

**ANÁLISIS DE LA PRESIÓN DE CONTACTO INTERCONDILAR EN LA
ARTICULACIÓN DE LA RODILLA EN CONDICIONES DE LESIÓN DEL
LIGAMENTO ANTERIOR CRUZADO Y CARGAS ESTÁTICAS USANDO EL
SENSOR DE PRESIÓN TEKSCAN.**

**DANIEL FELIPE CHAPARRO HERNÁNDEZ
CESAR AUGUSTO HERRERA SANDOVAL**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA**

2017

**ANÁLISIS DE LA PRESIÓN DE CONTACTO INTERCONDILAR EN LA
ARTICULACIÓN DE LA RODILLA EN CONDICIONES DE LESIÓN DEL
LIGAMENTO ANTERIOR CRUZADO Y CARGAS ESTÁTICAS USANDO EL
SENSOR DE PRESIÓN TEKSCAN.**

**DANIEL FELIPE CHAPARRO HERNÁNDEZ
CESAR AUGUSTO HERRERA SANDOVAL**

**Trabajo de grado para optar por el título de
Ingeniero Mecánico**

**Director
DIEGO F. VILLEGAS BERMUDEZ
Ingeniero Mecánico, PhD**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA**

2017

DEDICATORIA

A Dios por permitirme culminar este proyecto en mi vida y darme la fuerza, constancia y salud para cumplir los objetivos propuestos.

A mi madre Guadalupe quién con su apoyo incondicional y amor fue el faro que guío mi caminar durante todos estos años.

A mi padre Oscar Enrique quién sin importar la distancia actuó como apoyo en todo momento y voz de aliento en los momentos difíciles.

A mis hermanos Juan Camilo, Danilo y María Paula quienes fueron los motores silenciosos que me impulsaron a convertirme en un buen ejemplo para ellos.

A mis familiares por contribuir de una u otra forma con mi desarrollo como profesional pero más aún como persona.

Daniel Felipe Chaparro Hernández

DEDICATORIA

A mi abuela Gladys quién con su apoyo incondicional y amor fue mi motor durante todo el proceso.

A mi madre Martha quién con sus consejos y experiencias profesionales ha orientado mi preparación durante todos estos años.

A mi padre César quién representó un apoyo y una voz de aliento en los momentos difíciles.

A mi familia, novia y amigos por contribuir con mi formación y ayudar de cierta forma cuando se presentaban dificultades, así como también estar presentes en los momentos de regocijo.

César Augusto Herrera Sandoval

AGRADECIMIENTOS

A nuestro director el profesor Diego Villegas que con su ayuda y consejos contribuyo como actor principal para el desarrollo de este proyecto de grado.

A nuestros amigos de la universidad por brindarnos todos esos momentos alegres que hicieron de esta etapa una época amena a pesar de las distintas obligaciones y el estrés que esto podía traer.

A Sebastián ya que sin su colaboración hubiese sido mucho más difícil llevar a cabo las pruebas y culminar el proyecto.

A la gente que hizo parte activa de este trabajo sin saberlo y que de una u otra forma ayudó para la finalización del mismo.

A nuestros profesores de carrera quienes mediante su esfuerzo fueron pieza clave en nuestra formación como ingenieros.

Al nuestro amigo EL BOMBI el cual nos brindó durante la mayor parte de estos años momentos de entretenimiento y esparcimiento.

TABLA DE CONTENIDO

	.pag
INTRODUCCIÓN	17
1. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.....	19
2. JUSTIFICACIÓN	21
3. OBJETIVOS	23
3.1 OBJETIVO GENERAL	23
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	23
4. ANATOMIA DE LA RODILLA	24
4.1 HUESOS.....	24
4.1.1 Fémur.....	25
4.1.2 Rótula.....	26
4.1.3 Tibia.....	26
4.2 MENISCOS.....	28
4.3 LIGAMENTOS	29
4.3.1 Ligamentos cruzados.....	30
4.3.1.1 Ligamento cruzado anterior (LCA).....	31
4.3.1.2 Ligamento cruzado posterior (LCP).....	32
4.3.2 Ligamentos capsulares o laterales.....	32
4.3.2.1 Ligamento lateral interno (LLI) o medial (LLM).....	32
4.3.1.2 Ligamento lateral externo (LLE).....	33
4.4 MUSCULOS.....	33
5. ESTUDIOS PREVIOS	35
6. BIOMECÁNICA DE LA RODILLA.....	42
6.1 PLANOS Y EJES DE MOVIMIENTO	43
6.2 EJES DE LA RODILLA	45
6.3 MOVIMIENTOS DE LA RODILLA.....	47
6.3.1 Extensión.....	47

6.3.2 Flexión.	48
6.3.3 Rotación.....	50
7. METODOLOGÍA.....	53
7.1 DESCRIPCIÓN DE LOS ESPECIMENES	53
7.1.1 Análisis anatómico.	53
7.1.2 Análisis biomecánico.	56
7.1.3 Obtención de las muestras.	57
7.2 PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS	58
7.2.1 Lesión inducida del LCA.	60
7.3 ENSAYO MECÁNICO.....	63
7.3.1 Máquina Universal de ensayos MTS BIONIX 515.11.	63
7.3.2 Banco de pruebas.....	65
7.3.3 Sensor médico TEKSCAN 4000.	70
7.3.4 Adquisición de datos.....	71
7.4 ANÁLISIS ESTADÍSTICO	73
8. RESULTADOS	78
8.1 SOFTWARE I-SCAN 7.65.....	78
8.2 PRESIÓN INTERCONDILAR	79
8.3 ÁREA DE CONTACTO	80
8.4 FUERZA MÁXIMA DE CONTACTO	81
8.5 ANÁLISIS DE VARIANZA.....	83
8.6 GRÁFICAS ESTADO ESTABLE.....	85
8.6.1 Fuerza Máxima	85
8.6.2 Área de contacto.....	86
8.6.3 Presión intercondilar.	87
8.6.4 Comportamiento de la presión intercondilar.....	88
8.6.5 Líneas de tendencia.....	92
8.7 ANÁLISIS MORFÓLOGICO.....	99
8.8 COMPARACIÓN CON MATLAB.....	103
9. ANALISIS DE RESULTADOS	105
9.1 COMPARACIÓN CON ESTUDIOS PREVIOS	105

9.2 PRESIÓN INTERCONDILAR.....	107
9.3 ÁREA DE CONTACTO	108
9.4 FUERZA PICO.....	109
10. CONCLUSIONES.....	110
11. RECOMENDACIONES	113
BIBLIOGRAFÍA.....	115
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	118

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Vista anterior y posterior del fémur.	25
Figura 2. Vista anterior y posterior de la rótula.	26
Figura 3. Vista anterior de la tibia.	27
Figura 4. Vista superior de los meniscos.	29
Figura 5. Posición de los ligamentos en la articulación de la rodilla.	30
Figura 6. Anatomía de la rodilla (vista anterior)	41
Figura 7. Planos y ejes de movimiento del cuerpo.....	45
Figura 8. Ejes de la articulación de la rodilla.....	46
Figura 9. Flexión y extensión de la rodilla.....	48
Figura 10. Rotación de la rodilla.	52
Figura 11. Comparación entre la rodilla de cerdo y la rodilla humana teórica.	54
Figura 12. Probeta antes de la disección.....	59
Figura 13. Probeta de rodilla de cerdo.....	59
Figura 14. Banco para la generación de la lesión.....	62
Figura 15. Articulación sana / Articulación lesionada.....	63
Figura 16. Unidad de potencia MTS 515.11.	64
Figura 17. Máquina universal MTS 515.11.	65
Figura 18. Instalación del banco.	67
Figura 19. Prueba de compresión en la rodilla.....	67
Figura 20. Ángulos de flexión para las pruebas en la articulación.	68
Figura 21. Ángulo de 75° en el anclaje inferior.	70
Figura 22. Medical Sensor TEKSCAN 4000.	71
Figura 23. Mapa de presión I-Scan 7.65.....	72
Figura 24. Registro software I-Scan 7.65.....	78
Figura 25. Gráfica de esfuerzo compresivo promedio.	79
Figura 26. Gráfica de área de contacto promedio.....	81
Figura 27. Gráfica de fuerza máxima promedio.....	82

Figura 28. Fotogramas fuerza pico	85
Figura 29. Fotogramas área de contacto	87
Figura 30. Fotogramas presión intercondilar	88
Figura 31. Presión por cóndilo a 70°	89
Figura 32. Presión por cóndilo a 55°	90
Figura 33. Presión por cóndilo a 40°	91
Figura 34. Curva de presión aproximada por cóndilo 70°- sana	93
Figura 35. Curva de presión aproximada por cóndilo 70°- lesionada	94
Figura 36. Curva de presión aproximada por cóndilo 55°- sana	95
Figura 37. Curva de presión aproximada por cóndilo 55 - lesionada	96
Figura 38. Curva de presión aproximada por cóndilo 40 - sana	97
Figura 39. Curva de presión aproximada por cóndilo 40°- lesionada	98
Figura 40. Depresión del cóndilo medial y lateral.	100
Figura 41. Rotura de las fibras de los ligamentos meniscales.	101
Figura 42. Lesión por compresión en el menisco lateral.	101
Figura 43. Depresiones generadas por aplastamiento en los cóndilos.	102

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Ángulos de flexión para actividades comunes.	49
Tabla 2. Cargas compresivas para distintas actividades.	50
Tabla 3. Mediciones directas para diferentes especies.	55
Tabla 4. Mediciones directas para el género masculino y femenino en seres humanos y cerdos.....	56
Tabla 5. Especificaciones de las muestras.	58
Tabla 6. Cálculos ANOVA para el DCA.	75
Tabla 7. Tabla de Grubb.	77
Tabla 8. Valores promedio con desviación estándar.	83
Tabla 9. Puntos críticos al 5% de la distribución F.....	84
Tabla 10. Comparación del área de contacto con Matlab.....	103

RESUMEN

TITULO: ANÁLISIS DE LA PRESIÓN DE CONTACTO INTERCONDILAR EN LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA EN CONDICIONES DE LESIÓN DEL LIGAMENTO ANTERIOR CRUZADO Y CARGAS ESTÁTICAS USANDO EL SENSOR DE PRESIÓN TEKSCAN*.

AUTORES: DANIEL FELIPE CHAPARRO HERNÁNDEZ

CESAR AUGUSTO HERRERA SÁNDOVAL**

PALABRAS CLAVE: PRESIÓN INTERCONDILAR, BIOMECANICA, LIGAMENTO ANTERIOR CRUZADO, CARGA ESTÁTICA, TEKSCAN, ANOVA.

DESCRIPCIÓN:

La presión de contacto intercondilar hace referencia a la carga y el área de contacto existente en la articulación de la rodilla cuando esta se expone a cargas compresivas de presión; dependiendo del ángulo y actividad que se realice dicha presión puede variar; en condiciones normales la articulación de la rodilla posee estabilizadores biomecánicos propios, uno de ellos el ligamento cruzado anterior (LCA).

En este trabajo 7 rodillas de cerdo fueron probadas a tres diferentes ángulos de flexión (70°, 55° y 40°) en una MTS BIONIX 515.11 con una carga compresiva de 700 [N], se midieron valores de presión de contacto, área y fuerza máxima para condiciones normales y de lesión por híper-extensión del LCA inducidas mediante aplicación de carga en la parte posterior de la tibia con la pierna en total extensión hasta la ruptura del ligamento; se usó del TEKSCAN Medical Sensor 4000 y el software de adquisición I-Scan 7.65 para la obtención de datos posteriormente analizados por ANOVA (DCA) donde se contrastaron los diferentes ángulos estudiados entre sí para cada ítem mencionado.

Se halló una variación significativa para la presión intercondilar o esfuerzo compresivo en la comparación del máximo ángulo de flexión de articulación sana contra su contraparte lesionada en todos los ángulos usados; para el área de contacto se registraron incidencias significativas de la lesión en el máximo ángulo de la rodilla lesionada contra 70° y 55° en condiciones normales y por último, referente a la fuerza pico se evidenciaron diferencias considerables para todas las condiciones estudiadas exceptuando 55°-70°, 55°-55° y 40°-70° donde el primer ángulo indica la flexión en la rodilla sana y el segundo en condiciones de lesión. Este estudio es pionero en el análisis de la articulación de la rodilla en condiciones de ruptura de LCA para distintos ángulos de flexión.

* Trabajo de grado

** Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director Diego Villegas Bermúdez

ABSTRACT

TITLE: INTERCONDYLAR CONTACT PRESSURE ANALYSIS IN THE KNEE ARTICULATION FOR ANTERIOR CRUATE LIGAMENT INJURIES AND STATIC CHARGES USING TEKSCAN PRESSURE SENSOR *

AUTHOR: DANIEL FELIPE CHAPARRO HERNÁNDEZ

CESAR AUGUSTO HERRERA SÁNDOVAL**

KEY WORDS: INTERCONDYLAR PRESSURE, BIOMECHANIC, ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT, STATIC CHARGE, TEKSCAN, ANOVA.

DESCRIPTION

The intercondylar pressure refers to the load and contact area existing in the knee joint when it supports compressive forces. This pressure will vary depending on the activity and the angle. At normal conditions, the knee joint has biomechanics stabilizers of his own, one of the most important is the Anterior Cruciate Ligament (ACL).

In this study, 7 pig knees were tested at three different flexion angles (70°, 55° and 40°) using a MTS BIONIX 515.11 with a compressive load of 700 [N]. Contact pressure, area and peak force were obtained for normal conditions and ACL hyper-extension injury induced by a load in the posterior side of the shinbone whit fully extended leg until the ligament was ruptured; TEKSCAN Medical Sensor 4000 and the data acquisition software I-Scan 7.65 were used to acquire the data analyzed relating ANOVA (CRE) with the different studied angles between them for each item mentioned.

The obtained results showed significant differences between the intercondylar pressure or compressive stress for the comparison between the maximum healthy knee flexion angle versus the injury articulation in all the used angles; referring to the contact area, significant incidences were registered for the maximum angle of the injured knee versus 70° and 55° at normal conditions, by last for the peak force differences were evidenced at all evaluated conditions except 55°-70°, 55°-55° and 40°-70° where the first angle indicates the flexion in the healthy knee and the second at injury condition. This work is pioneer in the analysis of the knee articulation at injury conditions of the ACL for various flexion angles.

* Degree Work.

** Faculty of Phisico-Mechanical Engineering. School of Mechanical Engineering. Director: Diego Villegas Bermudez

INTRODUCCIÓN

En la ingeniería uno de los factores más relevantes es el conocer el cambio de una variable en función de los distintos parámetros que la definen, ahora bien, en el campo adyacente a la Ingeniería Mecánica denominado como Biomecánica, ciencia que acorde al diccionario de la RAE¹ se dedica al análisis y aplicación de las leyes de la mecánica y la cinemática al movimiento de los seres vivos, se desea conocer el vínculo existente entre los distintos factores que afectan los diversos componentes de un ser vivo, en específico del ser humano, los cuales se pueden llegar a considerar como un conjunto de complejos mecanismos integrados y codependientes entre sí.

Uno de los sistemas más relevantes con los que cuentan los seres vivos y que en general es el que permite la locomoción de los mismos son las articulaciones, estas son uniones entre dos o más huesos o hueso – cartílago, a su vez las articulaciones se pueden dividir acorde a su estructura o su función (cantidad de movimientos que las mismas permitan).

En cuanto a las articulaciones diartrodias o aquellas que admiten un mayor rango de movimientos la más reconocida y más importante, quizá, es la rodilla, esta es una articulación sinovial capaz de permitir movimientos de tipo extensión, flexión y rotación de los miembros inferiores de los seres humanos. Está rodeada por una cápsula articular y varios ligamentos que le dan estabilidad, además funciona como

¹ Real Academia Española.

unión entre el muslo y la pierna y soporta la mayor parte del peso del cuerpo cuando la persona está de pie. Uno de los ligamentos más reconocidos y relevantes de esta articulación es el ligamento cruzado anterior (LCA) cuya lesión es una afección bastante común en la actualidad y esta induce cambios en el comportamiento de la articulación como conjunto.

En este trabajo se pretende analizar la incidencia de las lesiones del LCA, más exactamente de su ruptura, en la conducta de la articulación frente distintas cargas de carácter estático comprándolas contra su contraparte totalmente sana y así lograr obtener las condiciones a las que se enfrenta el doliente de este padecimiento para diferentes ángulos de flexión de la rodilla.

1. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

La lesión del LCA es una de las afecciones más comunes en los pacientes, esta clase de lesión se puede producir por diversas razones y aunque la mayoría de las mismas están estrechamente ligadas con la práctica de ciertos deportes se pueden identificar cinco posibles causas como lo son: el cambio repentino de dirección, el detenimiento súbito de la persona, el mal aterrizaje después de un salto, contacto o colisión directa como en el caso del fútbol y en algunos casos a la desaceleración propia mientras se corre; tan solo en España en 2001 la Asociación Española de Artroscopia estableció un ponderado de 4 cirugías reconstructivas del LCA por cada mil habitantes lo que se traduce en alrededor de 16.000 pacientes/año², también en Estados Unidos se estima que anualmente una de cada 3.000 personas sufre una lesión del LCA y se realizan alrededor de 10.000 intervenciones reconstructivas de este ligamento³, es decir la regularidad con la que se presentan los padecimientos de carácter ligamentario en la articulación de la rodilla es bastante alta y solo superada porcentualmente por las distensiones o roturas musculares y las fracturas óseas⁴.

A su vez, el LCA aparentemente protege los meniscos de la articulación y cuando este se encuentra dañado las lesiones meniscales como secuela de dicha afección

² RIPOLL, Pedro Luís. Ligamento Cruzado Anterior [online]: [citado 24 may. 2016]. Disponible en Internet:<URL: http://www.ripollydeprado.com/dr_ripoll/ligamento-cruzado-anterior-0/#frecuente>

³ AYALA-MEJÍAS, J. D; GARCÍA-ESTRADA, G. A. Lesiones del ligamento cruzado anterior. En: mediagraphic.org.mx. Ene – Feb, 2014.

⁴ ALMENARES PUJADAS, Evelina. Las estadísticas continuas en el control de las lesiones del deporte de alto rendimiento [online]: 9 de abril de 2006 [citado 25 may. 2016]. Disponible en Internet:< <http://www.portalesmedicos.com/publicaciones/articulos/92/2/Las-estadisticas-continuas-en-el-control-de-las-lesiones-del-deporte-de-alto-rendimiento.>>

son bastante comunes⁵, como consecuencia final de una ausencia de tratamiento se desgastan las estructuras fibrocartilaginosas denominadas meniscos lo que disminuye la estabilidad de la rodilla, altera la transmisión de cargas y contribuye a la aparición de artrosis en la rodilla⁶.

⁵ WARNER, Jon; WARREN, Russell; COOPER, Daniel. Instructional Course Lectures. 1991. vol 40, cap 30.

⁶ HANLEY, S. T.; WARREN, R. F. Arthroscopic meniscectomy in the anterior cruciate ligament-deficient knee. En: Arthroscopy. 1987. vol 3, p. 59-65.

2. JUSTIFICACIÓN

Esta investigación busca obtener valores de presión de contacto tibio-femoral en la articulación de la rodilla, más específicamente en la zona comprendida entre los cóndilos femorales y los cóndilos tibiales (desde la parte más pronunciada de los meniscos hasta la protuberancia intercondilar) para varios ángulos de flexión de la articulación, en condiciones en las que se compromete la integridad del LCA, para ello se hará uso de sensores de presión TEKSCAN, especiales para obtener mapas de intensidad de cargas en la parte tibio-femoral; también es importante comparar los datos obtenidos en ensayos donde la articulación no se ha visto dañada de ninguna forma con los datos cuando existe una ruptura del LCA.

Ahora bien, las cargas presentes en la rodilla son relevantes ya que un cambio en la mecánica de la articulación puede desencadenar una serie de eventos biomecánicos y bioquímicos que conduce a la osteoartritis, que es un deterioro de los cartílagos articulares, los cuales previenen el contacto hueso-hueso, dan un tope máximo al movimiento de la articulación y disminuyen el impacto percibido por la articulación al aumentar el área sobre la que se aplica la fuerza.

Cabe resaltar también que esta lesión es bastante común, sobre todo en casos de deportistas, es por ello que obtener datos de fuerzas y presiones ayuda al paciente y doctor a implementar una conciencia aún mayor sobre la gravedad que acarrea no dar la importancia suficiente a esta lesión y el rápido desgaste que conlleva su omisión.

Este estudio contribuye con la comprensión de la biomecánica de la rodilla como producto de ruptura del LCA y a futuro colaborar con la investigación de procedimientos quirúrgicos para el reemplazo de LCA, al igual que para la prevención de enfermedades degenerativas como la osteoartritis de rodilla.

Además esta comparación también es la primera hecha para condiciones de lesión del LCA para varios ángulos de flexión ya que la mayor parte de estudios de este tipo se realizan con rodillas en extensión completa y se analiza uno o dos factores biomecánicos de la rodilla.

3. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar la variación de la presión de contacto tibio-femoral de la articulación de la rodilla en casos de ruptura del Ligamento Cruzado Anterior (LCA) bajo condiciones de cargas estáticas y diferentes ángulos de flexión de rodilla, ratificando así la misión de la Escuela de Ingeniería Mecánica de la UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER ofreciendo nuevos horizontes en investigación y desarrollo.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Estudiar la biomecánica de la rodilla humana sana y en circunstancias de lesión del LCA.
- Comparar la presión de contacto tibio-femoral registrada usando el sensor TEKSCAN para una rodilla en condiciones normales y de ruptura del LCA.
- Determinar las diferencias significativas mediante Análisis de Varianza en la presión de contacto tibio-femoral para distintos ángulos de flexión de la rodilla (40° a 80°) para ruptura inducida por hiperextensión del LCA.
- Documentar la influencia de las lesiones del LCA en la integridad de la articulación de la rodilla.
- Obtener el comportamiento de la presión de contacto tibio-femoral y las cargas de compresión presentes en la rodilla en condiciones de lesión del LCA con distintos ángulos de flexión de la articulación.

4. ANATOMIA DE LA RODILLA

La rodilla, como se ha expresado anteriormente, es la articulación principal de los miembros inferiores de los vertebrados, en los seres humanos es la más grande del cuerpo y también es una de las más complejas, por su localización y biomecánica es la articulación que usualmente más incurre en lesiones siendo el LCA el afectado más comúnmente⁷. La articulación de la rodilla, también conocida como *articulus genus* puede ser asumida como dos articulaciones independientes: una unión tibio-femoral que permite la transmisión de peso desde el fémur hacia la tibia mientras provee una rotación tipo bisagra de esta última con respecto al fémur, y otra unión patelo-femoral la cual se puede contemplar como un mecanismo extensor de la rodilla.

Las estructuras que componen la rodilla se pueden dividir en las siguientes categorías:

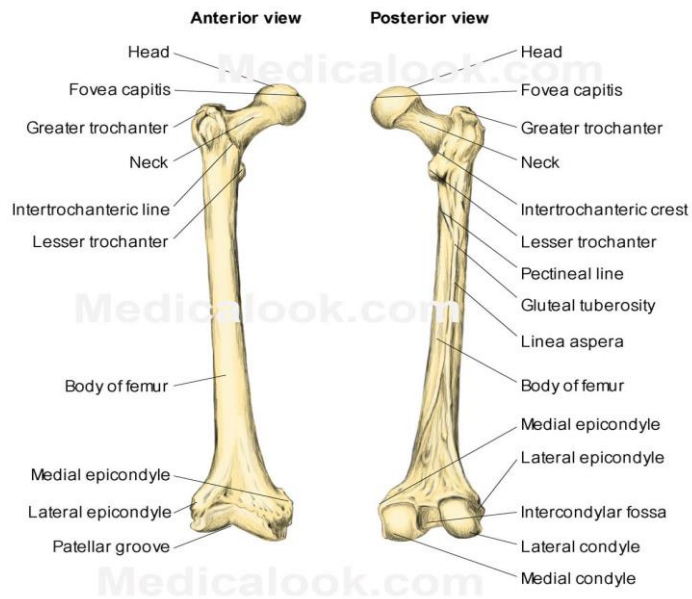
4.1 HUESOS

Los componentes óseos de la rodilla son:

⁷ GARCÍA PEREZ, F.; FLOREZ GARCIA, M. Escalas de valoración funcional en lesiones ligamentosas de rodilla. En: Revista de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física: Junio, 1994. Vol. 28, p. 456-464.

4.1.1 Fémur. Este es el hueso más largo del cuerpo y carga el muslo sobre él, éste posee una forma oblicua hacia la parte interna gracias a que la distancia presente en las caderas es mayor a la de las rodillas, el fémur se conecta en su parte superior con la cadera y se divide en cabeza, cuello, trocánter mayor y trocánter menor; luego este componente óseo continua desde su porción superior hacia su zona medial donde posee una estructura tubular que sirve como tramo de inserción para la musculatura transmitiendo así las cargas desde el tronco hacia la rodilla; en su porción inferior el fémur finaliza en los cóndilos femorales los cuales se insertan en los meniscos y junto con los cóndilos tibiales componen la articulación como tal, dichos cóndilos se encuentran separados entre sí por una hendidura o fosa intercondilea (notch).

Figura 1. Vista anterior y posterior del fémur.

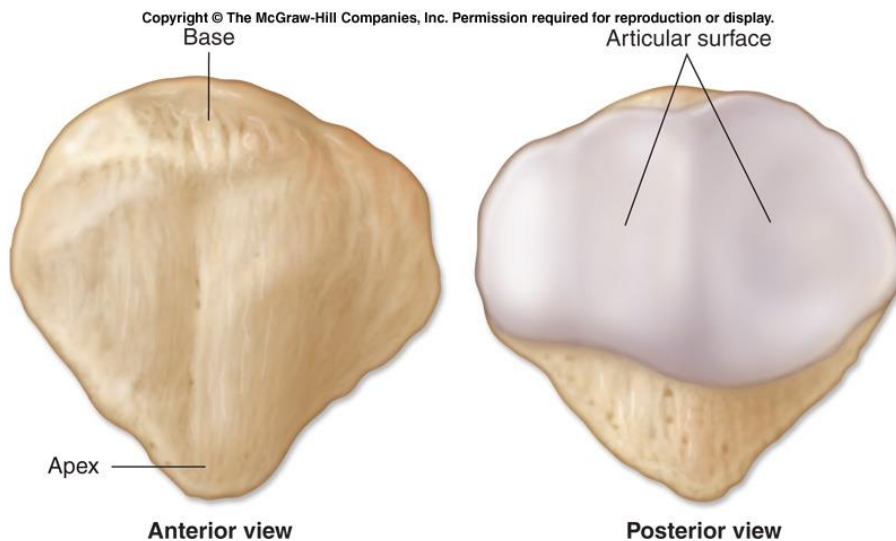


Fuente: mecdicalook.com

4.1.2 Rótula. La rótula o patela es un hueso con forma plana de apariencia redonda que se prolonga hacia abajo por su vértice inferior, es el hueso sesamoideo más grande del cuerpo para el caso de los humanos, su principal función es articular el movimiento de la articulación y se encuentra conformada por dos caras:

- Cara anterior: Posee una forma convexa y hace las veces de polea para los tendones rotuliano y del cuádriceps.
- Cara posterior: Esta cara se encuentra sobre la parte interior de la articulación y hace contacto con los cóndilos femorales complementando su forma cóncava con la configuración convexa de estos últimos.

Figura 2. Vista anterior y posterior de la rótula.



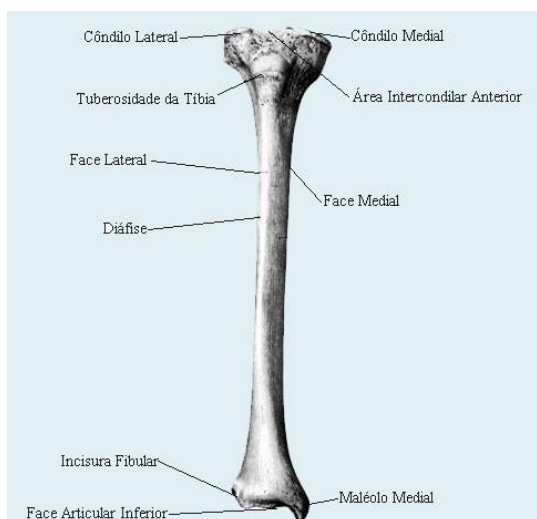
Fuente: dicciomed.eusal.es

4.1.3 Tibia. La tibia conforma junto con el peroné la parte baja del tren inferior se encuentra orientada verticalmente por lo anterior es que soporta el peso corporal transmitido desde el fémur y a su vez pasa esta carga hacia el tobillo y el pie; en el extremo superior de este hueso se encuentran los platillos tibiales (interno y

externo), entre ellos se encuentra una prominencia en forma de pirámide denominada eminencia intercondilea, ella hace las veces de pivote para el fémur, estabiliza la articulación frente a la extensión excesiva y es el cimiento de los meniscos sobre los cuales se soportan los cóndilos femorales, cuando los meniscos no se encuentran considerablemente gastados; también en la parte superior la tibia y el peroné conforman una articulación prácticamente fija.

Al ser estructuras complementarias los cóndilos femorales y los tibiales, convexos y cóncavos respectivamente, se presenta que el contacto entre ellas no brinda el soporte suficiente para la articulación, es gracias a ello que se requieren arreglos articulares adicionales interpuestas para proveer dicha estabilidad, es allí donde aparecen componentes como los meniscos (que incrementan la concavidad de cada cóndilo tibial) y ligamentos (que funcionan como anclajes o conectores entre los extremos de los huesos) .Las superficies articulares del fémur y la tibia se encuentran recubiertas por un cartílago cuyo grosor oscila entre los 3 – 4 [mm], estos son aparte de los meniscos.

Figura 3. Vista anterior de la tibia.



Fuente: mecdicalook.com

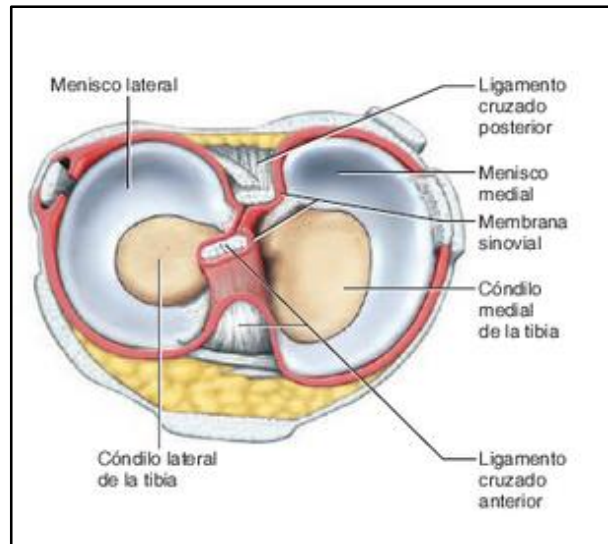
4.2 MENISCOS

Los meniscos son tejidos blandos fibrocartilagosos que se encuentran en el interior de la rodilla, más exactamente entre los cóndilos y los platillos tibiales y gracias a su elasticidad funcionan como amortiguadores para la transmisión de peso a través de la articulación. Estas estructuras asimétricas con forma de semianillo o semicírculo presentan un mayor grosor en su zona periférica (8-10 [mm] para los seres humanos) que en su franja central (0,5-1 [mm])⁸. Estos componentes nacen de la necesidad de compensar la asimetría existente entre los cóndilos femorales y tibiales además de ayudar a distribuir la presión entre dichos huesos, lubrican la articulación y aumentan la elasticidad de la misma; la sección transversal de estos elementos es triangular con dos caras lisas que se apoyan en las superficies articulares correspondientes del fémur y la tibia constituyendo así un borde cortante. Los meniscos se nombran en función de su disposición en la articulación y son dos:

- El menisco medial o interno tiene una anchura de aproximadamente 10 [mm] y su cuerno posterior es más ancho que la porción media presentando una curvatura menos pronunciada que el menisco externo o lateral, lo que le da una forma de “c”.
- El menisco lateral tiene una anchura que oscila entre los 12-13 [mm] y posee una curvatura mayor que la de su contraparte medial por lo que posee un aspecto más similar al de un anillo cerrado.

⁸ BASAS, A. FERNANDEZ, C. Tratamiento fisioterápico de la rodilla. McGraw Hill Interamericana. Madrid. 2003.

Figura 4. Vista superior de los meniscos.



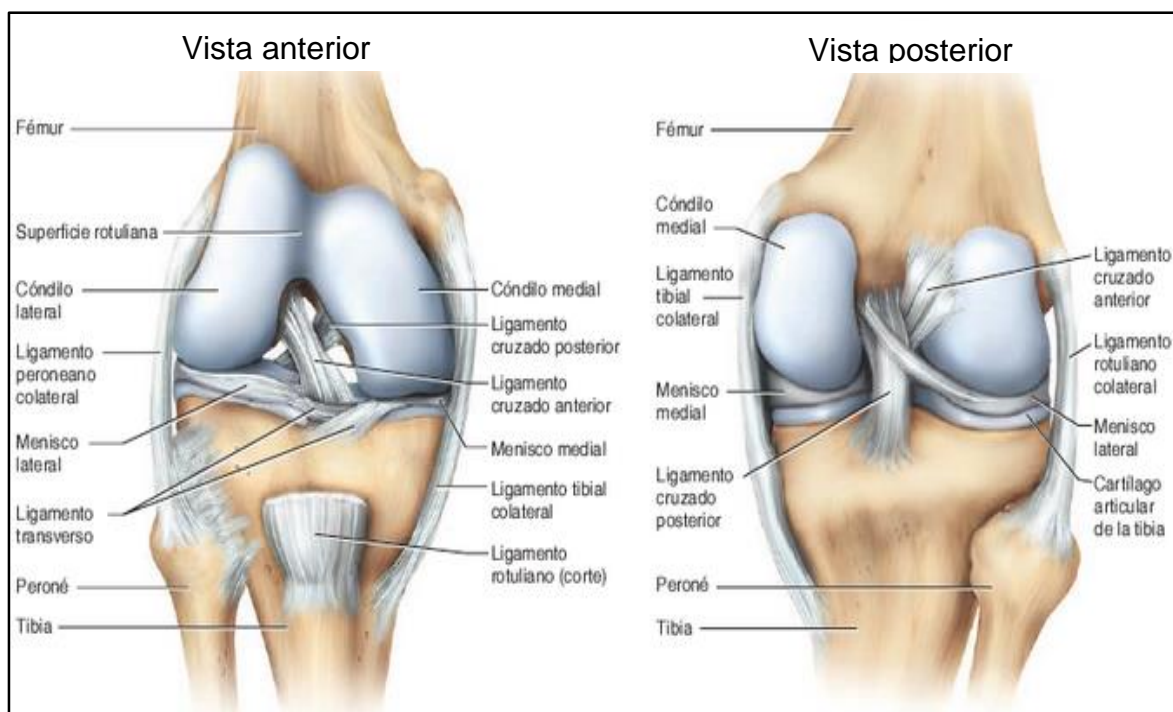
Fuente: Anatomía y fisiología, Kenneth Saladín, articulación tibio-femoral de la rodilla⁹

4.3 LIGAMENTOS

Los ligamentos son tiras de tejido duro que conectan los extremos de los huesos, junto con los músculos son los encargados de brindar estabilidad a la articulación de la rodilla ya que por sí sola la estructura de la misma favorece muy poco este factor, estos tejidos se subdividen en ligamentos cruzados y ligamentos capsulares o laterales.

⁹ SALADIN, Kenneth. Anatomía y fisiología. [en línea] McGraw-Hill 6ed. [México, D.F] Mc-Graw-Hill Education: ebooks, 2013. [Citado 20 junio 2017] Disponible en: Biblioteca Universidad Industrial de Santander: Sala Base de datos

Figura 5. Posición de los ligamentos en la articulación de la rodilla.



Fuente: Anatomía y fisiología, Kenneth Saladín, articulación tibio-femoral de la rodilla¹⁰.

4.3.1 Ligamentos cruzados. Estos ligamentos (dos) forman el llamado pivote central o sistema central¹¹ y reciben su nombre de acuerdo a su inserción tibial (posterior y anterior). Se extienden en dirección descendente desde la escotadura intercondilea (notch) hasta la zona situada entre las dos cavidades articulares de la tibia. En conjunto tienen una forma de X. Los ligamentos cruzados impiden los movimientos en cizalla (translación anterior o posterior de la tibia respecto al fémur) de la articulación y actúan como guía en la flexión y rotación de la misma, son estructuras de suma importancia para la cinemática articular asegurando la

¹⁰ Ibíd.

¹¹ GUILLEN, J.; JIMÉNEZ, J.; et al. Anatomía Quirúrgica de la Rodilla. En: Revista Ortopédica de Trauma: 1984. vol. 28, fascículo 3.

estabilidad antero-posterior y previniendo irregularidades como el *genu valgo* o *genu varo*.

4.3.1.1 Ligamento cruzado anterior (LCA). El LCA (*ligamentum decussatum anterius*) transcurre de forma superior y posterior desde su origen tibial antero-interno, entre las inserciones anteriores de los dos meniscos a su origen femoral en la cara interna del cóndilo femoral externo ofreciendo una amplia inserción del mismo no recubierta de cartílago. Posee una longitud de entre 3,7 – 4,1 [cm] con una extensión media de 3,9 [cm]; se encuentra formado por dos grupos de fibras (antero-internas y postero-externas) que se tensan en la extensión de la articulación, este tejido se encuentra poco vascularizado y se le define como el “estabilizador de la rodilla” ya que controla el desplazamiento anterior de la tibia y su ausencia es más aparente cuando esta se encuentra flexionada entre 20 – 30 [°]. Posee un papel primario en la extensión de la articulación y secundario en la prevención de las desviaciones conocidas como *varo* o *valgo*, además previene la rotación externa anormal estabilizando la rodilla en extensión y guía los cóndilos femorales hacia adelante en flexión. A su vez el LCA aparentemente protege los meniscos de la articulación y cuando este se encuentra dañado las lesiones meniscales como secuela de dicha afección son bastante comunes¹², también consecuencia final de una ausencia de tratamiento se desgastan los meniscos lo que disminuye la estabilidad de la rodilla, altera la transmisión de cargas y contribuye a la aparición de artrosis en la rodilla¹³.

¹² WARNER, Jon; WARREN, Russell; COOPER, Daniel. Instructional Course Lectures. 1991. vol 40, cap 30.

¹³ HANLEY, S. T.; WARREN, R. F. Arthroscopic meniscectomy in the anterior cruciate ligament-deficient knee. En: Arthroscopy. 1987. vol 3, p. 59-65.

4.3.1.2 Ligamento cruzado posterior (LCP). El LCP (*ligamentum decussatum posterius*) se origina en la parte posterior de la tibia, en la superficie retro espinal por detrás de la zona de inserción de ambos meniscos, extendiéndose hacia adelantes y arriba hasta una posición más interna donde se inserta en el cóndilo femoral interno en una superficie no recubierta de cartílago. Se encuentra situado por detrás del LCA, lo cruza y es más ancho que el mismo; posee una longitud que oscila entre 2,7 – 3,8 [cm] y un ancho de 1,3 [cm]. El LCP tiene dos grupos de fibras (antero-internas y postero-externas) las primeras se tensan sobre todo en flexión mientras que las otras lo hacen en extensión; este ligamento se encuentra en estado de tensión para cualquier posición de la rodilla aunque es más notorio cuando esta se encuentra flexionada. Este tejido a diferencia del LCA se encuentra ampliamente vascularizado. Funcionalmente el LCP se describe como el “estabilizador primario” ya que provee del 90- 95 % de la resistencia total al desplazamiento posterior de la tibia sobre el fémur, evita la rotación excesiva interna de la tibia, ayuda a la flexión normal al actuar como freno en el desplazamiento principal de la articulación y guía los cóndilos femorales hacia atrás en la extensión.

4.3.2 Ligamentos capsulares o laterales. Estos ligamentos, al igual que los cruzados, actúan como estabilizadores de la articulación de la rodilla, ellos pueden considerarse como un engrosamiento de la cápsula fibrosa que encontrándose la rodilla en extensión se encuentran fuertemente tensos, relajándose durante la flexión articular.

4.3.2.1 Ligamento lateral interno (LLI) o medial (LLM). En algunos casos denominado ligamento tibial colateral es un haz ancho y aplanado que nace en el epicóndilo femoral y se dirige al cóndilo tibial desde donde se extiende hasta el

cuerpo de la tibia, se encuentra adherido a la pared de la cápsula y confundiéndose con ella se inserta en el menisco medial. Se divide en dos secciones, una profunda que es un engrosamiento de la cápsula articular y a su vez se subdivide en tres porciones (ligamentos anterior, medio y posterior) y otra superficial que se une con la cápsula posterior y se separa del menisco de la cápsula medial por una bursa. Este tejido refuerza la cápsula articular en su parte medial y brinda un medio de unión al menisco medial.

4.3.1.2 Ligamento lateral externo (LLE). El ligamento lateral externo o ligamento peroniano colateral es un cordón fibroso cilíndrico que se extiende entre la tuberosidad externa del fémur (epicóndilo fibular femoral) y la superficie externa de la cabeza del peroné, donde lo rodean los tendones del bíceps; se conforma de dos fascículos de fibras y no se encuentra en contacto directo con la cápsula de la que se separa por una capa de tejido adiposo y se aísla del menisco externo por el tendón del musculo poplíteo y la bolsa serosa anexa al mismo. Junto al bíceps femoral y la cintilla de Maissiat previenen el *varo* de la rodilla y en conjunto con el sistema externo de la articulación (cintilla de Maissiat, ligamento capsular medio, tendón poplíteo, bíceps femoral y la encrucijada postero-lateral) controlan la rotación interna de la tibia. Este ligamento se tensa en la extensión de la pierna y se relaja bastante en la flexión, además de ellos refuerza la cápsula posterior gracias a su fascículo profundo.

4.4 MUSCULOS

La rodilla posee una potente musculatura motriz y estabilizadora. Estos en conjunto con los tendones son los encargados de generar los movimientos de flexión y extensión además de colaborar con la función estabilizadora de la estructura de la

articulación; en base al tipo de movimiento del que se encargan los grupos de musculatura se pueden dividir en:

- Grupo anterior (extensor): Se encuentra constituido por el cuádriceps, la rótula y el tendón rotuliano; su principal papel es el control de la flexión y como rol secundario el control de la rotación externa. El músculo extensor más importante es el cuádriceps femoral. Su función es la de extender la rodilla manteniendo el equilibrio de la rótula para que esta se pueda deslizar correctamente sobre la escotadura intercondílea (notch).
- Grupo posterior (flexores). El grupo posterior actúa como flexor rotador de la pierna sobre el fémur, los músculos se encuentran en la parte posterior del muslo y se dividen en el grupo interno que se forma por los músculos recto interno, músculo semimembranoso y finalmente el músculo semitendinoso y el grupo externo que se constituye principalmente por el bíceps femoral y poplíteo, ahora bien los músculos gemelos también forman parte del sistema posterior además de ser el soporte activo de este en el plano posterior, tienen efecto sobre la articulación de la rodilla pues cuando la pierna no soporta peso estos actúan como flexores de la misma y cuando se halla en tensión la pierna estos extienden la articulación.

5. ESTUDIOS PREVIOS

La articulación de la rodilla es un mecanismo fundamental de estudio investigativo debido a su papel en el movimiento y estabilidad de los miembros inferiores. Permite la unión del extremo inferior del fémur y el extremo superior de la tibia lo cual es fundamental para el proceso de locomoción.

Los análisis enfocados se fundamentan en variables que permiten evidenciar la condición morfológica de los componentes. Por medio del reconocimiento de la presión intercondilar se han realizado anteriormente publicaciones que examinan la variación de dicho parámetro concerniente a irregularidades fisiológicas y estructurales para posteriormente, formalizar conclusiones y proveer información para experimentos u observaciones a futuro.

Al registrar mediciones del área de contacto y la presión en ejemplares de cadáveres humanos se obtuvo que, para una muestra sin menisco, la presión y el área de contacto incrementaban notoriamente, mostrando que el menisco ocupaba casi el 70 por ciento del área total, concluyendo así su rol significativo en dicha articulación. Cumple con la tarea de soporte y amortiguador del peso corporal, mejorando la funcionalidad del cartílago articular¹⁴.

¹⁴ FUKUBAYASHI, Toru; KUROSAWA, Hisashi. The contact area and pressure distribution pattern of the knee: a study of normal and osteoarthrotic knee joints. En: Acta Orthopaedica Scandinavica, 1980, vol. 51, no 1-6, p. 871-879.

Proyectos anteriores han medido el área de contacto y la presión intercondilar a través de diferentes métodos de registro. Aplicación de una película sensitiva, en donde se puede evidenciar el área por los hundimientos y la zona que es apreciable luego de la prueba. También puede observarse la magnitud de la presión por el color, el cual está relacionado por su intensidad. Conjuntamente, se usaron sensores de presión. Uno de los sensores utilizados es el TEKSCAN modelo 4000 con capacidad de 9000 psi¹⁵ y el siguiente es un sistema robótico que sensa la aplicación de fuerza y momento.

Una de las complicaciones manifestada como foco de observación ha sido la osteoartritis, enfermedad común en la articulación de la rodilla, debida a la pérdida y desgaste del cartílago articular, encargado de proteger y amortiguar las superficies en contacto. Como consecuencia, dicho rozamiento genera dolor, rigidez y pérdida de movimiento.

La variación de la presión intercondilar se ve reflejada en especímenes afectados por la osteoartritis. Existen métodos computacionales que permiten predecir la distribución de la carga en la articulación tibiofemoral con el uso de parámetros como la geometría y la salud de los objetos de investigación para poder determinar la rigidez del cartílago. Adoptando modelos 2D, se demanda desarrollar un método de Análisis de Elementos Discretos (DEA, por sus siglas en inglés) de respuesta rápida y no invasivo para detectar dicha enfermedad¹⁶. También se han hecho análisis computacionales usando el método de elementos finitos (FEM, por sus siglas en inglés) para la evaluación del comportamiento biomecánico de la articulación de la rodilla cuando esta se expone a lesiones de LCA causadas por

¹⁵ MILLER, Emily; RIEMER, Rose; et al. Experimental validation of a tibiofemoral model for analyzing joint force distribution. En: Journal of Biomechanics, 2009. vol. 42, p. 1355-1359.

¹⁶ Ibíd., p. 1356.

rotación de la tibia respecto al fémur, lesión del tipo no contacto y muy común en la práctica de deportes de alto impacto, en ellos los autores¹⁷ corroboran resultados a corto y largo plazo de la lesión de LCA y sus complicaciones como el rápido deterioro del cartílago femoral especialmente en la lateralidad medial, sin embargo cabe anotar que estos modelos computacionales poseen serias limitaciones ya que sus condiciones de contorno causan grandes variaciones con respecto a modelos experimentales, ello debido a que dependiendo de condiciones médicas como el *varo*, *valgo* o demás desalineamientos de la articulación alteran los resultados obtenidos en el laboratorio¹⁸.

Otro enfoque de indagación se centra en dos piezas que son funcionalmente vitales para los movimientos cotidianos del ser humano, así como también para las actividades físicas y recreativas. Se hace referencia a los ligamentos cruzados (anterior y posterior), componentes que proveen la estabilidad rotacional a la rodilla, siendo piezas fundamentales para la articulación. El LCA es el encargado de evitar el desplazamiento anterior de la tibia respecto al fémur, además de controlar en carga la tensión inadecuada en varo y valgo¹⁹. Sin embargo, es propenso a sufrir una lesión y es un factor importante debido a la cantidad de pacientes registrados. Se evalúa que una de cada 3000 personas anualmente padece de rotura de ligamento cruzado en los Estados Unidos. Anualmente se realizan 100.000 reconstrucciones del LCA, cuyos buenos resultados fluctúan entre 75% y más de 90%²⁰. El LCA se encuentra determinado funcionalmente en su anatomía por dos

¹⁷ ANDRIACCHI, Thomas P., et al. Rotational changes at the knee after ACL injury cause cartilage thinning. En: Clinical orthopaedics and related research, 2006, vol. 442, p. 39-44.

¹⁸ YAO, Jiang, et al. Sensitivity of tibio-menisco-femoral joint contact behavior to variations in knee kinematics. En: Journal of Biomechanics, 2008, vol. 41, no 2, p. 390-398.

¹⁹ FORRIOL, Francisco; VAQUERO, Martín; et al. El Ligamento cruzado anterior: morfología y función. En: Trauma. 2008. vol. 19, p. 7-18.

²⁰ CARSON, E.W.; SIMONIAN, P.T.; et al. Revision anterior cruciate ligament reconstruction. Citado por: AYALA MEJIAS, J.D.; GARCIA ESTRADA, G.A y ALCOCER PEREZ, L. Lesiones del ligamento cruzado. En: Acta Ortopédica Mexicana. Enero, 2014. vol. 28, p. 57-67.

bandas: una banda anteromedial (AM) que controla el desplazamiento anterior de la tibia, y una banda posterolateral (PL) que controla la estabilidad rotacional²¹.

Se ha planteado la posibilidad de que aplicar carga axial sobre la rodilla puede generar una contrariedad en el LCA. Se evaluaron dieciséis unidades de humano bajo compresión, incrementado la intensidad hasta que ocurriera el rompimiento. Los resultados arrojaron que existió corte en 14 de 16 muestras. Registrando que la fuerza necesaria para generar la ruptura del ACL era de 5.1 ± 2.1 kN para todos los ángulos de flexión²².

Respecto al grado de flexión de la rodilla impuesto por algún tipo de actividad cotidiana o física, se concluye que, en algunos casos, si la persona no realiza ejercicios bruscos y es sedentaria, la intervención quirúrgica no es determinante y se puede obtener una exitosa recuperación a través del fortalecimiento muscular. Sin embargo, se prevé que la falla del ligamento, aislada o combinada con lesiones meniscales o de los ligamentos colaterales, producen cambios radiográficos degenerativos entre el 60 y el 90% de los pacientes, entre 10 y 15 años después del suceso²³.

La lesión de LCA puede repercutir sobre los elementos presentes en la articulación. Al investigar la responsabilidad del desgarramiento de los tejidos del LCA se encontró que, bajo la presencia de dicha irregularidad, los ligamentos meniscales presentan

²¹ DODDS, Julie y ARNOCKY, Steven. Anatomy of the anterior cruciate ligament: A blueprint for repair and reconstruction. Citado por: COLOMBET, Philippe; ROBINSON, James; et al. Two-bundle, four-tunnel anterior cruciate ligament reconstruction. En: Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. Julio, 2006. vol. 14, p. 629-636.

²² MEYER, Eric; HAUT, Roger. Excessive compression of the human tibio-femoral joint causes ACL rupture. En: Journal of Biomechanics. Noviembre, 2005. vol. 38, p. 2311-2316.

²³ FORRIOL, Francisco; VAQUERO, Martín; et al. Op. cit., p. 7-18.

deterioro. Al comparar los resultados teniendo en cuenta un lapso de tiempo para cada inspección, se concluye que entre mayor es el periodo esperado, la intensidad del daño aumenta. Esto puede ser provocado por la carga y la estabilidad anormales de la articulación²⁴.

Como dato sustancial, se registraron 66 pacientes lesionados en la articulación de la rodilla. El problema más frecuente junto con la ruptura aguda del LCA correspondió a desgarros presentes en los meniscos laterales (72,7%), superando la frecuencia de desgarros en los meniscos mediales (10,6%) en el mismo conjunto²⁵.

Otra molestia consecuente es a largo plazo. La osteoartritis se presentará por el hecho de que dicha afectación produce un mal funcionamiento de los meniscos que a su vez, ya no servirán de soporte óptimo y en conjunto con la alteración en la movilidad y rotación de la articulación, el deterioro aumentará notoriamente, suscitando el rozamiento directo entre los cóndilos de la tibia y el fémur, causando dolor. Después de 20 años de haberse realizado el diagnóstico médico, en promedio, 50% de los individuos, comprendidos por atletas o personas comunes, a las cuales se les precisó detrimento en el LCA o en las fibras de los ligamentos de los meniscos, tienen osteoartritis acompañado de molestia y con la condición desfavorable de poseer una rodilla deteriorada en un cuerpo joven²⁶.

²⁴ KILLIAN, Megan; HAUT DONAHUE, Tammy; HAUT, Roger; et al. Traumatic Anterior Cruciate Ligament Tear and its Implications on Meniscal Degradation: A Preliminary Novel Lapine Osteoarthritis Model. En: Journal of Surgical. Diciembre, 2010. vol. 164, p. 34-241.

²⁵ NIKOLIĆ, Dragan K. Lateral meniscal tears and their evolution in acute injuries of the anterior cruciate ligament of the knee arthroscopic analysis. En: Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 1998, vol. 6, no 1, p. 26-30.

²⁶ LOHMANDER, Stefan; ENGLUND, Martin; et al. The Long-term Consequence of Anterior Cruciate Ligament and Meniscus Injuries. En: The American Journal of Sports Medicine. 2007. vol. 35, p. 1756 – 1769.

Como solución a la ruptura del LCA se han desarrollado diversas técnicas de reconstrucción, buscando recuperar la funcionalidad de la articulación de la rodilla a cabalidad. La ligamentoplastia corresponde a la sustitución del ligamento afectado por otro proveniente de un tendón o un ligamento donado. Requiere un sistema de fijación cuya fuerza de sujeción debe ser superior a 500 N, valor equivalente estimado bajo las actividades de la vida diaria²⁷. Para estudiar el efecto de dos tipos de intervención quirúrgica se analiza la fluctuación de los valores de la presión en la zona de contacto de la articulación tibiofemoral para distintos ángulos de flexión. Los procedimientos son: reconstrucción por simple banda y doble banda²⁸.

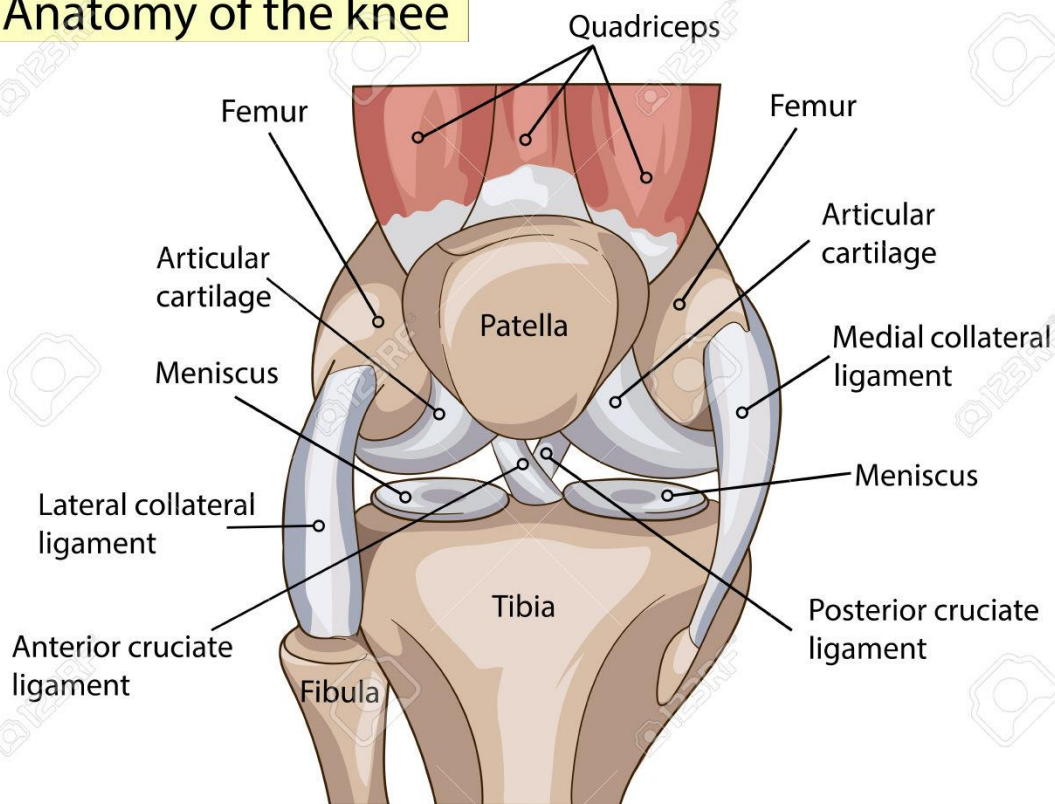
En la Figura. 6 se puede hallar un esquema explicativo de la anatomía como conjunto de la rodilla para efectos de facilidad en la comprensión.

²⁷ AYALA MEJIAS, J.D.; GARCIA ESTRADA, G.A y ALCO CER PEREZ, L. Op. cit., p. 57-67.

²⁸ YUSUKE, Morimoto; FERRETTI, Mario; et al. Tibiofemoral Joint Contact Area and Pressure After Single- and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. En: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery. Enero, 2009. vol. 25, p. 62-69.

Figura 6. Anatomía de la rodilla (vista anterior)

Anatomy of the knee



Nombre en ingles	Nombre en español
Quadriceps	Quadriceps
Femur	Fémur
Articular cartilage	Cartílago articular
Meniscus	Meniscos
Lateral collateral ligament	Ligamento colateral lateral
Anterior cruciate ligament	Ligamento cruzado anterior
Fibula	Peroné
Tibia	Tibia
Medial collateral ligament	Ligamento colateral medial
Posterior cruciate ligament	Ligamento cruzado posterior
Patella	Rótula o Patella

Fuente: es.123rf.com

6. BIOMECÁNICA DE LA RODILLA

La rodilla es la articulación intermedia de la extremidad inferior, una de las más grandes y complejas del cuerpo, por lo cual es propensa a innumerables lesiones, y se constituye como objeto de estudio de varios profesionales de la salud y demás campos del conocimiento.

La rodilla es una trocleartrosis (articulación en forma de polea que solo permite movimientos de flexión y extensión en un único eje) que une el fémur con la tibia y la rótula, y por tal motivo tiene una gran importancia medular en el proceso de la marcha, la carrera y el salto. A su vez cumple una función estática de primer orden, dotada principalmente por un grado de libertad – *Flexo extensión* que permite aproximar o alejar, en mayor o menor medida.

La rodilla trabaja esencialmente en compresión bajo la acción de la gravedad, y de manera accesoria, la articulación posee un segundo grado de libertad, que permite la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna (ver Figura. 7), el cual aparece solamente cuando esta está flexionada.

Esta articulación desde el punto de vista mecánico es notable ya que cumple con dos funciones que pueden ser contradictorias:

- Posee estabilidad en extensión máxima, posición en la que la rodilla hace esfuerzos importantes debido al peso del cuerpo y la longitud de los brazos de la palanca.
- Tener movilidad a partir de cierto ángulo de flexión, movilidad necesaria para la carrera, la orientación óptima de pie en la relación de las irregularidades del terreno.

6.1 PLANOS Y EJES DE MOVIMIENTO

Para describir mejor la biomecánica de la rodilla y de cualquier otra articulación se hace necesario tomar en cuenta los planos y ejes en los que los diferentes movimientos se realizan.

Existen diversos términos para describir los tres planos mutuamente perpendiculares en los que la gran mayoría de movimientos de las articulaciones ocurren. Estos sistemas ortogonales pueden ser descritos dependiendo del punto común de intersección de los planos, dicho punto de intersección puede ser definido ya sea como el centro de la articulación estudiada o como el centro de masa del cuerpo.

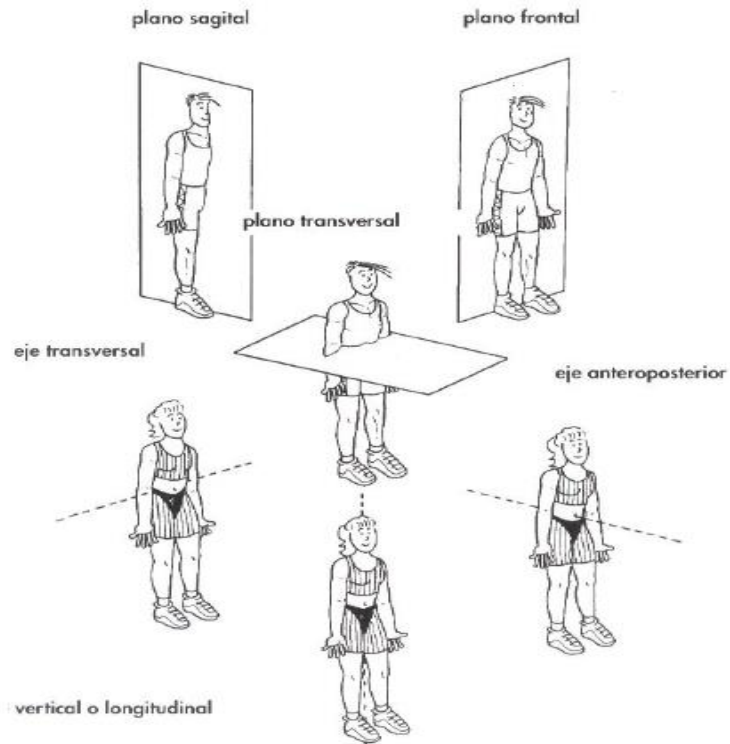
Para el sistema que usa como “eje de coordenadas” el cuerpo existen tres planos de movimiento y tres ejes de movimiento en el cuerpo humano (ver Figura. 7).

- Plano sagital: Es un plano vertical que de de la parte posterior a la parte frontal del cuerpo dividiéndolo en mitad derecha y mitad izquierda, también conocido como plano anteroposterior.
- Plano frontal: Consiste en un plano vertical que va de derecha a izquierda dividiendo al cuerpo en dos mitades, anterior y posterior; también es conocido como plano coronal.
- Plano horizontal: Este plano divide al cuerpo en mitades superior e inferior, es también llamado plano transversal.

Los movimientos de las articulaciones del sistema músculo-esquelético son en su mayoría movimientos rotacionales y tienen lugar sobre la línea perpendicular al plano en que ocurre el movimiento, a dicha línea se le denomina eje de rotación. Existen tres ejes de rotación que pueden definirse por la intersección de los ejes de movimiento ya mencionados.

- Eje sagital – pasa horizontalmente desde la mitad posterior a la anterior del cuerpo, es formado por la intersección del plano sagital con el horizontal.
- Eje frontal – para horizontalmente de izquierda a derecha y es formado por la intersección de los planos frontal y horizontal.
- Eje vertical o longitudinal – pasa verticalmente de la mitad inferior a la superior del cuerpo, siendo formado por la intersección entre los planos sagital y frontal.

Figura 7. Planos y ejes de movimiento del cuerpo



Fuente: Anatomía de Gray. Bases anatómicas de la medicina y la cirugía, Williams P.²⁹

6.2 EJES DE LA RODILLA

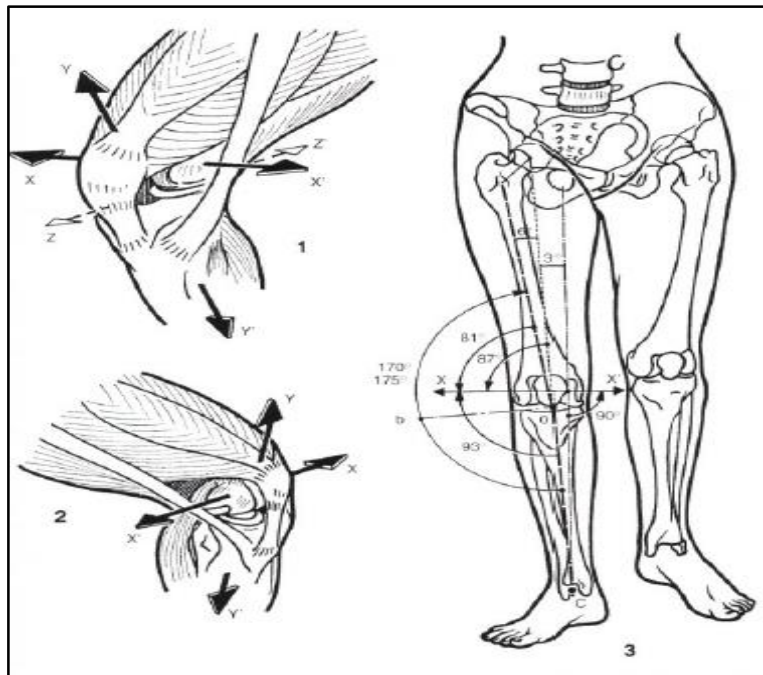
Los movimientos de flexión y extensión de la rodilla se llevan a cabo sobre su eje transversal en el plano sagital, al mismo tiempo visto desde el plano frontal el eje transversal atraviesa los cóndilos femorales horizontalmente. Este eje al ser horizontal, forma un ángulo de 81° con el fémur y de 93° con la pierna (ver Figura. 8), por esta razón cuando la rodilla se encuentra en flexión completa el eje de la pierna no se posiciona exactamente detrás del eje del fémur, lo anterior tiene que

²⁹ WILLIAMS, P. Anatomía de Gray. Bases anatómicas de la medicina y la cirugía. 38 ed. Madrid Harcourt Brace. 2001.

ver con el *valgus* fisiológico de la rodilla que consiste en que el ángulo formado entre la prolongación del fémur y la pierna oscila entre 170°-175°.

El ángulo de *valgus* puede presentar variaciones patológicas, además de las sexuales, ya que en las mujeres éste ángulo es mayor debido a que la separación en las caderas es más grande en ellas. Dichas variaciones suceden sobre todo en la infancia y corregidas en su gran mayoría con el crecimiento y el desarrollo, sin embargo cuando persisten dichas alteraciones en la vida adulta se incurre en las condiciones del *genu varo* y *genu valgus*.

Figura 8. Ejes de la articulación de la rodilla.



Fuente: Anatomía de Gray. Bases anatómicas de la medicina y la cirugía, Williams P. ³⁰

³⁰ *Ibíd.*

6.3 MOVIMIENTOS DE LA RODILLA

La articulación de la rodilla es parte vital en la locomoción de los seres vertebrados, para el hombre no es la excepción, ahora bien con el objeto de cumplir con dicha misión la rodilla posee dos movimientos básicos y representativos tales como la flexión y la extensión y estos se acompañan de un movimiento de rotación simultánea de la tibia sobre el fémur.

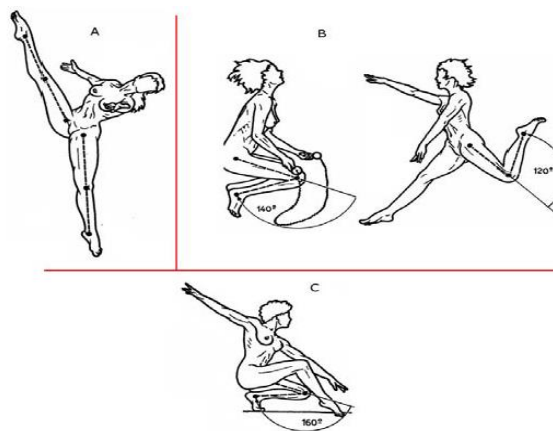
6.3.1 Extensión. Es en este movimiento donde la cara posterior de la pierna se aleja del muslo, se realiza en un plano sagital con un eje horizontal que pasa a través de los cóndilos femorales y en realidad no hay una extensión absoluta de la pierna, sin embargo si se alcanza una extensión máxima en la posición de referencia (persona de pie con la cabeza y el cuello erectos). Por otro lado a partir de la máxima extensión de la misma se puede realizar un movimiento, de forma pasiva, de 5°- 10° de extensión extra denominada hiperextensión; se produce una rotación externa de la tibia sobre el fémur en este tipo de movimiento y en la extensión completa del fémur es imposible cualquier rotación axial debido a que la disposición de las fibras de los ligamentos anteriores (oblicua) que bloquean la rotación de la tibia. En este movimiento en particular el LCA se tensa al igual que los ligamentos laterales. La extensión de la rodilla tiene los siguientes limitantes:

- a) Distensión de los músculos flexores.
- b) La forma del segmento anterior de ambos meniscos.
- c) Distensión de la parte posterior del manguito capsulo-ligamentoso.
- d) Los 2 ligamentos laterales, que al estar situados por detrás del eje de movimientos, se ponen cada vez más tensos a medida que el movimiento de extensión progresa.

6.3.2 Flexión. En este movimiento, análogo a la extensión, en donde la cara posterior de la pierna se acerca a la parte posterior del muslo también existen movimientos conocidos como flexión absoluta que ocurren a partir de la posición de referencia y movimientos de flexión relativa encontrados en cualquier posición de flexión. La flexión activa de la rodilla alcanza los 140° solamente si la cadera ya se encuentra flexionada, y los 120° si por el contrario esta se encuentra en extensión por la fuerza tensil que ejerce el músculo recto anterior sobre el movimiento de la articulación, en flexión máxima de la cadera el rango de movimiento puede alcanzar los 160°; en condiciones normales de funcionamiento de la articulación la flexión solo es limitada por los músculos del muslo y la pantorrilla.

El movimiento de flexión es un poco más complejo que el de extensión, después de los 20° de flexión los ligamentos se relajan permitiendo a la vez el deslizamiento y la rotación axial de la tibia, la mayor parte de la rotación se produce en la parte final de la flexión completa, a medida que se flexiona los ligamentos capsulares se relajan de su estado de tensión completa en la extensión total mientras que el LCP se tensa y actúa como freno de dicho movimiento, el LCA se destensa al igual que los ligamentos laterales permitiendo así un cierto grado de rotación axial.

Figura 9. Flexión y extensión de la rodilla.



A) Extensión total, B) Flexión activa, C) Flexión pasiva

Las actividades comunes poseen un cierto grado de flexión de la articulación “estándar” (ver Tabla. 1) medido a partir de la línea del fémur y de la tibia.

Tabla 1. Ángulos de flexión para actividades comunes.

ACTIVIDAD	ANGULO DE FLEXIÓN DE LA RODILLA
Caminata – Marcha	15°
Ascenso de escaleras	45° - 60°
Posición sedente (Sentado)	90°
Posición sedente en baños	115°
Ciclismo	60° - 100°
Natación (estilo libre)	60°- 135°
Natación (espalda)	45° - 135°
Actividad especial ³¹	>115°
Atletismo (correr)	100°
Sentadillas	≈ 12°- 97°
Saltos	≈ 15° - 90°

Fuente: MOW, Van C.; HAYES, Wilson C.

La flexión de la rodilla posee los siguientes restrictores biomecánicos:

- a) Distensión de los músculos extensores (cuádriceps crural).
- b) Por la masa de los músculos flexores en el hueco poplíteo.
- c) El segmento posterior de los meniscos.

A su vez las actividades regulares también generan una carga normal de compresión sobre la meseta tibial dependiente del peso del cuerpo (Body Weight [BW]).

³¹ MOW, Van C.; HAYES, Wilson C. Basic Orthopaedic Biomechanics. Michigan: Raven Press. 1991. p 80-83. ISBN 0881677965.

Tabla 2. Cargas compresivas para distintas actividades.

Actividad	Grado de flexión	Carga de compresión [BW]
Ciclismo	60° - 100°	1.2
Caminata	15°	3.0
Ascenso de escaleras	60°	3.8
Ascenso de escaleras	45°	4.3
Sentadillas (levantamiento)	140° a 0°	5.0
Sentadillas (acuclillamiento)	0° a 140°	5.6
BW= Body Weight (Peso del cuerpo)		

Fuente: MOW, Van C.; HAYES, Wilson C³².

6.3.3 Rotación. La rotación de la rodilla, como se ha dicho previamente, ocurre solo durante la flexión y su eje de movimientos es el eje longitudinal de la articulación. Dicha rotación se puede medir cuando el sujeto se encuentra con la rodilla flexionada a 90° en posición sedente con las piernas colgando. La rodilla tiene rotación tanto interna como externa, la primera lleva la punta del pie hacia adentro durante la aducción del pie, dicha rotación es de 30°, la segunda hace lo contrario mandando la punta hacia afuera más de lo normal y ocurre durante la abducción del pie, la amplitud de esta rotación varía dependiendo de qué tan flexionada se encuentre la articulación de la rodilla. Se dice que normalmente la flexión es de 40°, sin embargo cuando la pierna se encuentra a 30° de flexión la rotación externa es 32° y cuando la flexión es de 90° la rotación externa es de 42°.

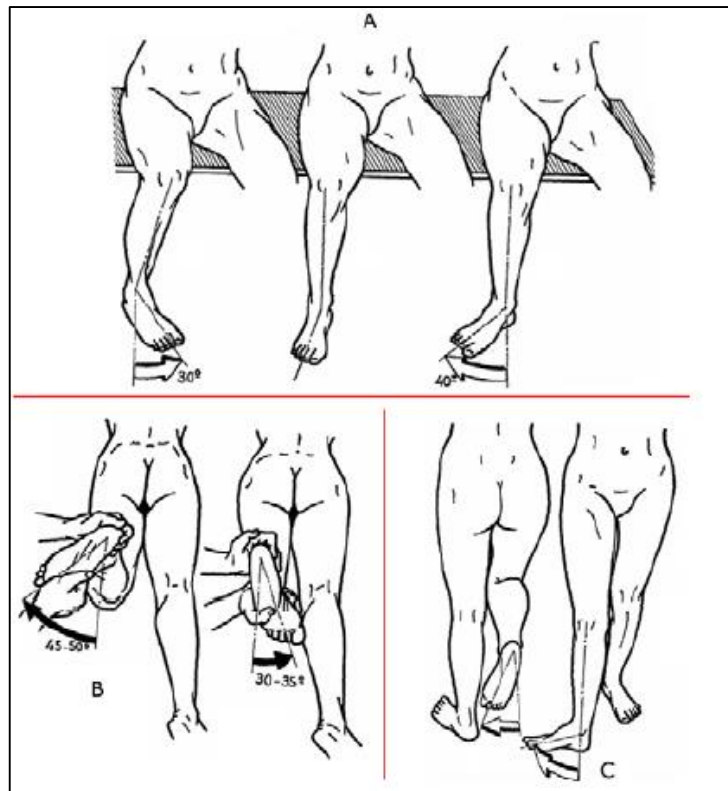
³² Ibíd.

La rotación de la rodilla tiene un movimiento pasivo que permite una rotación mayor. Para medirla el sujeto se debe acostar boca abajo con las rodillas a 90° de flexión, luego, se hace girar su pie de modo que la punta apunte hacia afuera y hacia adentro. Cuando se gira el pie hacia afuera se tiene un giro que oscila de 45° - 50° y cuando se gira hacia adentro se logran 30° - 35° de giro (ver Figura. 10).

La capacidad de rotación de la articulación de la rodilla confiere a la marcha humana mayor poder de adaptación a las desigualdades del terreno y, por consiguiente, mayor seguridad. Los movimientos de rotación desempeñan también una función importante en la flexión de las rodillas, cuando se pasa de la posición de pie a la de cuclillas además esta habilidad permite otros muchos movimientos, por ejemplo: cambiar la dirección de la marcha, girar sobre sí mismo, trepar por el tronco de un árbol y tomar objetos entre las plantas de los pies.

Los dos ligamentos cruzados limitan el movimiento de rotación interna, que aumentan su cruzamiento, y deshacen este último cuando la pierna rota internamente, por lo que no pueden restringir este movimiento de manera alguna. El movimiento de rotación externa es limitado por el ligamento lateral externo, que se tuerce sobre sí mismo, y por el tono del músculo poplíteo. Al igual que sucede en los movimientos de flexo-extensión, los meniscos también se desplazan en el curso de los movimientos rotatorios de la pierna; desplazamientos en los cuales reside la causa de su gran vulnerabilidad.

Figura 10. Rotación de la rodilla.



Rotación axial de la rodilla A) interna y externa, B) pasiva C) automáticas

Fuente: catarina.udlap.mx

7. METODOLOGÍA

El estudio metodológico para la realización de este proyecto se dividió en cuatro secciones. Una primera en donde se identifican las características de las probetas (especímenes) que se usarán, la segunda contempla la preparación a la que serán sometidas las muestras estudiadas, en tercer lugar se analiza y describe el proceso correspondiente al ensayo mecánico al que se someterán las probetas teniendo en cuenta la adquisición de datos y como última fase se describe el proceso de análisis de los datos obtenidos posterior al ensayo de los especímenes.

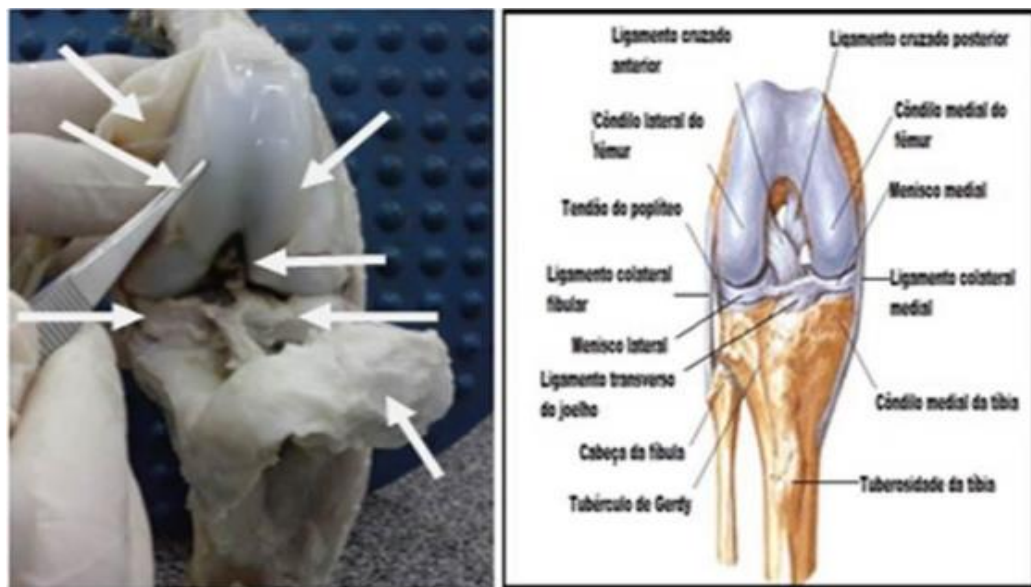
7.1 DESCRIPCIÓN DE LOS ESPECIMENES

7.1.1 Análisis anatómico. La implementación de nuevas alternativas para el estudio de la articulación de la rodilla mediante especímenes animales que estructuralmente presentan similitudes destacables permite desarrollar procedimientos que puedan tratar lesiones y enfermedades, buscando generar la correcta recuperación de dicha articulación sin mencionar que en el campo instructivo se puede enseñar en base a dichas alternativas. Muchas veces, como es el caso, realizar mediciones en rodillas cadavéricas de seres humanos es poco o nada viable ya que se está sujeto inherentemente a la condición del paciente y muchas veces la dificultad en la consecución de las articulaciones amputadas por razones de logística.

Es fundamental presentar una base de datos de diferentes especies para poder enfocar los experimentos en dichos animales que presenten las equivalencias más sobresalientes según el componente de la articulación de la rodilla a tratar.

El animal que se asemeja al ser humano en cuanto a la rodilla es el cerdo, el cual presenta estructuras similares y que pueden ser usadas como muestras de experimentación. Elementos como los meniscos, ligamentos, patela, los cóndilos medial y lateral, la cápsula de la articulación, además de otros. Dicho paralelismo conviene a concluir que para prácticas médicas y cuestiones de aprendizaje es preferible usar modelos de dicha especie que estructuras plásticas.

Figura 11. Comparación entre la rodilla de cerdo y la rodilla humana teórica.



Fuente: Ferraz Mauricio; Salomão Gustavo³³.

³³ FERRAZ, Mauricio; SALOMÃO, Gustavo. Morphological Characterization and Preparation of Knee Joint Porcino, Verisimilitude and Contributions as Alternative Material for Teaching Human Anatomy. En: International Journal of Research Studies in Biosciences (IJRSB). Julio, 2015. vol 3, p.35-41.

Enfocando el análisis al estudio del LCA, se han realizado mediciones que demuestran que la semejanza dimensional de dicho componente presente en los porcinos comparado con los seres humanos es de favorable aproximación, como lo muestra la Tabla. 3. Se observan los parámetros: ancho y longitud para diferentes estructuras pertenecientes al conjunto de la articulación de varias especies, se concluye que para el cerdo podría ser importante enfocar investigaciones enlazadas al LCA debido a que las medidas directas en ambas especies no difieren entre sí más de un 14%. Nota: Las medidas en la Tabla. 3 resaltadas en negrilla indican una variación mayor al 25% en relación a su igual tomada en la articulación humana.

Tabla 3. Mediciones directas para diferentes especies.

	DIRECT MEASUREMENT								
	ACL		PCL		Medial Meniscus		Lateral Meniscus		Notch
	<i>Width [mm]</i>	<i>Length [mm]</i>	<i>Width [mm]</i>	<i>Length [mm]</i>	<i>Width [mm]</i>	<i>Length [mm]</i>	<i>Width [mm]</i>	<i>Length [mm]</i>	<i>Width [mm]</i>
Human	12.73 ±1.35	37.78 ±3.17	14.23 ±5.17	40.30 ±7.45	9.5 ±0.71	39.8 ±3.71	9.83 ±0.69	33.28 ±3.53	21.9 ±5.0
Cow	9.28 ±2.1	42.65 ±0.55	7.45 ±1.93	45.4 ±2.8	15.1 ±2.23	39.55 ±2.56	16.0 ±2.42	39.25 ±1.78	24.58 ±1.56
Sheep	9.27 ±2.53	31.77 ±0.25	6.67 ±0.76	37.03 ±1.67	9.33 ±0.29	25.63 ±1.7	9.63 ±1.21	26.03 ±0.9	9.5 ±0.50
Goat	10.65 ±1.62	24.2 ±2.56	5.33 ±0.82	26.6 ±3.0	8.80 ±3.4	23.18 ±1.75	8.65 ±0.35	22.0 ±3.57	8.1 ±1.09
Pig	10.86 ±1.08	37.0 ±2.8	8.2 ±0.94	39.68 ±2.45	10.44 ±2.15	25.32 ±3.77	10.26 ±1.65	25.60 ±2.43	11.12 ±1.21
Dog	5.45 ±1.21	21.2 ±2.97	5.33 ±1.08	22.8 ±4.4	6.33 ±0.95	16.83 ±1.61	6.85 ±1.4	16.3 ±1.16	9.7 ±2.07
Rabbit	4.84 ±1.24	10.6 ±1.38	4.34 ±1.27	10.0 ±1.52	2.4 ±0.35	9.2 ±0.4	4.06 ±0.47	10.0 ±1.17	3.88 ±0.51

Fuente: Proffen Benedikt; Murray Martha; et al. The Knee Journal³⁴.

³⁴ PROFFEN, Benedikt; MURRAY, Martha; et al. A Comparative Anatomical Study of the Human Knee and Six Animal Species. En: The Knee Journal. Agosto, 2012. vol 19, p. 493-499.

Estudios previos han realizado mediciones en muestras de especies de ambos géneros para observar su discrepancia respecto a los seres humanos. El LCA es de mayor prolongación, presenta la mayor área y el mayor volumen en el género masculino para ambas especies. Comparado con los humanos, se observa similitud en las cifras equivalentes a la longitud aunque se presenta divergencia en cuanto al volumen y el área. Cotejando cada género entre las dos especies, la extensión del ligamento es bastante cercana, apoyando el estudio expuesto anteriormente.

Tabla 4. Mediciones directas para el género masculino y femenino en seres humanos y cerdos.

ACL length (mm ²)	Females	28.2 ± 2.1	27.0 ± 2.9	9	Chandrashekar et al. [13]
	Males	30.9 ± 2.9	29.6 ± 2.7	8	
	Ratio	0.91	0.91		
	Effect size	-1.05	-0.91		
ACL area (mm ²)	Females	19.6 ± 4.4	57.3 ± 15.7	9	Chandrashekar et al. [13]
	Males	26.5 ± 4.9	72.9 ± 18.9	8	
	Ratio	0.74	0.78		
	Effect size	-1.48	-0.89		
ACL volume (mm ³)	Females	558.5 ± 158.2	1996 ± 530	9	Chandrashekar et al. [13]
	Males	824.7 ± 206.3	2722 ± 708	8	
	Ratio	0.68	0.73		
	Effect size	-1.45	-1.16		

Fuente: Murray Martha; Fleming Braden; et al. Clinical Orthopaedics and Related Research³⁵.

7.1.2 Análisis biomecánico. Ahora bien, cabe señalar la similitud existente en el campo biomecánico entre la articulación del cerdo y la humana ya que hasta ahora solo se ha analizado la semejanza anatómica. Se han realizado estudios que

³⁵ MURRAY, Martha; FLEMING Braden; et al. Validation of Porcine Knee as a Sex-specific Model to Study Human Anterior Cruciate Ligament Disorders. En: Clinical Orthopaedics and Related Research. Octubre, 2015. vol 473, no 2, p. 639-650.

registran mediciones en diferentes especies de animales domésticos, más exactamente de las fuerzas *in situ* que se dan en el LCA considerando dirección y magnitud en la banda anteromedial y la posterolateral, con el fin de analizar la semejanza en la respuesta del LCA bajo la acción de una carga y proceder a efectuar la comparación con el LCA de un ser humano, con ellos se ha demostrado que entre los animales domésticos el cerdo y su rodilla son los más similares en comportamiento respecto a su contraparte humana³⁶. Las bandas anteromedial y posterolateral, las cuales son bandas compuestas por fibras de colágeno que reciben su nombre por su posición respecto a la tibia y la tensión funcional en el movimiento de flexión de la rodilla³⁷.

Los resultados muestran que la fuerza aplicada localmente en el ligamento cruzado anterior y la fuerza ejercida por la banda anteromedial (AM) son semejantes a las de los humanos en los porcinos. Existe cierta diferencia en la magnitud de la fuerza proveída por la banda posterolateral (PL) pero respecto a las demás especies, el cerdo es el animal doméstico preferido para realizar pruebas experimentales debido a que su similitud es mucha a nivel anatómico y biomecánico entre las dos especies.

7.1.3 Obtención de las muestras. Las muestras seleccionadas para este estudio se obtuvieron de una planta de beneficio que se contactó mediante un distribuidor local. Se analizaron 7 articulaciones de la rodilla, donde se especifica la edad, el género, lateralidad (izquierda o derecha) y el peso del animal antes de su sacrificio.

³⁶ XEROGEANES, John; TAKEDA, Yoshi; FOX, Rox; et al. A Functional Comparison of Animal Anterior Cruciate Ligament Models to the Human Anterior Cruciate Ligament. En: Annals of Biomedical Engineering. Mayo, 1998. vol 26, p. 345–352.

³⁷ FORRIOL, F.; MAESTRO, A.; VAQUERO, Martín. El Ligamento cruzado anterior: morfología y función. En: Trauma Fund MAPFRE. 2008. vol 19, p. 7-18.

Tabla 5. Especificaciones de las muestras.

Muestra	Descripción	Género	Peso del ejemplar [kg]	Edad [días]
1	R. izquierda	Hembra	112	128
2	R. derecha	Hembra	112	128
3	R. izquierda	Hembra	97	118
4	R. derecha	Hembra	97	118
5	R. izquierda	Macho	115	132
6	R. derecha	Macho	115	132
7	R. derecha	Macho	96	124

Fuente: Autores.

7.2 PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS

Las muestras a estudiar, 7 rodillas porcinas con las características ya mencionadas, fueron sometidas a un proceso de disección teniendo especial cuidado en la preservación adecuada de la cápsula articular y los elementos de la misma, además se expusieron por la parte posterior y anterior, retirando la rótula en cada una de las articulaciones, y que de esta manera se pudiesen observar en las mismas los meniscos y espacios intercondilares, posteriormente fueron sometidas a una adecuación con resina de poliéster #456 en sus extremos (fémur – tibia y peroné) para tener una mayor facilidad en su sujeción a los anclajes superior e inferior del banco de pruebas estáticas (ver Figura. 13).

Cabe aclarar que este estudio no hace distinción entre género del cual provienen las articulaciones o si estas son izquierdas o derechas, solo se considera existencia o no de la variación significativa para las condiciones tratadas y factores estudiados.

Figura 12. Probeta antes de la disección.



Figura 13. Probeta de rodilla de cerdo.



El análisis de varianza (ANOVA) recomienda una muestra mínima de 10 especímenes³⁸, sin embargo existen publicaciones científicas del campo de biomecánica con menor número de muestras, por ejemplo Emily Miller; et al.³⁹ utilizó 4 probetas y Diego Villegas; et al.⁴⁰ usó 8, ello se debe al tiempo requerido para cada ensayo que contempla un descongelado de la rodilla (4 horas) y entre ensayos un periodo prudencial para que los tejidos fibro-cartilaginosos (meniscos y ligamentos) de la articulación retomen sus dimensiones naturales después del ensayo (12 horas) lo que hace que las pruebas requieran de un tiempo considerable.

Cabe resaltar que las pruebas se realizaron a una temperatura promedio de 23°C y una humedad relativa de alrededor del 50% ya que se efectuaron en un laboratorio acondicionado

7.2.1 Lesión inducida del LCA. En relación a la generación de la lesión en el LCA se procedió a simular una lesión de tipo contacto, es decir, lesiones propias de deportes de contacto como el fútbol, baloncesto o rugby. La misma consiste en la hiper-elongación del LCA cuando la pierna se encuentra totalmente extendida mediante la aplicación posterior de una carga en aumento sobre la articulación manteniendo ambos extremos de la pierna fijos induciendo una translación anterior de la tibia respecto al fémur (ver Figura 14); dicho tipo de lesiones se presenta con cierta regularidad sobre todo en situaciones donde golpes o colisiones son frecuentes⁴¹ y se expone al LCA a fuerzas extensoras o de hiper-extensión, se

³⁸ PULIDO, Humberto Gutiérrez, et al. Análisis y diseño de experimentos. 3 ed. McGraw-Hill, 2004. p. 52 -62.

³⁹ MILLER, Emily J., et al. Op. cit, p. 1355-1359.

⁴⁰ VILLEGAS, Diego F., et al. Failure properties and strain distribution analysis of meniscal attachments. En: Journal of biomechanics, 2007, vol. 40, no 12, p. 2655-2662.

⁴¹ WETTERS, Nathan, et al. Mechanism of Injury and Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury. En: Operative Techniques in Sports Medicine, 2016, vol. 24, no 1, p. 2-6.

escogió realizar este tipo de lesión gracias a la facilidad que presenta la inducción de la misma mediante este método, ya que con la MTS 515.11 solo fue necesario montar las mordazas de compresión en la misma y adecuar un banco para sostener la articulación mientras se aplicaba la fuerza de la manera ya mencionada, sin contar que para realizar otro de los medios de lesión del LCA documentados en la literatura especializada, como el de rotación de tibia respecto al fémur, no se contaba con los aditamentos necesarios para el montaje del mismo y los demás mecanismos de lesión del LCA como el de inducción de valgo sobre la rodilla por la aplicación lateral de una fuerza llegaba a dañar el LLM antes de causar una ruptura del LCA.

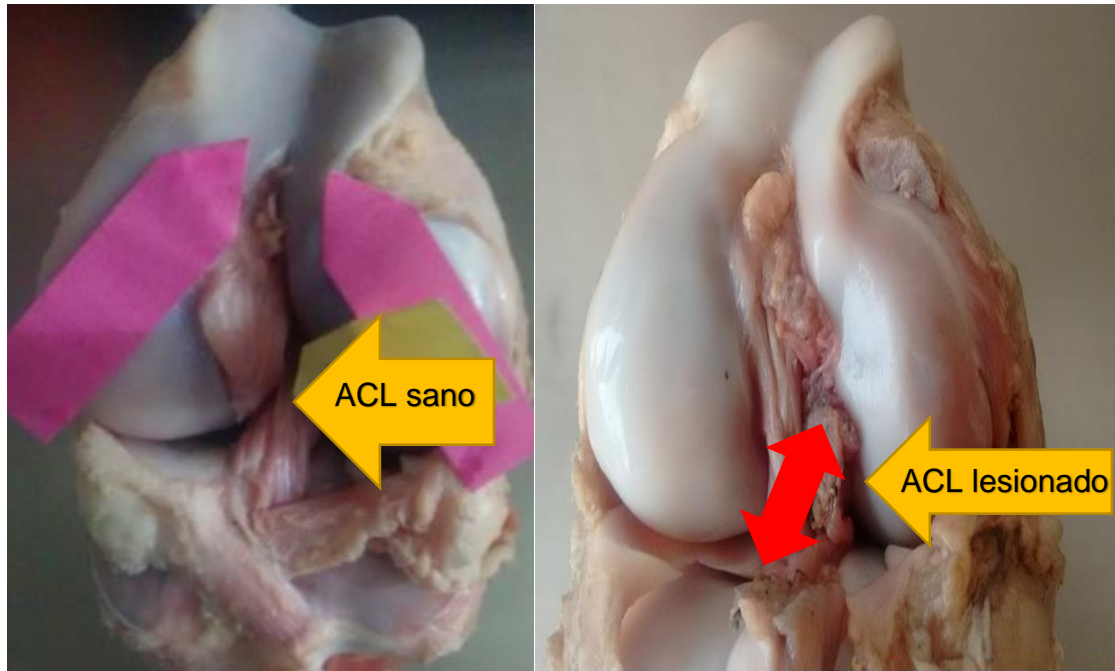
Para mantener la articulación húmeda y conservar sus fluidos se les roció una solución de agua y sal (NaCl) al 0.5% en peso, esto con el objetivo de lograr emular las condiciones normales de operación de la rodilla⁴².

⁴² VILLEGAS, Diego F., et al. A quantitative study of the microstructure and biochemistry of the medial meniscal horn attachments. En: Annals of biomedical engineering, 2008, vol. 36, no 1, p. 123-131.

Figura 14. Banco para la generación de la lesión.



Figura 15. Articulación sana / Articulación lesionada.



7.3 ENSAYO MECÁNICO

7.3.1 Máquina Universal de ensayos MTS BIONIX 515.11. Referente al ensayo mecánico al que se sometieron las probetas previamente descritas se debe especificar que se hizo uso de un banco adaptable a la máquina de ensayos universal MTS BIONIX 515.11 la cual es una máquina servo-actuada de alta precisión con alta versatilidad en tipos de ensayos, se usa en el campo de la biomecánica para ensayos de fatiga de tejidos, estudios de huesos o articulaciones además de prótesis y demás elementos implantables, en suma a todo ello el fabricante la recomienda especialmente para estudios cinemáticos de las articulaciones del cuerpo humano, en especial la de la rodilla.

La máquina de ensayos MTS BIONIX 515.11 permite ensayos con cargas de tipo axial o torsional, sin embargo para el caso específico de este proyecto se restringe su campo de acción al de las cargas axiales donde se pueden aplicar fuerzas de tracción o compresión máximas de 25 [kN] (5,5 [kip]). Además de ello la máquina de ensayos posee varias características relevantes, para el caso en específico de este proyecto se procedió a la programación de la carga compresiva definida en el software asistente propio de la misma y que se aplicó en forma de rampa con una tasa de 10 [N/s] y al alcanzar su valor máximo se mantuvo por un periodo de 3 [min] todo ello mientras se tomaban datos de tiempo durante los últimos 25 [seg]; para más detalles de la máquina de ensayos (ver Anexo A).

Figura 16. Unidad de potencia MTS 515.11.



Fuente: www.mts.com

Figura 17. Máquina universal MTS 515.11.



Fuente: www.mts.com

7.3.2 Banco de pruebas. Aunque el banco para pruebas de la articulación de la rodilla fue inicialmente diseñado para un montaje sobre la máquina MTS 810 el montaje del mismo sobre la MTS 515.11 no presenta ninguna variación respecto al acoplamiento original gracias a la similitud entre ambas máquinas y los medios de

sujeción inferior y superior que poseen. Ahora bien, el banco de pruebas consta de dos anclajes que se adaptan a la máquina de ensayos (ver Figura. 18 y 19).

El anclaje inferior está compuesto por la celda de carga, la base de dicha celda, pilar fundamental del sostenimiento de los demás componentes, una guía que se encuentra graduada para permitir la rotación, cuyos ángulos de aplicación varían entre 0 y 45 grados, y para el caso de flexión se evaluarán cuatro posiciones correspondientes a 30, 45, 60 y 90 grados para permitir versatilidad en las mediciones, sin embargo, para el caso específico en el que las rodillas de cerdo no es posible lograr una extensión completa (90°) se adecuó con topes de tornillo un nuevo ángulo de 75° en el anclaje inferior (ver Figura. 21) y se omitió el ángulo de 30°. Como último componente de dicho anclaje se encuentra el elemento que servirá como conector entre la tibia perteneciente a la muestra y la unidad de sujeción del subconjunto. El anclaje superior está compuesto por un conjunto de piezas que se encargan de la conexión de un cilindro hidráulico, encargado de suministrar la carga, al fémur de la muestra. El subsistema presenta componentes fundamentales, las guías deslizantes, las cuales permite realizar el control de la posición del fémur, logrando un desplazamiento de 50 [cm] en el plano sagital y 25 [cm] en el plano frontal. Además se encuentra presente el brazo del fémur y la rótula. El brazo del fémur es el encargado de la conexión del hueso de la muestra al sistema; la rótula determina la rotación en ángulos de 50° a 25° con respecto al eje vertical para la variación en los experimentos, dependiendo de lo que se quiera realizar, ya sea realizar un ajuste o restringir un movimiento.

Figura 18. Instalación del banco.

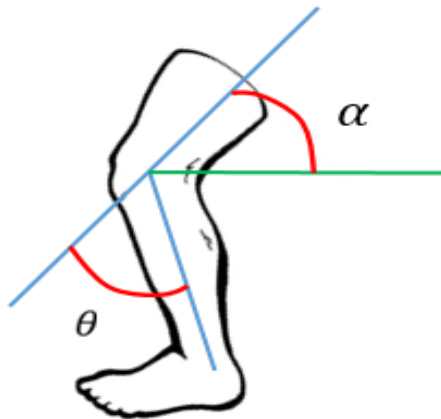


Figura 19. Prueba de compresión en la rodilla.



Referente a la carga de compresión a la que se sometieron los especímenes usados se debe tener en cuenta que uno de los objetivos es documentar el comportamiento de la presión intercondilar para situaciones de rodilla sana y con daño debido a la hiperextensión del LCA para diferentes ángulos de flexión de la articulación, luego se estableció que los ángulos de flexión ($\theta_{\text{flexión}}$) vendrán determinados por la posición en la que se fijen los anclajes superior e inferior (ver Figura. 20); y la carga compresiva de prueba se estableció en 700 [N] lo cual corresponde a un peso aproximado de 70 [kg] o 1.0 [B.W] de un hombre adulto promedio, soportado por la articulación, esto ya que fuerzas compresivas de similar magnitud han sido utilizadas por diversos autores en sus estudios tales como Yusuke Morimoto⁴³ y Emily Miller⁴⁴.

Figura 20. Ángulos de flexión para las pruebas en la articulación.



⁴³ YUSUKE, Morimoto; FERRETTI, Mario; et al. Op cit, p. 62-69.

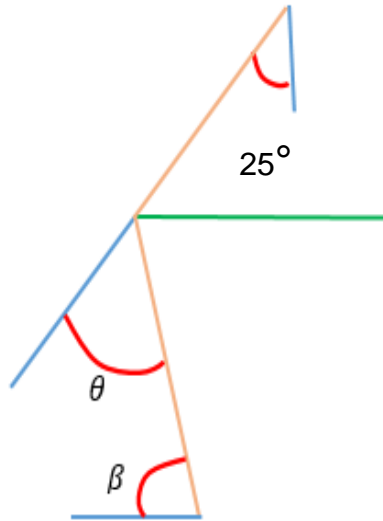
⁴⁴ MILLER, Emily; RIEMER, Rose; et al. Op cit, p. 1355-1359.

θ = Ángulo de flexión de la tibia respecto al eje central del fémur.

α = Ángulo resultante de la inclinación del soporte superior del fémur.

β = Inclinación del soporte inferior de la tibia.

- Para 25° de inclinación del soporte superior.



β	$\theta_{flexión}$
30°	85°
45°	70°
60°	55°
75°	40°
90°	25°

Cabe resaltar que para las pruebas solo se hizo uso de la inclinación de 25° en el anclaje superior del banco y los ángulos del anclaje inferior (β) de 45°-60° y 75° por cuestiones de espacio, ya que, la altura de trabajo de la MTS 515.11 restringe en parte el máximo ángulo β aprovechable.

Figura 21. Ángulo de 75° en el anclaje inferior.



7.3.3 Sensor médico TEKSCAN 4000. Este sensor médico especial para el análisis de articulaciones presenta ciertas ventajas frente a demás sistemas de análisis tales como el amplio rango de presiones y fuerzas que se pueden registrar, su fácil calibración y puesta en marcha⁴⁵. Consta de una película con sensores capacitivos distribuidos en filas y columnas y de funcionamiento similar a las celdas de carga. Las características más relevantes del Medical Sensor 4000 son las siguientes:

- Especificaciones:

⁴⁵ BACHUS, Kent N., et al. Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications: using Fuji Film and TekScan systems. En: Medical engineering & physics, 2006, vol. 28, no 5, p. 483-488.

Resolución.

Número de sensores – 572

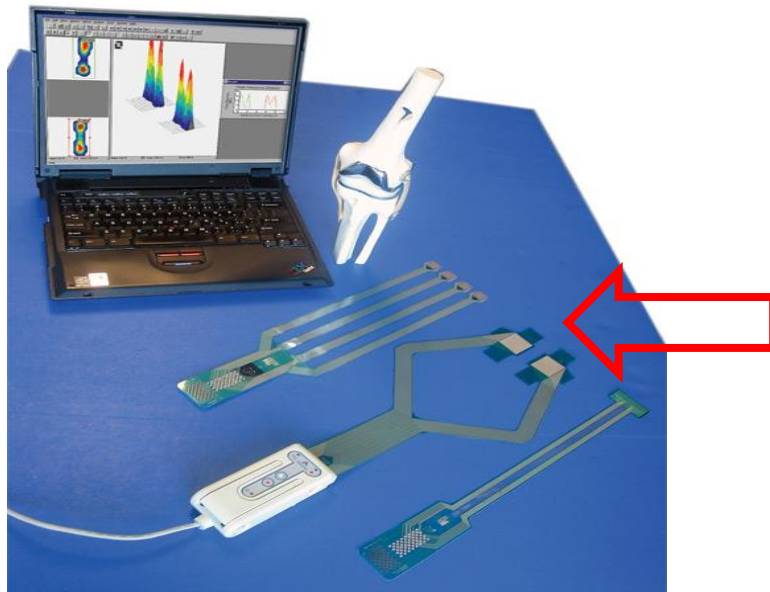
Densidad de sensores – 62.0 [sensores/cm²]

Paso – 1.270 [mm]

Presión máxima – 68950 [KPa]

Las dimensiones y rangos de presión con las que puede trabajar el sensor se pueden apreciar en el Anexo B.

Figura 22. Medical Sensor TEKSCAN 4000.

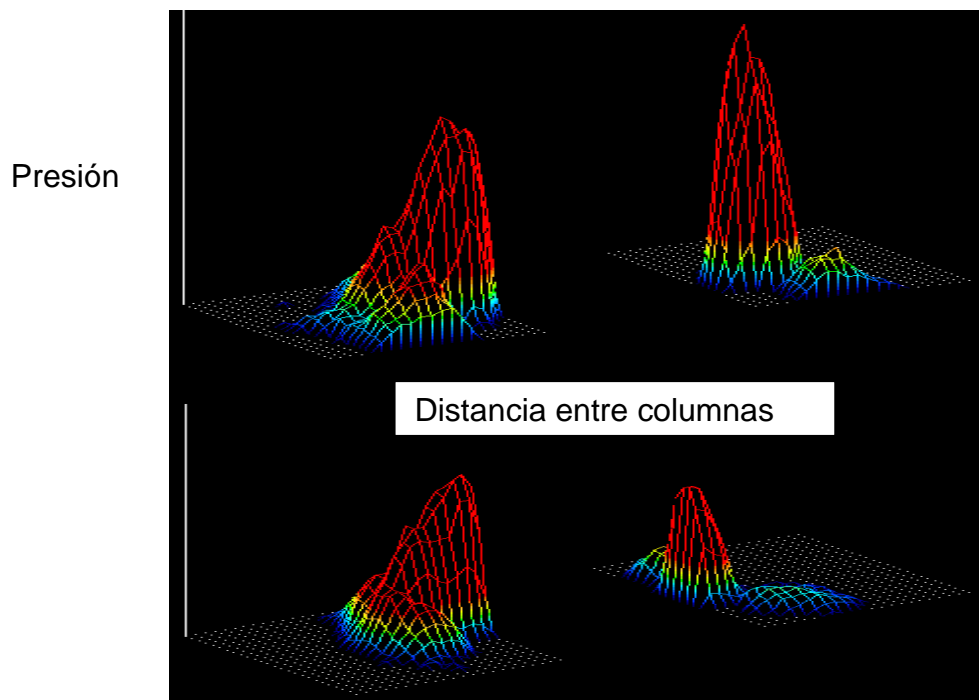


Fuente: tekscan.com

7.3.4 Adquisición de datos. El sensor de presión TEKSCAN 4000 usado en el desarrollo de este trabajo posee un software llamado I-Scan 7.65 que permite realizar la interfaz para la obtención de los diferentes datos requeridos, dicho

software también tiene la facilidad de discriminar cada cóndilo por separado para efectos de lesiones o situaciones en las que la carga es distribuida de distintas maneras no “regulares” sobre la articulación, sin embargo para este caso en específico se analizó toda la rodilla como conjunto, es decir, los datos obtenidos son para ambos cóndilos femorales y la meseta tibial.

Figura 23. Mapa de presión I-Scan 7.65.



Fuente: Autores

El software I-Scan 7.65 presenta facilidades para el análisis de articulaciones con los sensores de la empresa TEKSCAN, este permite realizar estudios por matriz (cóndilo para este caso) o conjunto, observar los datos sobre una fila o columna del TEKSCAN 4000, obtener el centroide de la fuerza soportada por la articulación y la realización de una grabación de 25 segundos correspondientes a 100 fotogramas

en los que se toman los datos preestablecidos por el usuario, entre estos se encuentra fuerza, área de contacto, presión de contacto, pico de fuerza, etc. además este permite el posterior almacenamiento de la data obtenida en forma de un archivo .csv para su posterior tratamiento.

No obstante, en el inicio del desarrollo de este proyecto no se contaba con el I-Scan 7.65 por lo que fue necesario buscar un método alternativo para la adquisición de datos, es por ello que se inició con la creación de un programa de reconocimiento de imágenes en el entorno Matlab, sin embargo posteriormente se logró la consecución de este software con representantes de la empresa TEKSCAN, luego el código ya escrito en Matlab se dejó en un punto inicial donde se podía obtener a partir de la imagen obtenida por el sensor en conexión con un minicomputador ARCHER² de la empresa JUNIPER SYSTEMS; los detalles como código en Matlab y teoría detrás del mismo se pueden encontrar en el Anexo C.

7.4 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para el análisis de las fuerzas pico, esfuerzos compresibles y áreas de contacto obtenidas con los ensayos de las probetas se hizo uso de la herramienta ANOVA, la cual es una herramienta que permite hacer un análisis de los datos obtenidos y alcanzar una comparación de los valores estudiados. Para este caso en la articulación de la rodilla en condiciones normales y de lesión por hiperextensión en el LCA; por el tipo de experimento planteado en un principio donde la procedencia de las probetas muestra cierta consistencia en su similitud y el factor o tratamiento a evaluar es la incidencia de la lesión del LCA en las cargas máximas compresivas, áreas de contacto y presiones a la que se ve sometida la articulación como primera fuente de variabilidad y el error aleatorio como segunda, el tipo de ANOVA escogido para el tratamiento de los datos obtenidos es el de un diseño completamente al azar

(DCA), debido a que se presentan las características ya mencionadas sin contar que los ensayos se realizaron de manera aleatoria donde los posibles factores temporales, de montaje, etc. se distribuyen de manera “equitativa” en los ensayos; cabe resaltar también que se trata de un diseño balanceado ya que la cantidad de mediciones para cada tratamiento (rodilla sana – rodilla lesionada) es igual en todos los casos (7), ahora bien debido a que el muestrario es reducido para el recomendado en la literatura, de 10 a 30 mediciones por tratamiento⁴⁶, solo se podrán detectar grandes diferencias en los factores analizados para cada tratamiento.

Los cálculos estadísticos asociados al DCA utilizado contemplan el reconocimiento de la cantidad de tratamientos a los que fueron sometidos los especímenes, para este caso el de articulación sana y lesionada (2), y la cantidad total de observaciones o pruebas realizadas (N), que en cuestión son 14 debido a que se comparó cada ángulo de flexión ($\theta_{\text{flexión}}$) entre ellos y se separaron cada uno de los tres aspectos a analizar; luego la nomenclatura se establece como:

i-Tratamiento, con $i=1, 2, 3, \dots, k$ j-Observación, con $j=1, 2, 3, \dots, n_i$

Con esto las cantidades de interés son:

Y_i . - Suma de las observaciones del tratamiento i

$Y_{..}$ – Suma total de las $N=n_1+n_2+n_3+\dots+n_k$ mediciones

Luego con la nomenclatura, los cálculos correspondientes a realizar son:

⁴⁶ PULIDO, Humberto Gutiérrez, et al. Análisis y diseño de experimentos. 3 ed. McGraw-Hill, 2004. p. 52 -62.

Tabla 6. Cálculos ANOVA para el DCA.

<i>FV</i>	<i>SC</i>	<i>GL</i>	<i>CM</i>	<i>F₀</i>	Valor- <i>p</i>
Tratamientos	$SC_{TRAT} = \sum_{i=1}^k \frac{Y_{i.}^2}{n_i} - \frac{Y_{..}^2}{N}$	$k - 1$	$CM_{TRAT} = \frac{SC_{TRAT}}{k - 1}$	$\frac{CM_{TRAT}}{CM_E}$	$P(F > F_0)$
Error	$SC_E = SC_T - SC_{TRAT}$	$N - k$	$CM_E = \frac{SC_E}{N - k}$		
Total	$SC_T = \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^{n_i} Y_{ij}^2 - \frac{Y_{..}^2}{N}$	$N - 1$			

Fuente: Análisis y diseño de experimentos⁴⁷.

El valor p es la comparación del valor Fisher calculado (F) contra el valor Fisher tabulado (F_0), para el análisis realizado se usó una confiabilidad del 95%, en base a la comparación de estos valores se establece la veracidad de la hipótesis 0 (H_0) o la 1 (H_1), si $F < F_0$ entonces H_0 es cierta y si $F > F_0$ entonces H_0 no es cierta y H_1 sí.

$H_0: \mu_1 = \mu_2 = \dots = \mu_k = 0$; es decir los efectos de los k tratamientos son nulos.

$H_1: \mu_i \neq \mu_j$ para algún $i \neq j$; es decir los efectos de los k tratamientos afectan la salida.

Para verificar si los resultados presentan valores por fuera del rango aceptable (outlier's) se procedió a realizar un promedio de los valores admisibles y a reemplazar dicho valor "erróneo" por el promedio, esta estrategia estadística es usada en este caso con el objetivo de no desbalancear (eliminar datos) el estudio ANOVA realizado y es posible de aplicar cuando dichos valores atípicos detectados

⁴⁷ Ibíd.

se encuentran cercanos al valor medio de los demás valores ⁴⁸, dichos valores atípicos fueron calculados mediante la prueba de Grubb's de doble banda para detección de outlier's el cual asume una distribución normal Gaussiana de los datos y calcula la diferencia absoluta entre el valor atípico(X_0) y el promedio de la muestra (X) dividida por la desviación estándar de la muestra (s), luego el valor obtenido de la operación se compara con la tabla de Grubb para la significancia escogida ($Alpha$) y el número de datos de la muestra (N).

$$Z = \frac{|X_0 - X|}{s}; \text{Cálculo de } Z \text{ para la prueba de Grubb's}$$

Los outlier's detectados se resaltan en el Anexo E y en los resultados obtenidos y posteriormente se muestra la tabla corregida bajo el criterio ya expuesto en la sustitución de dichos valores en el Anexo D.

⁴⁸ VENABLES, William N.; RIPLEY, Brian D. Modern applied statistics with S-PLUS. Springer Science & Business Media, 2013. p. 122-136.

Tabla 7. Tabla de Grubb.

Alpha

N	0.1	0.075	0.05	0.025	0.01
3	1.15	1.15	1.15	1.15	1.15
4	1.42	1.44	1.46	1.48	1.49
5	1.6	1.64	1.67	1.71	1.75
6	1.73	1.77	1.82	1.89	1.94
7	1.83	1.88	1.94	2.02	2.1
8	1.91	1.96	2.03	2.13	2.22
9	1.98	2.04	2.11	2.21	2.32
10	2.03	2.1	2.18	2.29	2.41
11	2.09	2.14	2.23	2.36	2.48
12	2.13	2.2	2.29	2.41	2.55
13	2.17	2.24	2.33	2.46	2.61
14	2.21	2.28	2.37	2.51	2.66
15	2.25	2.32	2.41	2.55	2.71
16	2.28	2.35	2.44	2.59	2.75
17	2.31	2.38	2.47	2.62	2.79

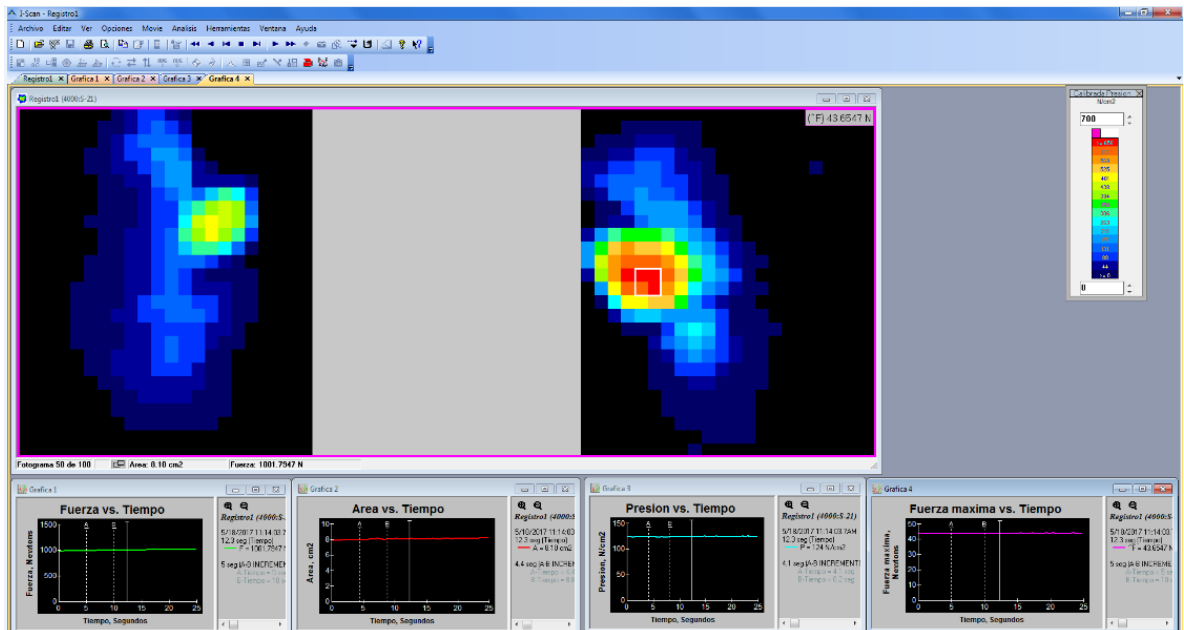
Fuente: statistics4u.com

8. RESULTADOS

8.1 SOFTWARE I-SCAN 7.65

El software I-Scan 7.65 permite la adquisición de datos en tiempo real, ello facilita el modelamiento de curvas para cada espécimen. Luego se obtuvieron curvas de 25 segundos de cada uno de los ensayos llevados a cabo y especificados, en este periodo de tiempo el I-Scan 7.65 toma cien fotogramas en los cuales obtiene y almacena los datos requeridos y previamente preestablecidos. Por lo anterior el proceso de “grabado” del registro de datos se inició transcurridos 2 min 35 seg luego que se alcanzaron los 700 [N] de carga.

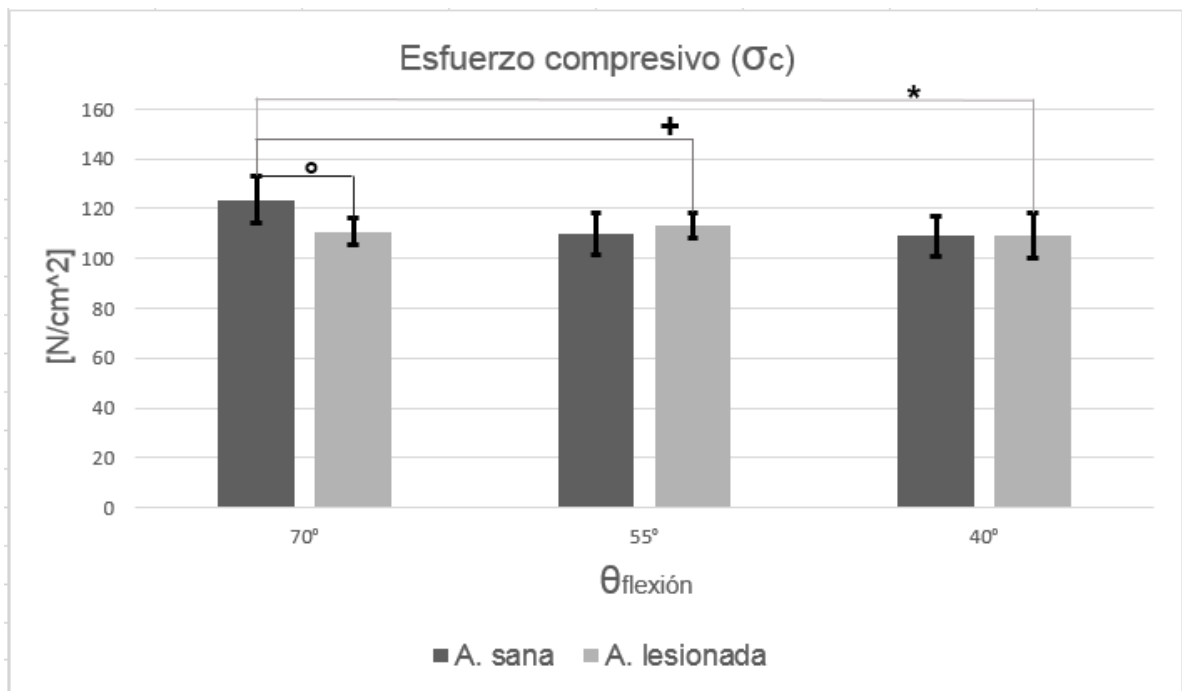
Figura 24. Registro software I-Scan 7.65



8.2 PRESIÓN INTERCONDILAR

La presión intercondilar o esfuerzo compresivo (σ) fue medida en toda la articulación, es decir en toda la meseta tibial considerando ambos cóndilos femorales, los datos obtenidos se presentan a continuación con su respectiva media y desviación estándar en forma de gráfico de barras.

Figura 25. Gráfica de esfuerzo compresivo promedio.



Nota: (*, +, °) Representan una significancia estadística ($P < 0,05$) hallada mediante DCA.

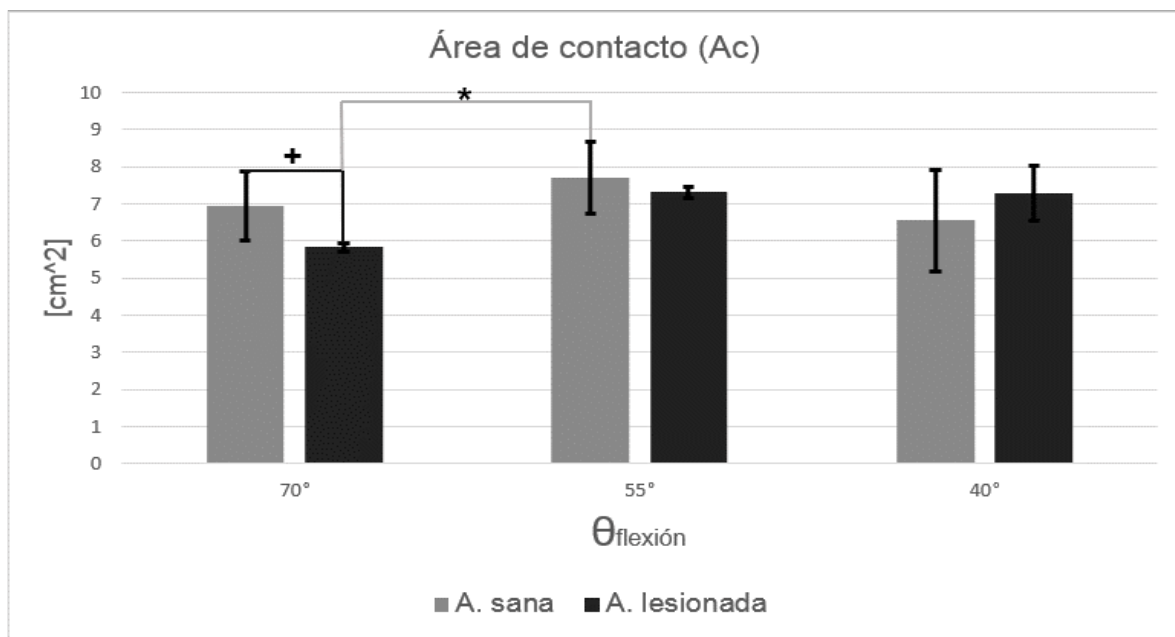
En la gráfica se pueden apreciar diferencias estadísticas significativas para los casos de 70°-70°, 70°-55° y 70°-40° donde el primer ángulo corresponde a la articulación sana y el segundo a la condición de lesión del LCA, en estas condiciones se acepta la hipótesis 1 (H_1), es decir, la lesión tiene influencia sobre la variable de salida mientras que en los demás casos contemplados no se halló una incidencia relevante de la lesión sobre el esfuerzo compresivo. Por lo anterior se establece que solo en condiciones donde la flexión de la rodilla es relativamente alta y propia de actividades como el ciclismo, natación o atletismo, entre otras, el esfuerzo compresivo cambia significativamente, sin embargo, no se contempla que dependiendo de cada actividad que se realice la articulación soporta una distinta cantidad de fuerza, por ejemplo, la rodilla no es tan exigida en el atletismo como en el ciclismo (ver Tabla. 2).

8.3 ÁREA DE CONTACTO

Este valor hace referencia al área de contacto entre los cóndilos femorales y la meseta tibial en las distintas pruebas que se realizaron, corresponde a la superficie total de contacto en cada una de las pruebas en los especímenes.

En la gráfica de área de contacto se evidencia diferencia estadística significativa para los casos de 70°-70° y 55°-70° en resumen se establece que la hipótesis 1 es válida sólo para estas dos situaciones referenciadas, en todos los demás casos del estudio de este parámetro se asume cierta la hipótesis 0 (ver Anexo F); total el área de contacto se ve afectada, acorde a los resultados, únicamente cuando la articulación lesionada se ve expuesta a un alto grado de flexión propia de las actividades mencionadas en el ítem inmediatamente anterior manteniendo así la tendencia de incidencia estadística.

Figura 26. Gráfica de área de contacto promedio.



Nota: (*,+) Representan una significancia estadística ($P < 0,05$) hallada mediante DCA.

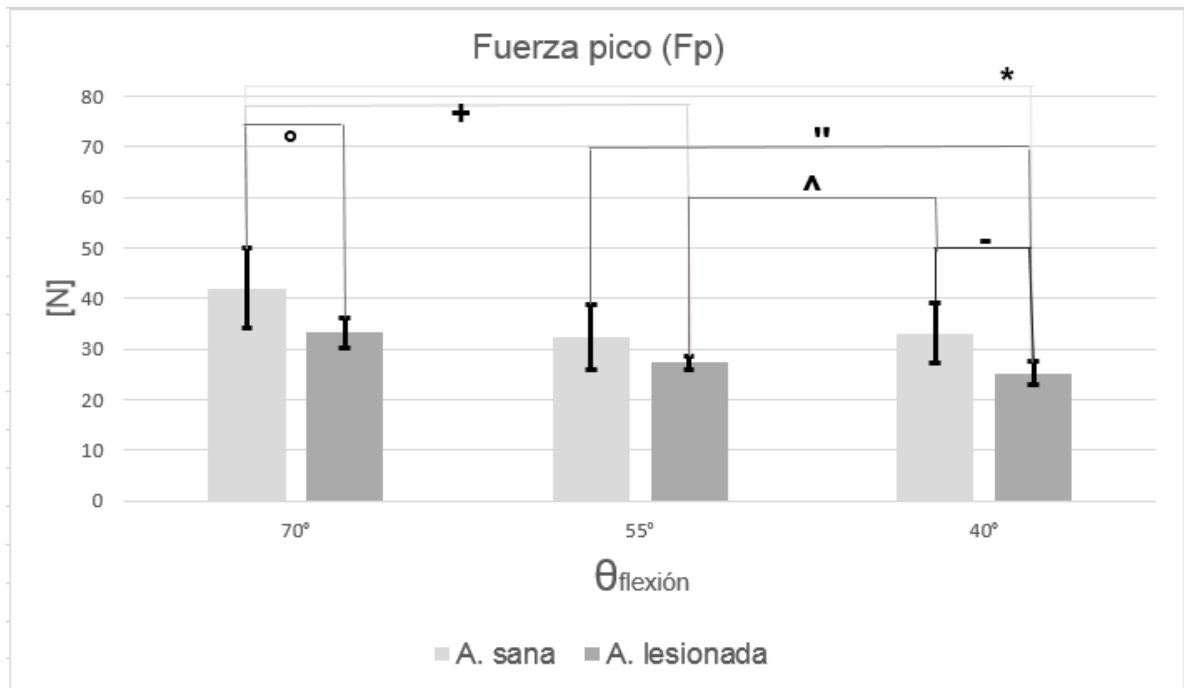
8.4 FUERZA MÁXIMA DE CONTACTO

Corresponde a la fuerza pico de contacto tibiofemoral en las pruebas realizadas, dicha fuerza máxima fue medida en ambos cóndilos femorales.

La Figura. 27 para la fuerza pico evidencia la varianza estadística significativa, comparándose los siguientes ángulos: para la rodilla sana a 70° de flexión de la articulación, tuvo incidencia la lesión del ligamento a 70°, 55°, 40° de flexión en la

articulación lesionada. A 55° en condición normal contra una flexión de 40° para la articulación lesionada y para las comparaciones 40°-55° y 40°-40° también se observa que numéricamente la hipótesis 1 (H₁) es cierta, esto confirma que el tratamiento produjo un cambio sobre la variable estudiada, en la mayoría de los casos comparados para este ítem único. En los demás casos se confirma la hipótesis 0 (H₀). Luego se puede observar que, en promedio, se mantiene la misma tendencia para este ítem que para el esfuerzo compresivo además de aparecer variaciones para situaciones de flexión media y baja en la articulación.

Figura 27. Gráfica de fuerza máxima promedio.



Nota: (*, +, °, ^, -) Representan una significancia estadística (P<0,05) hallada mediante DCA.

Luego los valores promedio para las siete mediciones con sus respectivas desviaciones estándar son:

Tabla 8. Valores promedio con desviación estándar.

$\theta_{\text{flexión}}$	Esfuerzo compresivo (σ_c) [New/cm ²]		Área de contacto (A_c) [cm ²]		Fuerza pico (F_p) [New]	
	A. sana	A. lesionada	A. sana	A. lesionada	A. sana	A. lesionada
70°	123,537 ± 9,369	110,8 ± 5,577	6,947 ± 0,932	5,834 ± 0,114	42,042 ± 7,947	33,292 ± 2,897
55°	109,767 ± 8,493	113,493 ± 5,035	7,706 ± 0,976	7,299 ± 0,134	32,458 ± 6,449	27,421 ± 1,31
40°	108,92 ± 7,997	109,414 ± 9,106	6,541 ± 1,375	7,283 ± 0,731	33,157 ± 5,852	25,218 ± 2,256

Los valores atípicos (outlier's) se presentan en el Anexo E en detalle con el respectivo valor de Z de la prueba de Grubb's de doble banda, dichos resultados fueron sustituidos acorde al principio expuesto en la sección 7.4.

8.5 ANÁLISIS DE VARIANZA

El análisis ANOVA se realizó para la comparación de cada ángulo de flexión ($\theta_{\text{flexión}}$) entre sí, diferenciando cada uno de los tres factores a estudiar; las tablas obtenidas de los cálculos correspondientes al DCA se presentan en detalle en el Anexo F.

Usando las figuras 25, 26 y 27 se puede fácilmente comparar el valor de significancia obtenido para cada uno de los tres factores analizados, ahora bien el valor para la comparación (ver Anexo F) es el mismo en todos los casos ya que

depende directamente de los grados de libertad del numerador (1) y del denominador (12) y ello a su vez del número de tratamientos (2) y mediciones (14), luego acorde a la Tabla.10 se obtiene el valor de F. tabla.

Tabla 9. Puntos críticos al 5% de la distribución F.

Tabla A4 Puntos críticos al 5% de la distribución F, $P(X > x) = 0.05$.

		Grados de libertad en el numerador																						
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	20	25	30	40	50	75	100	∞
Grados de libertad en el denominador	1	161	199	216	225	230	234	237	239	241	242	243	244	245	245	246	248	249	250	251	252	253	253	254
	2	18.5	19.0	19.2	19.2	19.3	19.3	19.4	19.4	19.4	19.4	19.4	19.4	19.4	19.4	19.4	19.4	19.5	19.5	91.5	19.5	19.5	19.5	19.5
	3	10.1	9.55	9.28	9.12	9.01	8.94	8.89	8.85	8.81	8.79	8.76	8.74	8.73	8.71	8.70	8.66	8.63	8.62	8.59	8.58	8.56	8.55	8.53
	4	7.71	6.94	6.59	6.39	6.26	6.16	6.09	6.04	6.00	5.96	5.94	5.91	5.89	5.87	5.86	5.80	5.77	5.75	5.72	5.70	5.68	5.66	5.63
	5	6.61	5.79	5.41	5.19	5.05	4.95	4.88	4.82	4.77	4.74	4.70	4.68	4.66	4.64	4.62	4.56	4.52	4.50	4.46	4.44	4.42	4.41	4.37
	6	5.99	5.14	4.76	4.53	4.39	4.28	4.21	4.15	4.10	4.06	4.03	4.00	3.98	3.96	3.94	3.87	3.83	3.81	3.77	3.75	3.73	3.71	3.67
	7	5.59	4.74	4.35	4.12	3.97	3.87	3.79	3.73	3.68	3.64	3.60	3.57	3.55	3.53	3.51	3.44	3.40	3.38	3.34	3.32	3.29	3.27	3.23
	8	5.32	4.46	4.07	3.84	3.69	3.58	3.50	3.44	3.39	3.35	3.31	3.28	3.26	3.24	3.22	3.15	3.11	3.08	3.04	3.02	2.99	2.97	2.93
	9	5.12	4.26	3.86	3.63	3.48	3.37	3.29	3.23	3.18	3.14	3.10	3.07	3.05	3.03	3.01	2.94	2.89	2.86	2.83	2.80	2.77	2.76	2.71
	10	4.96	4.10	3.71	3.48	3.33	3.22	3.14	3.07	3.02	2.98	2.94	2.91	2.89	2.86	2.85	2.77	2.73	2.70	2.66	2.64	2.60	2.59	2.54
	11	4.84	3.98	3.59	3.36	3.20	3.09	3.01	2.95	2.90	2.85	2.82	2.79	2.76	2.74	2.72	2.65	2.60	2.57	2.53	2.51	2.47	2.46	2.41
	12	4.75	3.89	3.49	3.26	3.11	3.00	2.91	2.85	2.80	2.75	2.72	2.69	2.66	2.64	2.62	2.54	2.50	2.47	2.43	2.40	2.37	2.35	2.30
	13	4.67	3.81	3.41	3.18	3.03	2.92	2.83	2.77	2.71	2.67	2.63	2.60	2.58	2.55	2.53	2.46	2.41	2.38	2.34	2.31	2.28	2.26	2.21
	14	4.60	3.74	3.34	3.11	2.96	2.85	2.76	2.70	2.65	2.60	2.57	2.53	2.51	2.48	2.46	2.39	2.34	2.31	2.27	2.24	2.21	2.19	2.13
	15	4.54	3.68	3.29	3.06	2.90	2.79	2.71	2.64	2.59	2.54	2.51	2.48	2.45	2.42	2.40	2.33	2.28	2.25	2.20	2.18	2.14	2.12	2.07
	16	4.49	3.63	3.24	3.01	2.85	2.74	2.66	2.59	2.54	2.49	2.46	2.42	2.40	2.37	2.35	2.28	2.23	2.19	2.15	2.12	2.09	2.07	2.01
	17	4.45	3.59	3.20	2.96	2.81	2.70	2.61	2.55	2.49	2.45	2.41	2.38	2.35	2.33	2.31	2.23	2.18	2.15	2.10	2.08	2.04	2.02	1.96
	18	4.41	3.55	3.16	2.93	2.77	2.66	2.58	2.51	2.46	2.41	2.37	2.34	2.31	2.29	2.27	2.19	2.14	2.11	2.06	2.04	2.00	1.98	1.92
	19	4.38	3.52	3.13	2.90	2.74	2.63	2.54	2.48	2.42	2.38	2.34	2.31	2.28	2.26	2.23	2.16	2.11	2.07	2.03	2.00	1.96	1.94	1.88
	20	4.35	3.49	3.10	2.87	2.71	2.60	2.51	2.45	2.39	2.35	2.31	2.28	2.25	2.22	2.20	2.12	2.07	2.04	1.99	1.97	1.93	1.91	1.84
	21	4.32	3.47	3.07	2.84	2.68	2.57	2.49	2.42	2.37	2.32	2.28	2.25	2.22	2.20	2.18	2.10	2.05	2.01	1.96	1.94	1.90	1.88	1.81
	22	4.30	3.44	3.05	2.82	2.66	2.55	2.46	2.40	2.34	2.30	2.26	2.23	2.20	2.17	2.15	2.07	2.02	1.98	1.94	1.91	1.87	1.85	1.78
	23	4.28	3.42	3.03	2.80	2.64	2.53	2.44	2.37	2.32	2.27	2.24	2.20	2.18	2.15	2.13	2.05	2.00	1.96	1.91	1.88	1.84	1.82	1.76

Fuente: Análisis y diseño de experimentos⁴⁹.

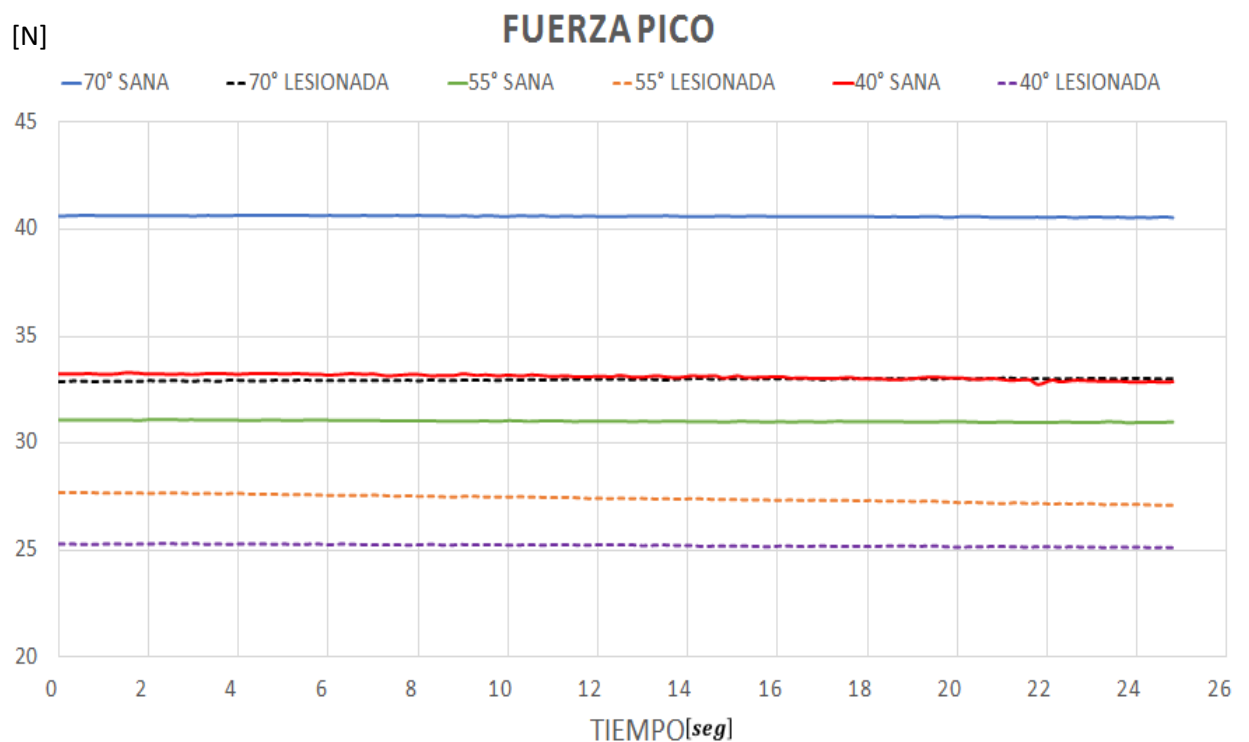
⁴⁹ PULIDO, Humberto Gutiérrez; et al. Análisis y diseño de experimentos. McGraw-Hill, 2004. 545 p.

8.6 GRÁFICAS ESTADO ESTABLE

A continuación se presentan en detalle los datos obtenidos para los cien fotogramas de las 42 pruebas realizadas y cada uno de los tres aspectos considerados promediados por ángulo de flexión y condición, el estado estable hace referencia a que se alcanzó el valor establecido de carga compresiva.

8.6.1 Fuerza Máxima

Figura 28. Fotogramas fuerza pico



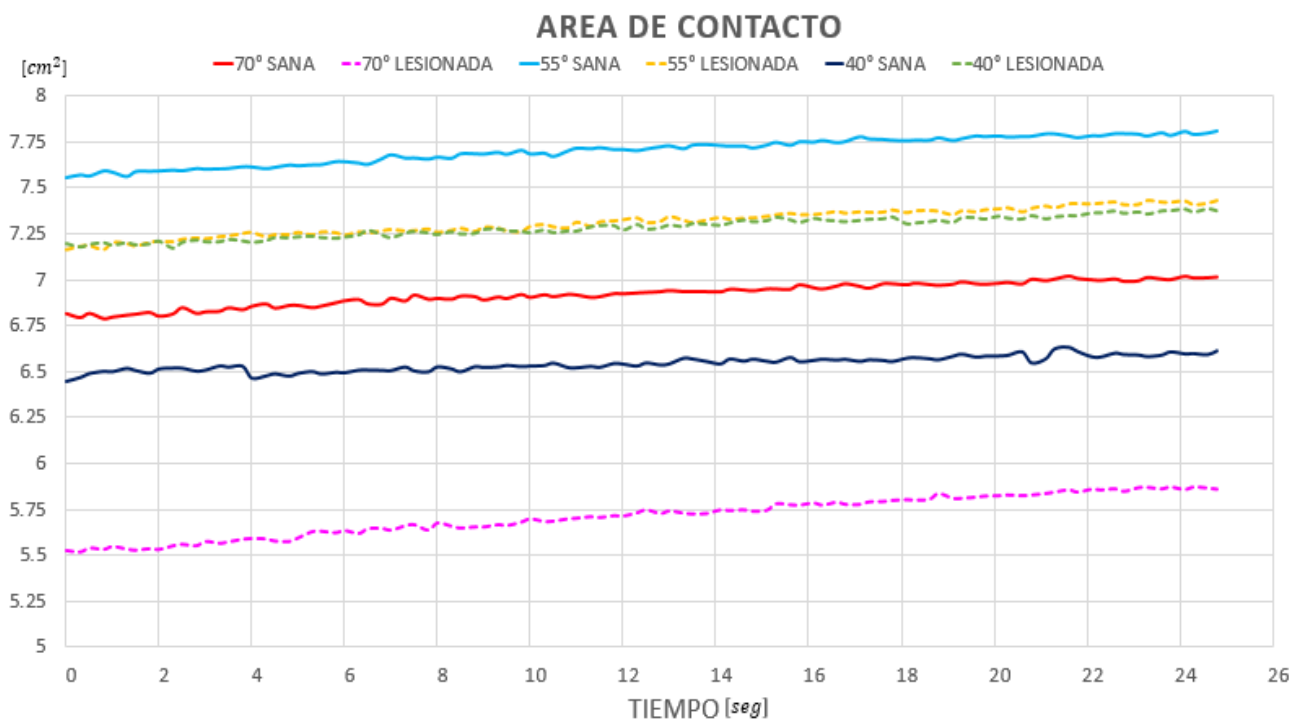
Las gráficas registradas para un tiempo de 25 segundos presentan un comportamiento estable con pequeñas variaciones siendo la fuerza pico, la variable de mayor consistencia, permaneciendo casi constante en su magnitud para la duración especificada.

El mayor valor de fuerza registrado se dio para 70° en condición sana y la menor para 40° lesionada. En cuanto al cambio estipulado con el experimento antes y después de la lesión, todos los ángulos registraron valores superiores bajo condiciones normales comparados con los datos registrados luego de la rotura del ACL. Además, para 40° sana y 70° lesionada, se obtuvieron fuerzas muy similares durante todo el estudio, con un cambio de 0.41%, manteniéndose superior la referente a 40°.

La diferencia más relevante se presentó para 70° sana, con un 23,17% respecto a la articulación de la rodilla con 70° de flexión en condición de falla total.

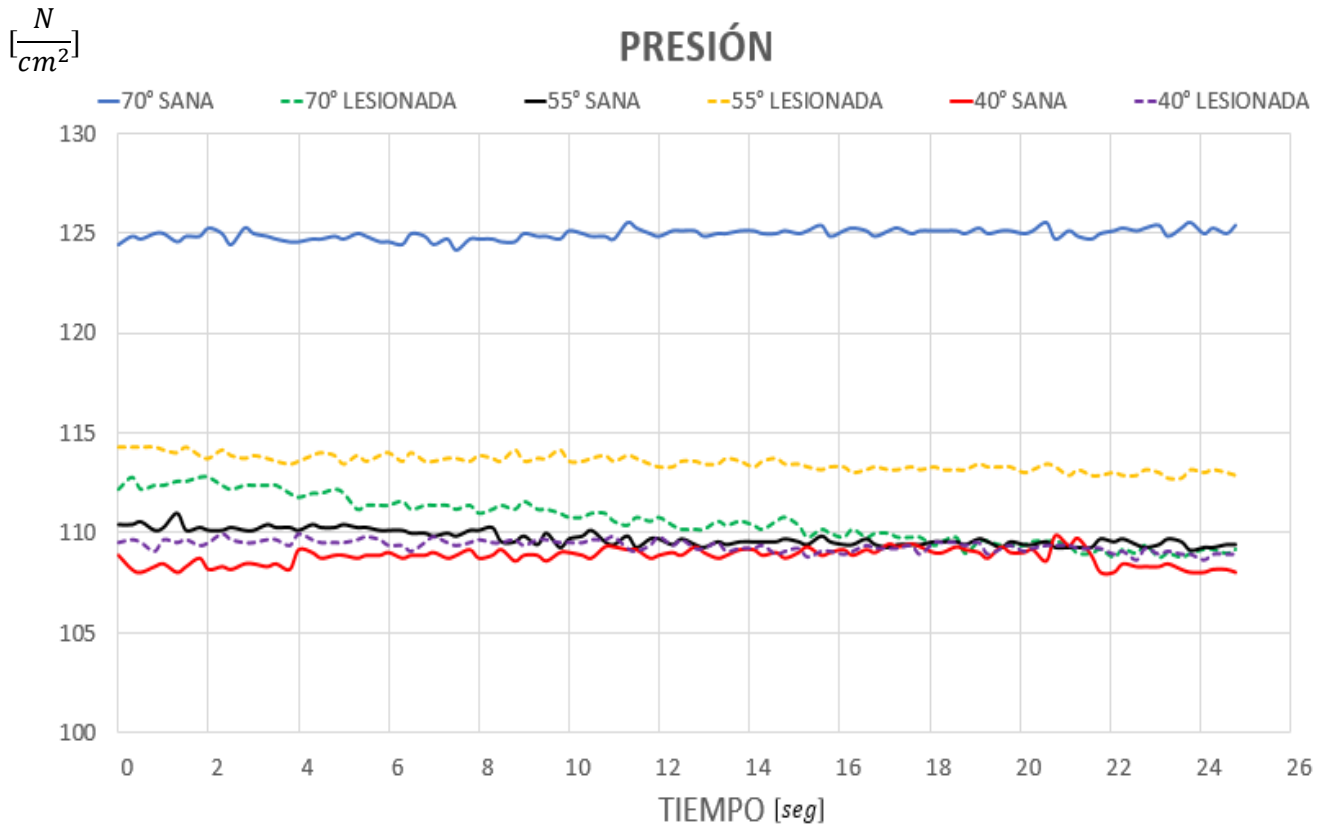
8.6.2 Área de contacto. El área de contacto para todos los ángulos en las dos condiciones de estudio presenta un comportamiento ligeramente creciente durante el sostenimiento de la carga. El mayor dato medido fue para 55° sana y el menor valor registrado se determinó para 70° lesionada. Los ángulos 70° y 55° presentaron valores superiores antes del rompimiento, siendo la articulación a 40° sin rotura la única cuya magnitud fue inferior a la zona contacto medida con la afectación. El porcentaje de diferencia más significativo se dio para 70° de flexión antes y después del rompimiento, equivalente al 21,04%, evidenciando inferioridad en el registro de la articulación con alteración.

Figura 29. Fotogramas área de contacto



8.6.3 Presión intercondilar. La presión más alta se registró para 70° sana y la menor fue para 40° sin rotura. A 55° y 40° se presentaron magnitudes superiores después de la lesión y a 70° lesionada, los datos fueron inferiores respecto a los medidos bajo condiciones normales. Los registros muestran presiones cercanas en los experimentos excepto para la articulación de rodilla con un ángulo de flexión de 70° sana, cuyo valor fue aproximadamente $125 \left[\frac{N}{cm^2} \right]$, comparado con el resultado de la prueba después de la rotura, fue superior con una diferencia porcentual del 12,95%.

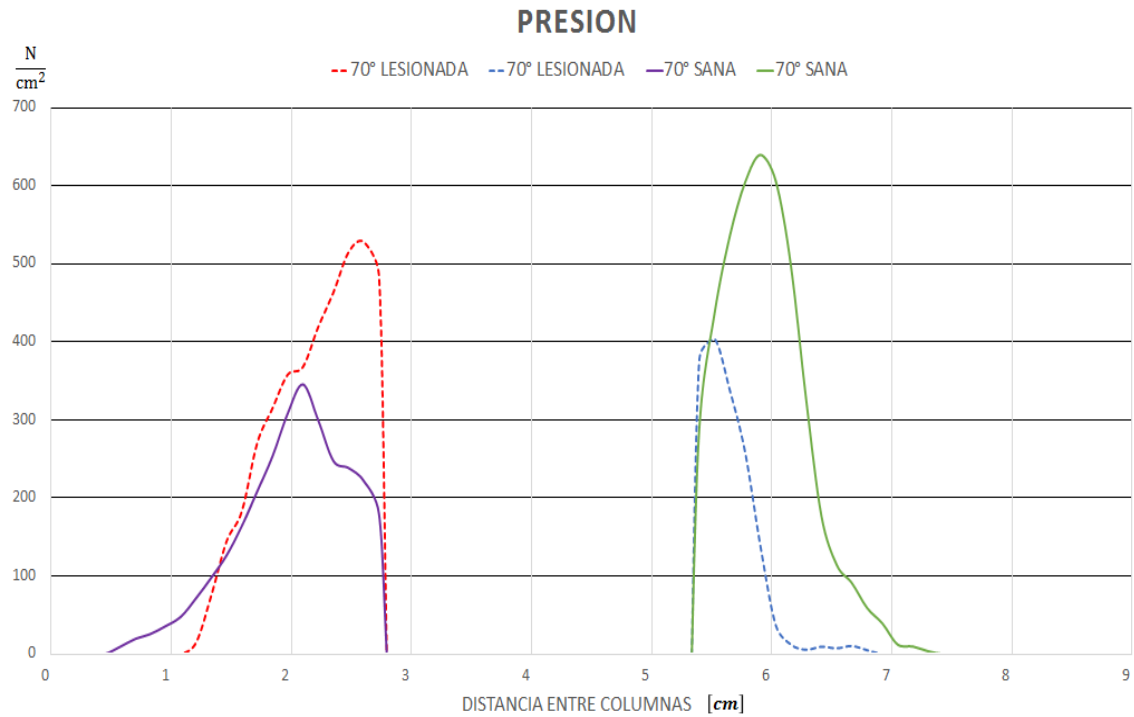
Figura 30. Fotogramas presión intercondilar



8.6.4 Comportamiento de la presión intercondilar. Se graficó el comportamiento de la presión para las muestras en condiciones normales y con rotura de LCA en ambas matrices del sensor, la izquierda y la derecha respectivamente. La variable estudiada se tomó de la fila de la matriz donde se presentara la mayor magnitud, evidenciada por la intensidad de colores manifestada por el mapa de presión. Para los casos donde la probeta corresponde a una rodilla derecha la matriz izquierda hace referencia al cóndilo medial y la derecha al cóndilo lateral y viceversa (ver Tabla. 5).

- Articulación de la rodilla a 70° de flexión.

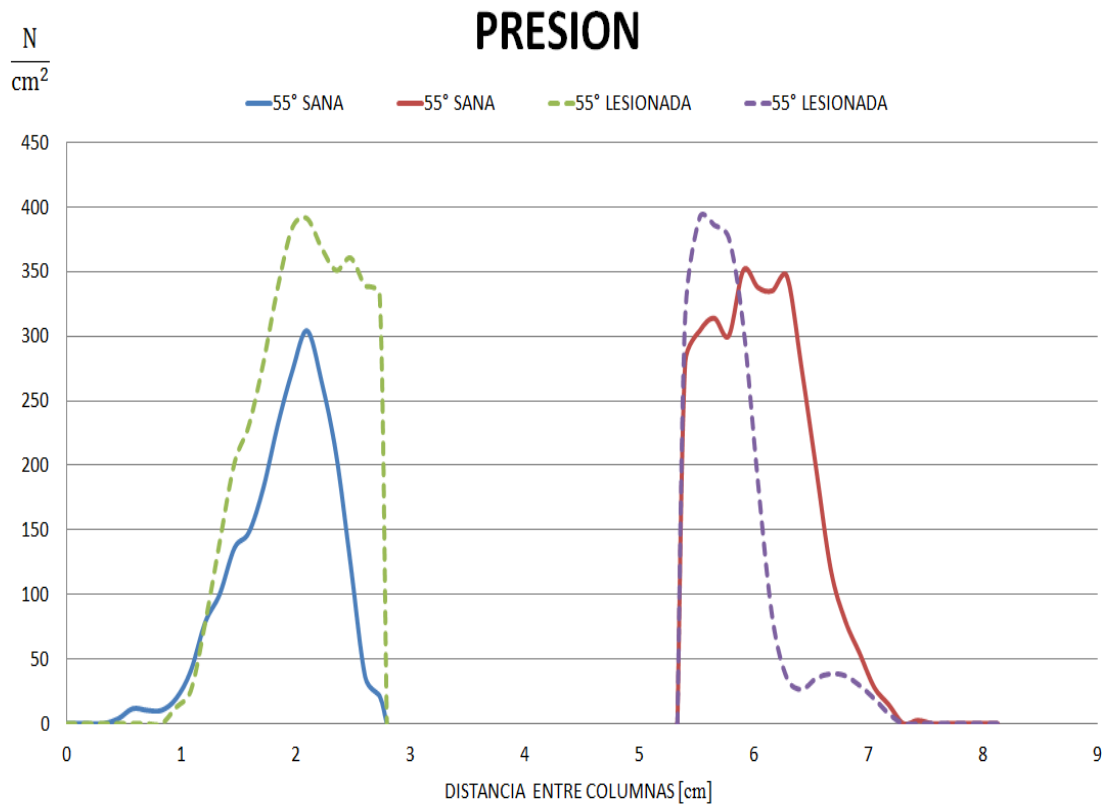
Figura 31. Presión por cóndilo a 70°.



Las gráficas concernientes a la variación de la presión en las matrices del sensor se realizaron para los 3 ángulos de estudio: 40°, 55° y 70° de flexión de la rodilla. Para los 70° de flexión, se obtuvo que el pico superlativo de presión se generó para la articulación sana en la matriz derecha, con una diferencia porcentual del 50,3% respecto a la lesionada. En la matriz izquierda se evidenció una superioridad en la presión máxima para la muestra con rotura del 52,82% respecto a su contraparte y la mayor conglomeración de la variable estudiada para el análisis realizado luego de la alteración.

- Articulación de la rodilla a 55° de flexión.

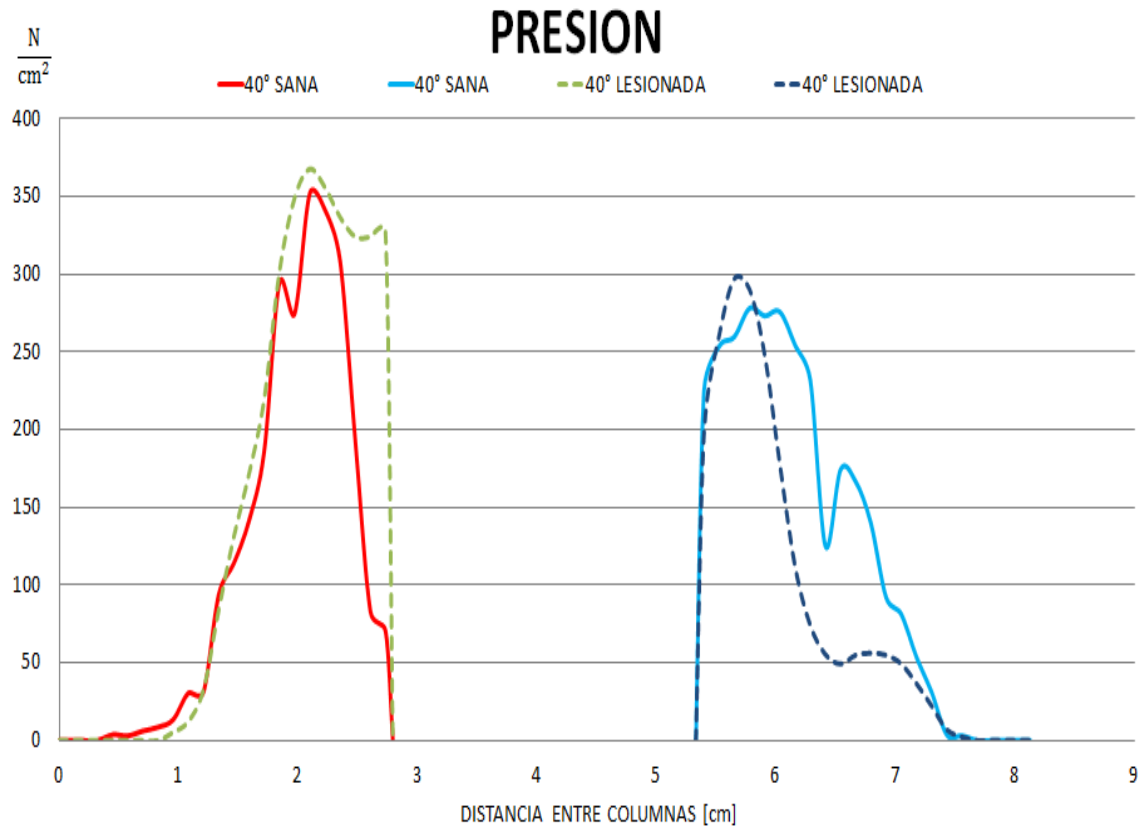
Figura 32. Presión por cóndilo a 55°



A 55°, los picos de presión después del rompimiento son muy similares, siendo los mayores registrados para este ángulo. Igualmente, la intensidad en magnitud fue mayor en la matriz derecha para la muestra en condiciones normales. Las diferencias porcentuales referentes a los picos de presión correspondieron a 28,59% y 11,69% para las matrices izquierda y derecha respectivamente, demostrando la superioridad en magnitud por parte de la articulación lesionada.

- Articulación de la rodilla a 40° de flexión.

Figura 33. Presión por cóndilo a 40°



Para los 40°, se registró un valor similar en el pico de presión de la articulación sana y lesionada en la matriz izquierda, con un incremento del 1,13% por parte de la articulación con falla total. La presión pico en la matriz derecha fue superior después de la lesión con una diferencia del 6,83%. La magnitud de la variable estudiada para ambas secciones fue inferior en condiciones normales respecto a su contraparte.

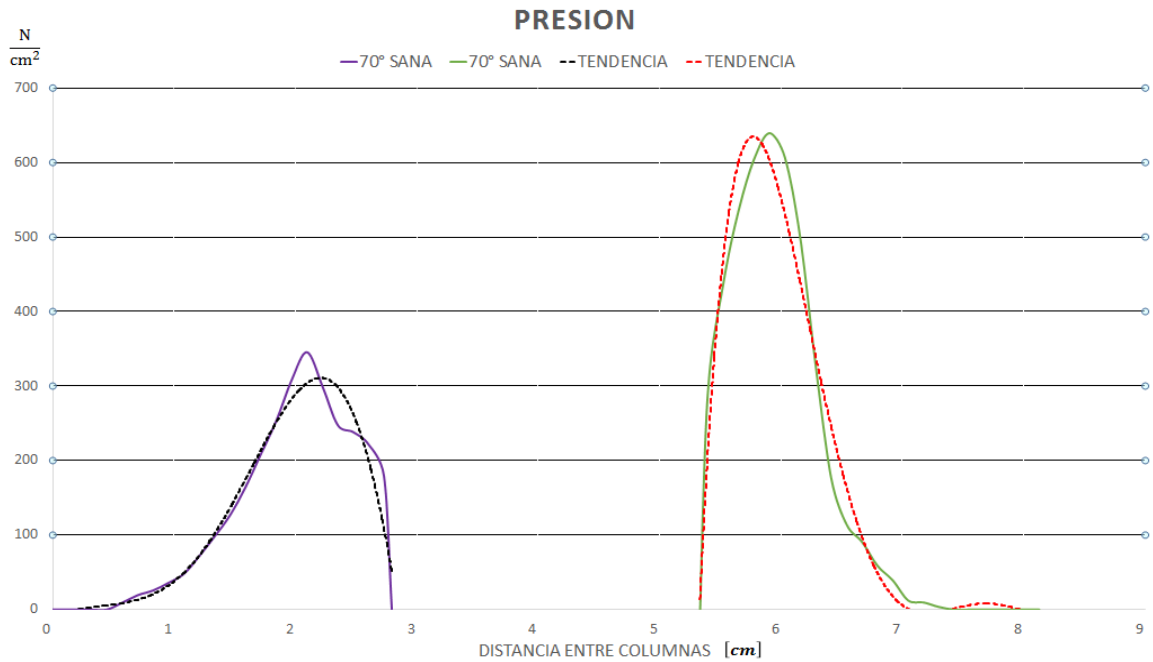
8.6.5 Líneas de tendencia. Para cada matriz, se realizó la curva aproximada de la presión registrada durante el experimento, acompañada de la ecuación equivalente y del coeficiente de determinación o factor de regresión. Es determinante la realización de un modelo matemático experimental simple que permita tener un valor aproximado de la presión para los ángulos estudiados: 40, 55 y 70 grados, teniendo en cuenta que se obtendría la mayor magnitud de presión de todo el mapa de colores presentado por el sensor.

Para estas curvas aproximadas, la variable X hace referencia a la distancia de la columna del sensor TEKSCAN 4000 medida en centímetros a partir de la matriz izquierda.

Como se ha mencionado previamente, en este estudio no se hace discriminación de la lateralidad de las articulaciones, a causa de ello no se menciona en las curvas siguientes si se hace referencia al cóndilo medial o lateral femoral, sin mencionar que las curvas se hicieron en base a los valores promedios de las pruebas incluyendo las probetas que correspondían a rodillas derechas e izquierdas.

Articulación de la rodilla a 70°

Figura 34. Curva de presión aproximada por cóndilo 70°- sana



✓ TENDENCIA ---

$$y = 18,788x^6 - 156,77x^5 + 410,3x^4 - 388,86x^3 + 170,05x^2 - 15,003x - 0,7391$$

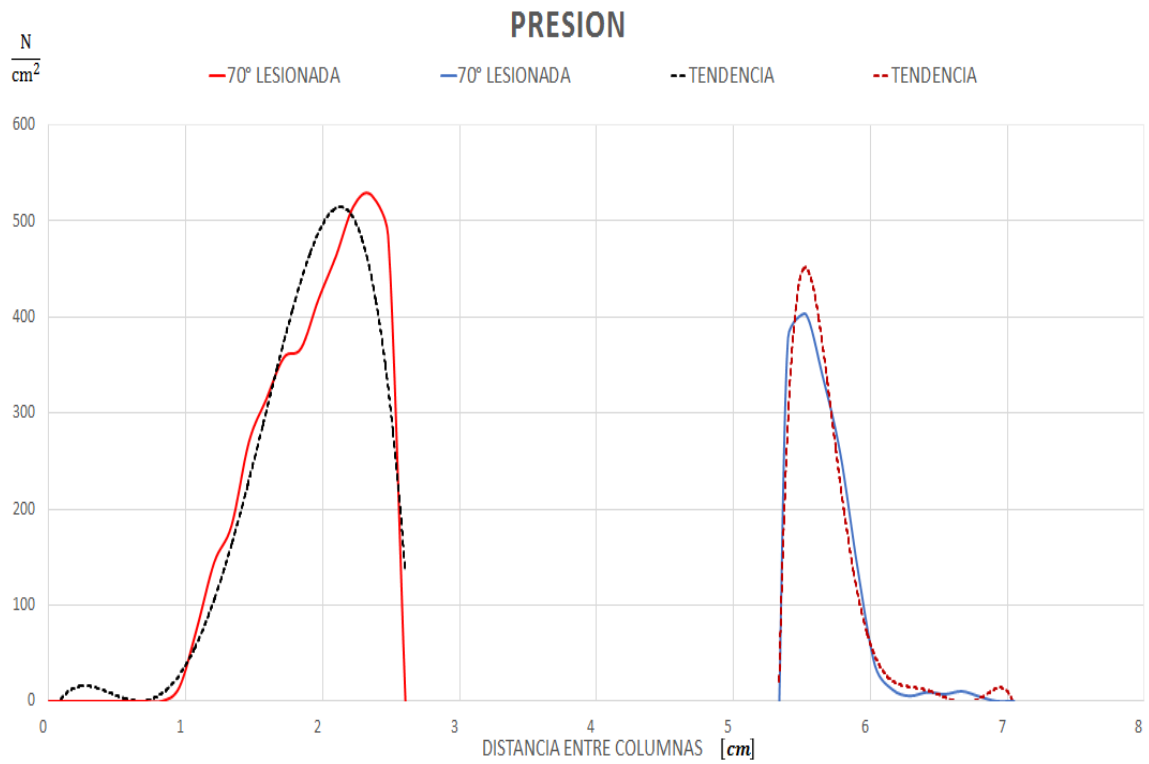
$$R^2 = 0,9566$$

✓ TENDENCIA ----

$$y = 128,09x^5 - 4606,6x^4 + 65936x^3 - 469284x^2 + 2E + 06x - 2E + 06$$

$$R^2 = 0,9756$$

Figura 35. Curva de presión aproximada por cóndilo 70°- lesionada



✓ TENDENCIA ---

$$y = -216,37x^4 + 881,17x^3 - 927,74x^2 + 319,73x - 19,02$$

$$R^2 = 0,9243$$

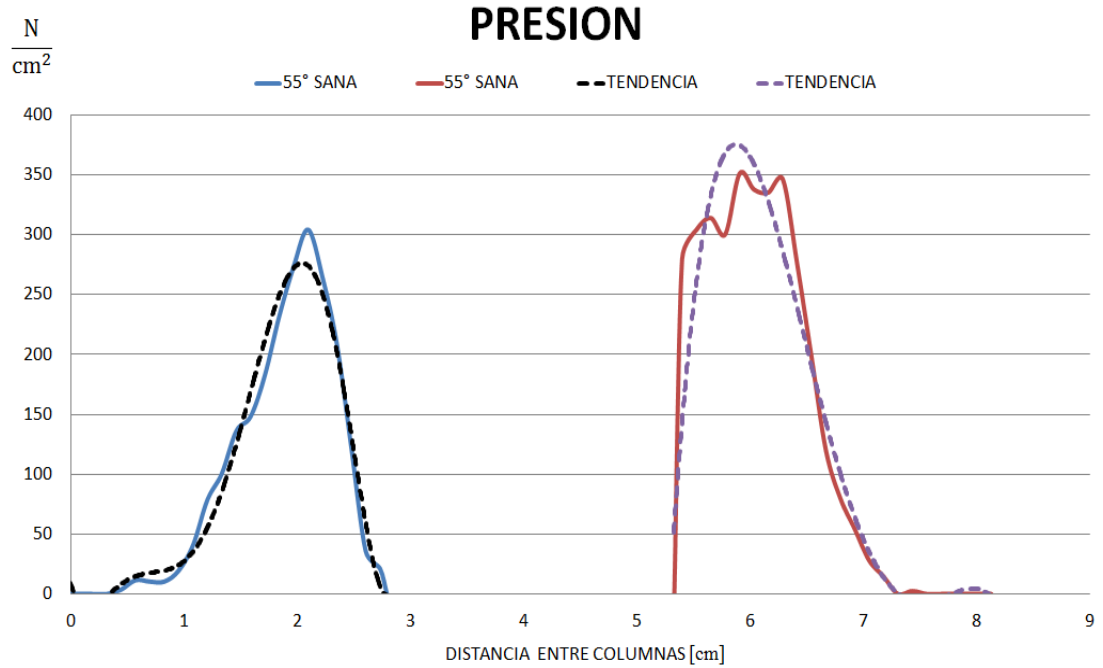
✓ TENDENCIA ---

$$y = -2420,6x^6 + 92215x^5 - 1E + 06x^4 + 1E + 07x^3 - 6E + 07x^2 + 1E + 08x - 2E + 08$$

$$R^2 = 0,9592$$

Articulación de la rodilla a 55°

Figura 36. Curva de presión aproximada por cóndilo 55°- sana



✓ TENDENCIA ---

$$y = 103.55x^6 - 803.41x^5 + 2234.5x^4 - 2738.5x^3 + 1529.3x^2 - 306.76x + 8.6441$$

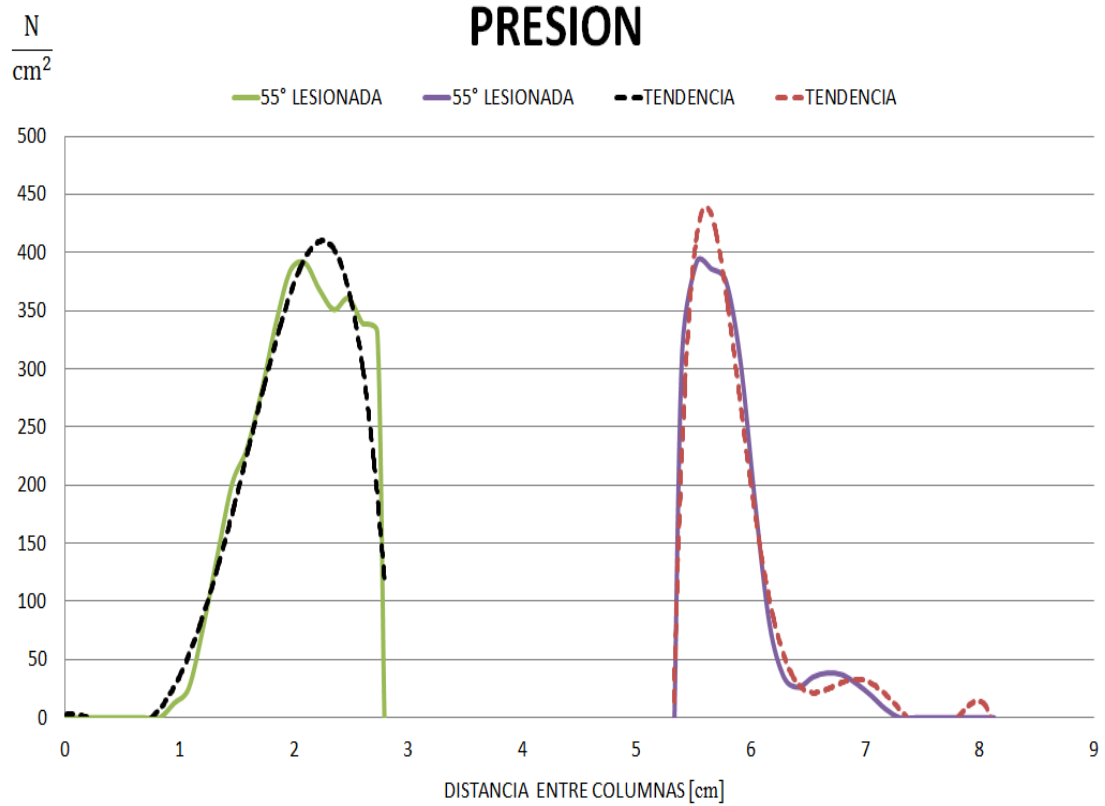
$$R^2 = 0.9795$$

✓ TENDENCIA ----

$$y = 4.2447x^5 - 251.38x^4 + 4997x^3 - 45349x^2 + 194035x - 317865$$

$$R^2 = 0.9256$$

Figura 37. Curva de presión aproximada por cóndilo 55 - lesionada



✓ TENDENCIA ---

$$y = -1.1334x^5 - 85.343x^4 + 334.62x^3 - 237.54x^2 + 22.851x + 2.3227$$

$$R^2 = 0.9304$$

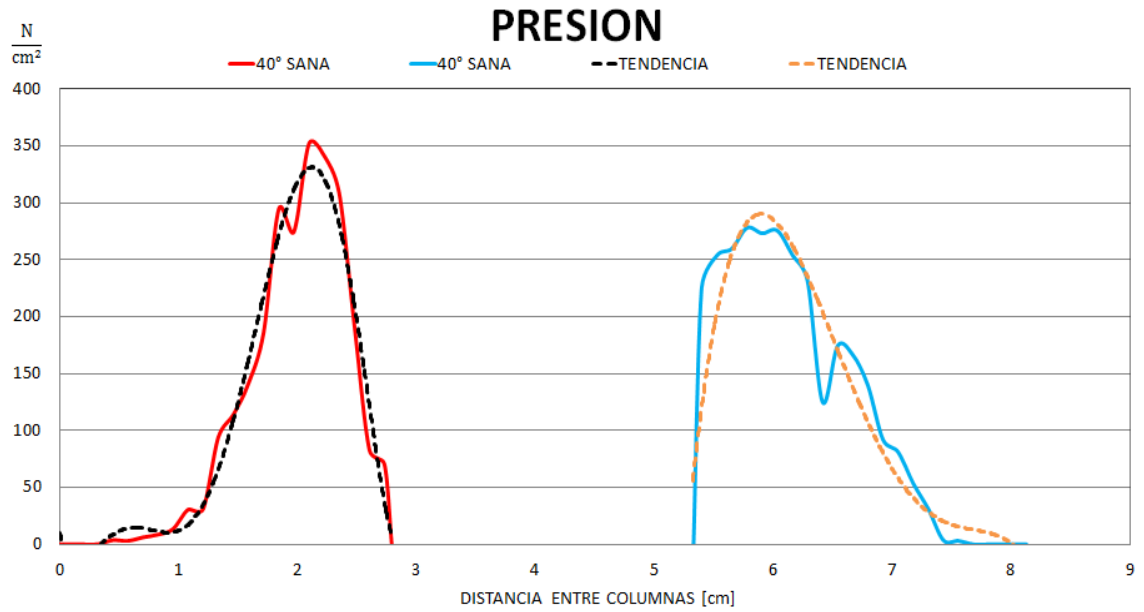
✓ TENDENCIA ---

$$y = -188.21x^6 + 7826.4x^5 - 135117x^4 + 1E + 06x^3 - 6E + 06x^2 + 2E + 07x - 2E + 07$$

$$R^2 = 0.9699$$

Articulación de la rodilla a 40°

Figura 38. Curva de presión aproximada por cóndilo 40 - sana



✓ TENDENCIA ---

$$y = 113.89x^6 - 913.37x^5 + 2620.2x^4 - 3282.5x^3 + 1828.5x^2 - 364.67x + 10.118$$

$$R^2 = 0.9731$$

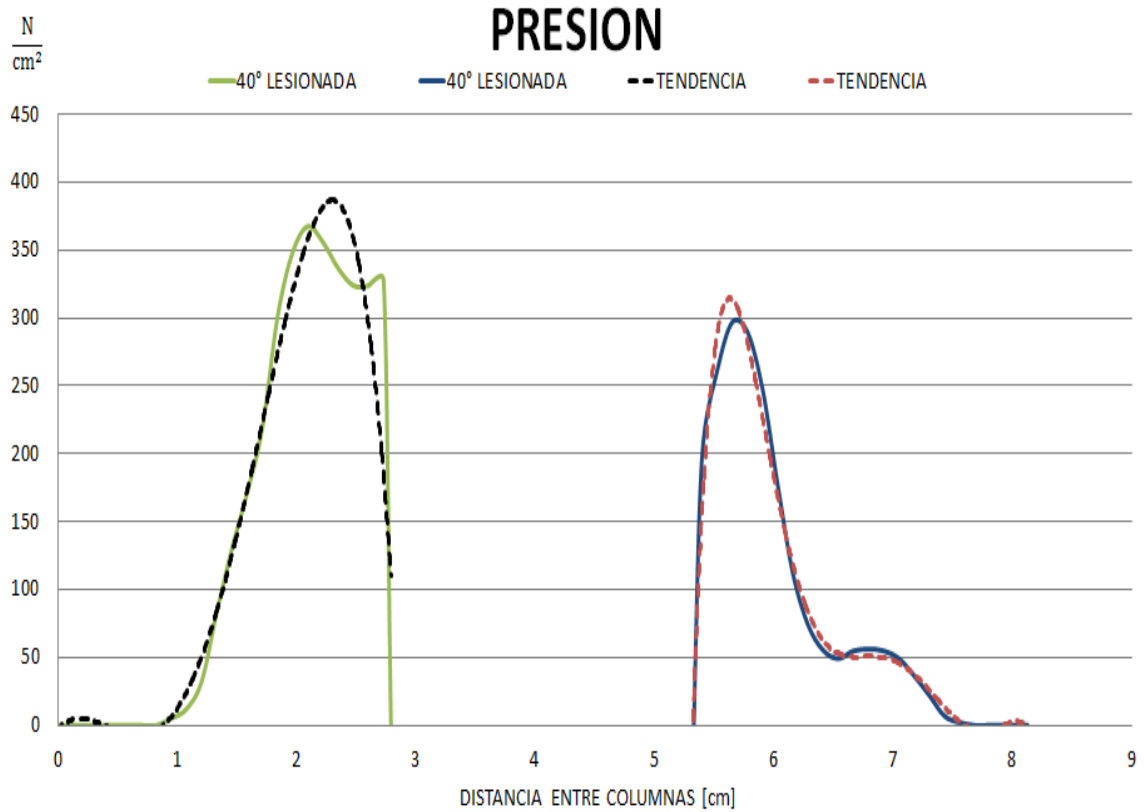
✓ TENDENCIA ---

$$y = -89.629x^6 + 3687.4x^5 - 62996x^4 + 572099x^3 - 3E + 06x^2 + 8E + 06x - 9E$$

$$+ 06$$

$$R^2 = 0.9425$$

Figura 39. Curva de presión aproximada por cóndilo 40°- lesionada



✓ TENDENCIA ---

$$y = -1.1334x^5 - 85.343x^4 + 334.62x^3 - 237.54x^2 + 22.851x + 2.3227$$

$$R^2 = 0.9304$$

✓ TENDENCIA ---

$$y = -188.21x^6 + 7826.4x^5 - 135117x^4 + 1E + 06x^3 - 6E + 06x^2 + 2E + 07x - 2E + 07$$

$$R^2 = 0.9699$$

Para las curvas aproximadas, el factor de determinación expresado como R^2 , presentó un valor cercano a 1, lo que significa que las ecuaciones mostradas poseen validez y pueden ser útiles para obtener datos concernientes en este estudio a la presión sobre las matrices, ubicadas sobre los cóndilos de la articulación de la rodilla. El menor valor fue de 0.9243 y el mayor 0.9795.

8.7 ANÁLISIS MORFÓLOGICO

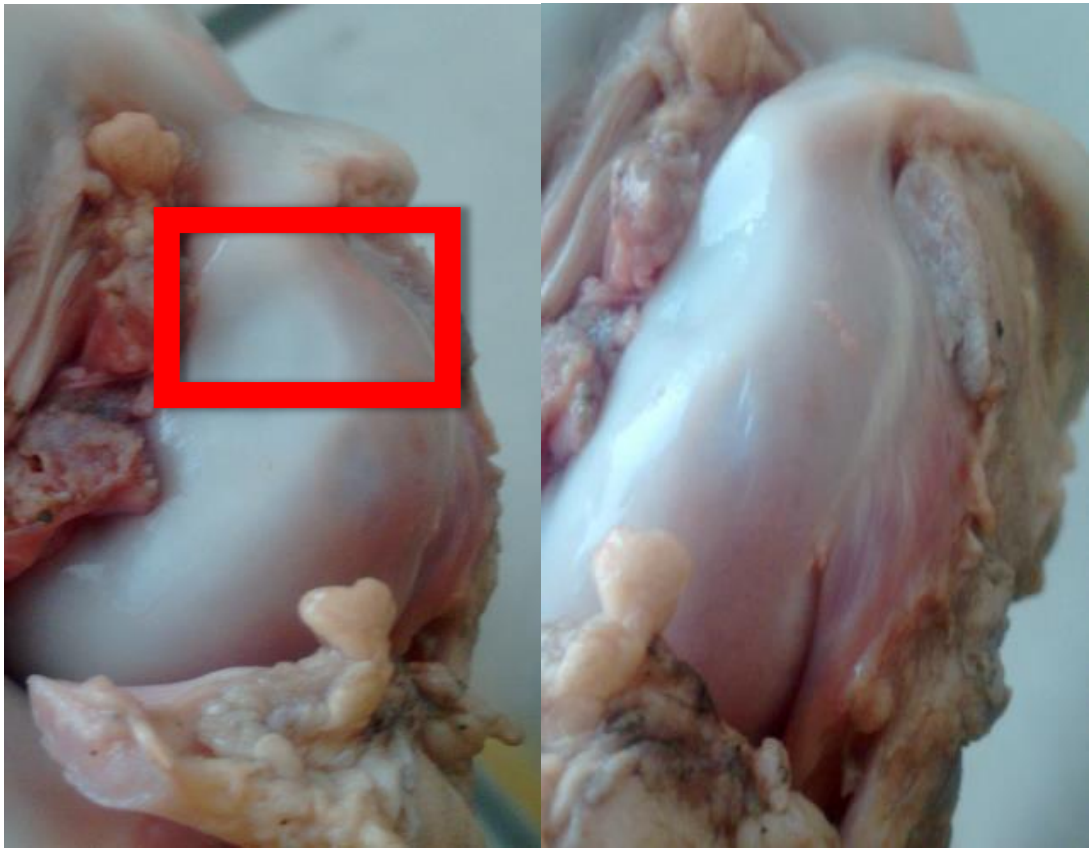
Posterior a las pruebas a las que fueron sometidas las probetas se procedió a realizar un análisis morfológico de las mismas con el objetivo de evidenciar los daños estructurales y fisiológicos sufridos por las articulaciones estudiadas, a partir de ahí se puede determinar la magnitud aproximada de los deterioros ocasionados y compararlos con las conclusiones dadas por estudios previos de similares características.

Para la valoración de los especímenes se precisó la opinión de una persona que posea conocimientos relacionados con el tema, un veterinario. Cabe resaltar, que se realizó una estimación general de las condiciones presentes en la mayoría de las rodillas para no enfatizar en un diagnóstico por muestra.

❖ Apreciación del ente encargado.

1. Depresión en el cóndilo lateral y medial del fémur, de mayor intensidad y de menor intensidad respectivamente. El cóndilo lateral presenta una región de color morado, reflejando el efecto de la carga a compresión.

Figura 40. Depresión del cóndilo medial y lateral.



2. Rotura parcial de las fibras pertenecientes a los ligamentos de los meniscos, específicamente en la zona de inserción en la tibia.

Figura 41. Rotura de las fibras de los ligamentos meniscales.



3. El menisco lateral presenta una lesión por compresión, reflejada por una zona de coloración morada.

Figura 42. Lesión por compresión en el menisco lateral.



4. Los cóndilos medial y lateral de la tibia presentan depresiones generadas por aplastamiento, además coloración consecuente a la aplicación de fuerza de forma axial.

Figura 43. Depresiones generadas por aplastamiento en los cóndilos.



La lesión número 3 correspondió a un caso particular dado en la probeta 5. Se anexó en la observación porque era de vital importancia mostrar dicha anomalía posterior al experimento.

8.8 COMPARACIÓN CON MATLAB

El código realizado en Matlab permitió obtener datos del área de contacto utilizando los colores presentados en el mapa de presión. Para cada matriz se determinó la zona de contacto respectiva y se comparó con la información adquirida con el I-Scan 7.65.

Tabla 10. Comparación del área de contacto con Matlab

RODILLA	ÁREA DE CONTACTO [cm ²]												
	SANA						LESIONADA						
	IZQUIERDA	DERECHA	AREA TOTAL	PROMEDIO TOTAL	VALOR TEKSCAN	ERROR[%]	IZQUIERDA	DERECHA	PROMEDIO	PROMEDIO TOTAL	VALOR TEKSCAN	ERROR[%]	
70°	1	5,6403	3,1949	8,8352	8,31017143	6,94652857	19,6305657	3,313	2,9393	6,2523	6,60717857	5,833838	13,2561201
	2	3,5968	4,7716	8,3684				3,4722	3,583	7,0552			
	3	3,0818	4,0797	7,1615				3,3891	3,7039	7,093			
	4	3,776	3,7909	7,5669				3,2033	3,7224	6,9257			
	5	4,0895	4,4474	8,5369				3,1079	2,8589	5,9668			
	6	5,5045	3,2918	8,7963				3,1556	3,29065	6,44625			
	7	3,9285	4,9775	8,906				3,29005	3,22095	6,511			
55°	1	4,3661	3,7773	8,1434	8,58258571	7,705729	11,3792831	4,8445	3,3778	8,2223	8,42154286	7,298757	15,3832475
	2	3,75	4,5799	8,3299				4,7194	3,5339	8,2533			
	3	5,1575	4,4486	9,6061				4,7683	3,7943	8,5626			
	4	3,1575	4,1803	7,3378				4,639	4,0755	8,7145			
	5	3,9471	4,1543	8,1014				3,7503	4,5304	8,2807			
	6	5,0449	4,2937	9,3386				4,3218	4,0414	8,3632			
	7	3,5145	5,7064	9,2209				4,3983	4,1559	8,5542			
40°	1	4,3279	3,8794	8,2073	7,89367143	6,540871	20,6822674	3,3682	4,8213	8,1895	8,08234286	7,282971	10,9759033
	2	3,767	4,2819	8,0489				3,4517	5,2863	8,738			
	3	3,599	5,014	8,613				4,0115	3,5791	7,5906			
	4	3,5664	3,3577	6,9241				4,1301	4,454	8,5841			
	5	3,4924	3,5849	7,0773				3,4995	3,0304	6,5299			
	6	4,3175	4,4694	8,7869				4,1759	4,5277	8,7036			
	7	3,1598	4,4384	7,5982				4,0848	4,1559	8,2407			

Los resultados de cada matriz se sumaron para dar un valor por muestra que luego se promedió para realizar la comparación pertinente con las magnitudes registradas por el sensor y obtener el error presentado por el proceso de tratamiento de imágenes.

9. ANALISIS DE RESULTADOS

En esta sección se analizará a profundidad los resultados obtenidos del experimento realizado para los distintos factores evaluados en la articulación de la rodilla tanto sana como lesionada. También se compararán los resultados obtenidos con estudios de similares características que se encuentran en la literatura especializada y mencionada en la sección 3. Asimismo se hablará de un análisis morfológico realizado a las probetas por una persona especializada en el tema y donde se especifican las lesiones y condiciones presentadas por los especímenes tratados. Finalmente se hará un análisis de las gráficas de comportamiento de los factores estudiados cuando la carga sobre la articulación es estable para los diferentes ángulos de flexión usados.

9.1 COMPARACIÓN CON ESTUDIOS PREVIOS

Los estudios anteriores que tocan este tipo de temática difieren en ciertos aspectos relevantes a los usados en este estudio, tales como el tipo de carga, los especímenes utilizados y sensores. Sin embargo, se pueden extrapolar ciertos datos y conclusiones provenientes de otras investigaciones; como primera comparación se puede ver, en el artículo publicado por Emily Miller, et al.⁵⁰ que se da una condición de similitud bastante notable, se emplea el mismo tipo de sensor de la empresa TEKSCAN, la carga aplicada en una de las situaciones es bastante

⁵⁰ MILLER, Emily J., et al. Op. cit, p. 1355-1359.

similar a la usada en este estudio (692 ± 4 [N]). Sin embargo, sólo se analiza la fuerza pico en cada menisco (medial y lateral) obteniendo resultados de 28 y 19 [N] respectivamente, ahora bien, se puede extrapolar este resultado a los mostrados en este documento por su similitud en los adquiridos bajo condición sana (ver Tabla. 8); cabe aclarar que en el artículo se trabajan rodillas en extensión completa, factor completamente diferente al mencionado en este escrito; esto confirma los datos obtenidos, lo que a su vez da veracidad a la metodología seguida y corrobora la similitud no solo anatómica entre la rodilla humana y de cerdo, sino que también su semejanza en términos biomecánicos.

Asimismo entrando en el ámbito degenerativo que conlleva la omisión o el no trato de la lesión del LCA, se puede observar en el ítem anterior que las lesiones extras inducidas por la ausencia de este ligamento conllevan a la degradación casi inmediata de la articulación a nivel meniscal especialmente, tal como lo documenta Megan Killian; et al,⁵¹ en su artículo donde menciona el detrimento de ambos meniscos cuando se sufre una lesión traumática del LCA, lo que puede conllevar a lesiones de carácter crónico aun cuando se realice una posterior operación de reconstrucción.

Luego como se evidencia en la literatura especializada, muchos autores mencionan que la importancia del LCA es de gran relevancia, sólo es posible prescindir de una operación reconstructiva para casos de ruptura total cuando el paciente posee un estilo de vida sedentario y aún con ello se recomiendan terapias de fortalecimiento muscular y bajos niveles de exigencia a la articulación de la rodilla, análogamente en este documento se registraron lesiones inducidas en las probetas a consecuencia de la ruptura por hiper-extensión del LCA y en presencia de cargas

⁵¹ KILLIAN, Megan L., et al. Op. cit, p. 234-241.

relativamente bajas ya que como se puede encontrar (ver Tabla. 2) al ser el componente principal del tren inferior humano las cargas soportadas por la rodilla pueden alcanzar los 3.0 [B.W] que para un hombre de contextura promedio se traduce en alrededor de 210 [kg].

En resumen, se puede ver que en 11 de las 27 ocasiones que se realizó el análisis de varianza se obtuvieron resultados positivos para la aceptación de la hipótesis 1 (H_1) lo que es alrededor de un 41% del total de ANOVA's efectuados, ello se traduce en una gran incidencia promedio de la lesión del LCA para tres de las situaciones biomecánicas más representativas en toda articulación.

9.2 PRESIÓN INTERCONDILAR

El estudio se implementó con el fin de observar el cambio en la presión intercondilar de la articulación de la rodilla cuando presenta lesión del LCA. Se esperaba encontrar que dicha alteración generara un aumento en la variable registrada para los 3 ángulos seleccionados en el experimento: 40, 55 y 70. En dos de ellos, 40° y 55°, se cumplió la hipótesis planteada, corroborando un incremento del 0.45% y 3,4% respectivamente de la presión promedio. Además, la media de los picos de presión mostrados en las matrices del sensor, superaron en magnitud al valor alcanzado por la muestra en condición sana. La diferencia porcentual fue de 28,59% en la zona izquierda y 11,69% en la derecha a 55° de flexión. A 40° de flexión, aumentó 1,13% en la matriz izquierda y 6,83% en la derecha.

El caso particular se presentó a 70° de flexión, en donde la presión sensada demostró una disminución luego de la rotura del LCA. Esto pudo ser resultado de la

ausencia del ligamento, puesto que la articulación rotaba y las superficies de objeto de medición se desplazaban ligeramente ante el sostenimiento de la carga en la inclinación propuesta, generando que no se provocara un aumento en la variable. Se podría inferir que para ángulos de flexión cercanos o superiores a este valor, la rodilla no presenta la estabilidad necesaria para evidenciar la influencia del rompimiento. Cabe resaltar, que la presión a 70° sana es la más alta que se registró comparada con 40° y 55° en las dos condiciones de estudio. Probablemente la práctica no se realizó adecuadamente porque pudo haberse presentado una precarga por parte del banco sobre la articulación, alterando significativamente la medición o también, por el hecho de que las rodillas en condiciones normales mantenían la capsula intacta, ayudando a que bajo un ángulo de flexión tan pronunciado, la presión se concentrara sobre la zona de estudio en magnitudes superiores.

9.3 ÁREA DE CONTACTO

El área de contacto para todos los ángulos planteados en el experimento en las dos condiciones de estudio, presenta un comportamiento ligeramente creciente durante el sostenimiento de la carga. Los ángulos 70° y 55° presentaron valores superiores antes de la lesión y a 40°, se presentó aumento de 11,34% en la media de los datos de la articulación con presencia de rompimiento del LCA, comparado con su contraparte. El porcentaje de diferencia más significativo se dio para 70° de flexión antes y después del rompimiento, equivalente al 21,04%, evidenciando inferioridad en el registro de la articulación con alteración.

La tendencia progresiva de las curvas podría deberse a la característica inherente de los tejidos pertenecientes a la articulación de la rodilla, ya que por ser

fibrocartilagosos, ante el sostenimiento de la carga, la zona de contacto tiende a aumentar por la leve distención de los elementos presentes. Además, para 70° lesionada, la magnitud del área es baja, esto permite inferir que ante inclinaciones cercanas o superiores, las superficies se empalman en una región mínima, debido a que la articulación tiende a abrirse dejando gran parte de la extensión de los cóndilos descubierta y fuera del alcance de las matrices del sensor.

9.4 FUERZA PICO

La fuerza máxima o fuerza pico soportada en la articulación es el factor que mayor varianza estadística presentó dándose en 6 de las 9 situaciones analizadas, lo anterior sugiere que esta variable es la más inconsistente cuando se presenta una lesión de LCA ya que en ausencia del estabilizador principal de la rodilla, como es denominado este ligamento, el comportamiento biomecánico de la misma se afecta seriamente, esto se corroboró con el comportamiento del esfuerzo compresivo registrado; ahora bien se esperaba que se presentarían variaciones significativas en cada una de las condiciones evaluadas de art. sana – art. lesionada y para este caso se dio así el 67% de las ocasiones, luego en la literatura especializada se hace este tipo de análisis pero diferenciando cada cóndilo por separado lo cual no se realizó en este estudio y puede ser un factor de relevancia en la gran varianza estadística hallada mediante ANOVA. También se puede apreciar un comportamiento de disminución de la fuerza máxima evaluada en condiciones normales contra su igual para lesiones de LCA, por ejemplo para el caso 70°-70° se evidencia una reducción del 20,81%, en 50°-50° es de 15,52% y para 40°-40° existe un descenso del 23,94% lo cual demuestra que el LCA actúa como un concentrador biomecánico de fuerzas en regiones de la articulación femorotibial.

10. CONCLUSIONES

- La articulación de la rodilla con rotura de LCA puede presentar condiciones degenerativas que afectan a los demás componentes de la capsula articular como lo son los meniscos casi inmediatamente con un daño proporcional al tiempo; en añadidura, factores como la presión o esfuerzo compresivo, área de contacto y fuerza pico que se en la unión tibio-femoral se ven implicados significativamente al presentarse rompimiento del LCA por híper-extensión, esto se traduce finalmente en el ámbito biomecánico, impidiendo el normal desarrollo de la vida del paciente.
- La presión de contacto tibio-femoral registrada experimentalmente y usando el sensor TEKSCAN arrojó como resultados más dicientes una diferencia estadística significativa para los casos donde la articulación sana se encontraba en su máximo grado de flexión considerado, comparado contra niveles de flexión altos, medios y bajos para una articulación con lesión de LCA por híper-extensión, por ello se corroboran recomendaciones de expertos que aconsejan intervenciones quirúrgicas como la ligamentoplastia cuando el paciente posee una vida deportiva activa, en llegado caso de no realizar dichas operaciones, recurrir únicamente a la terapia de fortalecimiento muscular y posteriormente ejercer deportes de mediano o alto impacto, se corre el riesgo latente de llevar la articulación a un punto de alta degeneración biomecánica.

- Con el uso de la herramienta ANOVA, más específicamente DCA, para la comparación y determinación de varianzas significativas en los tres distintos componentes estudiados, se observa en todos los aspectos trabajados, varianza significativa en los ángulos mayores de flexión cuando la articulación está lesionada equiparada con su homóloga sana, ello se debe a que la ausencia del LCA es más evidente en grados altos de flexión de la rodilla, razón por la cual el diagnóstico de su lesión es realizado con la pierna en posición de v invertida.
- Como se puede apreciar en el análisis morfológico realizado a los distintos especímenes probados, la incidencia de la lesión del llamado “estabilizador de la rodilla” o LCA genera en la articulación daños integrales, en su mayoría de carácter meniscal, que comprometen su estabilidad biomecánica, lo que tiene como consecuencia principal afecciones degenerativas que con el pasar del tiempo conllevan gran dolor para el paciente y en casos extremos, utilidad parcial o nula de la rodilla, imposibilitando así la locomoción.
- El sensor de presión TEKSCAN presenta una gran facilidad para la evaluación de articulaciones debido a su versatilidad para entrar en espacios reducidos, flexibilidad y rapidez de calibración y puesta a punto, no obstante, se debe tener principal cuidado en su elección y posicionamiento ya que se puede dar el caso que sus dimensiones sean restrictivas o al ser montado sobre la junta a analizar este se doble, lo que “elimina” filas o columnas de la celda de carga, acarreando mediciones poco o nada fidedignas.
- Al revisar los resultados de la comparación de los datos obtenidos con Matlab y el I-Scan 7.65, se observa que el mayor porcentaje de discrepancia

presente equivale al 20,68% referente a 40° de flexión de la articulación en condiciones normales, lo cual permite evidenciar que el método usado no provee información de mayor diferencia con el software propio de la empresa TEKSCAN, además dicho valor se encuentra ligado a las dimensiones con las que se alimenta el programa de Matlab ya que este calcula el área a partir de una relación con el área total de la imagen.

- El comportamiento de la presión intercondilar obtenido mediante el modelamiento matemático de las líneas de tendencia, puede proveer información para estudios futuros debido a que las magnitudes referentes al factor de determinación R^2 son cercanas a 1, evidenciando confiabilidad en la información. Resaltando que es un proceso experimental, sujeto a condiciones inherentes del ensayo, y no una representación matemática mediante estudios de elementos finitos o computacionales.

11.RECOMENDACIONES

- Se debe tener especial cuidado con la distancia de trabajo con la que cuenta la máquina sobre la que se desea montar el banco, esto es un factor restrictivo por lo que hubo que hacer pequeñas modificaciones como recortar el brazo de la tibia quitándole aproximadamente 10 [cm] de longitud, ello a causa que inicialmente el banco de pruebas fue diseñado para una máquina MTS 810 que posee una distancia útil de trabajo 683 [mm] mayor que la MTS 515.11.
- Un factor importante a considerar es el tamaño de las probetas ya que, como se ha mencionado, la altura de trabajo de la máquina MTS 515.11 raya en el límite máximo para montaje y operación del banco, por ello se recomienda hacer que los tubos de resina que se insertan en los anclajes se aprovechen al máximo, es decir, que la mayoría del hueso esté embebido en la resina.
- Se recomienda enfáticamente la buena sujeción rotacional de los bloques superior e inferior del banco especialmente cuando se van a realizar pruebas de articulaciones a las que se les ha inducido una lesión ya que en este estado la rodilla es más inestable y al aplicar la carga el fémur puede rotar respecto a la tibia llevando a que esta no se encuentre centrada haciendo la prueba y los datos inválidos y en casos más extremos dañando la probeta.

- Al hacer el montaje del sensor en el espacio intercondilar se debe ser cuidadoso con el intentar que el mismo se doble lo menos posible ya que estos generan cortes en la señal eléctrica arrojada por el mismo al transductor y al software eliminando filas o columnas en la imagen obtenida afectando el área y presión registrada; también se recomienda realizar el montaje del sensor antes de posicionar la tibia y peroné en el anclaje inferior debido a que hacerlo en este orden presenta mayor facilidad que en sentido contrario.
- Al realizar pruebas se observó un alto grado de flexión en la guía que permite la translación en el plano frontal debido a que la carga es excéntrica sobre la viga del plano sagital, por lo anterior se adecuaron abrazaderas para la repartición de la carga sobre la guía y la viga frontal y así disminuir la flexión de la primera.
- En cuanto al software escrito en Matlab para la comparación de los datos de área de contacto en las pruebas es probable complementar el código haciendo innecesario el uso del I-Scan 7.65, sin embargo esta labor depende netamente de la cantidad de datos que se pretendan obtener del sensor y cabe resaltar que se deben tener en cuenta aspectos como el área sobre la que se va a posicionar el sensor, su sensibilidad y demás limitantes que el I-Scan 7.65 ya posee en su base de datos.

BIBLIOGRAFÍA

1. ANDRIACCHI, Thomas P., et al. Rotational changes at the knee after ACL injury cause cartilage thinning. En: Clinical orthopaedics and related research, 2006, vol. 442, p. 39-44.
2. FERRAZ, Mauricio; SALOMÃO, Gustavo. Morphological Characterization and Preparation of Knee Joint Porcino, Verisimilitude and Contributions as Alternative Material for Teaching Human Anatomy. En: International Journal of Research Studies in Biosciences (IJRSB). Julio, 2015. vol 3, p.35-41.
3. FORRIOL, F.; MAESTRO, A.; VAQUERO, Martín. El Ligamento cruzado anterior: morfología y función. En: Trauma Fund MAPFRE. 2008. vol 19, p. 7-18.
4. FUKUBAYASHI, Toru; KUROSAWA, Hisashi. The contact area and pressure distribution pattern of the knee: a study of normal and osteoarthrotic knee joints. En: Acta Orthopaedica Scandinavica, 1980, vol. 51, no 1-6, p. 871-879.
5. KILLIAN, Megan; HAUT DONAHUE, Tammy; HAUT, Roger; et al. Traumatic Anterior Cruciate Ligament Tear and its Implications on Meniscal Degradation: A Preliminary Novel Lapine Osteoarthritis Model. En: Journal of surgical. Diciembre, 2010. vol. 164, p. 34-241.

6. LOHMANDER, Stefan; ENGLUND, Martin; et al. The Long-term Consequence of Anterior Cruciate Ligament and Meniscus Injuries. En: The American Journal of Sports Medicine. 2007. vol. 35, p. 1756 – 1769.
7. MILLER, Emily; RIEMER, Rose; et al. Experimental validation of a tibiofemoral model for analyzing joint force distribution. En: Journal of Biomechanics, 2009. vol. 42, p. 1355-1359.
8. MURRAY, Martha; FLEMING Braden; et al. Validation of Porcine Knee as a Sex-specific Model to Study Human Anterior Cruciate Ligament Disorders. En: Clinical Orthopaedics and Related Research. Octubre, 2015. vol 473, no2, p. 639-650.
9. NIKOLIĆ, Dragan K. Lateral meniscal tears and their evolution in acute injuries of the anterior cruciate ligament of the knee arthroscopic analysis. En: Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 1998, vol. 6, no 1, p. 26-30.
10. PANESSO, María Claudia; et al. Biomecánica clínica de la rodilla. Facultad de Rehabilitación y Desarrollo Humano. Bogotá D.C.: Editorial Universidad del Rosario, 2009. 40 p. – (Documento de investigación; 39).
11. PROFFEN, Benedikt; MURRAY, Martha; et al. A Comparative Anatomical Study of the Human Knee and Six Animal Species. En: The Knee Journal. Agosto, 2012. vol 19, p. 493-499.

12. WETTERS, Nathan, et al. Mechanism of Injury and Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury. En: Operative Techniques in Sports Medicine, 2016, vol. 24, no 1, p. 2-6.

13. XEROGEANES, John; TAKEDA, Yoshi; FOX, Rox; et al. A Functional Comparison of Animal Anterior Cruciate Ligament Models to the Human Anterior Cruciate Ligament. En: Annals of Biomedical Engineering. Mayo, 1998. vol 26, p. 345–352.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BASAS, A. FERNANDEZ, C. Tratamiento fisioterápico de la rodilla. McGraw Hill Interamericana. Madrid. 2003.
2. CAMPUZANO MARÍN, Miguel Ángel. Predicción diagnóstica en las lesiones del ligamento cruzado anterior. Madrid. : Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Medicina .Departamento de Cirugía, 1998. 188 p.
3. CARSON, E.W.; SIMONIAN, P.T.; et al. Revision anterior cruciate ligament reconstruction. Citado por: AYALA MEJIAS, J.D.; GARCIA ESTRADA, G.A y ALCOCER PEREZ, L. Lesiones del ligamento cruzado. En: Acta Ortopédica Mexicana. Enero, 2014. vol. 28, p. 57-67.
4. DODDS, Julie y ARNOCZKY, Steven. Anatomy of the anterior cruciate ligament: A blueprint for repair and reconstruction. Citado por: COLOMBET, Philippe; ROBINSON, James; et al. Two-bundle, four-tunnel anterior cruciate ligament reconstruction. En: Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. Julio, 2006. vol. 14, p. 629-636.
5. GARCÍA PEREZ, F.; FLOREZ GARCIA, M. Escalas de valoración funcional en lesiones ligamentosas de rodilla. En: Revista de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física: Junio, 1994. Vol. 28, p. 456-464.

6. GUILLEN, J.; JIMÉNEZ, J.; et al. Anatomía Quirúrgica de la Rodilla. En: Revista Ortopédica de Trauma: 1984. vol. 28, fascículo 3.
7. HANLEY, S. T.; WARREN, R. F. Arthroscopic meniscectomy in the anterior cruciate ligament-deficient knee. En: Arthroscopy. 1987. vol 3, p. 59-65.
8. LINARES B., Rubén D. Diseño y construcción de un banco experimental adaptable a una máquina universal de ensayos MTS 810 para el análisis biomecánico de la articulación de la rodilla del cuerpo humano bajo la acción de diferentes tipos de carga estática. Trabajo de grado Ingeniero Mecánico. Bucaramanga.: Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica, 2015. 98 p.
9. MEYER, Eric; HAUT, Roger. Excessive compression of the human tibio-femoral joint causes ACL ruptura. En: Journal of Biomechanics. Noviembre, 2005. vol. 38, p. 2311-2316.
10. MOW, Van C.; HAYES, Wilson C. Basic Orthopaedic Biomechanics. Michigan: Raven Press. 1991. p 80-83. ISBN 0881677965.
11. PULIDO, Humberto Gutiérrez, et al. Análisis y diseño de experimentos. McGraw-Hill, 2004.

12. SALADIN, Kenneth. Anatomía y fisiología. [en línea] McGraw-Hill 6ed. [México, D.F] Mc-Graw-Hill Education: ebooks, 2013. [Citado 4 diciembre 2016] Disponible en: Biblioteca Universidad Industrial de Santander: Sala Base de datos.

13. VENABLES, William N.; RIPLEY, Brian D. Modern applied statistics with S-PLUS. Springer Science & Business Media, 2013. p. 122-136.

14. VILLEGAS, Diego F., et al. A quantitative study of the microstructure and biochemistry of the medial meniscal horn attachments. En: Annals of biomedical engineering, 2008, vol. 36, no 1, p. 123-131.

15. VILLEGAS, Diego F., et al. Failure properties and strain distribution analysis of meniscal attachments. En: Journal of biomechanics, 2007, vol. 40, no 12, p. 2655-2662.

16. WARNER, Jon; WARREN, Russell; COOPER, Daniel. Instructional Course Lectures. 1991. vol 40, cap 30.

17. YAO, Jiang, et al. Sensitivity of tibio-menisco-femoral joint contact behavior to variations in knee kinematics. En: Journal of Biomechanics, 2008, vol. 41, no 2, p. 390-398.

18. YUSUKE, Morimoto; FERRETTI, Mario; et al. Tibiofemoral Joint Contact Area and Pressure After Single- and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. En: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery. Enero, 2009. vol. 25, p. 62-69.