

**ANÁLISIS BIOMECANICO EXPERIMENTAL PRE Y POST OSTEOSINTESIS EN
LA DISTRIBUCIÓN DE PRESIÓN INTERCONDILAR EN FRACTURAS
GENERADAS POR CARGAS DE IMPACTO EN RODILLAS DE PORCINO**

JOHAN SEBASTIAN AVELLANEDA FUENTES

CARLOS EDUARDO GONZÁLEZ PABÓN

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

2019

**ANÁLISIS BIOMECANICO EXPERIMENTAL PRE Y POST OSTEOSINTESIS EN
LA DISTRIBUCIÓN DE PRESIÓN INTERCONDILAR EN FRACTURAS
GENERADAS POR CARGAS DE IMPACTO EN RODILLAS DE PORCINO**

JOHAN SEBASTIAN AVELLANEDA FUENTES

CARLOS EDUARDO GONZÁLEZ PABÓN

**Trabajo de Grado para optar el título de
Ingeniero Mecánico**

Director

DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMUDEZ

Ingeniero Mecánico, PhD

Co-director

IVÁN DARÍO QUINTERO PABÓN

Médico Cirujano

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO MECÁNICAS

ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA

BUCARAMANGA

2019

CONTENIDO

INTRODUCCIÓN.....	13
1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	16
2 JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA	18
3 OBJETIVOS DEL TRABAJO DE GRADO	20
3.1 OBJETIVO GENERAL	20
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	20
4 METODOLOGIA	21
4.1 MUESTRAS	21
4.2 ENSAYOS	24
4.2.1 Ensayo a carga axial compresiva.....	26
4.2.2 Falla mediante carga compresiva.....	28
4.3 FRACTURA	29
4.4 ANÁLISIS ESTADÍSTICO	32
5 ANALISIS Y RESULTADOS	33
5.1 DISTRIBUCIÓN DE PRESIÓN ANTERIOR A LA FRACTURA	36
5.1.1 Área de Contacto	36
5.1.2 Presión de Contacto.....	37
5.1.3 Fuerza máxima	38
5.1.4 Presión máxima	39
5.2 FRACTURA	40
5.2.1 Caracterización del tipo de fractura en femur	42
5.3 DISTRIBUCIÓN DE PRESIÓN POST OSTEOSÍNTESIS	44
5.3.1 Área de Contacto.	47

5.3.2 Presión de Contacto	49
5.3.3 Fuerza Máxima	49
5.3.4 Presión Máxima	51
5.3.5 Mapas de distribución de presión.....	51
5.4 ENSAYO A FALLA EN CARGA COMPRESIVA.....	53
5.5 COMPARATIVA.....	60
6 CONCLUSIONES	71
BIBLIOGRAFÍA.....	73

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Rodilla antes de ser preparada para ensayo.	21
Figura 2. Rodilla Diseccionada Vista Medial y Lateral.	22
Figura 3. Rodilla Diseccionada Anterior y Posterior.	23
Figura 4. Rodilla porcina a extensión total.....	25
Figura 5. Montaje de la resina aplicada en la tibia mediante tornillos de sujeción.	
27	
Figura 6. Montaje de Rodilla con Sensor Tekscan (Tekscan Inc., Boston, MA)....	27
Figura 7. Dimensiones de la cuña. Sistema Americano, medidas en milímetros. .	30
Figura 8. Ensayo de generación de la fractura.....	31
Figura 9. Interfaz del software I-Scan.....	34
Figura 10. Distribución en la rodilla de cerdo.	35
Figura 11. Distribución de presión 3D en rodilla derecha (Imagen Representativa)	36
Figura 12. Área de Contacto en Rodillas Sanas.....	37
Figura 13. Presión de Contacto en Rodillas Sanas.	38
Figura 14. Fuerza Máxima en Rodillas Sanas.....	39
Figura 15. Presión Máxima en Rodillas Sanas.....	40
Figura 16. Generación de la fractura.....	41
Figura 17. Implicaciones de la fractura a nivel de ligamento cruzado posterior.	42
Figura 18. Tipo de fractura obtenida.	43
Figura 19. Distribución de las fracturas realizadas.	43
Figura 20. Configuraciones de Osteosíntesis utilizadas. (A). Tornillo de Esponjosa Lateral (B). Tornillo de Esponjosa desde Medial. (C). Pines Cruzados.	46
Figura 21. Área de Contacto por tipo de Osteosíntesis.	48
Figura 22. Presión de Contacto por tipo de Osteosíntesis.....	49
Figura 23. Fuerza máxima por tipo de Osteosíntesis.	50
Figura 24. Presión máxima por tipo de Osteosíntesis.	51

Figura 25. Rodilla Derecha (A). Sana. (B) Osteosíntesis con Pines Cruzados. Muestra Representativa.....	52
Figura 26. Rodilla con pines cruzados (A). Anterior al Ensayo. (B). En falla durante el Ensayo.....	53
Figura 27. Rodilla con tornillos de esponjosa. (A). Anterior al Ensayo. (B). En falla durante el Ensayo.....	54
Figura 28. Fuerza vs Desplazamiento para Rodilla Izquierda tratada con tornillos de Esponjosa desde Medial. (Imagen representativa)	55
Figura 29. Carga compresiva de falla para cada muestra por configuración de osteosíntesis.....	57
Figura 30. Desplazamiento de falla para cada muestra por configuración de osteosíntesis.....	58
Figura 31. BoneStiffness por tipo de osteosíntesis.....	60
Figura 32. Variación de Área de Contacto Rodilla Sana y Post-Osteosíntesis.	62
Figura 33. Variación de Presión de Contacto Rodilla Sana y Post-Osteosíntesis.	64
Figura 34. Variación de Fuerza Pico Rodilla Sana y Post-Osteosíntesis.	66
Figura 35. Variación de Presión Pico Rodilla Sana y Post-Osteosíntesis.	67
Figura 36. Carga de Falla entre configuraciones de osteosíntesis utilizadas.	68
Figura 37. Desplazamiento de Falla entre configuraciones de osteosíntesis utilizadas.	70

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Descripción de las configuraciones de osteosíntesis aplicadas.	45
Tabla 2. Propiedades intercondíleas registradas para cada tipo de osteosíntesis.	47
Tabla 3. Valores de Carga y Desplazamiento de Falla para cada muestra.	56
Tabla 4. Promedio con desviación estándar de carga y desplazamiento de falla para cada configuración de osteosíntesis.	59
Tabla 5. Valores promedio con desviación estándar de las propiedades intercondíleas de rodilla sana y operada.	61

RESUMEN

TÍTULO: ANÁLISIS BIOMECÁNICO EXPERIMENTAL PRE Y POST OSTEOSÍNTESIS EN LA DISTRIBUCIÓN DE PRESIÓN INTERCONDILAR EN FRACTURAS GENERADAS POR CARGAS DE IMPACTO EN RODILLAS DE PORCINO.

AUTORES: JOHAN SEBASTIÁN AVELLANEDA FUENTES

CARLOS EDUARDO GONZÁLEZ PABÓN^{1**}

PALABRAS CLAVE: RODILLA PORCINA, TEKSCAN, OSTEOSINTESIS, BIOMECANICA, FEMUR DISTAL, TORNILLOS DE ESPONJOSA, PINES.

La presente investigación tiene como objetivo evaluar y comparar tres diferentes métodos de osteosíntesis para un mismo tipo de fractura en fémur distal. Los elementos utilizados en este estudio fueron tornillos de esponjosa y pines. Las fracturas de rodilla en el fémur distal, a pesar de no ser tan comunes, son una causa importante de morbilidad de pacientes, debido a que el tratamiento quirúrgico puede ser todo un reto para el cirujano.

Se estudió la presión intercondílea en diferentes rodillas de porcino antes de la fractura y después de la osteosíntesis con tornillos y pines en diferentes configuraciones con el fin de estudiar la existencia de diferencias significativas entre éstas. Se procedió diseccionarlas, dejando intactos los estabilizadores estáticos. Posteriormente se procedió a realizar la toma de datos mediante los sensores Tekscan, mediante una carga de 400 N constante. Para la medición de propiedades de contacto intercondíleas, se usaron sensores Tekscan Pressure Mapping Sensor 4000, y se conectaron a un transductor.

El análisis ANOVA mostro que los métodos de fijación utilizados en este estudio no están directamente relacionados con las propiedades de área, presión, fuerza pico, presión pico y carga de falla, y por lo tanto no son un factor influyente a la hora de realizar la selección de los mejores métodos de fijación. En el análisis realizado a las pruebas de carga ultima, éste dio como resultado la inexistencia de diferencias significativas en el grupo de datos, todas las configuraciones fallaron a una fuerza promedio de 4306 [N].

El modelo de fractura planteado dio como resultado una fractura tipo muller b1 y b2 en el 100% de las muestras, con un desprendimiento parcial del ligamento cruzado posterior en un 30% de las muestras. El 73% de las fracturas fueron tipo b2 y el 27% tipo b1.

¹ Trabajo de grado

^{**} Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingenieria Mecanica. Director: Diego Fernando Villegas Bermudez, Ingeniero Mecanico.

ABSTRACT

TITLE: EXPERIMENTAL BIOMECHANICAL ANALYSIS PRE AND POST OSTEOSYNTHESIS IN THE INTERCONDILAR PRESSURE DISTRIBUTION IN FRACTURES GENERATED BY IMPACT LOADS IN PORCINE KNEES.

AUTHORS: JOHAN SEBASTIÁN AVELLANEDA FUENTES
CARLOS EDUARDO GONZÁLEZ PABÓN^{2**}

KEY WORDS: PORCINE KNEE, TEKSCAN, OSTEOSYNTHESIS, BIOMECHANICS, DISTAL FEMUR, SPONJOSA SCREWS, PINES.

The objective of this research is to evaluate and compare three different methods of osteosynthesis for the same type of fracture in the distal femur. The elements used in this study were sponge screws and pins. Knee fractures in the distal femur, although not as common, are an important cause of patient morbidity, because surgical treatment can be a challenge for the surgeon.

The intercondylar pressure was studied in different knees of porcine before the fracture and after the osteosynthesis with screws and pins in different configurations in order to study the existence of significant differences between them. They were dissected, leaving the static stabilizers intact. Subsequently, the data collection was carried out using Tekscan sensors, using a constant 400 N load. For the measurement of intercondylar contact properties, Tekscan Pressure Mapping Sensor 4000 sensors were used, and they were connected to a transducer.

The ANOVA analysis showed that the fixation methods used in this study are not directly related to the properties of area, pressure, peak force, peak pressure and failure load, and therefore are not an influential factor when performing the selection of the best methods of fixation. In the analysis carried out on the last load tests, this resulted in the absence of significant differences in the data group, all configurations failed at an average force of 4306 [N].

The fracture model proposed resulted in a muller b1 and b2 fracture in 100% of the samples, with a partial detachment of the posterior cruciate ligament in 30% of the samples. 73% of the fractures were type b2 and 27% type b1.

² Bachelor Thesis

^{**} Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingenieria Mecanica. Director: Diego Fernando Villegas Bermudez, Ingeniero Mecanico.

INTRODUCCIÓN

Las fracturas de fémur distal son aproximadamente un tercio de todas las fracturas femorales³, pero con la tendencia de estilos de vida más enérgicos, combinados con el incremento en la longevidad, la incidencia de estas probablemente esté en aumento⁴. Estas tienden a ocurrir en hombres jóvenes por impactos de alta energía, y, en su mayoría, en mujeres de edad avanzada por un trauma de baja energía (generalmente por causas de osteoporosis), mostrando una distribución bimodal de edad, que crece exponencialmente con la edad⁵⁶⁷. En un estudio realizado en Suecia, hasta el 84% de las fracturas de fémur distal ocurrieron en pacientes mayores a 50 años⁸.

En la actualidad, este tipo de fracturas se manejan mediante fijación interna si el paciente está en condiciones de someterse a cirugía⁹¹⁰, debido a que ésta evita complicaciones asociadas al tratamiento no quirúrgico, como la inmovilización prolongada, la falta de consolidación y la falta de unión¹¹. Las fracturas de rodilla en el fémur distal, a pesar de no ser tan comunes, son una causa importante de

³ARNESON, T, et al. Epidemiology of diaphyseal and distal femoral fractures in Rochester, Minnesota, 1965-1984. En: Clinical Orthopedics and Related Research. 1988, vol.234., pp. 188-194.

⁴KRETTTERK, Christian y HELFET, David. Fractures of the distal femur. En: Skeletal Trauma. 2003, vol.1, pp. 1957-2011.

⁵HOSKINS, W, et al. Nails or plates for fracture of the distal femur? Data from Victoria Orthopaedic Trauma Outcomes Registry. En: Bone Joint J, 2016, vol. 98-B, no. 6.

⁶MARTINET, O., et al. The epidemiology of fractures of the distal femur. En: Injury. 2000, vol. 31. pp. C62-C63.

⁷PAPADOKOSTAKIS G., et al. The role and efficacy of retrograding nailing for the treatment of diaphyseal and distal femoral fractures: a systematic review of the literature. En: Injury. 2005, vol.36, no.7, pp. 813-822.

⁸KOLMERT, L. y WULFF, K. Epidemiology and treatment of distal femoral fractures in adults. En: ActuaOrthop Scand. 1982, vol.53, pp. 957-962.

⁹ZLOWODZKI, M., et al. Operative treatment of acute distal femur fractures: systematic review of 2 comparative studies and 45 case series (1989 to 2005). En: Orthopaedic Trauma. 2006, vol.20, no.5, pp. 366-371.

¹⁰SMITH, J., et al. Distal femoral fractures: The need to review the standard of care. En: Injury. 2015, vol.46., no.6., pp. 1084-1088.

¹¹BUTT, M., KRIKLER, S. y ALI, M. Displaced fractures of the distal femur in elderly patients. Operative versus non-operative treatment. En: Bone Joint Surg. 1995, pp. 110-114.

morbilidad de pacientes¹², debido a que el tratamiento quirúrgico puede ser todo un reto para el cirujano¹³. Por lo anterior, algunos resultados no esperados como infección, mal unión o pérdida de reducción¹⁴¹⁵¹⁶, pueden estar relacionados con la técnica quirúrgica y con una falta de comprensión de los principios del tratamiento de estas fracturas¹⁷. Y es que, con todos los diferentes estudios realizados en el tratamiento de estas fracturas, no se ha encontrado una conclusión que dé con certeza la ventaja de algún implante quirúrgico particular¹⁸, por lo que en la actualidad no hay un consenso acerca de la mejor forma de manejar este tipo de lesiones¹⁹.

Anteriormente, se han realizado numerosas investigaciones tomando como base un modelo en rodilla de porcino, y se ha demostrado que sus características estructurales y anatómicas son muy similares a la rodilla humana²⁰. Entre estas se encuentran artroscopias de rodilla en modelos porcinos²¹, validaciones de rodillas porcinas como un modelo específico para estudiar desordenes de ligamento cruzado²², fracturas producidas experimentalmente de cartílago articular y hueso

¹²HOSKINS, W, et al. Nails or plates for fracture of the distal femur? Data from Victoria Orthopaedic Trauma Outcomes Registry. En: Bone Joint J, 2016, vol. 98-B, no. 6.

¹³TORNETTA, P, y TIBURZI D. Antegrade or retrograde reamed femoral nailing. A prospective, randomised trial. En: The journal of bone and joint surgery. British volume. 2000, vol. 82, no. 5. pp. 652-654.

¹⁴KUGELMAN, David, et al. Complications and unplanned outcomes following operative treatment of tibial plateau fractures. En INJURY. 2017. No 48. Pp. 2221-2229.

¹⁵MÜLLER, M. Klassifikation und internationale AO-Dokumentation der Femurfrakturen. En: Unfallheilkunde. 1980.

¹⁶ZENG, Zhi-Min, et al. Biomechanical analysis of posteromedial tibial plateau split fracture fixation. En: The Knee. 2011. No. 18. Pp. 51-54.

¹⁷HOSKINS, W, et al. Nails or plates for fracture of the distal femur? Data from Victoria Orthopaedic Trauma Outcomes Registry. En: Bone Joint J, 2016, vol. 98-B, no. 6.

¹⁸GRIFFIN, Xavier L, et al. Interventions for treating fractures of the distal femur in adults. En: Cochrane Database of Systematic Reviews. 2015, 52 p.

¹⁹SMITH, J., et al. Distal femoral fractures: The need to review the standard of care. En: Injury. 2015, vol.46., no.6., pp. 1084-1088.

²⁰MARCHETOO, Adriano., et al. Arthroscopic Knee Training Using a Porcine Model. En: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery. Agosto, 2012, vol. 28, no. 8, paper 142. p. 258.

²¹DINATO, M., et al. A Porcine Model For Arthroscopy. En: Foot&Ankle International. 2010, vol. 31, no. 2. pp. 179-181.

²²KIAPOUR, A., et al. Validation of Porcine Knee as a Sex-specific Model to Study Human Anterior Cruciate Ligament Disorders. En: Clinical Orthopaedics and Related Research. 2014, vol.473, no.2. pp. 639-650.

en cerdos²³, entre otros. Además, los sensores de distribución de presión Tekscan permiten la medición directa del área de contacto, y son utilizados para una variedad de aplicaciones ergonómicas, robóticas y biomédicas²⁴. Adicionalmente, se ha demostrado que el sensor Tekscan es un elemento válido en la medición de carga en rodilla, pues se ha comprobado que, para todas las condiciones de carga, los resultados de la distribución de ésta son consistentes analíticamente y experimentalmente, con algunas diferencias en los valores pico²⁵, y es por eso que se ha investigado acerca de su correcta utilización, análisis e interpretación de resultados²⁶.

En la presente investigación se pretende estudiar la presión intercondílea en diferentes rodillas de porcino antes de la fractura y después de la osteosíntesis con tornillos y pines en diferentes configuraciones con el fin de estudiar la existencia de diferencias significativas entre éstas, o si por el contrario es un factor que no afecta las propiedades intercondíleas.

²³TOMATSU, T. et al. Experimentally produced fractures of articular cartilage and bone. En: The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume. 1992, vol. 74, no. 3. Pp. 457-462

²⁴Tekscan Inc.(Tekscan Inc., Boston, MA), www.tekscan.com.

²⁵MILLER, R. et al. Experimental validation of a tibiofemoral model for analyzing joint forcedistribution.En: Journal of Biomechanics. 2009, vol. 42, no.9. pp.1355-1359.

²⁶ZDERO, R. MHBOOB, Z. y BOUGHERARA, H. Fujifilm Measurements of Interfacial Contact Area and Stress in Articulating Joints. En: Experimental Methods in Orthopaedic Biomechanics. 2016. pp. 251-266.

1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La rodilla humana es un complejo sistema encargado de la articulación central de los miembros inferiores. Está formada por la unión de dos importantes huesos, el fémur en su fracción distal y la tibia en la proximal, junto con una cápsula articular que a su vez cuenta con múltiples ligamentos y músculos resistentes que hacen tanto posible como eficiente la flexión de la extremidad.

La tibia es uno de los huesos más largos del cuerpo y en conjunto con el peroné, reciben el peso del cuerpo sirviendo a su vez de apoyo para la locomoción. El riesgo de sufrir fracturas en tibia y/o peroné se eleva en gran parte cuando se practica algún tipo de deporte de contacto, cuando existe gran riesgo de verse envuelto en algún accidente de tránsito e incluso casero.

Un gran esfuerzo de compresión puede desencadenar fácilmente en la rotura de la epífisis proximal o en el cóndilo femoral de la misma dando paso a una necesaria y urgente intervención quirúrgica de reparación ósea mediante la osteosíntesis, cuya función es la de mantener la correcta unión entre dos partes de hueso para la posterior formación de callo óseo; mediante elementos metálicos de tipo fijo como tornillos y pines o de tipo dinámico como placas todo ello dependiendo del tipo de fractura a tratar y su fisiopatología.

La fractura de cóndilos femorales puede ser tratada con múltiples configuraciones, dependiendo de la que se obtenga, según el libro fracturas, tratamiento y rehabilitación²⁷ la fractura de platillos tibiales tipo uno corresponde a una cuña o hendidura del platillo tibial lateral y debe ser tratada con tornillos.

²⁷HOPPENFELD, Stanley y MURTHY, Vasantha. Fracturas, tratamiento y rehabilitación. Marbán libros. Madrid: 2004. ISBN 84-7101-340-1.

El problema que esta investigación busca resolver es la selección de la configuración más acertada para el tratamiento de fractura de los cóndilos femorales, ya que esta la realiza el cirujano con base a su experiencia, y muchas veces sin el soporte teórico o la certeza de la configuración más adecuada, lo que da cabida a posibles implicaciones como uniones defectuosas, uniones retrasadas o falta de consolidación de la misma²⁸, que traen consigo complicaciones de tipo infecciosa por las múltiples intervenciones a las que debe ser sometida la rodilla y en el peor de los casos puede terminar en la amputación de la extremidad²⁹.

²⁸HOSKINS, W; BRINGHAM, R y GRIFFIN, X. Distal femur fractures in adults. s.l: Elsevier, 2016. 9 p.

²⁹NARAYANAN, Uni, et al. Complications of Elastic Stable Intramedullary Nail Fixation of Pediatric Femoral Fractures, and How to Avoid Them. En: Lippincott Williams & Wilkins. 2004. 9 p.

2 JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA

La rodilla humana es una de las articulaciones más importantes del cuerpo humano, está compuesta por huesos y tejidos blandos como ligamentos o cartílagos. En el caso de presentarse un accidente que conlleve a fractura, el paciente usualmente es sometido a un procedimiento denominado osteosíntesis, que consiste en que un cirujano ortopedista, efectúe la unión de las fracturas por medio de tornillos o placas, esto con base a su experiencia y muchas veces sin el soporte o la certeza de la configuración más adecuada de tornillos con la cual se logre una mejor recuperación del paciente.

En la actualidad colombiana, el proceso de obtención de rodillas humanas con fines investigativos es muy laborioso y demorado, por lo que se hace necesario buscar una alternativa que logre asemejarse de gran forma a el sistema articular estudiado y es por ello que se recurre al cerdo doméstico. El sistema óseo y ligamentoso de rodilla de porcino es comúnmente utilizado en la investigación biomecánica debido a las similitudes entre el cerdo y el humano como el tamaño, anatomía, perfil metabólico y una vida más larga³⁰. La rodilla porcina mantiene los mismos tejidos articulares principales del ser humano y por esto ha sido utilizada en estudios biomecánicos en los cuales los meniscos son sometidos a cargas compresivas³¹, reconstrucciones de ligamentos cruzados³², entre otros.

³⁰PANEPINTO, L; Miniature swine breeds used worldwide in research en *Advances in Swine in Biomedical Research*. New York: Plenum Press, 1996.

³¹RICHARDS, D, et al. *Compressive Loads in Longitudinal Lateral Meniscus Tears: A Biomechanical Study in Porcine Knees*. Phoenix: Institute for bone and join disorders, 2005.

³²HUNG, C, et al. *Interference screw versus Endoscrew fixation for anterior cruciate ligament reconstruction: A biomechanical comparative study in sawbones and porcine knees*. Tapei: Elsevier, 2013.

Las fracturas de fémur distal son aproximadamente un tercio de todas las fracturas femorales³³, estas tienden a ocurrir en hombres jóvenes por impactos de alta energía, y, en su mayoría, en mujeres de edad avanzada por un trauma de baja energía (generalmente por causas de osteoporosis), mostrando una distribución bimodal de edad, que crece exponencialmente con la edad. A pesar de no ser tan comunes, son una causa importante de morbilidad de pacientes, debido a que el tratamiento quirúrgico puede ser todo un reto para el cirujano³⁴. Por lo anterior, algunos resultados no esperados como infección, mal unión o pérdida de reducción³⁵³⁶³⁷, pueden estar relacionados con la técnica quirúrgica y con una falta de comprensión de los principios del tratamiento de estas fracturas. Por lo que la importancia de este estudio recae en facilitar la decisión del cirujano en la búsqueda del método que mejor estabilidad y resistencia brinde a la articulación, evitando con ello gran parte de las complicaciones que terminan afectando al paciente de por vida y aumentando los gastos en el tratamiento.

De esta manera se hace necesario estudiar las diferentes fracturas de fémur distal con su posterior tratamiento, haciendo uso de las propiedades de contacto tibio-femoral pre y post osteosíntesis mediante sensores de presión Tekscan, (Tekscan Inc., Boston, MA), que consisten en dos láminas eléctricamente conductoras mediante tinta, en la cual la rejilla de aislamiento crea una ubicación de detección en cada intersección; mediante un transductor los datos son llevados a software para su procesamiento. Con éstos, es posible obtener la intensidad de las cargas en la unión tibia-fémur y poder conocer la configuración más adecuada.

³³ARNESON, T, et al. Epidemiology of diaphyseal and distal femoral fractures in Rochester, Minnesota, 1965-1984. En: Clinical Orthopedics and Related Research. 1988, vol.234., pp. 188-194.

³⁴TORNETTA, P, y TIBURZI D. Antegrade or retrograde reamed femoral nailing. A prospective, randomised trial. En: The journal of bone and joint surgery. British volume. 2000, vol. 82, no. 5. pp. 652-654.

³⁵KUGELMAN, David, et al. Complications and unplanned outcomes following operative treatment of tibial plateau fractures. En INJURY. 2017. No 48. Pp. 2221-2229.

³⁶MÜLLER, M. Klassifikation und internationale AO-Dokumentation der Femurfrakturen. En: Unfallheilkunde. 1980.

³⁷ZENG, Zhi-Min, et al. Biomechanical analysis of posteromedial tibial plateau split fracture fixation. En: The Knee. 2011. No. 18. Pp. 51-54.

3 OBJETIVOS DEL TRABAJO DE GRADO

3.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar la distribución de presión tibio-femoral en rodillas de porcino pre y post osteosíntesis de fracturas generadas mediante cargas de impacto de tal manera que se aporte al crecimiento científico de la Escuela de Ingeniería Mecánica.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

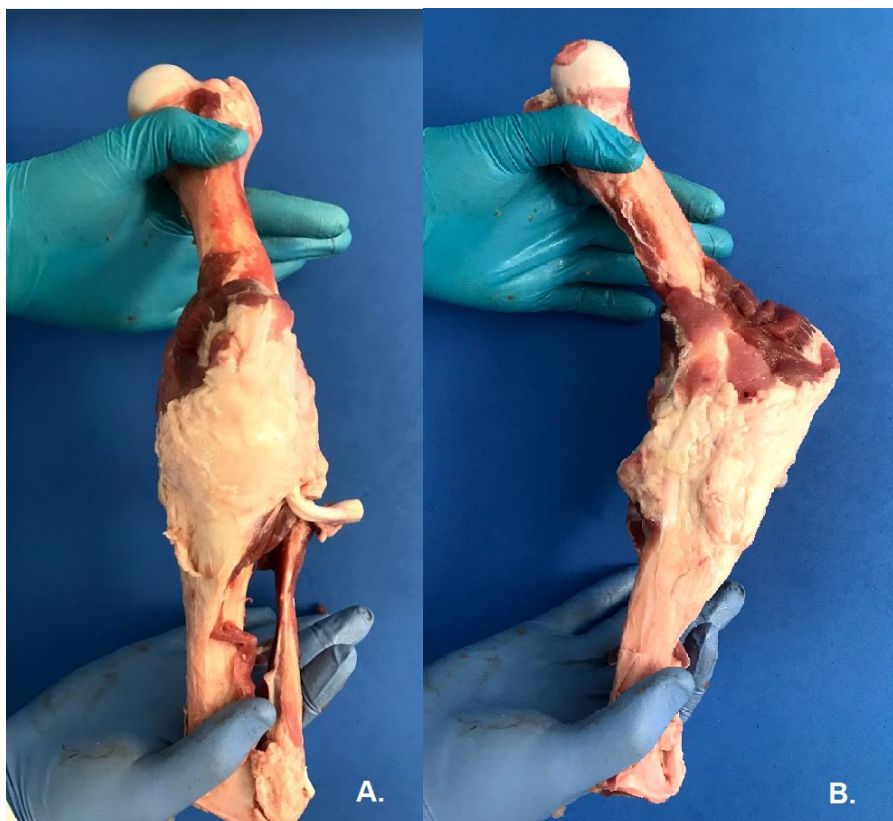
- Aplicar una carga de impacto a la rodilla para generar fractura y describir su implicación a nivel ligamentoso.
- Determinar las propiedades de contacto tibiofemorales a una carga compresiva de 400 N usando sensores de presión pre y post osteosíntesis teniendo en cuenta sus diferentes configuraciones.
- Analizar las diferencias significativas en las propiedades de contacto de las diferentes configuraciones de osteosíntesis y rodilla sana mediante análisis de varianza de un factor.
- Determinar las cargas compresivas de falla para las diferentes configuraciones de osteosíntesis.

4 METODOLOGIA

4.1 MUESTRAS

Las 10 rodillas porcinas involucradas en el estudio fueron proporcionadas por un matadero local, cada par especificado corresponde al mismo porcino, obteniendo así 5 rodillas izquierdas y 5 rodillas derechas. Las edades de los porcinos oscilaban entre 6 y 8 meses, el peso de cada uno rondaba entre los 100 y los 110 kilogramos, no se discriminó género y todos ellos estaban destinados únicamente a la industria alimenticia. Se extrajo completamente la articulación de la rodilla, es decir, fémur, tibia y peroné.

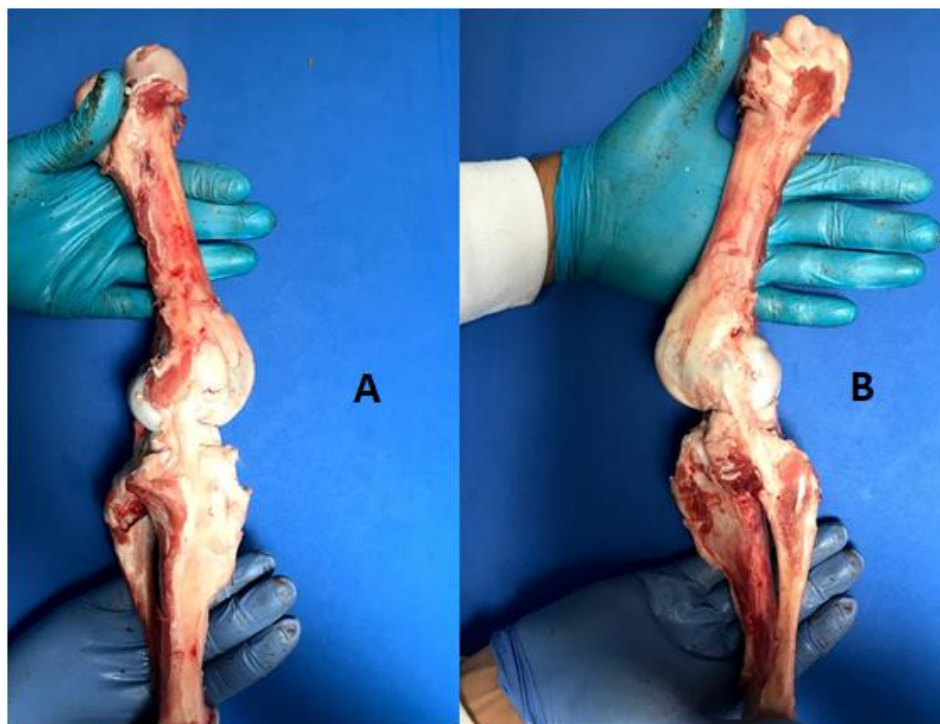
Figura 1. Rodilla antes de ser preparada para ensayo.



La rodilla es recibida del matadero, con una capa de músculo y tejido graso que protege los estabilizadores estáticos.

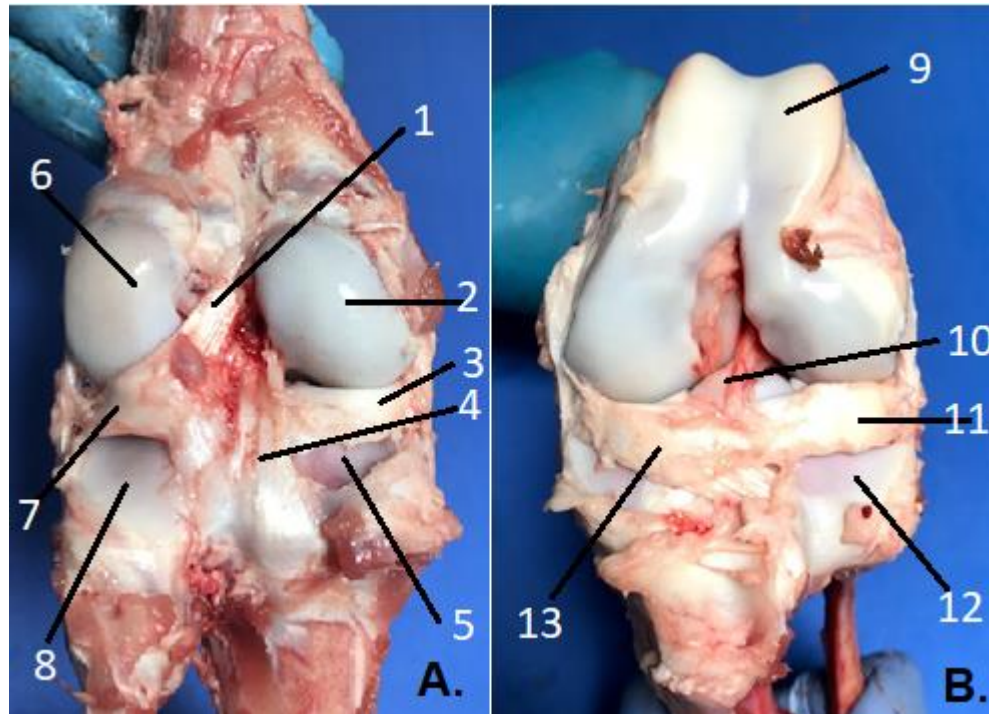
Posteriormente a la adquisición de las articulaciones, se procedió diseccionarlas, retirando el músculo restante, las bursas supra, pre e infrarotulianas, el tendón rotuliano, la almohadilla adiposa y el tejido membranoso que protege los meniscos. Se dejaron intactos los estabilizadores estáticos intra y extraarticulares, como lo son los ligamentos laterales externo e interno, ligamentos cruzados, y ligamentos transversos. Para un mejor posicionamiento de los sensores, se separaron los ligamentos laterales de los meniscos y se eliminó una pequeña porción de las coronoides meniscales para que las cintas se deslizaran con más facilidad y se doblaran lo menos posible.

Figura 2. Rodilla Diseccionada Vista Medial y Lateral.



En la figura 2 se observa la vista medial (A) y vista lateral (B) de la articulación diseccionada donde solo fueron conservados los elementos estabilizadores estáticos.

Figura 3. Rodilla Diseccionada Anterior y Posterior.



(1) Ligamento meniscofemoral posterior. (2) Cóndilo femoral medial. (3) Menisco medial. (4) Ligamento cruzado posterior. (5) Cóndilo tibial medial. (6) Cóndilo femoral lateral. (7) Menisco lateral. (8) Cóndilo tibial lateral. (9) Tróclea. (10) Ligamento cruzado anterior. (11) Menisco lateral. (12) Cóndilo tibial lateral. (13) Ligamento meniscotibial anterior.

El fémur fue seccionado a una distancia de 8 cm respecto a los cóndilos femorales, y la tibia a una distancia de 8 cm respecto a la meseta tibial. Esto por temas de espacio en el sistema de anclaje de la MTS Bionix515.1 (MTS System Corp., Eden Prairie, MN, USA). Posteriormente fueron empotradas empleando

resina COP 4, el cual fue disuelto en estireno en una proporción de 70% resina y 30% estireno, los tubos fueron llenados a una altura de 4 centímetros con la mezcla, posteriormente se aplicaron 15 ml de catalizador peróxido de Mek ($C_8H_{18}O_6$) y 5 ml de cobalto como catalizadores de aceleramiento de la reacción, todo ello en un trozo de tubo de PVC de 1.5 pulgadas de diámetro por 6 centímetros de alto sellado por un lado con cinta adhesiva y cartón. Una vez mezclado se introduce el extremo de la rodilla y se asegura una posición de completa verticalidad del hueso para asegurar un buen acople, finalmente se espera de entre 15 y 25 minutos hasta que esté totalmente solidificado.

Una vez reposada la resina, la rodilla esta lista para acoplarse a la máquina. Se decidió conservar el tubo de PVC por la alta dureza superficial, lo que evita que la resina pierda su consistencia al ser presionada por los tornillos de ajuste y porque se asemeja en su diámetro externo al acople existente en la prensa.

Posteriormente las muestras fueron preservadas a una temperatura de $-5^{\circ}C$. El siguiente día, se descongelaron durante 8 horas antes de ser llevadas al laboratorio para registro de presión intercondílea y ejecución de la lesión.

4.2 ENSAYOS

Se determinó un posicionamiento de la rodilla a extensión total con la finalidad de lograr la mayor semejanza en la carga soportada por una rodilla humana, donde gran parte de la carga es axial como se puede apreciar en la figura 4. La extensión total de la rodilla porcina se logra gracias a la remoción de la rótula y tejido graso, esto no modificará los resultados esperados debido a que estos elementos no se ven involucrados directamente en la distribución de presión intercondílea, ni en el soporte de fuerzas axiales³⁸.

³⁸TRANSTIBIAL, V., et al. Techniques for Medial Meniscus Posterior Root Radial Tears in a Porcine Model. En: Arthroscopy. 2018, vol. 34, no. 4. Pp 1060 – 1068.

Figura 4. Rodilla porcina a extensión total.



El sistema de anclaje de la MTSBionix 515.1 (MTS System Corp., Eden Prairie, MN, USA) consiste en tubos de acero de 1,7 pulgadas de diámetro, por lo que exige que los extremos de las rodillas estén adheridos a resina u otro material que pueda ejercer la función de anclaje y evite la rotación o pandeo de las mismas.

4.2.1 Ensayo a carga axial compresiva. Posteriormente a la disección y el respectivo empotramiento de la rodilla en la resina, se procede a realizar la toma de datos mediante los sensores Tekscan, para esto se seleccionó una carga de 400 N constante, puesto que se tomó la carga que soportaría un humano promedio en condiciones de reposo estando de pie, por lo que se usaron 0,6 *bodyweight* 40 [kg] en cada articulación. Adicionalmente se debe parametrizar la fuerza en un valor constante con el fin de comparar los valores arrojados por el sensor. Para el montaje, se deben introducir los tubos de resina en los tubos de acero de la MTS Bionix 515.1, empezando por la tibia en la parte inferior y ajustando los respectivos tornillos de sujeción. Una vez ajustado, y con la rodilla doblada, se procede a posicionar el sensor (ver Figura 5). Es importante que al ubicarlo entre el menisco y la meseta tibial no queden doblados o con pliegues ya que las líneas de circuitos integrados pueden dañarse y con ello podría haber fallos en la medición. Posterior a ello se debe sujetar el fémur de la misma manera en la parte superior de la máquina para finalmente aplicar la carga. Se debe tener en cuenta que al posicionar la rodilla a extensión total ya se está generando una precarga en las superficies articulares y debe ser sumada a la que aplica la prensa hidráulica.

Figura 5. Montaje de la resina aplicada en la tibia mediante tornillos de sujeción.



Figura 6. Montaje de Rodilla con Sensor Tekscan(Tekscan Inc., Boston, MA).



En la imagen se observa la inserción de los sensores desde la parte frontal ya que el fémur puede doblarse hacia atrás dejando el cartílago al descubierto, además facilita la inserción de la cinta³⁹⁴⁰.

Mediante el uso del ComandStation Manager de la MTS Bionix 515.1, se programó una rampa de fuerza a una velocidad de 0,2 mm/s que se detiene a 400 N de carga, y con esto posteriormente realizar la toma de datos respectivos con el Pressure Mapping Sensor 4000.

4.2.1.1 Medición de las propiedades de contacto. Para la medición de propiedades de contacto intercondíleas, se usaron sensores Tekscan Pressure Mapping Sensor 4000, conectándose a un transductor I-SCAN EH-2, el cual envía los datos en tiempo real al sistema de procesamiento. Éste, muestra la distribución de la presión que está siendo registrada por el sensor, mediante un código de colores; además es posible obtener datos de área de contacto, presión de contacto, fuerza máxima entre otras. Las tomas de datos tienen una duración de 25 segundos cada una, con 100 fotogramas de datos.

4.2.2 Falla mediante carga compresiva. Posteriormente a la última toma de datos de presión, las muestras fueron sometidas a carga compresiva mediante un desplazamiento constante de 0,2 mm/s, se usó esta velocidad para conservar las propiedades visco elásticas del material en la realización de la prueba y evitar movimientos inesperados que puedan influir significativamente en los resultados. Mediante la MTSBionix515.1 se tomaron los registros de los datos de Fuerza, Desplazamiento y Tiempo con una frecuencia de 20 Hz. La carga dejó de aplicarse 8 segundos después de ocurrida la falla, que ocurre en el momento que la fractura se abre nuevamente, dejando la osteosíntesis obsoleta, en el software,

³⁹MILLER, Emily; et al. Experimental validation of a tibiofemoral model for analyzing joint force distribution. En: Journal of biomechanics. 2009 No. 42. pp 1355-1359.

⁴⁰OLLIVIER, Matthieu; et al. Sectioning of the anterior intermeniscal ligament changes knee loading mechanics. En: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery. 2018. Vol 34, No 10. pp 2837-2843.

esto se ve traducido como una disminución drástica de la fuerza mientras el desplazamiento continúa avanzando.

4.3 FRACTURA

Con la finalidad de reducir el daño superficial en el cartílago articular, y lograr una fractura limpia se propuso diseñar un elemento de impacto adecuado. Éste consta de una cuña de acero cuyas dimensiones pueden ser observadas en la figura 7. De esta manera es posible posicionarla adecuadamente en la línea intercondílea del fémur, la cual funciona tanto de guía como de concentrador de esfuerzos para poder realizar la fisura que posteriormente desprenderá el cóndilo en su totalidad.

Figura 7. Dimensiones de la cuña. Sistema Americano, medidas en milímetros.

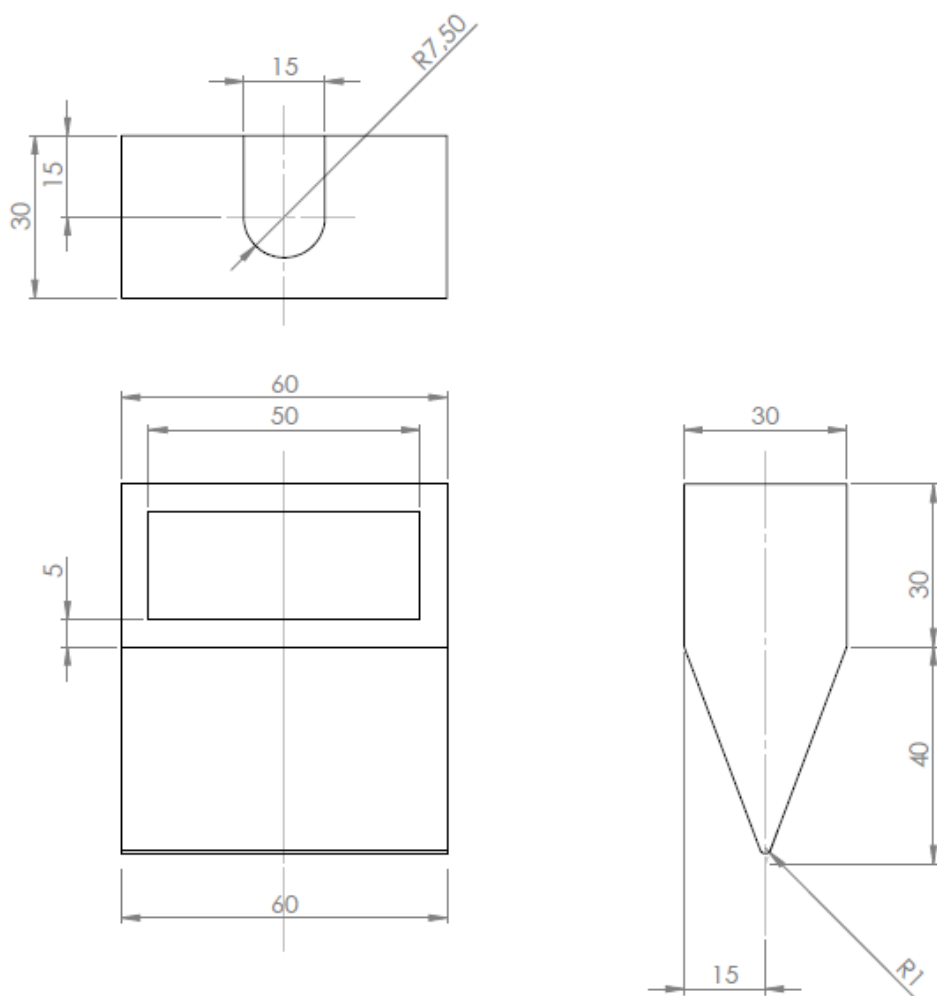


Figura 8. Ensayo de generación de la fractura.



Para la determinación de la velocidad y recorrido del seguidor se realizaron múltiples pruebas y se concluyó junto con un médico especializado que la altura adecuada era de 25 mm, con una profundidad a partir del cartílago articular de 15 mm para asegurar el completo desprendimiento del cóndilo y todo ello a una velocidad constante de 1500 cm/s. Para la ejecución de la lesión el fémur fue sujetado en la parte inferior y se dobló la tibia, dejando a la vista el cartílago articular, donde se posicionó la cuña y se procedió finalmente a ejecutar el movimiento de la prensa.

4.4 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para la ejecución del estudio se planteó el análisis de las propiedades de contacto de la articulación de la rodilla, por lo que fueron obtenidos datos de área, fuerza pico, presión y presión pico, aparte de la prueba a falla compresiva, donde se obtuvieron datos de deformación y fuerza última de cada una de las diez rodillas, todo ello en función de la técnica de reparación utilizada en la fractura.

Con el fin de evaluar las variaciones significativas existentes entre las propiedades mecánicas y de contacto de los 3 modelos de reconstrucción de fracturas planteados, se optó por realizar un análisis de varianza (ANOVA), el cual prueba la hipótesis de que las medias de dos o más poblaciones son iguales. Se evalúa la importancia de uno o más factores al comparar las medias de la variable de respuesta en los diferentes niveles de los factores. Por lo cual, basa su estudio en dos conjeturas, la hipótesis nula establece que todas las medias de la población (medias de los niveles de los factores) son iguales mientras que la hipótesis alternativa establece que al menos una es diferente.

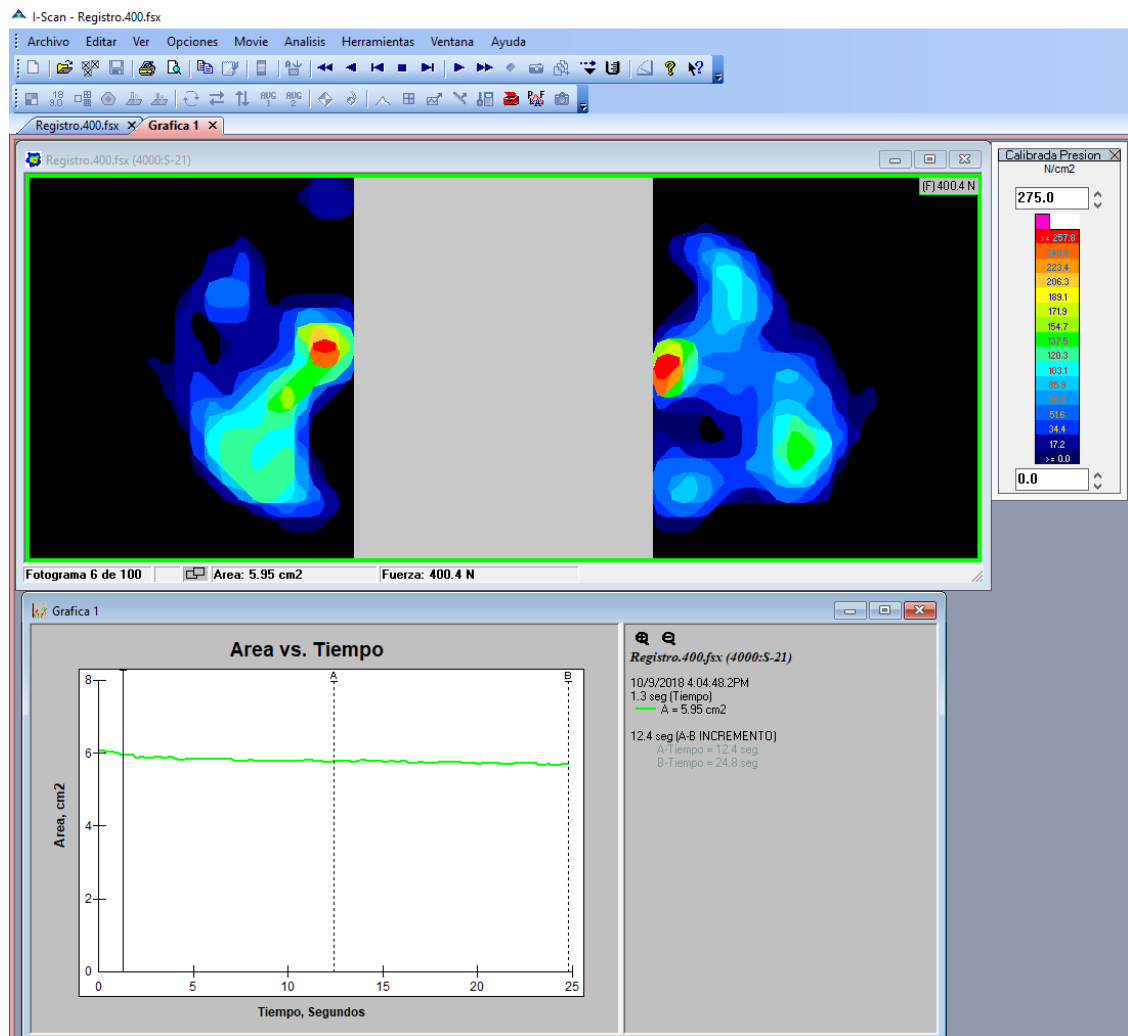
Para el análisis se deben comparar el F calculado a partir de las medias en los grupos de datos con la F_t en la tabla de Fisher, en el caso de que $F < F_t$, el análisis concluye que no hay diferencias significativas entre las medias y por lo tanto se valida la hipótesis de igualdad, en caso contrario se toma la hipótesis alternativa, la cual asegura que al menos una de las medias presenta diferencias significativas respecto a las otras. En el estudio se utilizó una confiabilidad del 95%, $\alpha=0,05$.

5 ANALISIS Y RESULTADOS

Los resultados fueron obtenidos mediante una grabación de 100 fotogramas tomados en un tiempo de 25 segundos. Para esto, cuando la carga se encuentra en el valor deseado, se graba el registro mediante el programa de I-SCAN 7.65. Esto permite abrir el registro de la grabación en un momento posterior simulando el tiempo real, y con esto evitar la pérdida de datos o propiedades.

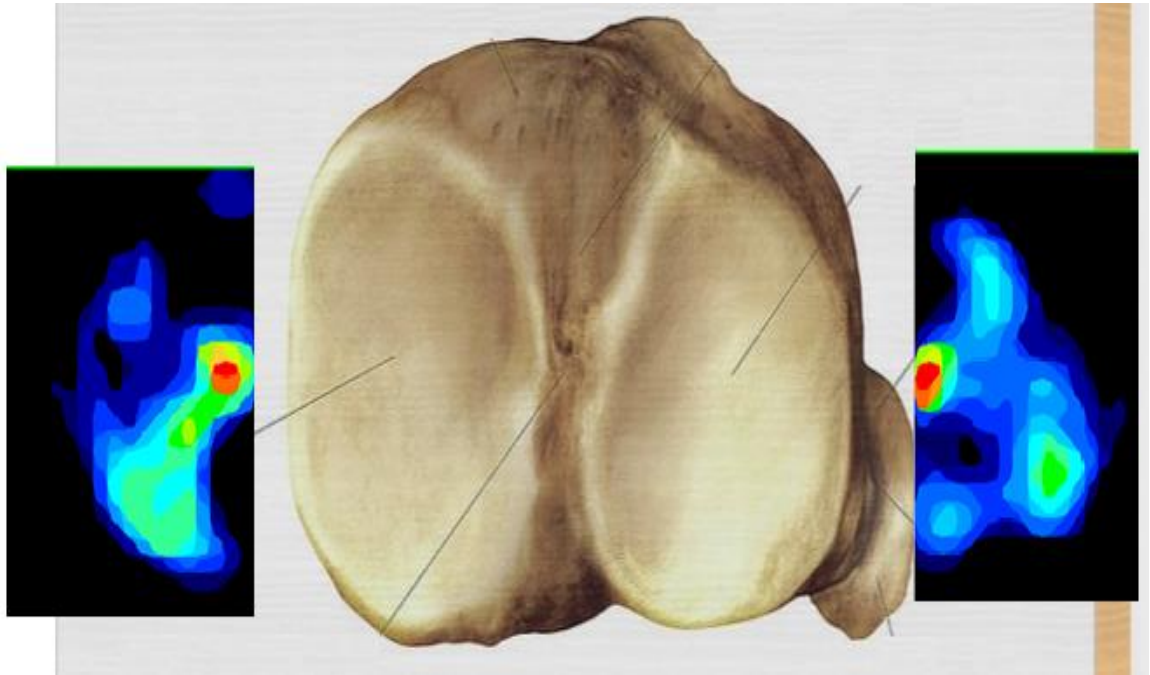
Adicionalmente, permite analizar cada fotograma individualmente, lo que permite obtener diferentes propiedades para un instante dado. Además de la distribución de presión mediante un mapa de color, el software permite graficar los diferentes valores de presión, fuerza y área de contacto, tomados en la grabación del registro.

Figura 9. Interfaz del software I-Scan.



La figura 9 es una imagen representativa de la interfaz del software I-scan de una de las pruebas realizadas, en donde en la parte superior se observados mapas de colores que muestran la distribución de presión registrada entre los dos cóndilos del fémur y los meniscos. En el lado derecho del mapa se observa una tabla con la respectiva asignación de las presiones a cada uno de los colores, siendo el rojo 275 [N/cm²] y el negro 0 [N/cm²]. En la parte inferior se observa una gráfica del área total de contacto que el sensor registro respecto a los 25 segundos que duro la prueba.

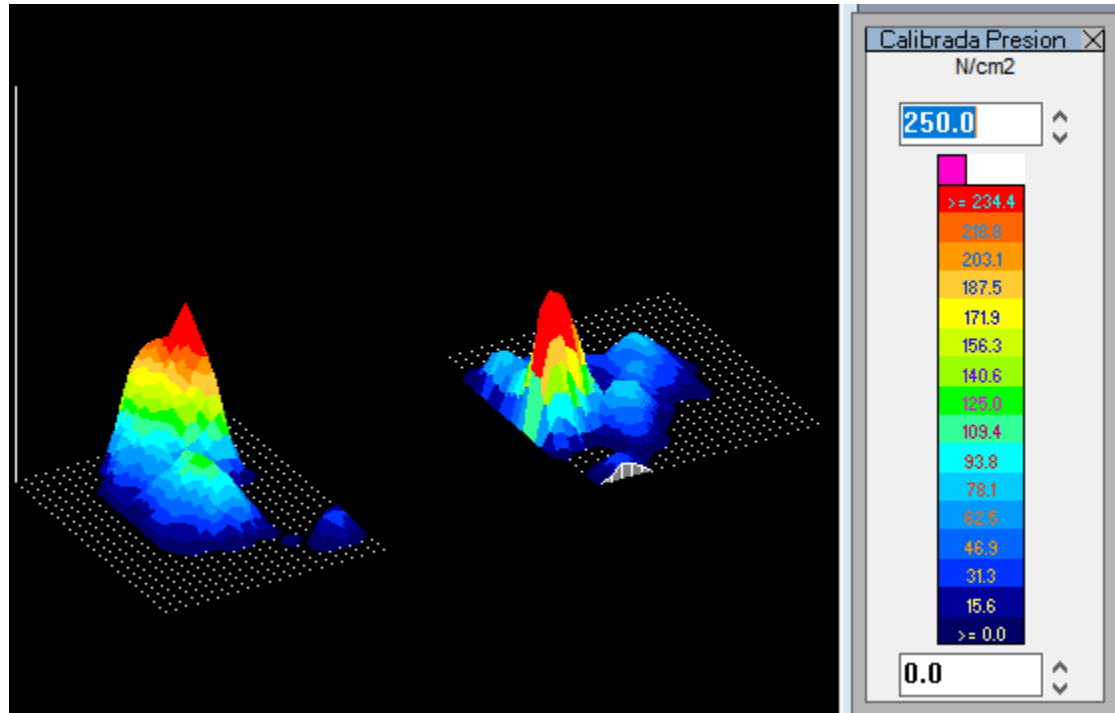
Figura 10. Distribución en la rodilla de cerdo.



Fuente: www.fineartamerica.com

En la figura 10 se observa el respectivo perfil de distribución de presión para cada uno de los cóndilos, cóndilo medial (izquierda), cóndilo lateral (derecha). El lado donde se encuentra el peroné es donde se encuentra el cóndilo lateral.

Figura 11. Distribución de presión 3D en rodilla derecha (Imagen Representativa)



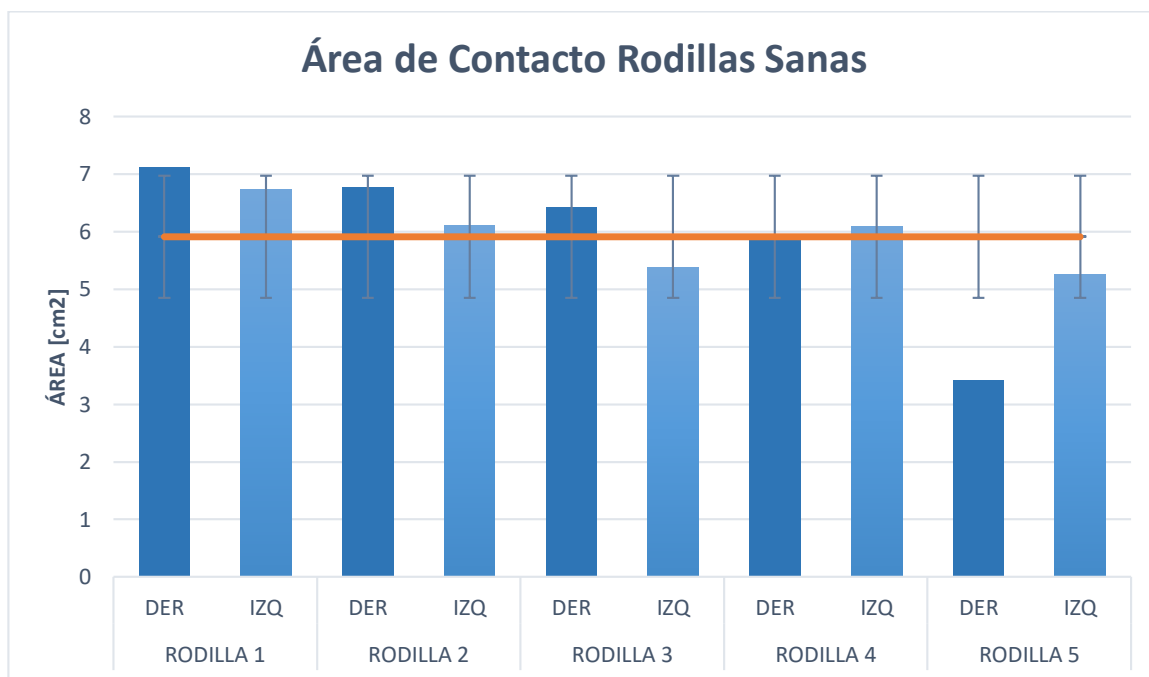
En la figura 11 se aprecia el mapa de distribución de presión, pero en tres dimensiones, con la magnitud de la presión representada como la altura del gráfico.

5.1 DISTRIBUCIÓN DE PRESIÓN ANTERIOR A LA FRACTURA

Posterior a la disección de las muestras se procedió a realizar la toma de datos mediante el uso de los sensores, del software y de la MTS, de las diferentes variables intercondíleas para las diferentes muestras.

5.1.1 Área de Contacto. Mediante el uso de los sensores Tekscan, es posible conocer el área total que se encuentra en contacto en la meseta tibial, en el momento en que se aplica la carga de 400 N sobre la rodilla.

Figura 12. Área de Contacto en Rodillas Sanas

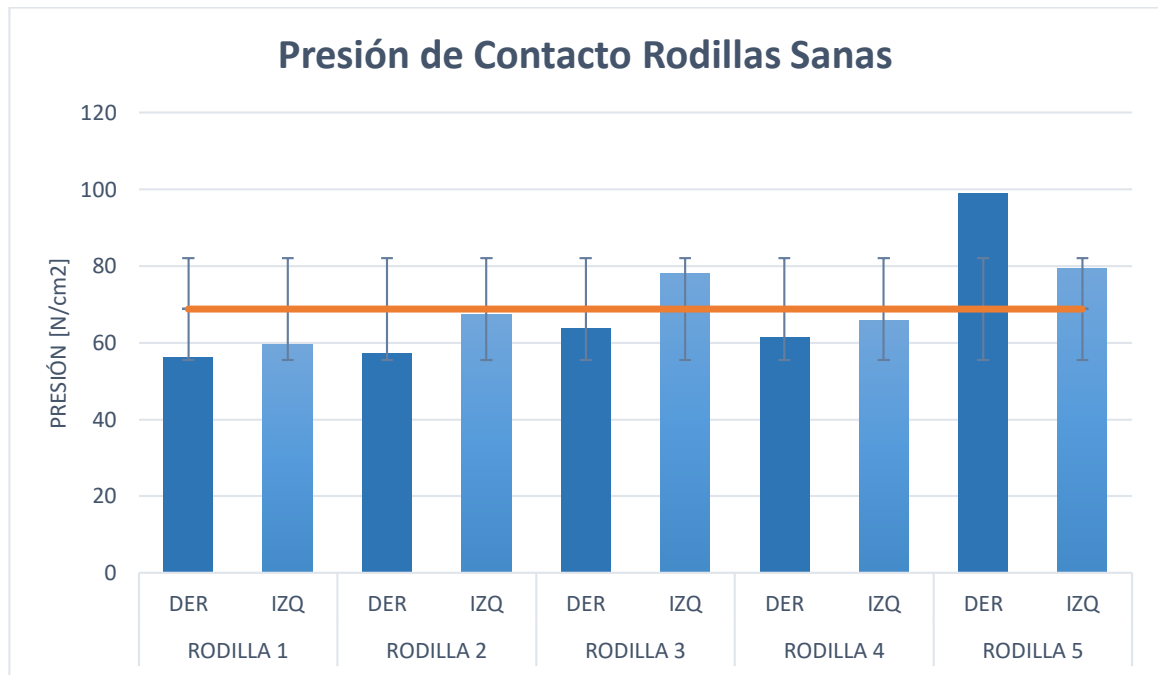


En la figura 12 se puede apreciar el área de contacto de 10 rodillas porcinas antes de la fractura, separadas por pares de rodilla izquierda y derecha del mismo ejemplar. Se observa un promedio del área de contacto de $5,91 \text{ cm}^2$, con una desviación estándar de $1,06 \text{ cm}^2$. Se observa que la rodilla derecha del par número 5 se encuentra muy por debajo, a 2,35 desviaciones estándar, por lo que es muy probable que se hayan presentado errores en la toma de datos en este espécimen o que su morfología no es similar a las otras muestras.

5.1.2 Presión de Contacto

Ésta corresponde a la presión distribuida en toda la superficie de contacto, por lo que está directamente relacionada con el área de contacto.

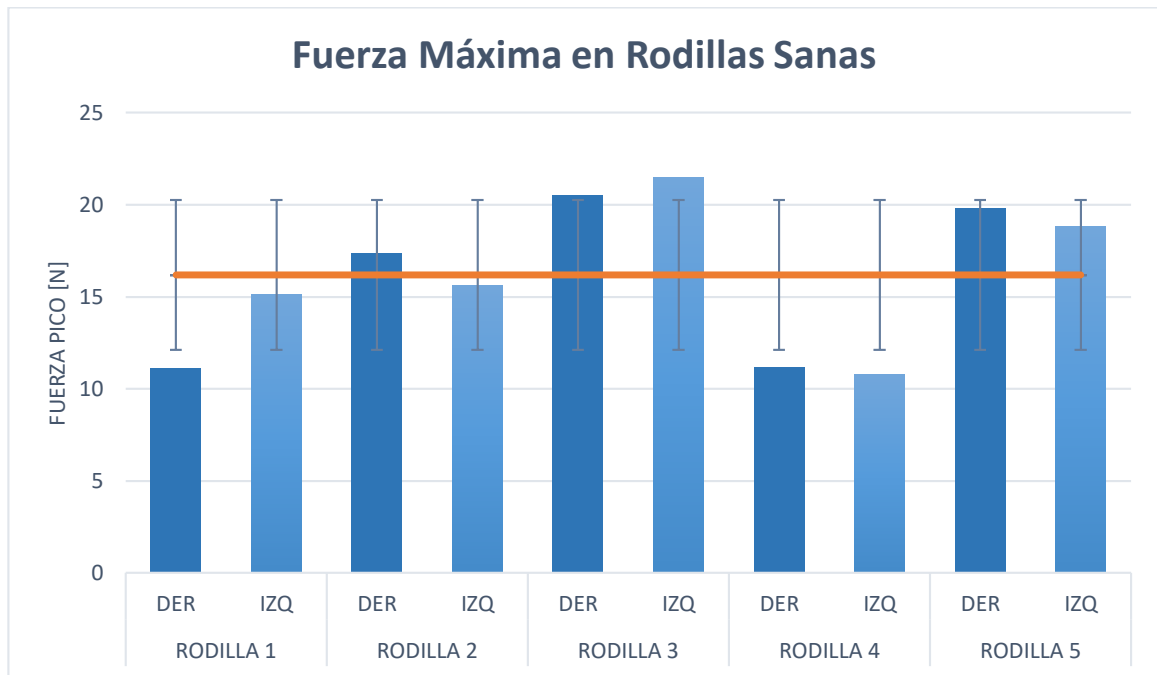
Figura 13. Presión de Contacto en Rodillas Sanas.



En la figura 13 se observa la presión de contacto de 10 rodillas porcinas antes de la fractura, separadas por pares de rodilla izquierda y derecha del mismo ejemplar. Se evidencia un rango de presión: (56,3 – 99,05) [N/cm²]. El promedio de la presión de contacto obtenido fue de 68,82 [N/cm²]. La desviación estándar es de 13,2 [N/cm²]. Se observa nuevamente a la rodilla derecha del par número 5 fuera del rango de la desviación estándar, esto corrobora que exista una baja área de contacto como se observó en la figura 12, ya que la presión es inversamente proporcional al área.

5.1.3 Fuerza máxima. El valor corresponde a la fuerza máxima de contacto registrada entre los sensores que componen la cinta del Tekscan.

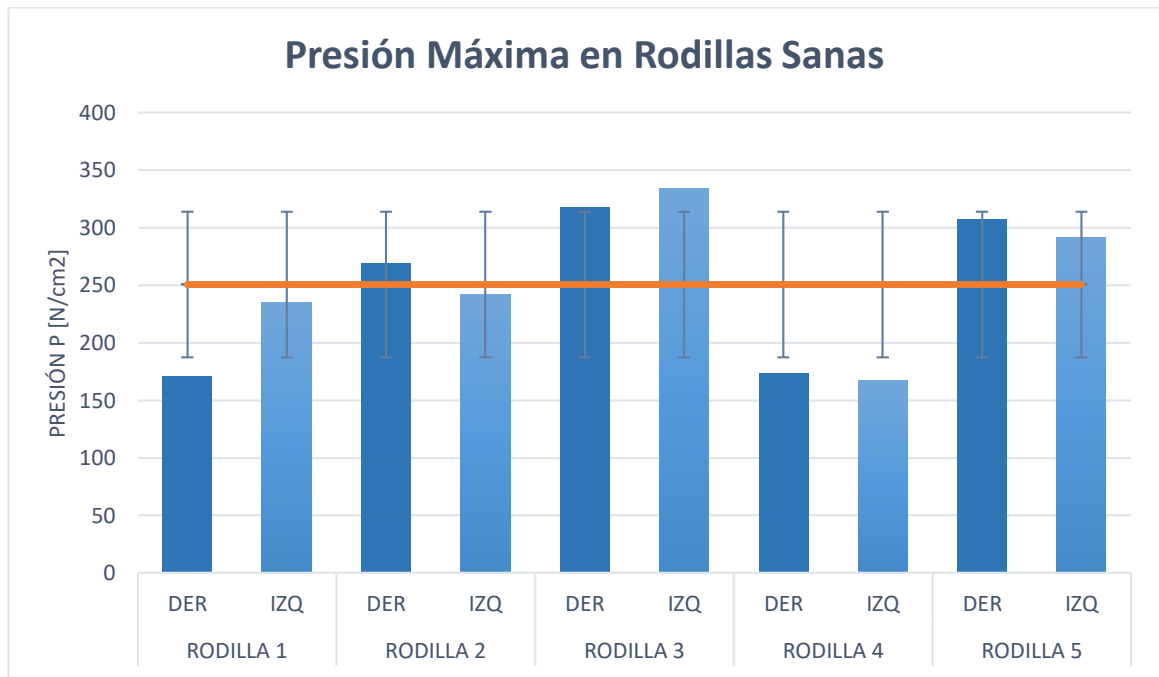
Figura 14. Fuerza Máxima en Rodillas Sanas.



En la figura 14 se observa la fuerza máxima de contacto de 10 rodillas porcinas antes de la fractura, separadas por pares de rodilla izquierda y derecha del mismo ejemplar. Se aprecia un promedio de 16,18 [N] de fuerza máxima, con una desviación estándar bastante alta, de 4,08 [N]. Por lo que los datos de fuerza pico se encuentran dispersos en gran medida y esto gracias a que la morfología de las rodillas varía dependiendo de la edad o sexo del animal, y por lo tanto la protuberancia en donde se carga gran parte la rodilla cambia de forma y tamaño.

5.1.4 Presión máxima. Corresponde a la presión máxima de contacto determinada por la fuerza máxima en la menor área capaz de registrar el sensor.

Figura 15. Presión Máxima en Rodillas Sanas.



En la figura 15 se observa la presión máxima de contacto de 10 rodillas porcinas antes de la fractura, separadas por pares de rodilla izquierda y derecha del mismo ejemplar. Se aprecia un promedio de 250,78 [N/cm²], con una desviación estándar de 63,5 [N/cm²]. Se observa que un 50% de las muestras se encuentran fuera de la desviación estándar al igual que la figura 14 ya que fuerza máxima y presión máxima son directamente proporcionales, gracias a que esta última es la fuerza máxima registrada por un sensor dividida en su área (los sensores poseen la misma área).

5.2 FRACTURA

Con los parámetros establecidos en la metodología, se obtuvieron fracturas de tipo B1 y B2 según la clasificación de Müller de la AO⁴¹. En un 60% de las pruebas la

⁴¹MÜLLER, M. Klassifikation und internationale AO-Dokumentation der Femurfrakturen. En: Unfallheilkunde. 1980.

fractura se distribuyó hacia el cóndilo medial, mientras que un 40% se distribuyeron hacia el cóndilo lateral.

Figura 16. Generación de la fractura.

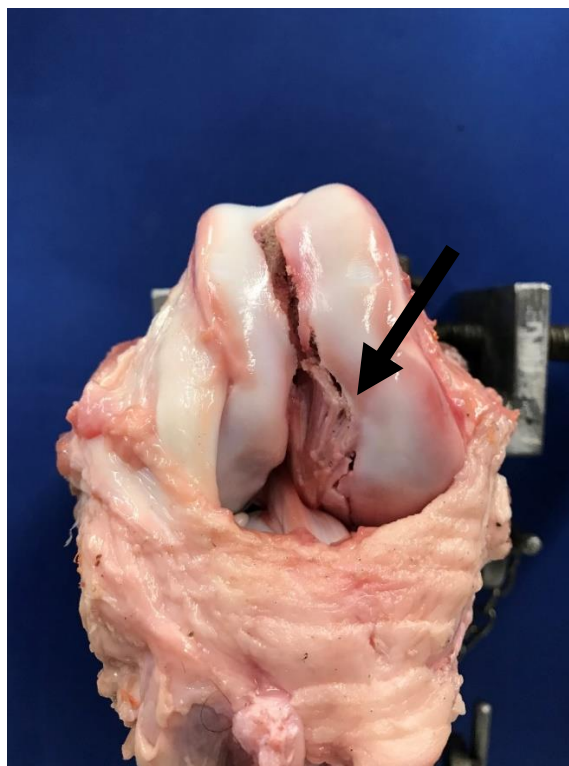


En la figura 16 se aprecia la rodilla posicionada para la fractura, donde el fémur se sujeta en el soporte inferior y la tibia se dobla hacia atrás para dejar al descubierto el cartílago articular. En la figura 16 se observa el instante en el cual recién hace contacto el cartílago articular con la cuña. Se aprecia que ya está definido el camino por el cual se extendió la fractura y por el cual posteriormente se abrirá.

No se produjeron daños en los ligamentos laterales. Por el contrario, en un 30% de las muestras, el ligamento cruzado posterior fue afectado sin lograr el desprendimiento total del mismo. Lo anterior debido al desprendimiento del

cóndilo, puesto que la fractura pasó demasiado cerca de la periferia del ligamento, en algunos casos desprendiendo un porcentaje del mismo.

Figura 17. Implicaciones de la fractura a nivel de ligamento cruzado posterior.



En la figura 17 se observa desprendimiento parcial del ligamento cruzado posterior.

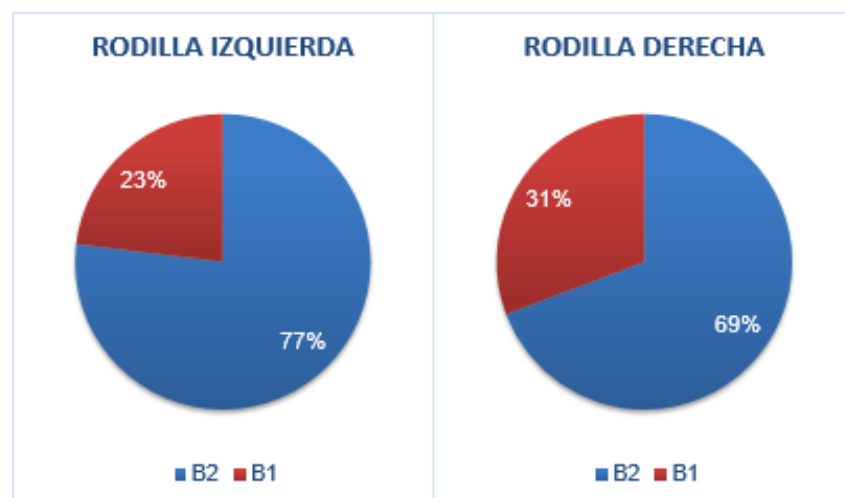
5.2.1 Caracterización del tipo de fractura en femur. Las fracturas obtenidas mediante el ensayo de impacto encajan en la caracterización de Müller AO, siendo de tipo B, como se muestra a continuación.

Figura 18. Tipo de fractura obtenida.



Las fracturas obtenidas fueron de tipo B1 y B2 según AO⁴².

Figura 19. Distribución de las fracturas realizadas.



⁴²MÜLLER, M. Klassifikation und internationale AO-Dokumentation der Femurfrakturen. En: Unfallheilkunde. 1980.

Aparte de las 10 muestras mostradas en el estudio, 16 articulaciones más fueron fracturadas previamente a las 10, como método de perfeccionamiento de la lesión en fémur distal. En la figura 19 se observa la distribución de la dirección que tuvo la fractura para las rodillas izquierdas y derechas. El diagrama muestra que, de las 26 muestras, un 27% presentó fractura de cóndilo lateral, mientras que el otro 73% presentó lesión de cóndilo medial, siendo ésta última la más común en el estudio.

En un estudio clínico de casos⁴³, se encontró que entre los 23 pacientes con fracturas unicondilares de fémur distal tratados, la fractura en el cóndilo lateral se dio en un 68,4% de los casos, mientras que las restantes fueron de cóndilo medial, comportamiento que no pudo ser observado en los 26 especímenes que fueron fracturados en este estudio, donde la fractura más común fue por el contrario la de cóndilo medial con un 73%, por lo que el modelo de fractura desarrollado dista del comportamiento normal de la lesión en humanos, la razón puede estar en que este último se da gracias a golpes de alta o baja energía, dependiendo de la edad y en el modelo actual se hace uso de una cuña, además de las pequeñas pero no inexistentes diferencias morfológicas entre el fémur humano con el del porcino. Por lo tanto, este modelo puede ser replicado en estudios futuros que busquen determinar las implicaciones de la lesión de cóndilos femorales y las formas más eficientes de tratarla, incluyendo las placas de fijación como variable.

5.3 DISTRIBUCIÓN DE PRESIÓN POST OSTEOSÍNTESIS

La reparación de la fractura en las diferentes muestras se realizó utilizando dos configuraciones de tornillos de esponjosa y una configuración de pines cruzados. En la primera se insertó el tornillo de esponjosa desde el lateral, realizando la compresión hacia medial. En la segunda configuración se insertó el tornillo desde medial, realizando así la compresión hacia el lateral. Finalmente, la tercera configuración constó de dos pines Kirshner cruzados, logrando así la compresión y

⁴³MANFREDINI, M., et al. Unicondylar femoral fractures: therapeutic strategy and long-term results. A review of 23 patients. En: ActaOrthop. Belg. 2001, vol. 67, no.2. pp. 132-138.

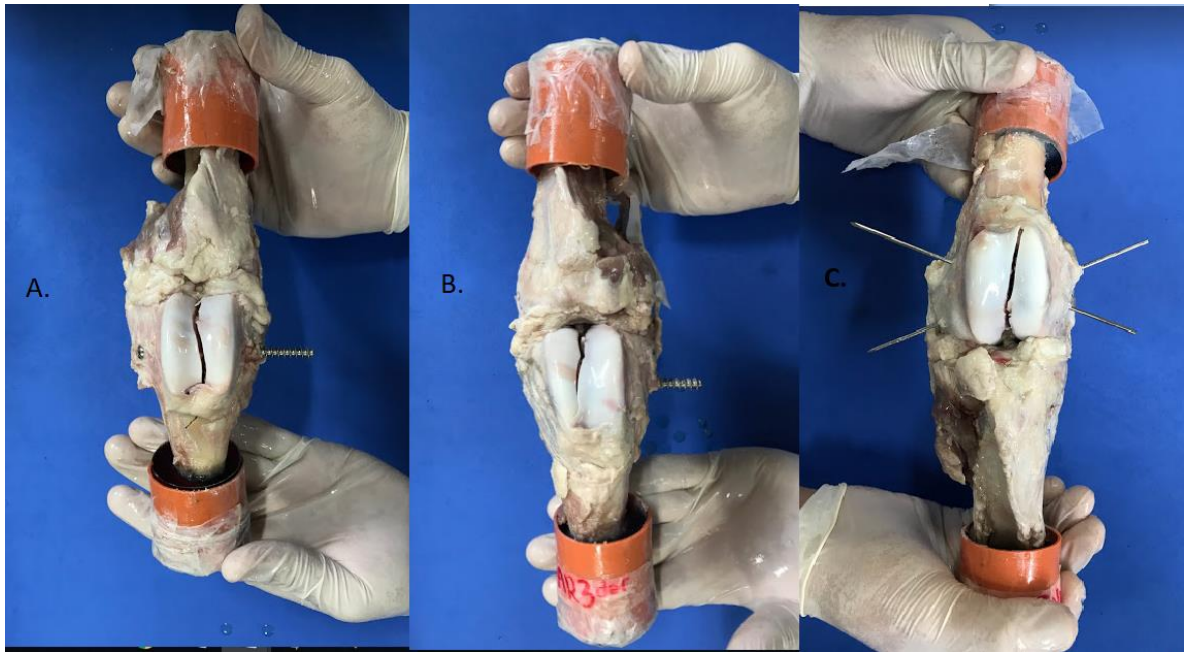
el cierre de la fractura. Posteriormente, se utilizó la abreviatura R#D y R#I, donde el # indica el grupo al que pertenece y si es Derecha o Izquierda, respectivamente; esto se hizo puesto que se realizó la osteosíntesis bajo un patrón completamente al azar.

Tabla 1. Descripción de las configuraciones de osteosíntesis aplicadas.

MUESTRA		Osteosíntesis	Descripción
RODILLA 1	Derecha	Esponjosa Lateral	Tornillo de Esponjosa fue insertado desde el cóndilo Lateral.
	Izquierda	Esponjosa Medial	Tornillo de Esponjosa fue insertado desde el cóndilo Medial.
RODILLA 2	Derecha	Esponjosa Medial	Tornillo de Esponjosa fue insertado desde el cóndilo Medial.
	Izquierda	Esponjosa Medial	Tornillo de Esponjosa fue insertado desde el cóndilo Medial.
RODILLA 3	Derecha	Esponjosa Lateral	Tornillo de Esponjosa fue insertado desde el cóndilo Lateral.
	Izquierda	Esponjosa Medial	Tornillo de Esponjosa fue insertado desde el cóndilo Medial.
RODILLA 4	Derecha	Pines Cruzados	Reparación mediante Pines Cruzados.
	Izquierda	Pines Cruzados	Reparación mediante Pines Cruzados.
RODILLA 5	Derecha	Esponjosa Lateral	Tornillo de Esponjosa fue insertado desde el cóndilo Lateral.
	Izquierda	Esponjosa Lateral	Tornillo de Esponjosa fue insertado desde el cóndilo Lateral.

En la tabla 1 se observan los métodos de fijación usados en cada espécimen, separados por pares de rodilla izquierda y derecha del mismo ejemplar.

Figura 20. Configuraciones de Osteosíntesis utilizadas. (A). Tornillo de Esponjosa Lateral. (B). Tornillo de Esponjosa desde Medial. (C). Pines Cruzados.



Una vez realizada la reparación mediante osteosíntesis, nuevamente se volvió a tomar el registro de las diferentes propiedades intra-articulares, sometiendo la rodilla a una carga constante de 400 Newton.

Los resultados de las propiedades obtenidas para cada tipo de osteosíntesis se muestran en la tabla 2.

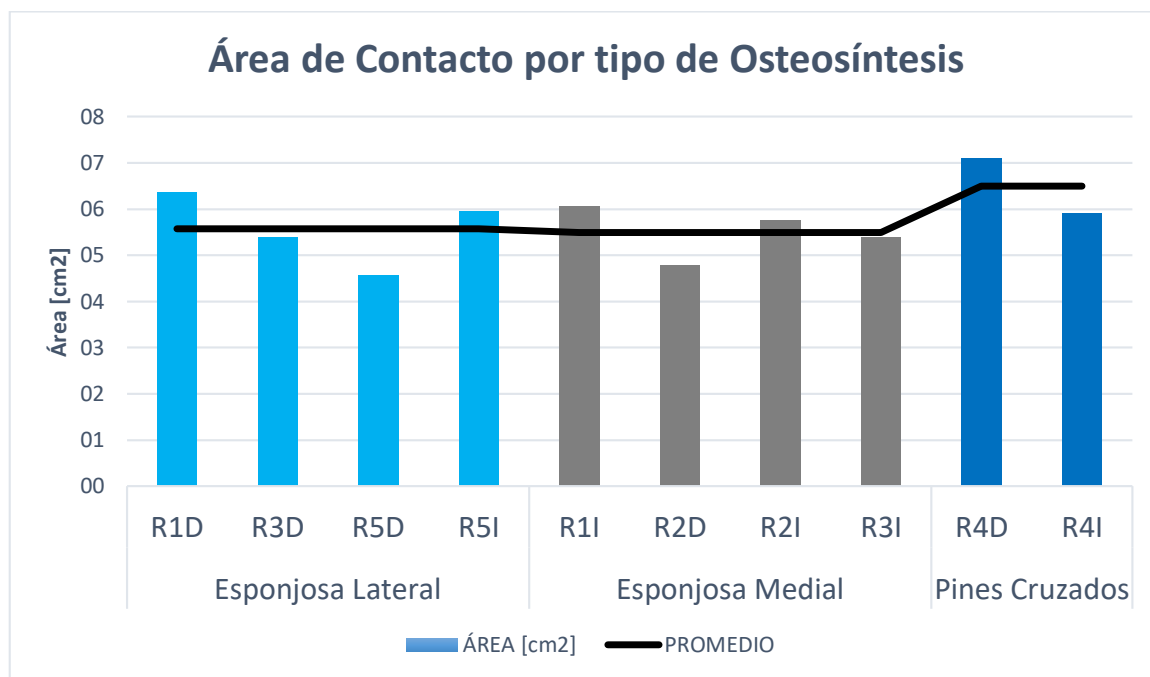
Tabla 2. Propiedades intercondíleas registradas para cada tipo de osteosíntesis.

TIPO	RODILLA	ÁREA [cm ²]	FUERZA P [N]	PRESIÓN [N/cm ²]	PRESIÓN P [N/cm ²]
EsponjosaLateral	R1D	6,4	16,7	63,4	6,4
	R3D	5,4	17,0	74,0	5,4
	R5D	4,6	24,9	87,4	4,6
	R5I	6,0	19,7	67,3	6,0
EsponjosaMedial	R1I	6,1	20,4	66,3	316,2
	R2D	4,8	27,7	83,8	429,8
	R2I	5,8	16,8	69,5	259,8
	R3I	5,4	18,7	47,1	289,6
Pines Cruzados	R4D	7,1	17,0	56,6	263,6
	R4I	5,9	18,6	68,3	305,4

En la tabla 2 se observan las propiedades de contacto de cada rodilla nombrada. R#(I,D), donde # se refiere al mismo porcino y la letra final a si es derecha (D) o izquierda (I), agrupadas por los métodos de fijación utilizados.

5.3.1 Área de Contacto.

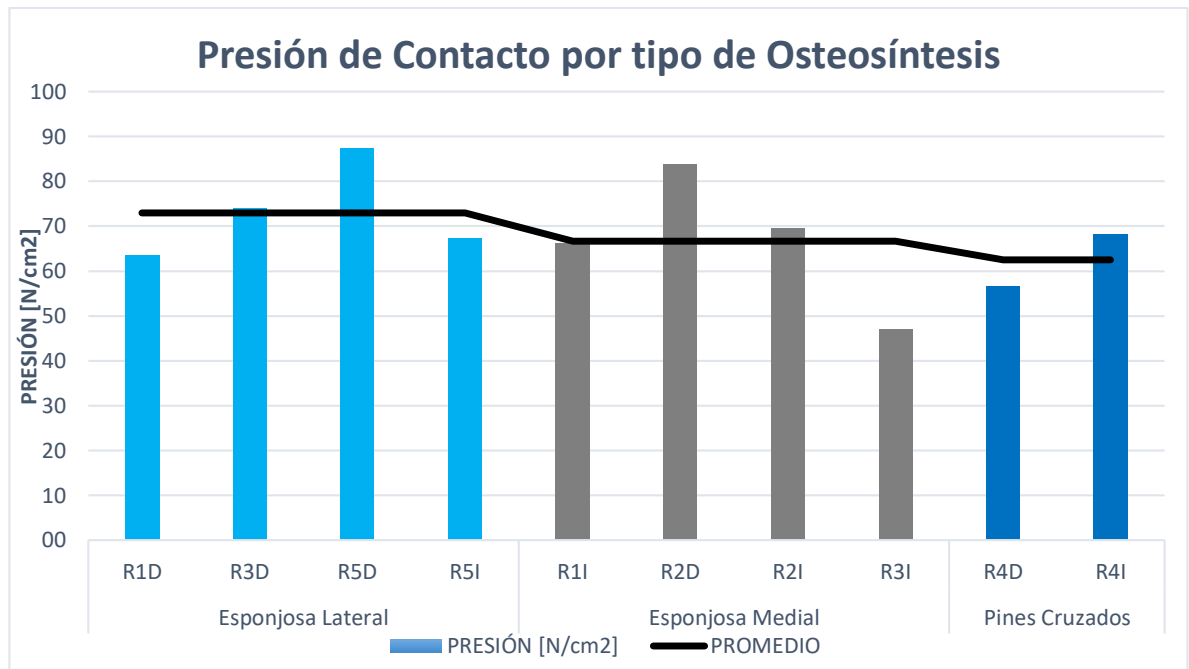
Figura 21. Área de Contacto por tipo de Osteosíntesis.



En la figura 21 se observa el área de contacto para cada rodilla, referenciada como R#I, donde el # es el grupo del par perteneciente al mismo porcino y la letra final si es izquierda (I) o derecha (D). Agrupadas por el método de fijación utilizado y el promedio de cada método se representó con una línea negra. Se puede apreciar que el mayor promedio de área de contacto se dio para la configuración de pines cruzados, seguido de tornillos de esponjosa lateral y de esponjosa medial. El área de contacto juega un papel fundamental en la medición de las demás propiedades. Se observa en la figura 21 que la configuración de Pines Cruzados, tiene un 18,2% y 16,7% más área de contacto con respecto al Tornillo de Esponjosa desde Medial y Tornillo de Esponjosa desde Lateral respectivamente, por lo que este implante mejora la distribución de cargas en toda la superficie.

5.3.2 Presión de Contacto

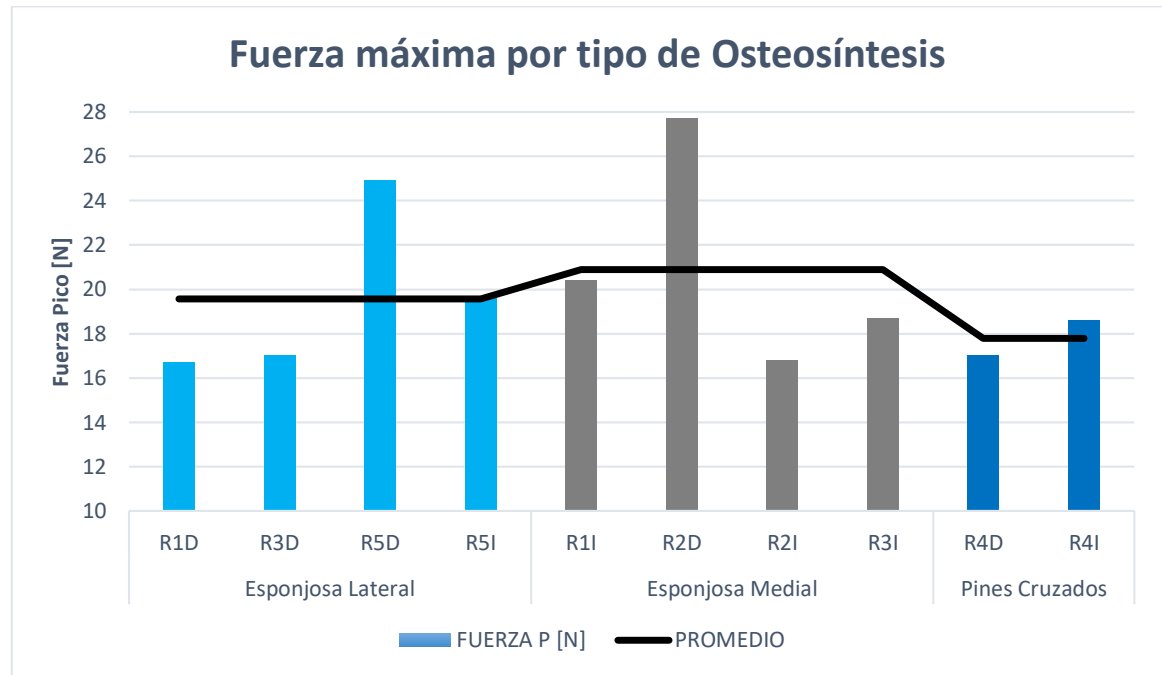
Figura 22. Presión de Contacto por tipo de Osteosíntesis.



En la figura 22 se observa la presión de contacto para cada rodilla, referenciada como R#I, donde el # es el grupo del par perteneciente al mismo porcino y la letra final si es izquierda (I) o derecha (D). Agrupadas por el método de fijación utilizado y el promedio de cada método se representó con una línea negra. Se concluye que la menor presión de contacto promedio se dio para pines cruzados; la mayor presión promedio se dio para tornillos de esponjosa lateral. Con 62,45 [N/cm²], la presión de contacto promedio para pines cruzados fue la más baja. Siendo un 14,5% y 6,3% más baja con respecto a tornillos de esponjosa desde lateral y tornillos de esponjosa desde medial respectivamente.

5.3.3 Fuerza Máxima

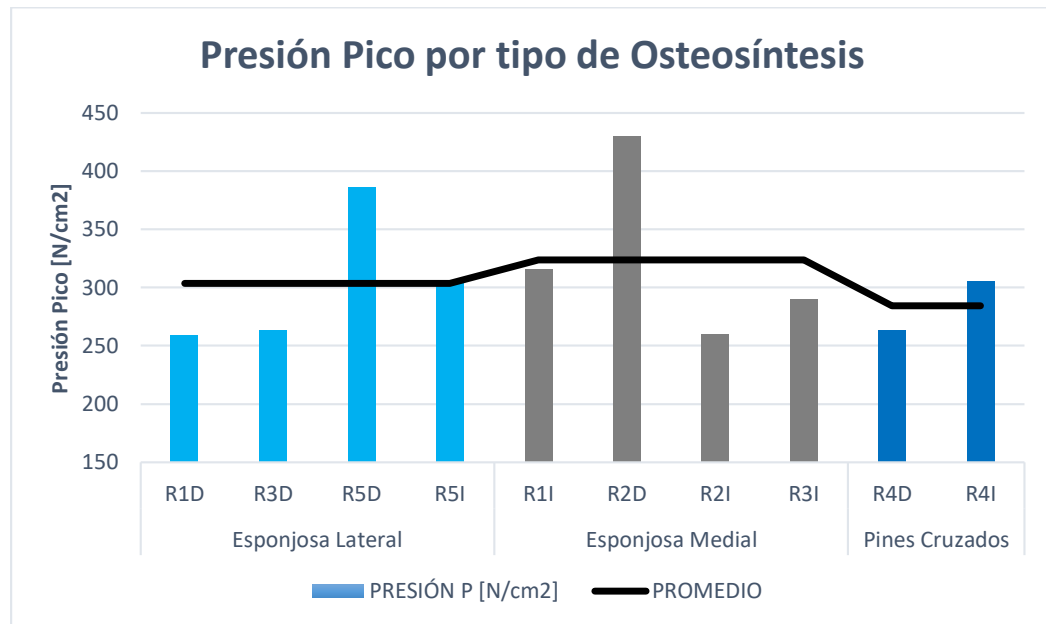
Figura 23. Fuerza máxima por tipo de Osteosíntesis.



En la figura 23 se observa la fuerza máxima para cada rodilla, referenciada como R#, donde el # es el grupo del par perteneciente al mismo porcino y la letra final si es izquierda (I) o derecha (D). Agrupadas por el método de fijación utilizado y el promedio de cada método se representó con una línea negra. La figura 23 muestra los valores de fuerza pico de cada una de las 10 muestras agrupadas según el tipo de osteosíntesis realizada y el promedio de cada uno de los grupos. La menor fuerza máxima promedio se dio para la configuración de Pines Cruzados. La menor fuerza máxima promedio se registró para la configuración de Pines Cruzados, siendo un 14,8% y un 9% más baja en comparación con tornillo de esponjosa medial y tornillo de esponjosa lateral, respectivamente.

5.3.4 Presión Máxima

Figura 24. Presión máxima por tipo de Osteosíntesis.

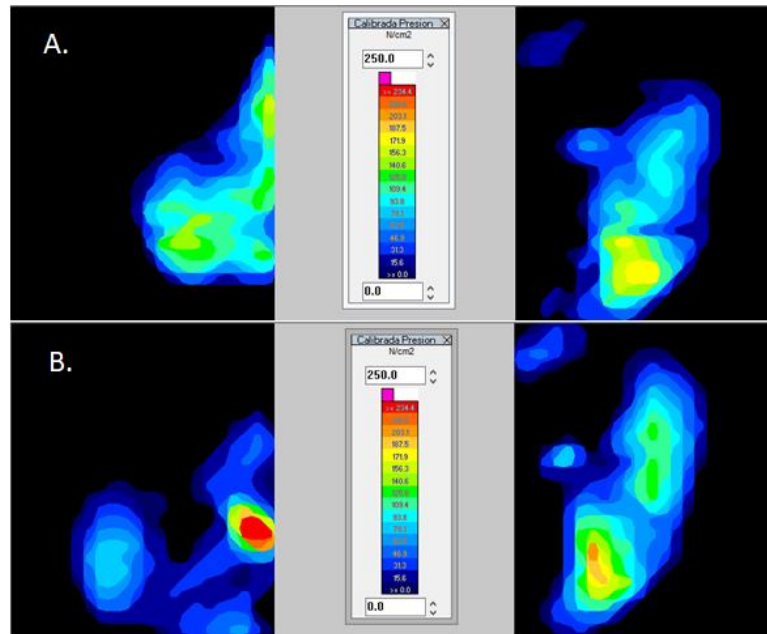


En la figura 24 se observa la presión pico para cada rodilla, referenciada como R#I, donde el # es el grupo del par perteneciente al mismo porcino y la letra final si es izquierda (I) o derecha (D). Agrupadas por el método de fijación utilizado y el promedio de cada método se representó con una línea negra. La menor presión máxima promedio fue de 284,5 [N/cm²], que se dio para la configuración de Pines Cruzados, siendo un 12,1% y 6,3% menor que para la dada en Tornillos de Esponjosa Medial y Tornillos de Esponjosa Lateral, respectivamente.

5.3.5 Mapas de distribución de presión. Los mapas de distribución de presión brindan una perspectiva cualitativa de la distribución de la carga de la rodilla, ya que se muestran una representación visual de la diferencia de presiones en las zonas de contacto de la rodilla. Además, mediante la calibración de la sensibilidad

es posible configurar la saturación, poniendo un límite superior e inferior, con el fin de un correcto mapeo por colores.

Figura 25. Rodilla Derecha (A). Sana. (B) Osteosíntesis con Pines Cruzados.
Muestra Representativa.



En la figura 25 se puede observar una muestra representativa de la distribución de presión en una rodilla antes y después de ser tratada mediante osteosíntesis al ser cargada a 400 [N]. Los dos mapas superiores corresponden a los dos cóndilos antes de ser fracturados y los dos inferiores a la rodilla fracturada y tratada mediante pines cruzados. Cualitativamente se puede observar como después de la fractura se crea una zona roja, es decir que la fuerza y presión máxima tienen un aumento significativo, también se observa una disminución de área en el cóndilo lateral (parte izquierda), todo ello producto de la modificación de la morfología y posición del cóndilo con la fractura.

5.4 ENSAYO A FALLA EN CARGA COMPRESIVA

Una vez tomados los registros de las propiedades interarticulares, se procedió a extraer el sensor y posteriormente someter la rodilla a compresión a desplazamiento constante de 0,2 mm/s, hasta lograr su falla, siendo esta el momento en el cual la fractura se vuelve a abrir volviendo obsoleta la osteosíntesis. Se registraron los valores de fuerza, desplazamiento y tiempo con una frecuencia de 20 Hz.

Figura 26. Rodilla con pines cruzados (A). Anterior al Ensayo. (B). En falla durante el Ensayo.

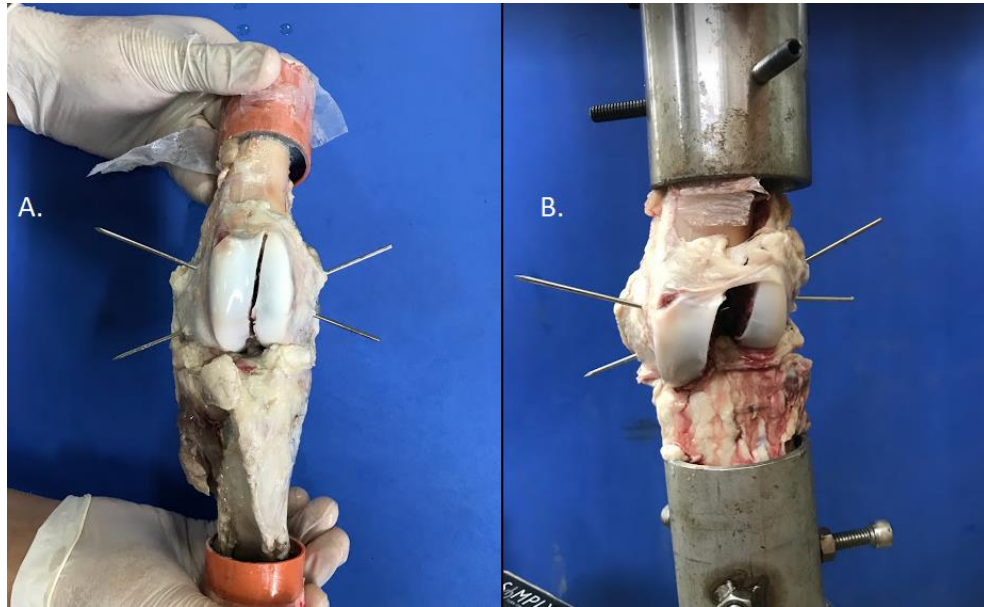
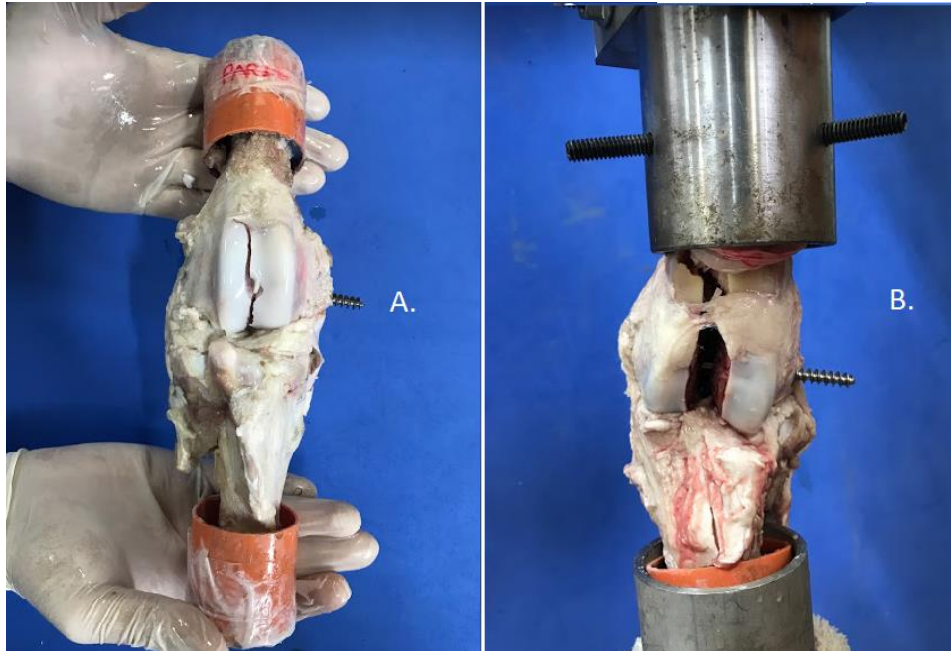
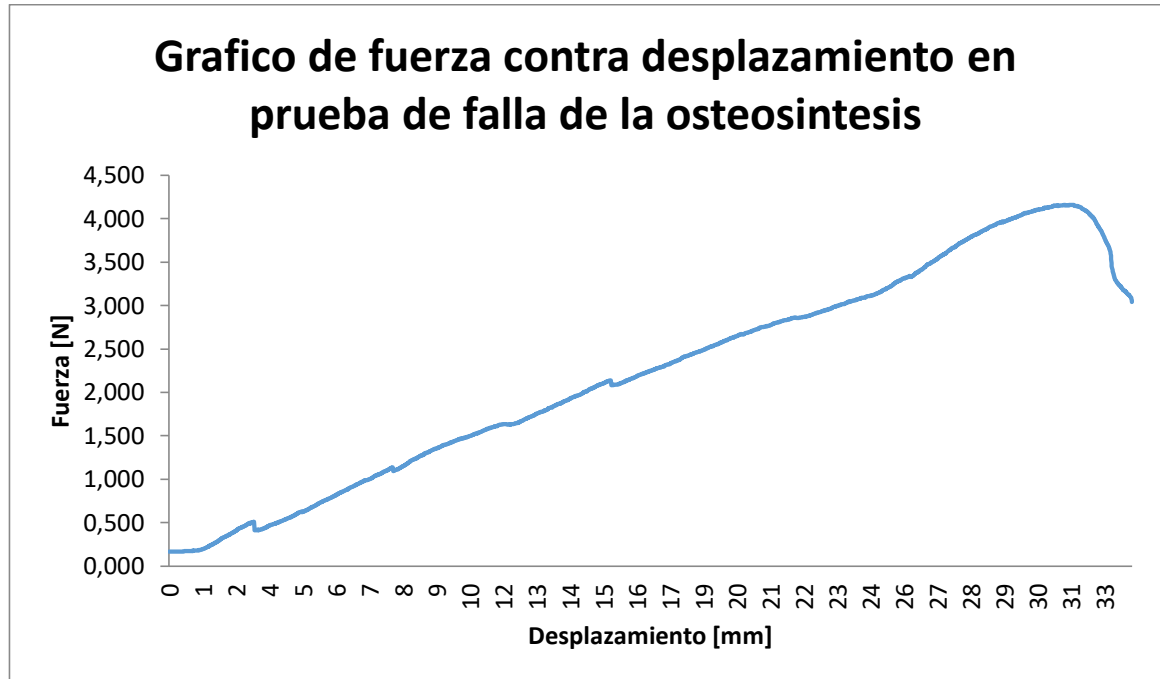


Figura 27. Rodilla con tornillos de esponjosa. (A). Anterior al Ensayo. (B). En falla durante el Ensayo.



Con los datos obtenidos es posible realizar la gráfica de Fuerza-Desplazamiento, donde es posible identificar el punto de falla para las muestras.

Figura 28. Fuerza vs Desplazamiento para Rodilla Izquierda tratada con tornillos de Esponjosa desde Medial. (Imagen representativa)



La figura 28 muestra la fuerza ejercida sobre la rodilla a medida que aumenta el valor del desplazamiento. Se aprecia la falla en el punto en el cual el desplazamiento continúa aumentando, pero la fuerza cae. “*Bonestiffness*”, es la pendiente de la recta y se refiere a la rigidez del elemento, es decir, la medida en que el elemento es capaz de resistir deformación mientras se le aplica una fuerza.

Adicionalmente, los resultados obtenidos de las gráficas de fuerza contra deformación en general presentaron un comportamiento similar al obtenido en los materiales visco elásticos. Existen momentos en que la gráfica muestra pequeños picos en los cuales disminuyó por momentos la fuerza aplicada por la prensa, comportamiento que se cree fue debido a la falla de algunos componentes influyentes en las pruebas como lo son la resina, la cual en el momento de su preparación pudo guardar burbujas de aire, lo que le pudo dar un grado de

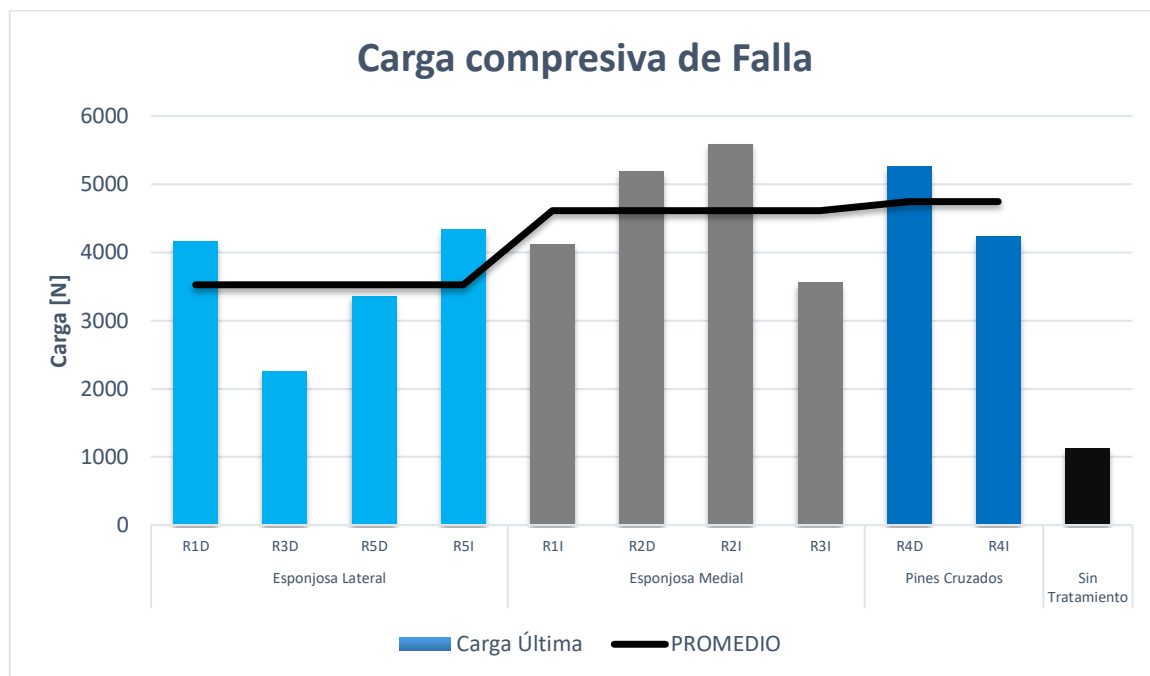
fragilidad a la probeta. Además, se pudo presentar deslizamiento de la resina con el soporte de la prensa, sumando a ello imprecisiones en el posicionamiento de la misma. Sin embargo, el punto de falla en el cual se abre nuevamente la fractura dejando inservible la osteosíntesis es claro, pues en éste ocurre la disminución más considerable de la fuerza, mientras continúa la deformación

Tabla 3. Valores de Carga y Desplazamiento de Falla para cada muestra.

TIPO	RODILLA	CARGAÚLTIMA [N]	DESPLAZAMIENTO [mm]
Esponjosa Lateral	R1D	4158,29	31,22
	R3D	2253,43	18,82
	R5D	3356,84	35,35
	R5I	4332,76	32,10
Esponjosa Medial	R1I	4120,24	30,05
	R2D	5188,25	34,63
	R2I	5583,71	34,33
	R3I	3562,81	31,09
Pines Cruzados	R4D	5258,63	9,68
	R4I	4235,60	19,21
SIN TRATAMIENTO		1125,41	8,72

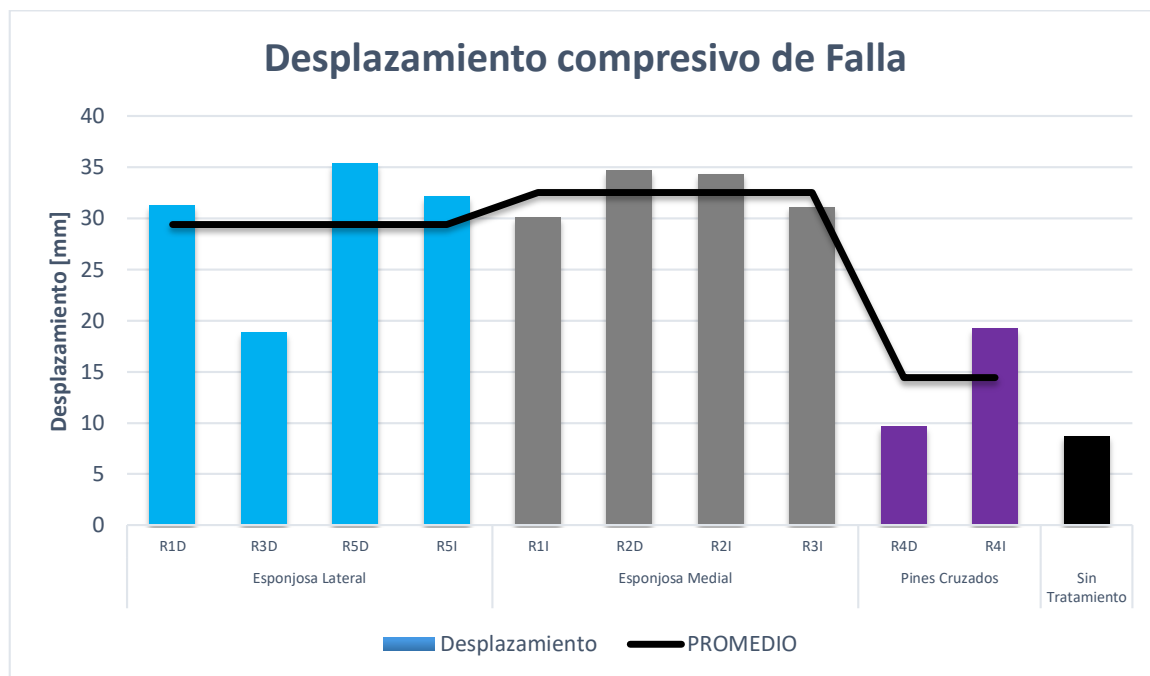
En la tabla 3 se observan los valores de desplazamiento y carga última, cada rodilla es referenciada como R#I, donde el # es el grupo del par perteneciente al mismo porcino y la letra final si es izquierda (I) o derecha (D).Carga última y desplazamiento último de falla para cada configuración de Osteosíntesis utilizada. Además, se muestran los datos de carga última para una rodilla fracturada sin tratamiento con osteosíntesis.

Figura 29. Carga compresiva de falla para cada muestra por configuración de osteosíntesis.



En la figura 29 se observa la carga compresiva de falla para cada rodilla, referenciada como R#I, donde el # es el grupo del par perteneciente al mismo porcino y la letra final si es izquierda (I) o derecha (D). Agrupadas por el método de fijación utilizado. Se observan los diferentes valores de fuerzas últimas de cada una de las muestras, añadiendo una a la cual no se le aplicó ningún tipo de tratamiento por osteosíntesis. Se observa con claridad la poca fuerza soportada por la rodilla sin osteosíntesis. La menor carga de falla promedio registrada se dio para la configuración de tornillos de esponjosa lateral, siendo esta un 23,5% y 25,7% más baja que para la dada en tornillos de esponjosa medial y pines cruzados, respectivamente.

Figura 30. Desplazamiento de falla para cada muestra por configuración de osteosíntesis.



En la figura 30 se observa el desplazamiento compresivo de falla para cada rodilla, referenciada como R#I, donde el # es el grupo del par perteneciente al mismo porcino y la letra final si es izquierda (I) o derecha (D). Agrupadas por el método de fijación utilizado. En la figura se aprecian los desplazamientos de falla para cada una de las muestras organizadas según el tipo de configuración aplicada. Se puede apreciar que el desplazamiento de falla promedio para la configuración de pines cruzados fue un 55,5% y 50,82% más bajo con respecto al dado en tornillos de esponjosa medial y tornillos de esponjosa lateral.

En lo que concierne a la carga de falla en cada configuración respecto a la rodilla sin tratar, es claro que la reparación por medio de la osteosíntesis es necesaria, pues ésta ayuda a soportar hasta un 73,87% más de carga. Con esto es evidente que la simple inmovilización externa puede ser una muy mala idea, pues como se

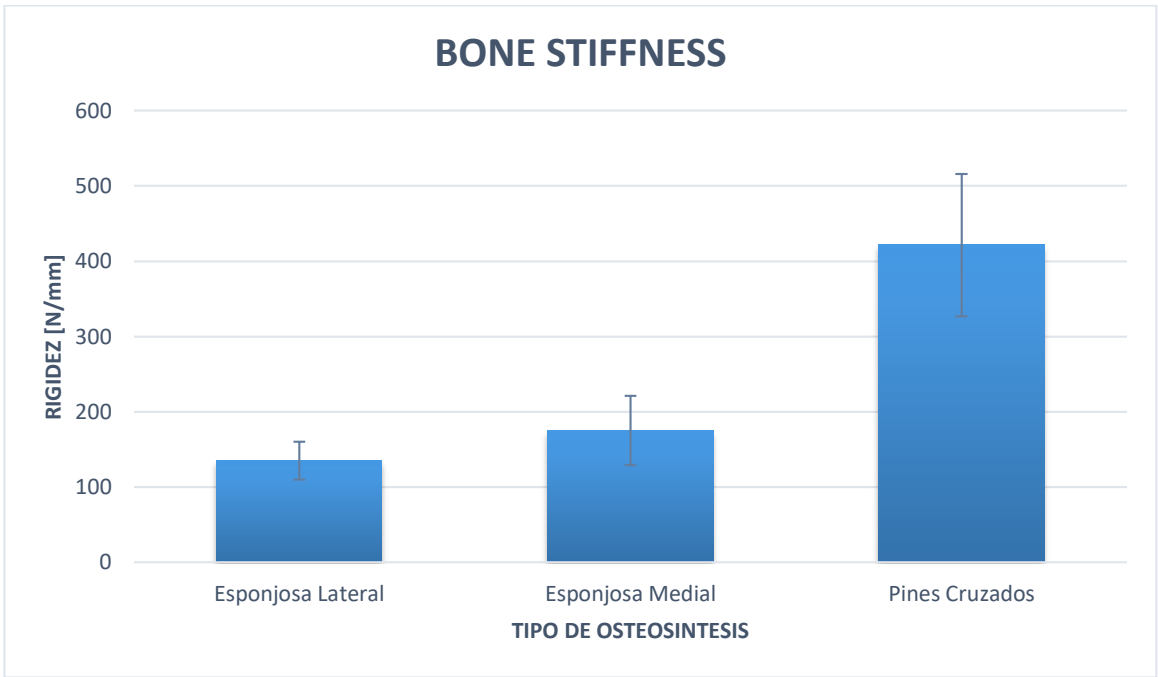
observó en los resultados, al momento de aplicar la carga compresiva la fractura tiende abrirse más fácilmente en el caso de la rodilla no tratada, lo que podría causar dolor y malestar, y en casos extremos, desprender el fragmento de hueso.

Tabla 4. Promedio con desviación estándar de carga y desplazamiento de falla para cada configuración de osteosíntesis.

PROPIEDAD	ESPONJOSA LATERAL	ESPONJOSA MEDIAL	PINES CRUZADOS
CARGA ULTIMA [N]	3525,3±948,4	4613,7±934,3	4747,1±723,3
DESPLAZAMIENTO [mm]	29,37±7,2	32,52±2,3	14,59±6,9

En la tabla 4 se observan los promedios de desplazamiento y carga última para cada método de fijación utilizado. Adicionalmente, fue calculado el *BoneStiffness* para cada configuración de osteosíntesis, como se muestra en la figura 31. Como se puede apreciar, la mayor rigidez se obtuvo para la configuración de pines cruzados, con 421,5 [N/mm], seguido de la configuración de tornillos de esponjosa medial, con 174,9 [N/mm], y finalmente la menor se obtuvo para tornillos de esponjosa lateral, con 134,9 [N/mm].

Figura 31. BoneStiffness por tipo de osteosíntesis.



En la figura 31 se observa la rigidez promedio de cada método de fijación utilizado.

5.5 COMPARATIVA

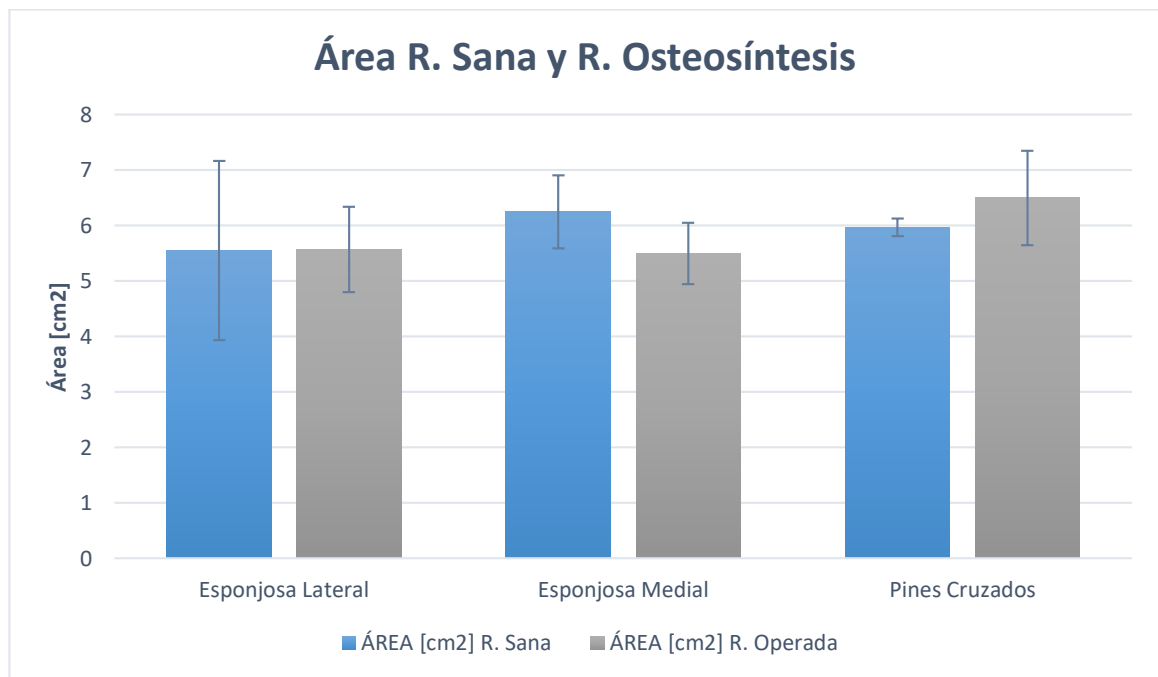
Además, se realizó el cálculo de los promedios de las diferentes propiedades junto con sus respectivas desviaciones estándar para cada configuración de osteosíntesis utilizada. Los valores se muestran en la siguiente tabla.

Tabla 5. Valores promedio con desviación estándar de las propiedades intercondíleas de rodilla sana y operada.

PROPIEDAD		Esponjosa Lateral	Esponjosa Medial	Pines Cruzados
ÁREA [cm ²]	R. Sana	5,55±1,62	6,25±0,66	5,97±0,16
	R. Operada	5,57±0,77	5,50±0,55	6,50±0,85
PRESIÓN [N/cm ²]	R. Sana	74,65±18,92	65,60±9,39	63,70±3,11
	R. Operada	73,03±10,54	66,68±15,11	62,45±8,27
FUERZA PICO [N]	R. Sana	17,13±5,24	17,40±2,91	11,00±0,28
	R. Operada	19,58±3,80	20,90±4,77	17,80±1,13
PRESIÓN PICO [N/cm ²]	R. Sana	271,85±67,86	269,95±45,04	170,30±4,81
	R. Operada	303,48±59,10	323,85±74,03	284,50±29,56

En la tabla 5 se observan los promedios de las propiedades de contacto antes y después de la osteosíntesis para cada uno de los métodos de fijación. La información de la tabla anterior es mucho más fácil de apreciar de manera gráfica, como muestran las figuras 32, 33, 34, y 35.

Figura 32. Variación de Área de Contacto Rodilla Sana y Post-Osteosíntesis.



En la figura 32 se observan los promedios de las áreas de contacto antes y después de la osteosíntesis para cada uno de los métodos de fijación utilizados.

A pesar de los valores promedios, como se puede apreciar en la figura 32, la desviación estándar obtenida es considerablemente grande, por lo que a pesar de que el promedio de área de contacto en los tornillos de esponjosa disminuyó, y en la configuración de pines aumentó, no se puede afirmar nada. Resultado que concuerda con el análisis de varianza de un factor, por lo que se toma la Hipótesis Nula H_0 : “Con un nivel de significancia de $\alpha = 0,05$, todas las configuraciones de osteosíntesis utilizadas darán el mismo resultado en el área de contacto en la meseta tibial”. Se ratifica la importancia del área de contacto en las demás propiedades, algo que se puede ver muy claramente al enfocar las rodillas sanas de pines cruzados con las demás, y es que, al tener un área de contacto alta, para

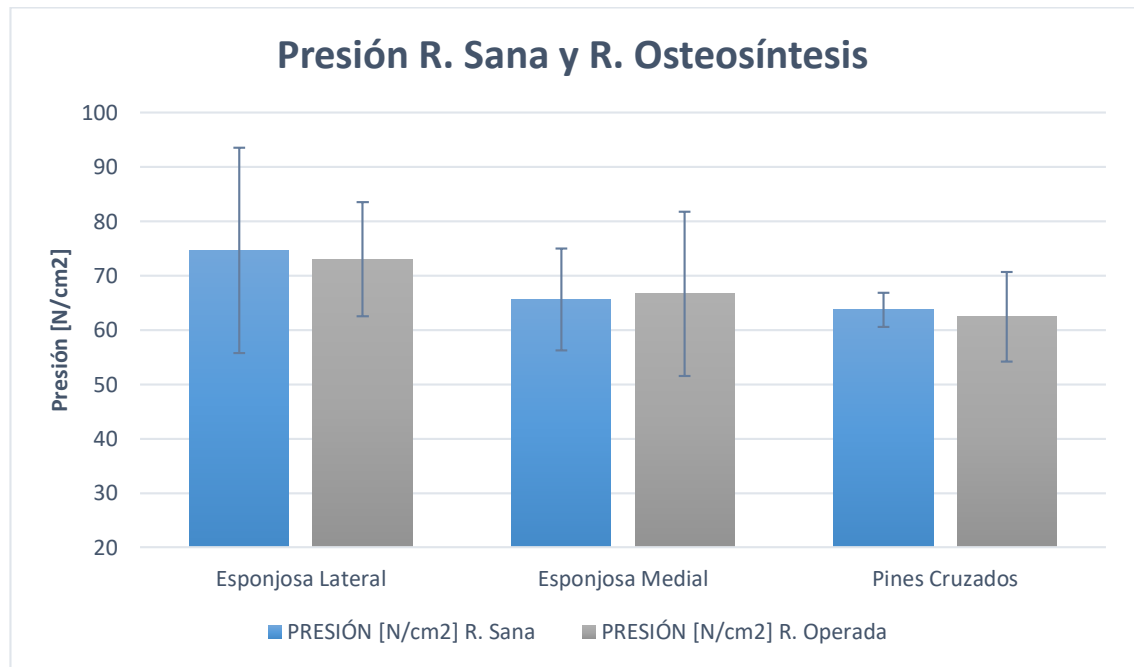
una misma fuerza aplicada, la presión, y más especialmente la fuerza pico y la presión pico disminuyeron considerablemente.

En⁴⁴ se midieron propiedades de contacto tibio-meniscal antes y después de cortar el ligamento oblicuo meniscal en 10 rodillas humanas, 6 derechas y 4 izquierdas a 1400 [N] en extensión total. El área de contacto promedio de las rodillas sanas fue de 5,53 cm² mientras que en el estudio presente se encontró un área de rodilla sana de 5,73 cm², es decir que son bastante parecidas a pesar de su origen y morfología, resultado que avala el uso de porcino como base de estudios en la rodilla. En⁴⁵ se replicó la metodología, pero en rodillas de porcino y cortando el ligamento cruzado anterior, cargándolas a 700[N] a 40°, 55° y 70°. Obteniendo áreas de contacto de 6,9 cm², 7,7 cm² y 6,5 cm² respectivamente, es decir un 24% mayores en promedio respecto al estudio actual. Se descarta la opción de que la razón recaiga en la morfología del espécimen porque en ambos estudios fueron utilizados porcinos, la diferencia puede estar relacionada con la cantidad de carga a la que fueron sometidas o a los ángulos a los que fueron posicionadas.

⁴⁴OLLIVIER, Matthieu; et al. Sectioning of the anterior intermeniscal ligament changes knee loading mechanics. En: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery. 2018. Vol 34, No 10. pp 2837-2843.

⁴⁵CHAPARRO, Daniel; HERRERA, Cesar. 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. Bucaramanga: 2017.1.

Figura 33. Variación de Presión de Contacto Rodilla Sana y Post-Osteosíntesis.



En la figura 33 se observan los promedios de las presiones de contacto antes y después de la osteosíntesis para cada uno de los métodos de fijación utilizados. Los valores promedios de la presión de contacto se obtuvieron para la configuración de tornillos de esponjosa lateral, sin embargo, la desviación estándar obtenida es alta. El análisis de varianza de un factor dio como resultado la aceptación de la hipótesis nula H_0 : “Con un nivel de significancia de $\alpha = 0,05$, todas las configuraciones de osteosíntesis utilizadas darán el mismo resultado en la presión de contacto en la meseta tibial”.

La comparación efectuada entre el cóndilo lateral y medial en busca del más predominante a la hora de soportar la carga, dio como resultado una varianza insignificante en todas las propiedades de contacto tenidas en cuenta. Fueron incluidos los datos de las 10 rodillas antes y después de las reparaciones. Algunos

estudios⁴⁶⁴⁷ concluyeron que el cóndilo medial es predominante sobre el lateral al soportar más carga que el otro, para ello hicieron uso de sensores en rodillas humanas y porcinas, donde realizaron mediciones en cada cóndilo de manera independiente. Se concluyó la sobrecarga de presión del cóndilo medial sobre el lateral de un 23% a un 45%, a una carga de 1200[N]. Resultados similares al estudio presente, en donde la carga en el cóndilo medial es un poco mayor que el cóndilo lateral. Las diferencias pueden deberse a diversas razones, como ser el posicionamiento de la rodilla con posibles inclinaciones que como resultado pudieron acentuar más las cargas en cualquiera de los cóndilos, también por la carga a la que fueron sometidas las rodillas o por la forma en que se realizaron las disecciones de los especímenes.

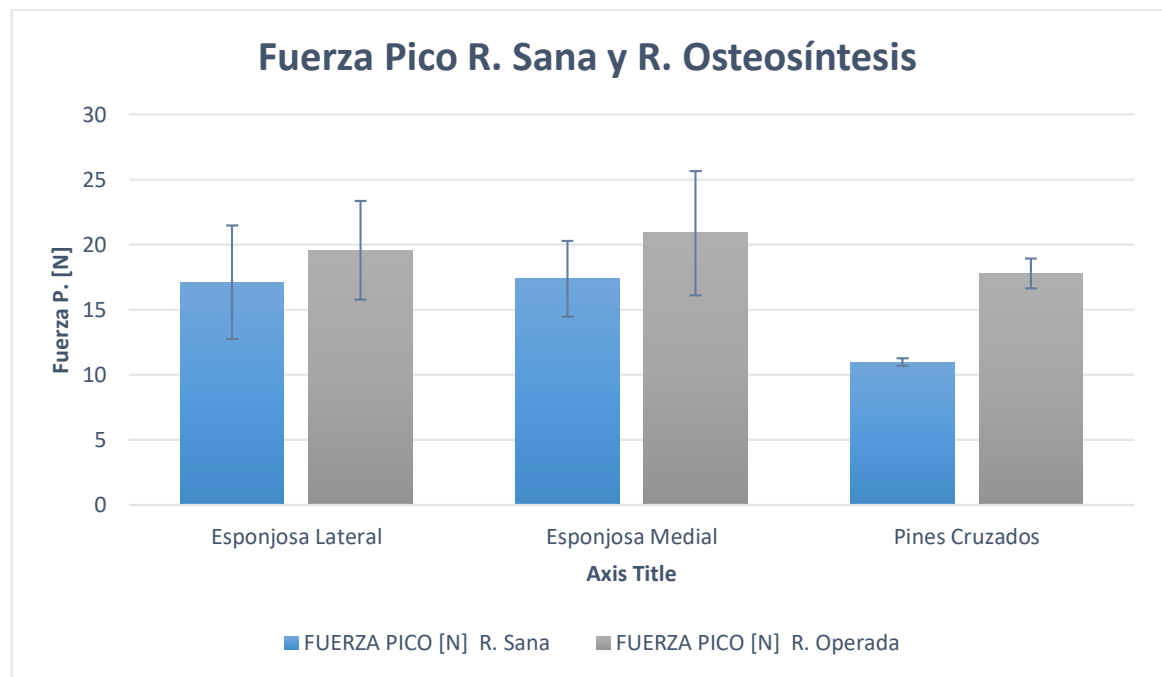
Adicionalmente, en otro estudio⁴⁸, se utilizaron rodillas humanas y se midieron las propiedades de contacto buscando comparar los resultados con un modelo matemático. Fueron sometidas a múltiples cargas, siendo 700[N] la más cercana a la usada en este estudio, el cóndilo medial soportó un 55% de toda la carga, mientras que en este estudio soportó un 54%, resultado altamente similar que evidencia finalmente que el cóndilo medial puede soportar un pequeño porcentaje más de carga respecto al lateral en extensión total.

⁴⁶FUKUBAYASHI T y KUROSAWA H. The contact area and pressure distribution pattern of the knee. A study of normal and osteoarthrotic knee joints. [En línea] <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6894212> > [revisado 10 de Septiembre 2018].

⁴⁷MURILLO ARDILA, Eliana; TORRES FLOREZ, Andrea. Estudio de la relación entre la presión de contacto intercondílea y el desgaste inducido del cartílago articular en rodillas de cerdo doméstico. Bucaramanga: 2017.

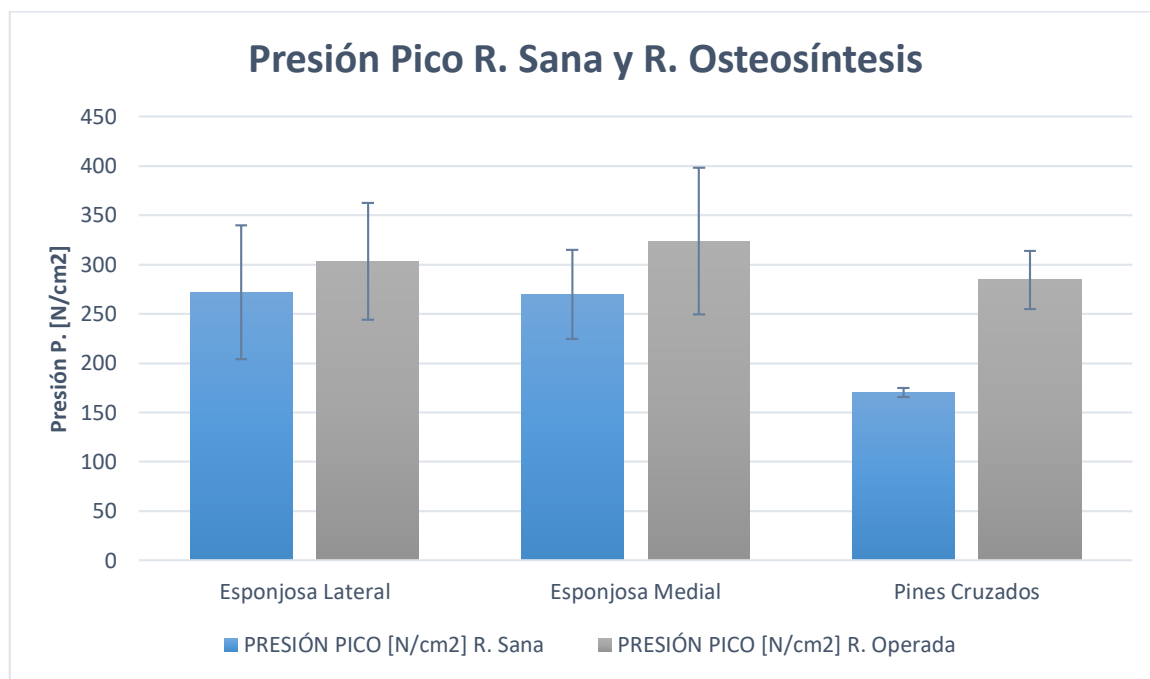
⁴⁸MILLER, Emily; et al. Experimental validation of a tibiofemoral model for analyzing joint force distribution. En: Journal of biomechanics. 2009 No. 42. pp 1355-1359.

Figura 34. Variación de Fuerza Pico Rodilla Sana y Post-Osteosíntesis.



En la figura 34 se observan los promedios de las fuerzas picos antes y después de la osteosíntesis para cada uno de los métodos de fijación utilizados. Como se observa en la gráfica, claramente la menor fuerza pico fue observada para rodilla sana en el par 4. Sin embargo, al realizar el análisis de varianza de un factor el resultado llevó a la Hipótesis Nula H_0 : “Con un nivel de significancia de $\alpha = 0,05$, todas las configuraciones de osteosíntesis utilizadas darán el mismo resultado en la fuerza pico soportada en la meseta tibial”.

Figura 35. Variación de Presión Pico Rodilla Sana y Post-Osteosíntesis.

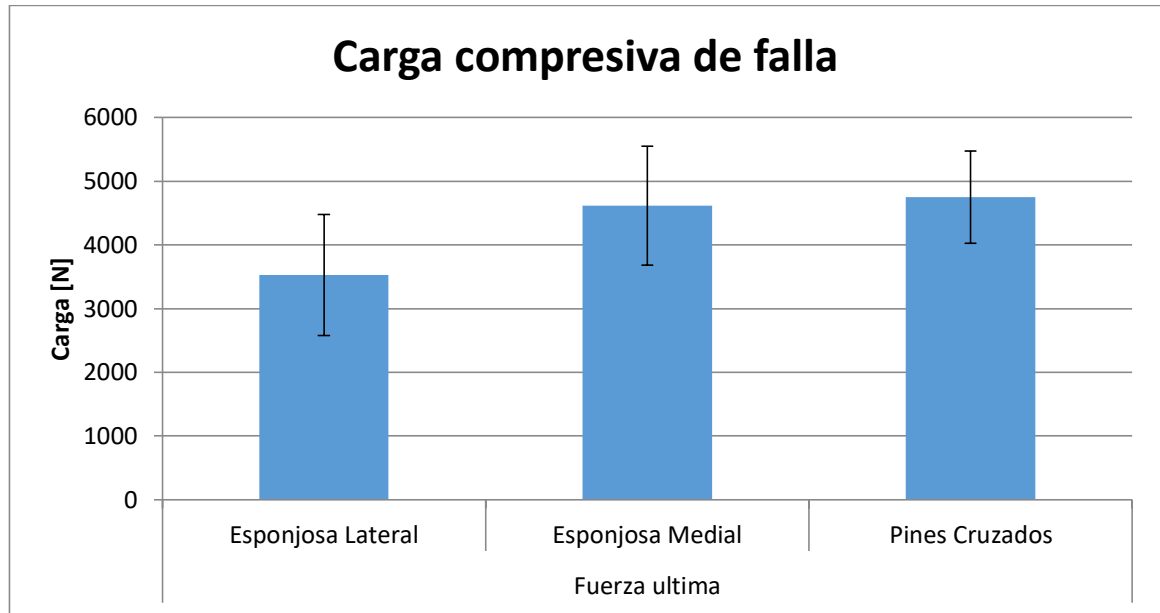


En la figura 35 se observan los promedios de las presiones picos antes y después de la osteosíntesis para cada uno de los métodos de fijación utilizados. Al igual que lo observado con la fuerza pico, la menor fuerza pico registrada se obtuvo para el par 4 antes de la fractura. Sin embargo, al realizar el análisis de varianza de un factor, éste llevó a aceptar la Hipótesis Nula: “Con un nivel de significancia de $\alpha = 0,05$, todas las configuraciones de osteosíntesis utilizadas darán el mismo resultado en la presión pico en la meseta tibial”.

Según el ANOVA las tendencias de los datos de las 4 propiedades intercondíleas son similares, es decir, los métodos de fijación utilizados en este estudio no están directamente relacionados con las propiedades de área, presión, fuerza pico, presión pico y carga de falla, y por lo tanto no son un factor influyente a la hora de realizar la selección de los mejores métodos de fijación.

Adicionalmente, se graficaron los promedios con su respectiva desviación estándar para la carga de falla y el desplazamiento de falla para cada configuración de osteosíntesis aplicada, como se muestra a continuación:

Figura 36. Carga de Falla entre configuraciones de osteosíntesis utilizadas.



En la figura 36 se observa la carga compresiva de falla promedio de cada uno de los métodos de fijación utilizados.

En el análisis ANOVA realizado a las pruebas de carga ultima, éste dio como resultado la inexistencia de diferencias significativas en el grupo de datos, todas las configuraciones fallaron a una fuerza promedio de 4306 [N], es decir unos 439 [Kgf], un peso bastante considerable. Lo que nos muestra que la tendencia de los datos fue repetitiva y por lo tanto todos los métodos de fijación utilizados se comportaron de una manera similar. En otro estudio realizaron fracturas de epífisis

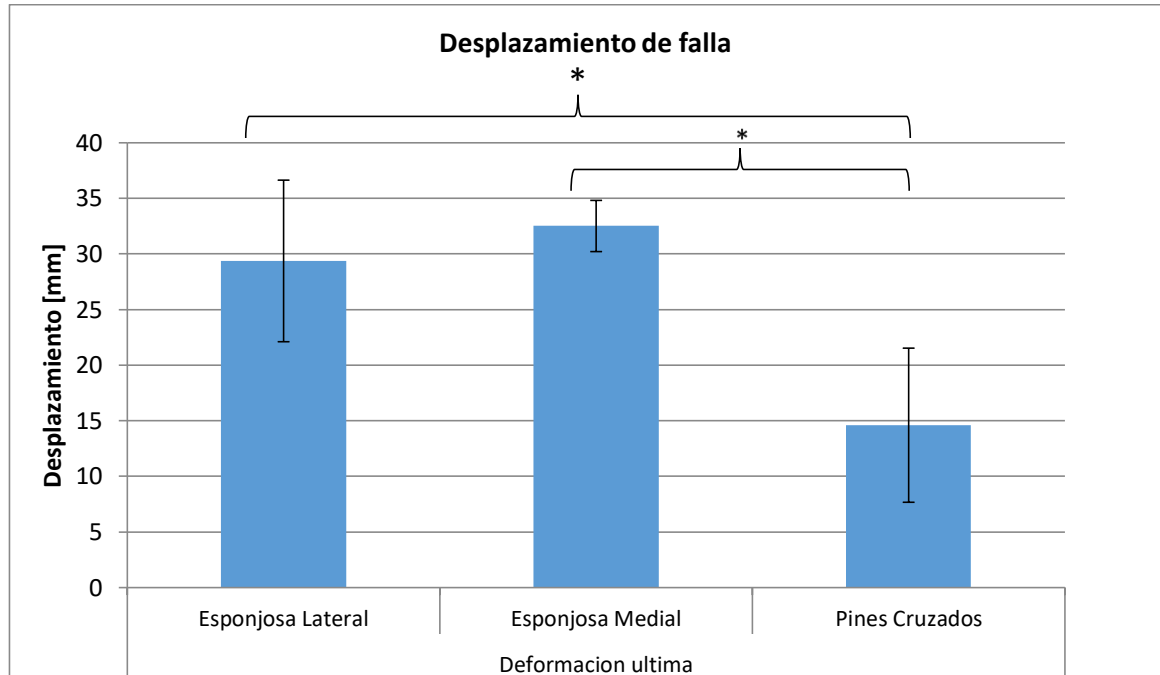
proximal de la tibia y fueron tratadas mediante osteosíntesis⁴⁹, tres de ellas mediante dos pines cruzados y las restantes con tres pines cruzados, para posteriormente llevarlas a falla compresiva. La fuerza última promedio que registraron las rodillas en éste, una vez tratadas mediante pines fue de 2151 [N], mientras que en el presente estudio se obtuvo un valor promedio de los 10 especímenes de 4306 [N], es decir, soportaron aproximadamente el doble de la fuerza antes de fallar, y esto puede darse a factores como la conservación de la rodilla, el tratamiento con osteosíntesis realizado o la implicación en el tipo de fractura ejecutada. En dos estudios fueron comparados los métodos de fijación utilizados en fracturas de platillos tibiales entre tres tipos de placas y fijación con tornillos. En⁵⁰ se replicó la tibia derecha humana un total de 28 veces, mediante material sintético. En éste, la carga de falla de los tornillos AG fue de 2258 [N] mientras que en este estudio la carga máxima en las rodillas tratadas con tornillos de esponjosa fue de 4090 [N], diferencia que se podría deber a la diferencia de morfología entre los cóndilos femorales del porcino de los tíbiales humanos, en donde el cóndilo tiene mucho menos área de unión hacia la metáfisis, por lo que el tornillo debe recibir más carga para suplirlo y por ende falla con menos carga. En⁵¹ se fabricaron 40 tibias derechas, pero la carga última de los tornillos fue de 1670, menor del estudio anterior y mucho menor al presente estudio.

⁴⁹ARCHILA, Camilo; TORRES, Daniel. Estudio experimental en elementos de osteosíntesis para fracturas en la epífisis proximal de tibia sometidos a cargas de compresión pura para extensión total de rodilla. Bucaramanga: 2018.1.

⁵⁰ZENG, Zhi-Min, et al. Biomechanical analysis of posteromedial tibial plateau split fracture fixation. En: The Knee. 2011. No. 18. Pp. 51-54.

⁵¹ZHANG, Wei, et al. Biomechanical analysis of four different fixations for the posterolateral shearing tibial plateau fracture. En: The knee. 2012. No 19. Pp. 94-98.

Figura 37. Desplazamiento de Falla entre configuraciones de osteosíntesis utilizadas.



En la figura 37 se observa el desplazamiento promedio de cada uno de los métodos de fijación utilizados.*Existen diferencias significativas entre las muestras, con un nivel de significancia de $p < 0,05$.

En la figura 37 se observaron diferencias significativas del grupo de pines cruzados respecto a los tornillos, además de que presentan el parámetro de “*bonestiffness*” más alto, es decir, son los elementos que más rigidez le aportan a la rodilla. En el ámbito económico, los pines cruzados brindan un bajo costo respecto a los tornillos, además de su mayor facilidad para implantarlos al realizar la osteosíntesis por lo que son una opción tentativa para escoger un método de fijación en el tratamiento de fracturas unicondilares distales tipo B1 y B2.

6 CONCLUSIONES

Mediante el uso del sensor de presión TEKSCAN fue posible determinar la distribución de presión para 10 rodillas, y con esto posteriormente hallar las diferentes propiedades intercondíleas en rodilla sana y en rodilla fracturada con configuración de osteosíntesis, para una carga constante aplicada de 400 [N].

El modelo de fractura diseñado logró replicar la fractura de cóndilos femorales en la totalidad de las muestras, realizando un desprendimiento del cóndilo. Debido al uso de la cuña, se pudo minimizar el daño al cartílago articular, donde se posicionaron los sensores; con esto se evitaron errores considerables en las tomas de datos. Como se puede apreciar en el análisis morfológico realizado posterior a la lesión a los distintos especímenes, no se produjeron daños en los ligamentos laterales. Por el contrario, en un 30% de las muestras hubo rotura parcial del ligamento cruzado posterior, sin lograr el desprendimiento total del mismo.

El estudio de Análisis de Varianza de un Factor realizado entre las diferentes configuraciones de osteosíntesis y las propiedades intercondíleas de área de contacto, presión de contacto y fuerza pico en la meseta tibial dio como resultado la aceptación de la Hipótesis Nula H_0 , por lo que con un nivel de significancia de $\alpha=0,05$ todas las configuraciones de osteosíntesis utilizadas darán el mismo resultado en las propiedades intercondíleas estudiadas. Y por esto se concluye que no hay diferencias significativas entre las medias de los datos de cada grupo, incluyendo las rodillas sanas, por lo que estos parámetros no son dependientes del modelo de reparación usado y por lo tanto no son un factor determinante a la hora de elegir el tipo de osteosíntesis más adecuada.

Con el uso de la herramienta ANOVA para la comparación y determinación de varianzas significativas en las propiedades fuerza y desplazamiento último, solo se observa varianza significativa entre grupos para el desplazamiento, registrados por las rodillas tratadas con pines, ello se debe a la poca resistencia generada por los mismos ante las cargas aplicadas, es decir, tienen un comportamiento más rígido.

Como ensayo final del estudio, fueron llevadas las rodillas hasta su punto de falla: El no utilizar tratamiento disminuye radicalmente la carga de falla que soporta la articulación, con apenas 1125,4 [N], la configuración de Esponjosa Lateral fue la que obtuvo un promedio de carga de falla más bajo, con 3525,3 [N], seguida de la configuración de Esponjosa Medial, con 4613,7 [N], y finalmente la configuración de Pines Cruzados, con 4747,1 [N]. Sin embargo, las desviaciones estándar en cada grupo son considerablemente altas, hasta de un 27%. Este es uno de los motivos por el cual el análisis no muestra diferencias significativas.

El sensor de presión TEKSCAN es ideal en cuanto a realizar tomas de datos de las propiedades articulares debido a la facilidad con que entran en espacios reducidos, la precisión y los grandes rangos de presión que puede llegar a soportar, sin embargo, se debe tener principal cuidado en su posicionamiento, ya que se puede dar el caso de mal posicionamiento sobre la junta, y con esto causar algún tipo de doblez, lo que daña inmediatamente la línea de sensores, dejando porciones de la cinta inútiles y generando errores en la toma de datos.

Mediante el estudio realizado a la morfología de la rodilla de porcino y la similitud de los resultados con los comportamientos de rodillas humanas registrados en otros estudios, se concluye que la rodilla de porcino es una buena base para futuros estudios ortopédicos e ingenieriles, sumando a todo ello el fácil acceso, bajo costo y fácil manipulación.

BIBLIOGRAFÍA

- ARCHILA, Camilo; TORRES, Daniel. Estudio experimental en elementos de osteosíntesis para fracturas en la epífisis proximal de tibia sometidos a cargas de compresión pura para extensión total de rodilla. Bucaramanga: 2018.1.
- ARNESON, T, et al. Epidemiology of diaphyseal and distal femoral fractures in Rochester, Minnesota, 1965-1984. En: Clinical Orthopedics and Related Research. 1988, vol.234., pp. 188-194.
- BUTT, M., KRIKLER, S. y ALI, M. Displaced fractures of the distal femur in elderly patients. Operative versus non-operative treatment. En: Bone Joint Surg. 1995, pp. 110-114.
- CHAPARRO, Daniel; HERRERA, Cesar. 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. Bucaramanga: 2017.1.
- DINATO, M., et al. A PorcineModelForArthroscopy. En: Foot&Ankle International. 2010, vol. 31, no. 2. pp. 179-181
- FUKUBAYASHI T y KUROSAWA H. The contact area and pressure distribution pattern of the knee. A study of normal and osteoarthrotic knee joints. [Enlínea] <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6894212> > [revisado 10 de Septiembre 2018].
- GRIFFIN, Xavier L, et al. Interventions for treating fractures of the distal femur in adults. En: Cochrane Database of Systematic Reviews. 2015, 52 p.
- HOPPENFELD, Stanley y MURTHY, Vasantha. Fracturas, tratamiento y rehabilitación. Marbán libros. Madrid: 2004. ISBN 84-7101-340-1.
- HOSKINS, W, et al. Nails or plates for fracture of the distal femur? Data from Victoria Orthopaedic Trauma Outcomes Registry. En: Bone Joint J, 2016, vol. 98-B, no. 6.

- HOSKINS, W; BRINGHAM, R y GRIFFIN, X. Distal femur fractures in adults. s.l: Elsevier, 2016. 9 p.
- HUNG, C, et al. Interference screw versus Endoscrew fixation for anterior cruciate ligament reconstruction: A biomechanical comparative study in sawbones and porcine knees. Tapei: Elsevier, 2013.
- KIAPOUR, A., et al. Validation of Porcine Knee as a Sex-specific Model to Study Human Anterior Cruciate Ligament Disorders. En: Clinical Orthopaedics and Related Research. 2014, vol.473, no.2. pp. 639-650.
- KOLMERT, L. y WULFF, K. Epidemiology and treatment of distal femoral fractures in adults. En: ActuaOrthop Scand. 1982, vol.53, pp. 957-962.
- KRETTERK, Christian y HELFET, David. Fractures of the distal femur. En: Skeletal Trauma. 2003, vol.1, pp. 1957-2011.
- KUGELMAN, David, et al. Complications and unplanned outcomes following operative treatment of tibial plateau fractures. En INJURY. 2017. No 48. Pp. 2221-2229.
- MANFREDINI, M., et al. Unicondylar femoral fractures: therapeutic strategy and long-term results. A review of 23 patients. En: ActaOrthop. Belg. 2001, vol. 67, no.2. pp. 132-138.
- MARCHETTOO, Adriano., et al. Arthroscopic Knee Training Using a Porcine Model. En: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery. Agosto, 2012, vol. 28, no. 8, paper 142. p. 258.
- MARTINET, O., et al. The epidemiology of fractures of the distal femur. En: Injury. 2000, vol. 31. pp. C62-C63.
- MILLER, R. et al. Experimental validation of a tibiofemoral model for analyzing joint forcedistribution. En: Journal of Biomechanics. 2009, vol. 42, no.9. pp.1355-1359.
- MÜLLER, M. Klassifikation und internationale AO-Dokumentation der Femurfrakturen. En: Unfallheilkunde. 1980.

- MURILLO ARDILA, Eliana; TORRES FLOREZ, Andrea. Estudio de la relación entre la presión de contacto intercondílea y el desgaste inducido del cartílago articular en rodillas de cerdo doméstico. Bucaramanga: 2017.
- NARAYANAN, Uni, et al. Complications of Elastic Stable Intramedullary Nail Fixation of Pediatric Femoral Fractures, and How to Avoid Them. En: Lippincott Williams & Wilkins. 2004. 9 p.
- OLLIVIER, Matthieu; et al. Sectioning of the anterior intermeniscal ligament changes knee loading mechanics. En: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery. 2018. Vol 34, No 10. pp 2837-2843.
- PANEPINTO, L; Miniature swine breeds used worldwide in research en Advances in Swine in Biomedical Research. New York: Plenum Press, 1996.
- PAPADOKOSTAKIS G., et al. The role and efficacy of retrograding nailing for the treatment of diaphyseal and distal femoral fractures: a systematic review of the literature. En: Injury. 2005, vol.36, no.7, pp. 813-822.
- RICHARDS, D, et al. Compressive Loads in Longitudinal Lateral Meniscus Tears:ABiomechanical Study in Porcine Knees. Phoenix: Institute for bone and join disorders, 2005.
- SMITH, J., et al. Distal femoral fractures: The need to review the standard of care. En: Injury. 2015, vol.46., no.6., pp. 1084-1088.
- Tekscan Inc.(Tekscan Inc., Boston, MA), www.tekscan.com
- TOMATSU, T. et al. Experimentally produced fractures of articular cartilage and bone. En: The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume. 1992, vol. 74, no. 3. Pp. 457-462
- TORNETTA, P, y TIBURZI D. Antegrade or retrograde reamed femoral nailing. A prospective, randomised trial. En: The journal of bone and joint surgery. British volume. 2000, vol. 82, no. 5. pp. 652-654.
- TRANSTIBIAL, V., et al. Techniques for Medial Meniscus Posterior Root Radial Tears in a Porcine Model. En: Arthroscopy. 2018, vol. 34, no. 4. Pp 1060 – 1068.

- ZDERO, R. MHBOOB, Z. y BOUGHERARA, H. Fujifilm Measurements of Interfacial Contact Area and Stress in Articulating Joints. En: Experimental Methods in Orthopaedic Biomechanics. 2016. pp. 251-266.
- ZENG, Zhi-Min, et al. Biomechanical analysis of posteromedial tibial plateau split fracture fixation. En: The Knee. 2011. No. 18. Pp. 51-54.
- ZHANG, Wei, et al. Biomechanical analysis of four different fixations for the posterolateral shearing tibial plateau fracture. En: The knee. 2012. No 19. Pp. 94-98.
- ZLOWODZKI, M., et al. Operative treatment of acute distal femur fractures: systematic review of 2 comparative studies and 45 case series (1989 to 2005). En: Orthopaedic Trauma. 2006, vol.20, no.5, pp. 366-371.