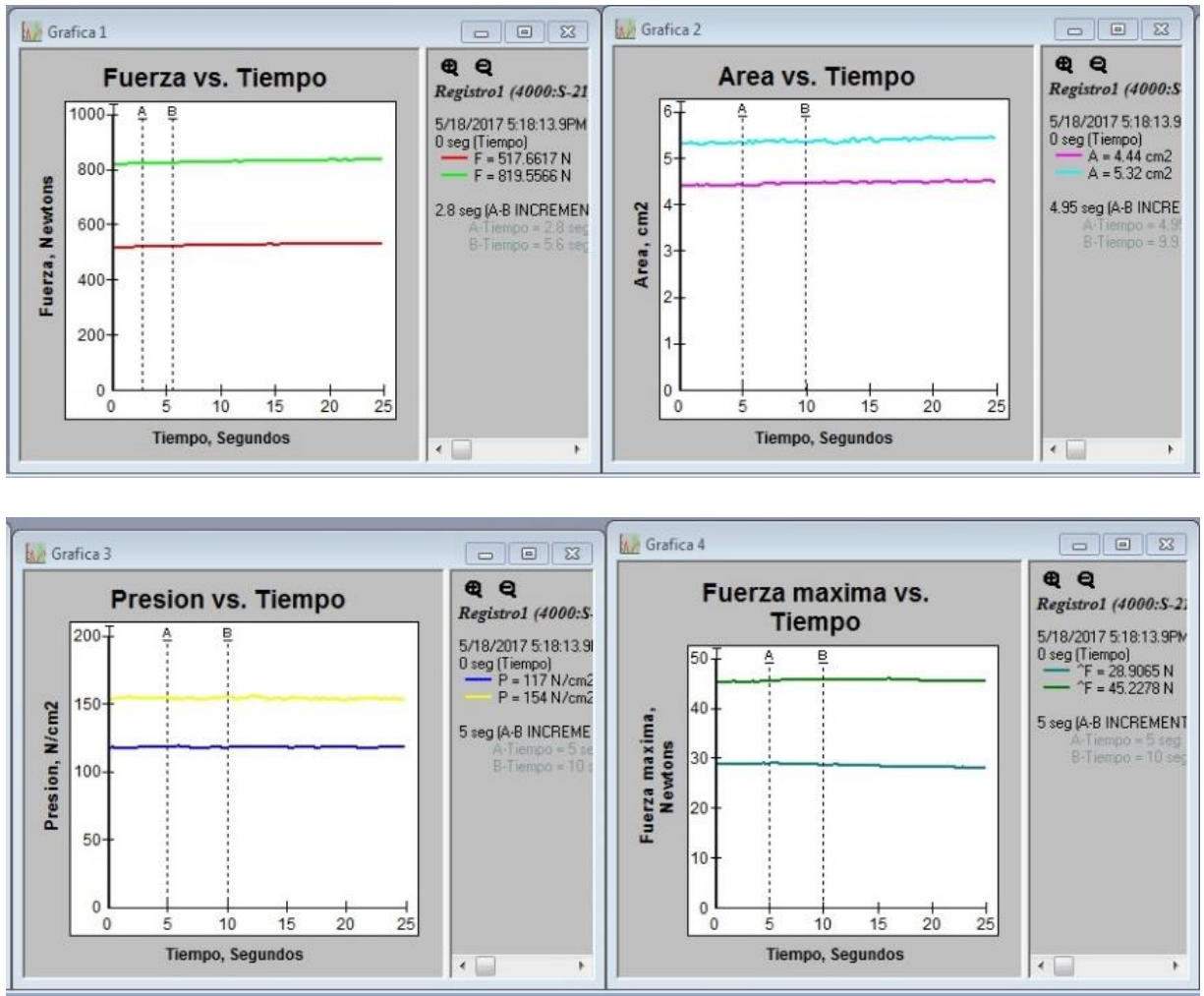
De igual forma, se obtuvieron las imágenes para la distribución de carga sobre los cóndilos tibiales, en las cuales se logra identificar focalmente la zona donde se presenta el pico de fuerza. Según la Figura 29, esta se encuentra en el cóndilo medial lo que confirma la premisa de ser éste el cual soporta más carga. Para el caso de extensión completa, dicha fuerza se ubica en la meseta tibial bajo los aspectos mediales del cóndilo lateral y los aspectos laterales del cóndilo medial femoral, además se puede decir que la distribución de la fuerza para esta configuración de la rodilla se acentúa en la parte más anterior.

Figura 29. Distribución de carga.



Entre otras cosas, el software es capaz de mostrar en gráficas de tiempo real, los mismos 100 datos de los fotogramas anteriormente mencionados, y permite guardarlos en un formato de datos de Excel durante el mismo período de tiempo de 25 segundos, en los cuales se asegura que la carga aplicada este en estado estable y sea de 1200 N.

Figura 30. Comportamiento de variables en tiempo real.



7 ANÁLISIS

De la comparación entre los compartimientos de la rodilla, se evidencia que existen variaciones significativas entre las presiones, fuerzas, áreas de contacto y fuerzas pico, que soportan el cóndilo medial y el lateral. De esta manera se comprueba experimentalmente, que efectivamente el cóndilo medial es el mayor receptor de la carga y aporta legitimidad al estudio, en el cual a pesar de las incertidumbres inherentes en el montaje y al emplear modelos biológicos, es reproducible y objetivo

En cuanto al análisis para cada variable entre grados de lesión y sin discriminar cóndilos, se esperaba que el comportamiento descrito por la presión en la gráfica de barras fuese totalmente ascendente conforme iba aumentando la gravedad de la lesión, para el caso en particular de lesión subcondral 2x1 no sucedió lo que se esperaba, se cree que pudo haber sido causado por pequeñas pérdidas en la sensibilidad del sensor, sumado a errores por movimientos inesperados en el banco de pruebas. De este mismo caso, se evidenció que para lesiones subcondrales 2x2 la presión intercondilar presenta diferencias con lesiones subcondrales 2x1 y rodillas sanas aun cuando para la fuerza y área de contacto no se presenten variaciones entre estos mismos grupos, este comportamiento obedece a que a pesar de que la carga aumenta, el área que está en contacto va disminuyendo de a poco, hasta el punto en que la zona es muy pequeña y la presión aumenta.

Por otro lado, con respecto al área de contacto se comprobó la hipótesis que preveía su disminución conforme se inducían las lesiones (exceptuando la lesión media), presentándose mayor área de contacto en la condición de rodilla sana. Al observar este comportamiento en el gráfico de barras, se cree que al estar sano el cartílago

permite que los cóndilos femorales entren en mayor contacto con los meniscos e incluso con la zona de la meseta tibial que está desnuda, por ello es posible afirmar que para rodillas con cartílago en estado sano, se produce una mejor distribución de la carga debido a que se presenta una mayor área de contacto.

Al comparar la presión teniendo en cuenta los grados de lesión y discriminando cóndilos mediales de laterales, se encuentra que el cóndilo lateral está haciendo un aporte general de carga distribuida de forma directa a la articulación, en eventos específicos que conllevan cambios químicos en la estructura del cartílago articular o en la biomecánica de rodilla, como alteraciones en el eje de genu valgo, lo que conllevaría a una posible rotura meniscal lateral. Caso contrario al componente medial, para el cual no se obtienen variaciones significativas entre grados de lesión, evidenciándose así, una mejor distribución de cargas. De este modo, se presume que este comportamiento se debe a la forma en que se presenta el menisco medial, el cual cubre casi que por completo la meseta tibial medial haciendo que a medida que el área de desgaste aumente, el cartílago que aún se encuentra sano, entre en contacto directo con el menisco y ocurra dicha distribución.

Fukubayashi y Kurosawa , encontraron resultados similares en su estudio al decir que el menisco medial desempeña un papel más importante en la estabilidad de las articulaciones que el menisco lateral, lo que ellos creen puede deberse a su anatomía. Para nuestro estudio las áreas de contacto del medial fueron hasta del 34% por ciento mayor que el lateral con una carga de 1200N.

Por otro lado, afirman que los especímenes osteoartríticos presentan áreas de contacto mayores en comparación a las muestras sanas, y agregan que la rodilla con degeneración severa tuvo considerablemente un área de contacto más grande que la que tiene leves cambios degenerativos. Dichos resultados son contrarios a

los obtenidos en este estudio, ya que se halla un área de contacto levemente mayor para rodillas sanas con respecto a las lesionadas subcondralmente con una grilla 2x2, dicha diferencia puede deberse a la magnitud de las lesiones que se manejaron, a los especímenes ya que para el caso de ellos después del montaje se removieron estabilizadores estáticos y al método empleado para determinar las áreas de contacto (gomas de silicona la cual es comúnmente empleada como material de impresión dental), en nuestro caso empleamos sensores de alta tecnología que son un poco más precisos.

Por último, se piensa que para reproducir con mayor fidelidad el modelo osteoartrítico en futuros estudios, se podría realizar el análisis en primera instancia con lesión focal única, más específicamente en el cóndilo medial, ya que en alineaciones normales de rodilla, este cóndilo al recibir mayor porcentaje de carga presenta reblandecimiento en su cartílago, lo que conlleva a que sea el primero en desarrollar lesiones y posteriormente realizar analizar el deterioro del compartimiento lateral.

8 CONCLUSIONES

Como resultado del estudio de la relación entre la presión de contacto intercondilar y el desgaste inducido del cartílago articular en rodillas de cerdo doméstico, se puede concluir que:

Se obtuvo objetividad en el estudio, al corroborar de forma sencilla la varianza significativa entre los resultados para el cóndilo lateral y medial; para el caso del modelo porcino, el condilo medial se carga de un 23% a un 45% más que el condilo lateral, dependiendo del grado de lesión. De tal forma se comprueba mediante resultados experimentales, que es el compartimiento medial el encargado de soportar más carga.

Para relacionar la presión intercondilar con el área y profundidad de desgaste, se realizó la comparación entre los diferentes grados de lesión condral, en donde se presentaron diferencias significativas ($p < 0,05$) entre sano - subcondral 2x1 y subcondral 2x1-subcondral 2x2, este comportamiento es causado por la disminución del área en contacto con las estructuras meniscales y así mismo es posible relacionarse con la presencia de sintomatología propia de la osteoartritis solo hasta cuando se desarrollan lesiones subcondrales.

Mediante las gráficas de distribución de carga se puede concluir que el punto de mayor fuerza se mantuvo en la misma posición para los diferentes grados de lesión, además al comparar las imágenes es posible observar como para rodillas lesionadas una pequeña porción de área es la que debe distribuir la fuerza aplicada, razón por la cual existen aumentos de presión intercondilar, que para el caso de lesiones subcondrales 2x2 fue un 16% más que en rodillas sanas.

Por último, cabe resaltar la importancia de las estructuras meniscales como distribuidoras de carga ya que como se pudo comprobar en este estudio aún con meniscos sanos se presentó aumento en la presión intercondilar.

9 RECOMENDACIONES

Para estudios posteriores relacionados y basados en la temática tratada en este trabajo de grado, se realizan las siguientes recomendaciones:

Cabe resaltar nuevamente que en este estudio no se tuvieron en cuenta las lesiones meniscales que subsiguen al daño del cartílago, y teniendo en cuenta que se obtuvieron variaciones significativas entre grados de lesión, aun con la presencia de estos que son los principales disipadores de la carga (entre un 30 – 50%); se recomienda para futuras investigaciones, determinar en qué momento se empiezan a deteriorar las estructuras meniscales, así como la presencia de variaciones de presión intercondilar, que se puedan obtener al aplicar cargas cíclicas sobre los meniscos y la influencia de estos, en la pérdida de funcionalidad de la rodilla osteoartrítica.

Además, queda abierta la posibilidad de realizar estudios posteriores basados en los resultados de este proyecto, al realizar comparaciones respecto a las técnicas médicas modernas para la reparación de cartílago, como lo son la realización de microfracturas o del uso de injertos osteocondrales y evaluar así mismo la efectividad que tienen estos procedimientos en la solución de la osteoartritis.

BIBLIOGRAFIA

ALFONSO MORA, Margareth Lorena; ÁVILA BARÓN, Adolfo. “Cambios cinemáticos de la marcha en pacientes con artrosis de rodilla con diferentes descargas de peso”. En: Revista Ciencias de la Salud. Agosto, 2014. Vol. 12, issue 3, p.319-329.

BERNAD PINEDA, M; DE LAS HERAS-SOTOS, J; GARCÉS-PUENTES, M. “Calidad de vida en pacientes con artrosis de rodilla y/o cadera.” En: Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Septiembre 1, 2014. Vol 58, p.283-289.

Biomecánica de la rodilla. Capítulo 2. Disponible en:
<http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/de_l_lm/capitulo2.pdf>

Brittberg, Mats; Gershoff, Wayne. Cirugía del cartílago, un manual operatorio.

CABALLERO A, Pedro Julio. Análisis computacional del comportamiento mecánico del cartílago articular basado en un modelo viscoelástico: Histología y composición. Bogotá. Universidad Nacional de Colombia. Facultad de Ingeniería. p9, 2012.

----- . Propiedades físicas y mecánicas del cartílago. Universidad Nacional de Colombia. Facultad de Ingeniería. p11, 2012.

CASTAÑO CAROU, Ana; PITA FERNÁNDEZ, Salvador; PÉRTEGA DÍAZ, Sonia; DE TORO SANTOS, Francisco Javier. “Perfil clínico, grado de afectación y manejo terapéutico de pacientes con artrosis en atención primaria: estudio multicéntrico nacional EVALÚA”. En: Reumatología Clínica. Noviembre 1, 2015. Vol. 11, p.353-360.

EGLOFF, Christian; HÜGLE, Thomas; VALDERRABANO, Víctor. “*BIOMECHANICS AND PATHOMECHANISMS OF OSTEOARTHRITIS*”. En: *Swiss Med Wkly*. 2012; 142:w13583.

FERMOR, H; MCLURE, S; TAYLOR, S; RUSSELL, S; WILLIAMS, S; FISHER, J; INGHAM, E. “*Biological, biochemical and biomechanical characterisation of articular cartilage from the porcine, bovine and ovine hip and knee*”. En: *Bio-Medical Materials and Engineering*. p. 381-395, 2015.

FUKUBAYASHI T, KUROSAWA H. *The contact area and pressure distribution pattern of the knee. A study of normal and osteoarthrotic knee joints*. [En línea] <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6894212> > [revisado 26 de Julio 2017].

FUKAYA, Takashi; HIROTAKA, Mutsuzaki; TOMOYUKI, Okubo; KOICHI, Mori; YASUYOSHI, Wadano. "Relationships between the center of pressure and the movements of the ankle and knee joints during the stance phase in patients with severe medial knee osteoarthritis". En: *The Knee, ScienceDirect*. Mayo, 2016.

----- . Disponible en: *The Knee, ScienceDirect*. Mayo, 2016. p632-633.

GÖK, Haydar; ERGIN, Süreyya ; YAVUZER, Günes. "Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis". Disponible en: *Acta Orthopaedica Scandinavica* [serial online]. Diciembre, 2002. Vol 73, p647-652.

GÖK, Haydar; ERGIN, Süreyya; YAVUZER, Günes. Disponible en: *Acta Orthopaedica Scandinavica* [serial online]. Diciembre, 2002. Vol. 73, p650.

LI, Guoan; PARK, Sang Eun; RUBASH, Harry, et al. "The cartilage thickness distribution in the tibiofemoral joint and its correlation with cartilage-to-cartilage contact". En: *Clinical Biomechanics* . Enero, 2005. Vol 20 p 736-744.

LÓPEZ ARMADA, María José; VAAMONDE.GARCÍA, Carlos; CARAMÉS, Beatriz; LIRES-DEÁN, Marcos; CILLERO-PASTOR, Berta; BLANCO GARCÍA, Francisco. Evidencia de mecanismos inflamatorios en la osteoartritis. Reumatología clínica. [En línea] <<http://www.reumatologiaclinica.org/es/evidencia-mecanismos-inflamatorios-osteoartritis/articulo/13111166/>> [citado en 25 de julio de 2017]

MAMONE, Fabián. “Lesiones del cartílago de la rodilla: hallazgos artroscópicos con imágenes previas negativas”. Disponible en: Revista de artroscopia. Asociación Argentina de artroscopia. Vol. 16, p. 123-128, 2009: <<https://www.revistaartroscopia.com/ediciones-anteriores/2009/volumen-16-numero-2/24-volumen-05-numero-1/volumen-16-numero-2/582-lesiones-del-cartilago-de-la-rodilla-hallazgos-artroscopicos-con-imagenes-previas-negativas>>

MARTIN R, GILLIS D, LEITER J, SHANTZ J, and MACDONALD P. *A Porcine Knee Model Is Valid for Use in the Evaluation of Arthroscopic Skills: A Pilot Study*. Disponible en: *clinical Orthopaedics and Related Research* [serial online]. April 2016; p. 965-970.

PANESSO, María Claudia; TRILLOS, María Constanza y TOLOSA, Ingrid. Biomecánica clínica de la rodilla. Facultad de rehabilitación y desarrollo humano. Primera edición. Bogotá, diciembre de 2008. Disponible en: *Doc.investig.Fac.Rehabil. Desarro. Hum.*

PECHO, Agustín. Semiología de la pierna, tobillo y pie [en línea]. <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-bio/semiologia_tobillo.pdf> [citado en 5 de julio de 2017].

POPESKO, Peter. Atlas de la anatomía topográfica de los animales domésticos. 2da Edición.

SERRA Porta, Teresa. "Osteotomía Tibial Valguizante. Osteosíntesis Con Tornillos Canulados. Estudio Biomecánico Experimental". Universitat Autònoma de Barcelona, 2003. p116

Shriners Hospitals for Children, Department of Surgery McGill University, Montreal, Quebec, Canada. Composition and structure of articular cartilage: a template tissue repair. Clin Orthop Relat Res. 2001 Oct;(391 Suppl): S26-33.

TITO RAMÍREZ, Erika. Osteoarthritis. En: Revista de Actualización Clínica Investiga. Vol. 17. La Paz mar. 2012.