

**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.**

**CAMILO ANDRÉS ARCHILA RINCÓN
DANIEL JULIÁN TORRES LÓPEZ**

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

2018

**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.**

**CAMILO ANDRÉS ARCHILA RINCÓN
DANIEL JULIÁN TORRES LÓPEZ**

**Trabajo de grado como requisito para optar al título de
Ingeniero Mecánico**

Director.

**DIEGO FERNADO VILLEGAS BERMÚDEZ
INGENIERO MECÁNICO, PhD**

Co-director.

**IVAN DARÍO QUINTERO PABÓN
MÉDICO ANATOMISTA.**

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

2018

AGRADECIMIENTOS

A mis padres Eliberto y Eddy, con su amor, apoyo y su comprensión incondicional me motivaron cada instante en este proceso, a ellos le dedico este triunfo, a mi hermano Eliberto, que con su sabiduría y amistad estuvo acompañándome siempre a pesar de la distancia, a toda mi familia y a aquellas personas que aportaron directa o indirectamente en este viaje, les digo, gracias.

Al ingeniero Diego Villegas, y a los médicos Iván Darío Quintero y Edna Buitrago agradezco inmensamente su aporte en este trabajo de grado.

Camilo Andrés Archila Rincón.

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	16
1. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.....	18
2. JUSTIFICACIÓN	20
3. OBJETIVOS	22
3.1. Objetivo general	22
3.2. Objetivos específicos.....	22
4. BIOMECÁNICA DE HUESO.....	23
4.1. Composición y estructura del hueso.....	23
4.2. Propiedades biomecánicas del hueso	25
4.3. Comportamiento biomecánico del hueso	27
4.4. Remodelación ósea.....	29
5. BIOMECÁNICA DE LA RODILLA.....	30
5.1. Ejes de movimiento rodilla.....	32
5.2. Elementos estabilizadores pasivos.....	33
5.3. Comportamiento mecánico de los meniscos	37
6. COMPARACIÓN DE ESPÉCIMENES.....	39
7. FRACTURAS	43
7.1. Fracturas en la epífisis proximal de la tibia.....	43
7.1.1 Tratamiento según de la clasificación de Schatzker.....	46
7.2. Fractura en fisis.....	50
7.2.1 Clasificación de Salter y Harris de la epífisis	53
7.3. Identificación de fracturas.....	55
8. ESTADO DEL ARTE	61
8.1. Fractura en la epífisis proximal de la tibia en huesos de porcino	61
9. RESULTADOS EXPERIMENTACIÓN.....	69
9.1. Ensayo de compresión en la osteosíntesis	69
9.1.1 Espécimen # 1	69
9.1.2 Espécimen # 2.....	71
9.1.3 Espécimen # 3.....	74
9.1.4 Espécimen # 4.....	78
9.1.5 Espécimen # 5.....	81
9.2 Modulo tangente.....	84

9.3. Análisis de varianza ANOVA factor 1	86
9.4. Análisis de varianza en Matlab	87
9.5. Diagrama de cajas y bigotes	87
9.5.1 Fuerza de compresión.....	88
9.5.2 Desplazamiento.....	89
10. ANALISIS DE RESULTADOS.....	91
11. CONCLUSIONES.....	96
BIBLIOGRAFÍA	98
ANEXOS	100

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Elementos usados en la osteosíntesis de fracturas de la epífisis proximal de la tibia (material: acero inoxidable o titanio).	19
Figura 2 . Curva de fuerza axial vs. Deformación para una muestra de hueso cortical medido en tensión.	26
Figura 3. Fémur derecho vista frontal del cerdo, fémur derecho vista frontal del humano.	41
Figura 4. Vista de tibia y peroné derecho del cerdo, vista frontal de tibia del humano.	41
Figura 5. Extensión total de rodilla de porcino, extensión total de rodilla humana.	42
Figura 6. Esquema de la extremidad de un hueso largo en crecimiento.	50
Figura 7. Fotografía de fractura.	55
Figura 8. Fotografía de fractura.	56
Figura 9. Fotografía de fractura.	57
Figura 10. Fotografía de fractura.	58
Figura 11. Fotografía de fractura.	59
Figura 12. Fotografía de fractura.	60
Figura 13. Máquina de ensayos a impacto trebel o péndulo de charpy.	61
Figura 14. Disección patas de porcino.	62
Figura 15. Moldes y probetas de resina cop4 – hueso.	63
Figura 16. Soportes máquina de impacto trebel.	64
Figura 17. Elemento de impacto máquina trebel ubicado a 50°, freno y fractura salter – harris tipo 2 en la epífisis proximal de una tibia de porcino.	65
Figura 18. Pines kirschner para fractura salter – harris tipo 2 en la epífisis proximal de una tibia de porcino.	66
Figura 19. Máquina universal de ensayos mecánicos mts-bionix 370.02.	66
Figura 20. Soportes máquina universal de ensayos mts-bionix 370.02.	67
Figura 21. Falla en el conjunto hueso – elemento por fuerzas de compresión pura generados por la máquina universal de ensayos mts-bionix 370.02.	68
Figura 22. A) Espécimen # 1 antes de aplicada la carga compresión. B). Espécimen # 1 después de aplicada la carga a compresión.	69
Figura 23. A) Espécimen # 2 antes de aplicada la carga compresión. B). Espécimen # 2 después de m aplicada la carga a compresión.	71
Figura 24. A) Espécimen # 3 antes de aplicada la carga compresión. B). Espécimen # 3 después de aplicada la carga a compresión.	74

Figura 25. A) Espécimen # 4 antes de aplicada la carga compresión. B). Espécimen # 4 después de aplicada la carga a compresión. 78

Figura 26. A) Espécimen # 5 antes de aplicada la carga compresión. B). Espécimen # 5 después de aplicada la carga a compresión. 81

LISTA DE GRÁFICAS

Gráfica 1. Gráfica fuerza vs desplazamiento en rodilla de porcino.....	40
Gráfica 2. Gráfica de fuerza axial vs desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 1.....	70
Gráfica 3. Gráfica de fuerza axial vs desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 1, punto de fuerza ultima.....	70
Gráfica 4. Gráfica de fuerza axial vs desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 2.....	72
Gráfica 5. Gráfica de fuerza axial vs desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 2 (primer recuadro).	73
Gráfica 6. Gráfica de fuerza axial vs desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 2 (segundo recuadro).....	73
Gráfica 7. Gráfica de fuerza axial vs desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 3.....	75
Gráfica 8. Gráfica de fuerza axial vs desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 3 (primer recuadro).	76
Gráfica 9. Gráfica de fuerza axial vs desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 3 (segundo recuadro).....	76
Gráfica 10. Gráfica de fuerza axial vs desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 3 (tercer recuadro).	77
Gráfica 11. Gráfica de fuerza axial vs desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 4.....	79
Gráfica 12. Gráfica de fuerza axial vs desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 4 (primer recuadro).	80
Gráfica 13. Gráfica de fuerza axial vs desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 5.....	82
Gráfica 14. Gráfica de fuerza axial vs desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 5 (primer recuadro).	83
Gráfica 15. Gráfica de fuerza axial vs desplazamiento de ensayos de compresión de los cinco especímenes utilizados en la experimentación	85

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Tipos de fracturas en epífisis proximal.....	43
Tabla 2. Tipos de fractura en fisis.	53
Tabla 3. Módulos tangentes, r^2 , $r^2_{ajustado}$ y norma de residuos	84
Tabla 4. Fuerzas máximas y desplazamiento de todos los especímenes.....	85
Tabla 5. Valores máximos y mínimos del diagrama de bloques y bigotes.	89
Tabla 6. Datos obtenidos en el diagrama cajas y bigotes.....	90

LISTA DE ANEXOS

Anexo A. Plano de soporte para péndulo de charpy.	100
Anexo B. Plano de soporte para mts-bionix 370.02.	101
Anexo C. Código ees (fuerza de impacto).	102
Anexo D. Software de la máquina universal de ensayos mts-bionix 370.02.....	102
Anexo E. Software de la máquina universal de ensayos mts-bionix 370.02.....	103
Anexo F. Software de la máquina universal de ensayos mts-bionix 370.02.....	103
Anexo G. Software de la máquina universal de ensayos mts-bionix 370.02.	104
Anexo H. Tabla fuerza de compresión anova.	104
Anexo I. Tabla desplazamiento anova.	104
Anexo J. Significados de datos tabla anova.	105
Anexo K. Estadística fuerza de compresión anova.	105
Anexo L. Estadística deformación anova.	106
Anexo M. Significados datos estadística anova.	106
Anexo N. Radiografía frontal de fractura en epífisis proximal tomada de rodilla de cerdo.	107
Anexo O. Análisis de varianza modulo tangencial en excel.....	108
Anexo P. Grafica de fuerza en péndulo sharpy.	108
Anexo Q. Regresión lineal grafica espécimen # 1.	109
Anexo R. Regresión lineal grafica espécimen # 2.	109
Anexo S. Regresión lineal grafica espécimen # 3.	110
Anexo T. Regresión lineal grafica espécimen # 4.	110
Anexo U. Regresión lineal grafica espécimen # 5.	111

RESUMEN

TITULO: 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.*

AUTORES: CAMILO ANDRÉS ARCHILA RINCÓN; DANIEL JULIÁN TORRES LÓPEZ.**

PALABRAS CLAVE: biomecánica, tibia, epífisis, osteosíntesis, fémur, platillos tibiales, fisis, cóndilos, cartílago de crecimiento.

DESCRIPCIÓN:

Este documento describe por medio de un estudio experimental, el efecto que tiene una fuerza de compresión pura, sobre los diferentes elementos utilizados en la osteosíntesis para fracturas en la epífisis proximal de la tibia. Para llevar a cabo este estudio experimental utilizaremos la extremidad trasera derecha del porcino (patas), gracias a la homología con las extremidades inferiores del ser humano (piernas).

Inicialmente, se proporcionará por medio de la máquina TREBEL o péndulo de CHARPY, una fuerza de impacto capaz de generar una fractura en la epífisis proximal de la tibia del cerdo. De acuerdo a un estudio experimental de las diferentes fracturas generadas en esta zona del hueso por la máquina antes citada, y sus respectivos tratamientos quirúrgicos (osteosíntesis), se seleccionará el elemento más adecuado para el manejo de este tipo de lesión.

Posteriormente, se someterá el conjunto hueso – elemento a fuerzas de compresión pura en la máquina universal de ensayos mecánicos MTS-Bionix 370.02. A partir de la recopilación de datos obtenidos por el software de esta máquina y de acuerdo con un análisis de varianza (ANOVA), se hallarán las diferencias significativas entre las caras de la tibia y las cargas de compresión pura. Obteniendo finalmente, de acuerdo con el tipo de fractura, el elemento utilizado en la osteosíntesis y esfuerzos de compresión pura generados en el conjunto hueso - Implante, cuál de las caras: anterior y lateral de la tibia, es el lugar más óptimo para llevar a cabo el tratamiento quirúrgico (osteosíntesis) por parte del médico ortopedista especialista.

* Trabajo de grado.

** Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas, Escuela de Ingeniería Mecánica, Ing. Diego Fernando Villegas, PhD.

ABSTRACT

TITLE: EXPERIMENTAL STUDY ON OSTEOSYNTHESIS ELEMENTS FOR FRACTURES IN THE PROXIMAL EPIDALISM OF TIBIA SUBMITTED TO PURE COMPRESSION LOADS FOR TOTAL KNEE EXTENSION*.

AUTHORS: CAMILO ANDRÉS ARCHILA RINCÓN; DANIEL JULIAN TORRES LOPEZ.**

KEYWORDS: biomechanics, tibia, epiphysis, osteosynthesis, femur, tibial plates, physis, condyles, growth cartilage.

DESCRIPTION

This document describes, by means of an experimental study, the effect that a pure compression force has on the different elements used in osteosynthesis for fractures in the proximal epiphysis of the tibia. To carry out this experimental study we will use the lower extremity of the pig (legs), given the homology with the lower extremities of the human being (legs).

Initially, by means of the TREBEL machine or CHARPY pendulum, an impact force capable of generating a fracture in the proximal epiphysis of the tibia of the pig will be provided. According to an experimental study of the different fractures generated in this area of the bone by the aforementioned machine, and their respective surgical treatments (osteosynthesis), the most appropriate element for the management of this type of injury will be selected.

Subsequently, the bone-element assembly will be subjected to pure compression forces in the MTS-Bionix 370.02 universal mechanical testing machine. From the collection of data obtained by the software of this machine and according to an analysis of variance (ANOVA), the significant differences between the faces of the tibia and the pure compression loads will be found. Obtaining finally, according to the type of fracture, element used in the osteosynthesis and pure compression efforts generated in the set bone - element, which of the faces: anterior and lateral of the tibia, is the most optimal place to carry out the surgical treatment (osteosynthesis) by the orthopedic surgeon.

* Graduation Project.

** School of Physics and Mechanics, School of Mechanical Engineering, Diego Fernando Villegas Engineer, PhD.

INTRODUCCIÓN

La anatomía del cuerpo humano, una de las máquinas más compleja y eficiente encontradas en la naturaleza, es posible interpretarla a partir de disciplinas científicas como la biomecánica y la kinesiología, que a partir de principios y métodos de ingeniería mecánica, ayudan a entender la estructura y funcionamiento de los sistemas biológicos.

En búsqueda de expandir el desarrollo científico y promover la investigación en nuestro país, se ha realizado un estudio experimental en elementos de osteosíntesis para fracturas en la epífisis proximal de la tibia sometidos a cargas de compresión pura para extensión total de rodilla, con el objetivo de determinar los esfuerzos máximos combinados soportados por estos elementos, después de ser colocados en alguna de las caras (anterior, lateral y posteromedial) de la tibia. Esto permitirá al médico especialista, de acuerdo al tipo de fractura y zona afectada, establecer cuál es el tratamiento más adecuada a utilizar en este tipo de lesión, garantizándole al paciente una pronta y excelente recuperación.

Para llevar a cabo este estudio experimental se utilizaron patas derechas de porcinos de cuatro meses y medio ¹ aproximadamente, las cuales se fracturaron a la altura de proximal de la tibia por medio de la máquina TREBEL o péndulo de CHARPY. De acuerdo a un estudio experimental de las diferentes fracturas ocasionadas por parte de la máquina antes citada, se estableció que la fractura SALTER – HARRIS tipo II² iba a ser la seleccionada para proceso de experimentación. Con ayuda de un médico ortopedista y anatomista egresados de la Universidad Industrial de Santander - Faculta de Salud, se seleccionó el tratamiento de osteosíntesis más adecuado para el manejo de este tipo de fractura, el cual consistió en colocar pines KIRSCHNER lisos, en las caras anterior, posteromedial y lateral de la tibia.

¹ Tiempo promedio en que un porcino es sacrificado según el distribuidor.

² DODWELL, ELILY. KELLEY, Simon. Physeal fractures: basic science, assessment and acute management; CHILDREN'S ORTHOPAEDICS; December 26, 2017.

Posteriormente, se sometió al conjunto osteosíntesis – hueso a cargas de compresión pura en la máquina universal de ensayos mecánicos MTS-Bionix 370.02. A partir de la recopilación de datos por parte del software de la máquina antes citada y aplicando un análisis de varianza (ANOVA) factor 1, se hallaron diferencias significativas de las diferentes configuraciones que se llevaron a cabo en c/u de los especímenes entre las cargas compresivas (esfuerzos máximos compresivos) y sus desplazamientos.

1. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

La pierna humana es un complicado sistema de segmentos, uniones y músculos, que experimenta diferentes tipos de cargas, a partir de movimientos realizados comúnmente por una persona, como: saltar, caminar, trotar, correr, etc. Además, nos proporciona una excelente estabilidad, gracias a su sistema óseo, circular y muscular.

La tibia, uno de los huesos que conforma esta extremidad inferior y el segundo más largo del cuerpo humano, se articula en su parte superior con el fémur y la rótula, lateralmente con el peroné y en su parte inferior con el tobillo. Cuando este hueso es sometido a cargas superiores a las admisibles por él, su estructura ósea experimenta un fallo inminente (fractura), que podría tener una larga o corta recuperación dependiendo del tipo de lesión.

La fractura de la tibia es una de las causas fundamentales de admisión de pacientes en hospitales y clínicas en todo el mundo³, siendo las fracturas expuestas, las más frecuentes en este tipo de lesiones, las cuales regularmente evolucionan de manera tórpida. En la literatura médica se encontró que, en la osteosíntesis para fracturas de la epífisis proximal de la tibia, la reducción abierta y fijación interna⁴, son los tratamientos más utilizados por los médicos cirujanos, gracias a la rápida recuperación del paciente.

Para cualquier tipo de fractura del área proximal de la tibia (platillos tibiales) dependiendo si son estables o inestables⁵, existen diferentes métodos de tratamiento, los cuales consisten en la estabilización del hueso por medio de yeso, placas, pines lisos, tornillos o fijadores híbridos, entre otros, dependiendo del tipo de

³ GIL SANTOS, L. DARDER GARCIA, A. Fractura de la meseta tibial: Rev.Esp.de cir. Ost (225-238), 1987.

⁴ Martínez, J. Reducción abierta y fijación interna de fracturas inestables del radio distal desplazadas dorsalmente: resultados al emplear placa volar de ángulo fijo con tornillos bloqueados; Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid, España, Rev Esp Cir Ortop Traumatol 2009; 53: 357-63 - DOI: 10.1016/j.recot.2009.03.002.

⁵ DODWELL, ELILY. KELLEY, Simon. Physeal fractures: basic science, assessment and acute management; CHILDREN'S ORTHOPAEDICS; December 26, 2017.

traumatismo sufrido por la persona. En muchos casos los elementos utilizados en estos tipos de fracturas provocan complicaciones en la solidificación del hueso, complicando el trauma y prolongando el tratamiento⁶.

Figura 1. Elementos usados en la osteosíntesis de fracturas de la epífisis proximal de la tibia (material: acero inoxidable o titanio).



Fuente: <http://orted.mx/portfolio/placas-bloqueadas/>

Teniendo en cuenta el alto registro de esta lesión es de gran importancia realizar un estudio experimental que nos permita evaluar el comportamiento de elementos de osteosíntesis para fracturas en el área proximal de la tibia, con el fin de proponer posibles pautas generales para el tratamiento y ayudar al clínico a optimizar el manejo y evitar riesgo de alteración del crecimiento del hueso, infecciones, entre otros.

⁶ CARREDANO G, Xavier. Complicaciones en fracturas de platillos tibiales de alta energía, Rev. Chil Ortop Traumatol. 2016; 57(3):70-75

2. JUSTIFICACIÓN

Las fracturas proximales de la tibia comprenden el cartílago de crecimiento (fisis), la metáfisis y la epífisis, se clasifican por ser de compresión, separación y mixtas, y por lo general son conocidas como fracturas de alta energía y representa un tercio de todos los casos de pediatría⁷.

Según el comité de prevención de accidentes en la infancia en España se determinó que hay unos 200 mil niños accidentados por año y uno de los problemas más importantes y que se presenta con mayor frecuencia es la producción de una lesión traumática a nivel del cartílago del crecimiento, eso se debe a que la etapa de maduración del hueso se desarrolla entre las edades de 6 y 12 años y por ende a esta edad es muy propenso que se vea afectada la fisis en el paciente, el registro muestra los antecedentes en la fracturas y principalmente eran impactos desde una altura considerable, la lesión puede tener grandes daños en el crecimiento evolutivo del hueso por ese motivo se debe intervenir y tener un control en el proceso de tratamiento a diferencia de la fractura en diáfisis suelen ser la más benignas cuando se trata de pacientes jóvenes⁸. Para la ortopedia se genera un interrogante cuando se quiere intervenir la lesión en el cartílago de crecimiento y es la forma como mejor va a realizarse la solidificación del hueso y que elemento se adapta mejor, los pines y el yeso son los métodos utilizados para este tipo de lesión, y no se sabe con certeza cuál de los dos es más indicado, no hay registros de cómo se comportan su solidificación expresan algunos autores⁹; es así cómo se indaga con la sujeción por medio de pines y como se comportaría en el paciente, viendo también un gran número de pacientes que la requieren. En este trabajo se plantea y se realiza la experimentación para la osteosíntesis en fractura del cartílago de crecimiento por medio de pines KIRSCHNER variando la configuración de la posición de estos en

⁷ DODWELL, ELILY. KELLEY, Simon. Physeal fractures: basic science, assessment and acute management; CHILDREN'S *ORTHOPAEDICS*; December 26, 2017.

⁸ GARRO DONINI, Alessio. Valoración del daño corporal en los extremos de vida. Costa rica: revisión bibliográfica, 2016. ISSN 1409-0015.

⁹ DODWELL, ELILY. KELLEY, Simon. Physeal fractures: basic science, assessment and acute management; CHILDREN'S *ORTHOPAEDICS*; December 26, 2017.

tres grupos diferentes, permitiendo comparar la rigidez de c/u concluyendo cual es la más óptima.

Los sistemas de prueba Bionix servo hidráulicos, están configurados para caracterizar las propiedades dinámicas de materiales y componentes biomédicos, por medio de estudios de resistencia a la fatiga, crecimiento de la fractura, tensión, flexión y compresión.

La caracterización que se busca permite conceptualizar cual es el tratamiento más adecuado a desarrollar en el paciente lesionado; ya que permite al médico especialista, de acuerdo al tipo de carga, visualizar cual es la cara e implante más apropiado a colocar en la zona afectada de la fisis proximal de la tibia. De esta manera se obtiene una mejora en los tratamientos utilizados en estos tipos de fracturas, evitando complicaciones futuras y garantizando al paciente la recuperación de la movilidad completa en la extremidad.

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo general

Determinar las cargas de falla a compresión pura para elementos de osteosíntesis colocados en las caras anterior, medial y lateral, en el tratamiento de fracturas de la epífisis proximal de la tibia.

3.2. Objetivos específicos

- Realizar un estudio de las diferentes fracturas de la cara proximal de la tibia, con el fin de seleccionar la configuración de elementos de osteosíntesis más óptima a utilizar, en el tratamiento de la zona afectada.
- Determinar las cargas máximas compresivas presentes en fracturas de la fisis proximal de la tibia, tratadas con elementos de osteosíntesis, colocados en las caras anterior, lateral y posteromedial. Por medio de la máquina universal de ensayos mecánicos MTS-Bionix 370.02.
- Hallar las diferencias significativas entre las caras de la tibia y las cargas de compresión mediante el Análisis de Varianza (ANOVA) de factor 1.

4. BIOMECÁNICA DE HUESO

El hueso esta entre las estructuras más duras del cuerpo, es uno de los tejidos ricamente vascularizado, más dinámico y metabólicamente activo. Posee una excelente capacidad de autorecuperación y puede alterar sus propiedades y configuración en respuesta a cambios en la demanda mecánica.

4.1. Composición y estructura del hueso

El tejido óseo es un tejido conectivo especializado, cuya composición solida se adapta a sus funciones de sostén y protección. Su estructura está formada por células, una matriz extracelular orgánica de fibras y una sustancia fundamental producida por las células. Se caracteriza por su alto contenido de materiales inorgánicos, en forma de sales minerales, los cuales se combinan íntimamente con la matriz orgánica, aportando propiedades mecánicas como rigidez, dureza flexibilidad y elasticidad.

La porción mineral o inorgánica del hueso está constituida principalmente por calcio y fosfato, los cuales proporcionan a este la consistencia dura, y constituyen del 60 al 70 % su peso en seco. Estos minerales óseos están inmersos en fibras de proteína de colágeno de diferente orientación; las cuales representan aproximadamente el 90 % de la matriz extracelular y forman el 25 % del peso en seco del hueso.

La sustancia fundamental gelatinosa que rodea a las fibras mineralizadas de colágeno está compuesta principalmente de polisacáridos proteicos, o glucosaminoglicanos (GAG) fundamentalmente bajo la forma de complejas macromoléculas llamadas proteoglicanos (PG). Los GAG sirven como una sustancia de cimentación para las capas de fibras mineralizadas de colágeno. Estos junto con glucoproteínas no colagenosas, constituyen aproximadamente el 5 % de la matriz extracelular.

Por su parte el agua que es abundante en el hueso vivo, compone aproximadamente el 25 % de su peso total, la cual, en su mayoría pertenece a la matriz orgánica, localizándose alrededor de las fibras de colágeno, la sustancia

fundamental y en las celdillas de hidratación que rodean los cristales óseos, el restante se encuentra en los canales y cavidades que alojan a las células Oseas y transportan los nutrientes al tejido óseo.

A un nivel microscópico, la unidad estructural fundamental del hueso es el osteón, o sistema haversiano (Figura 2). El cual consiste en una serie de capas concéntricas (laminillas) de matriz mineralizada que rodean el canal central (canal haversiano), que contiene vasos sanguíneos y fibras nerviosas.

A lo largo de los límites de cada capa, o laminillas, hay pequeñas cavidades conocidas como lagunas, cada una conteniendo una célula ósea u osteocito. Numerosos canales pequeños, llamados canalículos, se expanden a partir de cada laguna, conectando las lagunas de las láminas adyacentes, y finalmente alcanzando el canal haversiano.

La periferia de cada osteón es una línea de cemento, un área estrecha de sustancias fundamentales compuesta primariamente de GAG. Los canalículos del osteón y las fibras de colágeno que en la matriz ósea se interconectan de una lámina a otra, no cruzan esta línea. Este entrelazamiento de las fibras de colágeno dentro del osteón individualmente incrementa la resistencia del hueso a la sollicitación mecánica y probablemente explica por qué la línea de cemento es la porción más débil de la microestructura ósea. En los huesos largos, los osteones normalmente se disponen longitudinalmente, pero se dispersan frecuentemente y se anastomosan extensivamente entre sí.

Las laminillas intersticiales se extienden en las regiones entre los osteones completos. Están formadas por el mismo material solo que con una configuración geométrica diferente. Las interfaces entre las laminillas contienen agrupación de lagunas en las que permanecen los osteocitos y desde las que se extienden los canalículos.

Al nivel macroscópico todos los huesos se componen de dos tipos de tejidos óseos: cortical, encargado de formar la cubierta externa o corteza del hueso, y esponjoso, el cual se compone de finas laminas o trabéculas, con una estructura de malla laxa,

cuyos intersticios entre las trabéculas se llenan con medula roja. El tejido óseo esponjoso se dispone en laminillas concéntricas que contiene lagunas, pero no contienen canales haversianos.

Al nivel microscópico, el hueso puede ser tejido, el cual se considera un hueso inmaduro, o laminado, cuya estructura se empieza a formar un mes después del nacimiento, y reemplaza activamente el hueso tejido.

Todos los huesos se rodean por una membrana densa fibrosa llamada periostio, cuya capa exterior es penetrada por los vasos sanguíneos y por las fibras nerviosas que pasan hacia la corteza a través de los canales de Volkmann, conectando con los canales haversianos y extendiéndose hacia el hueso esponjoso. Una capa interna, osteogénica, contiene células óseas responsables de generar nuevo hueso durante el crecimiento y la recuperación (osteoblastos).

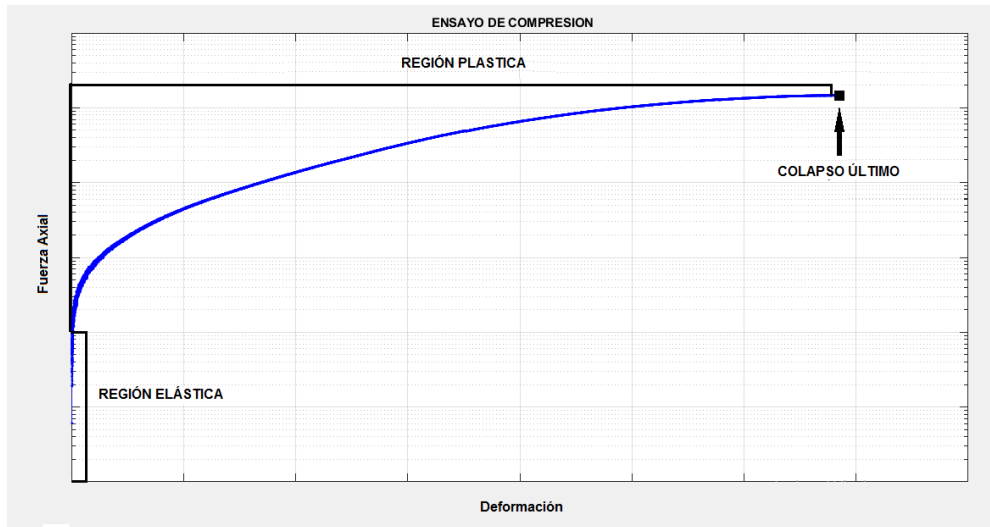
En los huesos largos, el endostio (membrana delgada) limita la cavidad central (medular). Contiene osteoblastos y también células óseas gigantes multicelulares llamadas osteoclastos, los cuales tiene una gran importancia en la remodelación y reabsorción del hueso¹⁰.

4.2. Propiedades biomecánicas del hueso

Funcionalmente, las propiedades mecánicas más importantes del hueso son su fuerza y su rigidez, las cuales se pueden medir y representar por medio de una curva de esfuerzo Vs. Deformación (Figura 3). Esta nos muestra en su parte inicial, la región elástica, haciendo referencia a la capacidad que tiene el hueso para deformarse y retornar a su forma original después de aplicada una carga externa. A medida que la carga aplicada, excede el punto límite de elasticidad permisible por la estructura ósea, el hueso exhibe un comportamiento plástico, reflejado en la segundo parte de la curva, el cual consiste en la deformación permanente del hueso. Si la carga sigue incrementa progresivamente, la estructura ósea colapsara en algún punto (el hueso se fracturara). Punto indicado en la curva como colapso último.

¹⁰ NORDIN, Margareta. FRANKEL, Víctor. Biomecánica básica del sistema muscoesqueletico: Biomecánica del hueso. Tercera edición. New York: Mc Graw Hill, 2001. p. 27-31.

Figura 2 . Curva de Fuerza Axial Vs. Deformación para una muestra de hueso cortical medido en tensión.



Fuente: Los autores.

Se reflejan tres parámetros para la determinación de la fuerza de una estructura ósea sobre la curva de esfuerzo Vs. Deformación: la carga y deformación que puede soportar antes del colapso y la energía que puede almacenar antes del colapso. La fuerza en términos de almacenamiento de energía se indica por el tamaño del área bajo la curva y la rigidez de la estructura se indica por la pendiente de la curva en la región elástica. A mayor pendiente, más rígido es el hueso.

Esta curva nos permite calcular las propiedades mecánicas de estructuras completas como son: los huesos, ligamentos o tendones e implantes metálicos, entre otros. Sin embargo caracterizar un hueso en términos del material que está compuesto, independiente de su geometría, requiere la estandarización de las condiciones de medición del tamaño y de la forma de los especímenes de medición. Esta medición estandarizada es útil para comparar las propiedades mecánicas de dos o más materiales, tales como la fuerza relativa del tejido óseo y tendinoso o la rigidez relativa de los diferentes materiales usados en la osteosíntesis.

Las propiedades mecánicas difieren en los dos tipos de hueso. El hueso cortical es más rígido que el hueso esponjoso, soportando mayor esfuerzo, pero menos deformación antes del colapso. El hueso esponjoso *in vitro* puede soportar hasta un

50 % de deformación antes de empezar a tensionarse, mientras que el hueso cortical cede y se fractura cuando la deformación excede de 1.5 a 2 %. Debido a su estructura porosa, el hueso esponjoso tiene una gran capacidad para el almacenamiento de energía.

El hueso muestra un comportamiento frágil o dúctil dependiendo de su edad y de la frecuencia con el que se somete a carga. A medida que el hueso envejece, pierde su ductilidad, y a velocidades altas de carga se comporta de una manera frágil.

Debido a que la estructura del hueso varía en las direcciones transversal y longitudinal, este exhibe un comportamiento anisótropo, lo que significa que sus propiedades mecánicas varían de acuerdo a la dirección en la que se le aplique la carga. Generalmente se puede decir que la fuerza y la rigidez ósea son máximas en la dirección longitudinal¹¹.

4.3. Comportamiento biomecánico del hueso

Los modos de carga aplicados en diferentes direcciones, a una estructura, nos permite comprender cuál es el comportamiento de sus propiedades mecánicas. Ha modo de Interés, estudiaremos lo que produce una fuerza de compresión pura, en una estructura ósea.

Las fuerzas de compresión pura, aplicadas a una estructura ósea, ocasionan que se acorte y ensanche, produciendo agrietamiento de los osteones (Figura 5). Su esfuerzo máximo se da en un plano perpendicular a la carga aplicada. En una articulación, la carga compresiva hasta el colapso, se puede producir por una contracción anormalmente fuerte de los músculos anexos.

Cuando el hueso se carga *in vivo*, la contracción de los músculos insertados en él, altera la distribución de cargas en este. Esta contracción muscular disminuye o elimina los esfuerzos a tensión producidos en el hueso, gracias a que genera esfuerzos a compresión, evitando el colapso de su estructura ósea (Figura 6).

¹¹ NORDIN, Margareta. FRANKEL, Víctor. Biomecánica básica del sistema muscoesqueletico: Biomecánica del hueso. Tercera edición. New York: Mc Graw Hill, 2001. p. 31-36.

Es importante tener en cuenta la velocidad o tasa a la que se le aplica o retira la carga al hueso, ya que este posee un comportamiento viscoelástico. Por tal motivo a mayor velocidad de aplicación de la carga, el hueso es más rígido y puede soportar mayor carga antes del colapso, y a tasas mayores de carga, este puede almacenar más energía antes del colapso.

La tasa de carga es de vital importancia tanto para el patrón de fractura como en la cantidad de daño de tejidos blandos. A una tasa baja de carga, el hueso puede disipar la energía almacenada por medio de la formación de una sola grieta, sin afectar los tejidos blandos y con poco o ningún desplazamiento de los fragmentos óseos. A una tasa alta de carga, la energía almacenada en el hueso no se puede disipar por medio de la formación de una grieta, por tal motivo se produce la fractura conminuta del hueso y daños graves en los tejidos blandos. Las fracturas óseas se clasifican en tres categorías, de acuerdo a la cantidad de energía liberada: baja energía, alta energía y muy alta energía.

La geometría de la estructura ósea influye en su comportamiento mecánico. Para fuerzas de compresión, la carga última y la rigidez son proporcionales al área transversal del hueso. Entre más grande es esta área, el hueso tiene un aumento significativo en estas propiedades.

Cuando realizamos un procedimiento quirúrgico en donde quitamos una parte del hueso o colocamos un implante en este (osteosíntesis). Las propiedades mecánicas como la rigidez y la carga última de la estructura ósea se ven afectadas, gracias a la concentración excesiva de esfuerzos en el foco del defecto (huecos tornillos y fractura). Obteniendo como resultado una mala distribución uniforme de cargas a lo largo de hueso¹².

¹² NORDIN, Margareta. FRANKEL, Víctor. Biomecánica básica del sistema muscoesqueletico: Biomecánica del hueso. Tercera edición. New York: Mc Graw Hill, 2001. p. 36-51.

4.4. Remodelación ósea

De acuerdo a la ley de Wolff el hueso tiene la habilidad de remodelarse en tamaño, estructura y forma, gracias a las solicitudes mecánicas que este experimenta a diario. Una persona que presenta gran peso corporal y realiza actividad física paulatinamente tiene mayor masa ósea que una persona con bajo peso corporal y sedentarismo. Para una fractura que se ha consolidado perfectamente, y en la cual sigue permaneciendo el elemento utilizado en la osteosíntesis. El hueso presenta una disminución considerable de la fuerza y la rigidez¹³.

¹³ NORDIN, Margareta. FRANKEL, Víctor. Biomecánica básica del sistema muscoesqueletico: Biomecánica del hueso. Tercera edición. New York: Mc Graw Hill, 2001. p. 51-54.

5. BIOMECÁNICA DE LA RODILLA

El hombre es el único primate que tiene un patrón de locomoción propio y presenta estabilidad en la hiperextensión de la rodilla. Dos características de esta articulación son la rotación externa de la tibia y la existencia de un alto grado de valgismo, el cual se debe a la anchura de la pelvis y a la necesidad de que el pie se sitúe próximo al centro de gravedad corporal durante la fase monopodal de la marcha. Posee un surco troclear profundo y un labio troclear externo prominente, con el fin de controlar el desplazamiento lateral de la rótula.

La rodilla es una diartrosis compuesta por dos articulaciones secundarias dentro de la misma cápsula, la articulación femoropatelar, constituida por el fémur y la rótula, y la articulación femorotibial, constituida por el fémur y la tibia. Además, posee un compartimiento medial ubicado en la parte interna de la rodilla, el cual contiene al cóndilo femoral medial, el menisco interno, la meseta tibial medial y el ligamento colateral interno. También posee un compartimiento lateral, ubicado en la parte externa de la rodilla, el cual contiene al cóndilo femoral lateral, el menisco externo, la meseta tibial lateral, el nervio ciático poplíteo externo y el ligamento colateral externo.

Las tres superficies articulares de la rodilla son la epífisis distal del fémur, con la tróclea femoral y los cóndilos femorales, la epífisis proximal de la tibia, con las dos cavidades glenoideas, y la cara posterior de la rótula, con las carillas articulares para la tróclea femoral.

La tróclea femoral tiene forma de polea, con dos carillas laterales convexas que convergen hacia un surco medial o garganta.

Los cóndilos femorales forman dos masas grandes, ligeramente divergentes. El cóndilo interno es estrecho y alargado, en comparación con el externo que es corto y ancho, y está próximo a la escotadura intercondílea, la cual separa los dos cóndilos por detrás y se prolonga hasta la carilla de la tróclea.

Las cavidades glenoideas tibiales son las superficies articulares para los cóndilos femorales. Entre ambas superficies se encuentran los tubérculos intercondíleos

medial y lateral, la superficie preespinal y la superficie retroespinal, lugares de inserción de los ligamentos cruzados.

El espesor y la distribución, del hueso subcondral en el platillo tibial, es más delgado cerca de la periferia de este y más grueso en el centro de la superficie articular. Adicionalmente la meseta tibial, que nos es plana, tiene una inclinación promedio de 9.16° en sentido anteroposterior, con respecto al suelo.

La rotula que es un hueso plano, cuya cara posterior está dividida en dos carillas por una cresta vertical. Se encuentra situada por delante de la tróclea femoral y cubierta a lo largo y ancho por el tendón de los cuádriceps. Además se caracteriza por tener el cartílago más grueso del cuerpo.

Las superficies articulares femorales y tibiales no son congruentes, por esta razón se hace necesario un sistema de adaptación de ambas superficies, función que cumplen los meniscos (Figura 10). Estos poseen una estructura fibrocartilaginosa en forma de semiluna, de sección triangular, que se adaptan a la superficie superior de las cavidades glenoideas y aumenta la superficie de contacto articular. En el menisco interno el ligamento lateral interno y el tendón del musculo semimembranoso fijan parte de sus fibras al borde periférico y posterior de este. Cada menisco se ancla sobre la meseta tibial por sus cuernos anteriores y posteriores, y están unidos entre sí por la parte anterior, con el ligamento yugal o meniscomeniscal presente en un 20 % en la cara posterior de estos.

Los meniscos no tienen inervación salvo en la porción más periférica y en los ligamentos de los cuernos anteriores y posteriores. Debido a la diferencia de forma y tamaño, el menisco externo absorbe un 50 % de la presión y el interno un 75 %.

Las trabéculas óseas en la epífisis distal del fémur y proximal de la tibia tienen una resistencia de acuerdo al punto de estudio. Según un experimento realizado por Goldstein¹⁴, donde se extrajeron cilindros de los huesos de ambos cóndilos

¹⁴ SA, Goldstein. DL, Wilson. DA, Sonstegard. LS, Matthews. The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location. J Biomech 1983; 16: 965-969

femorales y mesetas tibiales con el fin de someterlos a esfuerzos de compresión pura; las trabéculas del fémur son más resistentes que las de la tibia. Lo que nos explica, por qué las fracturas de mesetas tibiales son más frecuentes que las de los cóndilos femorales, en especial las ocasionadas en la meseta tibial interna¹⁵.

5.1. Ejes de movimiento rodilla

La rodilla posee tres grados de libertad: longitudinal, anteroposterior y mediolateral, en los cuales se permite la rotación o traslación de la tibia con respecto al fémur, ocasionando seis pares de movimientos: flexoextensión, varo-valgo, rotación interna-externa, compresión - distracción, desplazamiento anteroposterior y desplazamiento mediolateral.

En el plano sagital o mediano (Figura 11), el eje de flexoextensión es constante (Figura 12), y se dirige desde la parte anterosuperior en el lado medial hacia la parte posteroinferior en el lado lateral, pasando a través del origen de los ligamento medial y lateral, y superior al punto de cruce de los ligamentos cruzados.

Los ejes de flexoextencion y de la diáfisis femoral forman un ángulo de 81°, condicionando el valgo fisiológico de la rodilla. A pesar de esto, la rodilla, cadera y tobillo están alineados a lo largo del eje mecánico del miembro inferior y se superpone en la pierna con el eje de la tibia, mientras que en el muslo forma un ángulo de 6° con el eje del fémur (Figura 12). El eje mecánico de la extremidad inferior es oblicuo de arriba hacia arriba, formando un ángulo de 3° con la vertical (entre más ancha la pelvis más grande es este ángulo).

El eje longitudinal de la pierna, localizado en las espinas tibiales, permite efectuar la rotación solo cuando la rodilla se halla en flexión, ya que en extensión el eje de la pierna se confunde con el eje mecánico de está y la rotación axial ya no tiene lugar en la rodilla, sino en la cadera¹⁶.

¹⁵ MIRALLES, Rodrigo. Biomecánica clínica del aparato locomotor: Biomecánica de la rodilla. Primera edición. Barcelona: MASSON, 1998. p. 225-227.

¹⁶ MIRALLES, Rodrigo. Biomecánica clínica del aparato locomotor: Biomecánica de la rodilla. Primera edición. Barcelona: MASSON, 1998. p. 227-230.

5.2. Elementos estabilizadores pasivos

La capsula articular de la rodilla tiene forma de manguito, delimitado en la parte de adelante por la rótula y atrás por los ligamentos cruzados, la circunferencia superior de este rodea al fémur y la inferior envuelve el extremo superior de la tibia, dejando las inserciones de los dos ligamentos cruzados fuera de la capsula. La cubierta interna de esta capsula es la membrana sinovial, encargada de producir liquido sinovial, el cual baña la articulación reduciendo la fricción entre las superficies en contacto durante los movimientos, adicionalmente cumple las funciones de nutrición y defensa.

La membrana sinovial esta subdividida por conductos comunicados entre sí. En la parte superior de la rótula forma una bolsa denominada serosa suprarrotuliana o fondo de saco subcuadricipital, considerada como una extensión superior de la cavidad articular de la rodilla. En la parte de abajo de la rótula está separada del ligamento rotuliano por la almohadilla grasa infrarrotuliana o paquete adiposo de la rodilla, extendiéndose desde la parte inferior de la rótula y la cara anterior de la tibia hasta la cara anterior de la escotadura intercondílea femoral. Además recubre los ligamentos cruzados posterior y anterior, esta ricamente vascularizada principalmente por la arteria genicular media que le llega desde arriba. Cuando se produce un arrancamiento del fémur, el más frecuente, se desvasculariza el ligamento cruzado anterior (LCA) produciendo un afección muscular grave.

El ligamento adiposo el cual se prolonga a lo largo de los bordes laterales de la rótula, formando los repliegues alares, tiene como función reforzar la cara superior de la capsula articular y a su vez rellenar la parte anterior de la articulación. En flexión este esta comprimido por el ligamento rotuliano, sobresaliendo a cada lado de la rótula.

Existen una serie de ligamentos que actúan como refuerzos para la capsula articular de la rodilla, como los ligamentos anteriores, posteriores y laterales. Y elementos estabilizadores que no refuerzan la capsula articular de la rodilla como lo son los ligamentos cruzados.

El ligamento rotuliano o anterior es una cinta fibrosa muy ancha y resistente que se extienden desde el vértice de la rótula hasta la tuberosidad anterior de la tibia. Morfológicamente se consideran como el tendón terminal del musculo cuádriceps, el cual se interrumpe en la cara anterior de la rodilla por el desarrollo de la rótula.

Existen otros refuerzos fibrosos para la capsula articular de la rodilla, como los son la aponeurosis femoral, que cubre todo el contorno de la rodilla, la expansión cuadrípital, que es una lámina aponeurótica que se desprende del tendón del musculo recto anterior o recto femoral y de los dos vastos, descendiendo por delante de la rodilla hasta la tuberosidades de la tibial, y finalmente las aletas rotulianas interna y externa, que son laminillas fibrosas situadas por debajo de la expansión cuadrípital, que van de los bordes laterales de la rótula hacia los cóndilos del fémur.

El ligamento patelofemoral medial, una de las mejores estructuras medial estabilizadoras estática, se origina en el tubérculo aductor y pasa por debajo del musculo vasto medial oblicuo para insertarse en la mitad proximal del borde medial de la rótula. Este ligamento junto con el patelomeniscal medial representan el 75 % de las fuerzas mediales que estabilizan la rótula.

El ligamento patelotibial medial se ha descrito como originado en la parte inferior y medial de la rótula y oblicuamente hacia abajo, insertándose 1,5 cm por debajo de la articulación en la cara anteromedial proximal de la tibia.

El ligamento lateral interno (LLI) forma una cintilla fibrosa, aplanada, oblicua hacia abajo y hacia adelante, que une el cóndilo interno del fémur, por debajo del tubérculo de tercer aductor, con la cara interna de la tibia detrás de los tendones de la pata de ganso. Sus fibras posteriores y anteriores, provenientes de su zona profunda, se insertan en el menisco interno.

El ligamento lateral externo (LLE) es un cordón fuerte y redondeado, oblicuo hacia abajo y hacia afuera, en la parte posterior de la rodilla. Se inserta en el cóndilo externo del fémur y en la cabeza del peroné, por delante de su vértice. Esta oculto por el tendón del bíceps que lo abraza. Este no posee fibras para el menisco.

El ligamento cruzado anterior (LCA) (Figura 16) se origina en la parte interna de la región preespinal de la meseta tibial, parcialmente confundido con el extremo anterior del menisco externo, cuyas fibras se unen al periostio. Se dirige hacia arriba, atrás y fuera, enrollándose sobre sí mismo, insertándose en la parte posterior de la superficie interna del cóndilo externo femoral formando una luna convexa hacia atrás.

El LCA presenta una estructura multiaxial que permite una adaptación a las variaciones de dirección y tensión a las que es sometido. La contracción aislada de los músculos isquiotibiales disminuye las tensiones sobre el LCA, pero no es significativa de 0° a 60°. Si tenemos una contracción simultáneamente de los cuádriceps y los isquiotibiales el LCA no se vería protegido significativamente de 0° a 30°.

El LCA está inervado por una rama de articulaciones del nervio ciaticopoplíteo interno, sus fibras penetran la pared posterior de la capsula articular y discurren alrededor del ligamento. Posee mecanorreceptores rápidos (Paccini) sensibles al movimiento y lentos (Ruffini) encargados de analizar la velocidad y aceleración. La inervación del ligamento cruzado anterior puede ser importante en el control sensitivo del movimiento, ya que preserva la actividad de los músculos géminos, soleo, bíceps crural y semimembranoso, ya que la pérdida de inervación puede ser responsable de alteraciones de la biomecánica de la rodilla.

El ligamento cruzado posterior (LCP) es más largo, más ancho, menos oblicuo en su dirección y con mayor resistencia mecánica que el LCA. Se inserta en la superficie retroespinal de la tibia y en la extremidad posterior del menisco lateral. Se dirige hacia arriba, hacia adelante y hacia dentro, se inserta en la superficie externa del cóndilo interno femoral. Su inserción femoral está en el plano sagital y la tibial lo está en el plano frontal.

Los ligamentos cruzados están en contacto uno con otro por su borde axial y cruzados con los ligamentos laterales. El anterior con el externo y el posterior con el interno. Estos ligamentos aseguran la estabilidad anteroposterior de la rodilla, permitiendo los movimientos de flexoextensión mientras mantiene el contacto entre

las superficies articulare. El LCA es el principal freno del desplazamiento anterior de la tibia (cajón anterior), y el LCP del desplazamiento posterior (cajón posterior). La disposición de estos ligamentos permite que exista toda una serie de puntos de flexión, alineados en la curva posterior del cóndilo, lo que hace imposible el desplazamiento anteroposterior del fémur sobre la tibia.

La tensión que soporta el LLI es de 1.120 ± 153 MPa, el doble que la del LCA 516 ± 64 a 69 MPa. En el LCA la mayoría de fibras están tensas en la extensión máxima, por el contrario, en el LCP esto ocurre en su máxima flexión y en algunas fibras en su posición intermedia.

La rotura aislada del LCA, por el mecanismo de rotación interno y varo forzado, produce la subluxación anterior del platillo tibial externo y un aplastamiento del cuerno posterior del menisco externo por el cóndilo, lo que provocara el desplazamiento del cóndilo interno hacia atrás y la lesión del cuerno posterior del menisco interno. Sin embargo, los movimientos de flexoextensión que se producen en la rodilla implican necesariamente la asociación de rodamiento y deslizamiento entre las superficies articulares, dejando expuesta una de las funciones principales de los ligamentos cruzados que es limitar este desplazamiento.

La rotación de la rodilla en extensión es imposible debido a la tensión de los ligamentos laterales y cruzados. Estos últimos se enrollan sobre sí mismos y su distención bloquea el movimiento.

En ausencia de acción de los ligamentos cruzados, por lesión aguda o crónica, los demás ligamentos de la rodilla y las estructuras capsulares proporcionan estabilidad a la articulación solo en los grandes desplazamientos. Adicionalmente existen refuerzos capsulares en la cara posterior de la rodilla denominados punto de ángulo posterointerno (PAPI) o complejo posteromedial y punto de ángulo posteroexterno (PAPE) o complejo posterolateral.

El complejo posteromedial está constituido por la capsula posterior, el cuerno posterior del menisco interno, el ligamento poplíteo oblicuo (tendón recurrente del semimembranoso, que se inserta en el cóndilo externo del fémur) y los tendones

del musculo semimembranoso (tendón anterior, directo y distal). El complejo posterolateral está formado por el cuerno posterior del menisco externo, el ligamento poplíteo arqueado (sistema de fibras capsulares en forma de Y cuyo tronco está unido a la cabeza del peroné y cuyas ramas se insertan en la tibia y en el casquete externo), el musculo poplíteo (con sus tendones al cóndilo externo, al cuerno posterior del menisco externo y a la cabeza del peroné) y el musculo gemino externo.

Existe una cintilla iliotibial (IT Band) que ayuda a estabilizar la rodilla. Se origina en el hueso aliaco, dirigiéndose hacia abajo por el lado externo del musculo y se inserta en el tubérculo de Gerby en la tibia. En su parte proximal el tensor de la fascia lata (TFL) le proporciona tensión insertándose en la rodilla¹⁷

5.3. Comportamiento mecánico de los meniscos

Los meniscos protegen el cartílago articular de la concentración de presiones, el medial en un 50% y el lateral en un 75%, evitando desgastes del cartílago y deterioro compartimental. En rotaciones realizadas en flexión el menisco acompaña al fémur y no a la tibia, es decir el movimiento se realiza sobre los meniscos.

En el menisco bovino el módulo de tensión radial es mayor en la porción posterior, donde existe una mayor densidad de fibras. Se deduce que la presencia de fibras radiales previene las roturas longitudinales, pero predispone a las roturas horizontales¹⁸.

La pérdida de la parte más interna del menisco tiende a incrementar la tensión hacia la escotadura intercondílea, y si se asume que el cartílago articular de la meseta tibial se comporta de la misma manera que el de la rótula, no deberían aparecer desgastes progresivos del cartílago en esta zona. La conservación de un menisco desgarrado o fisurado no tiene efectos perniciosos sobre la magnitud o distribución

¹⁷ MIRALLES, Rodrigo. Biomecánica clínica del aparato locomotor: Biomecánica de la rodilla. Primera edición. Barcelona: MASSON, 1998. p. 230-235.

¹⁸DL, Skaggs. WH, Warden. VC, Mow. Radial tie fibers influence the tensile properties of the bovine medial meniscus. J Orthop Res 1994; 12: 176-185.

de las tensiones, siempre que el menisco desgarrado no se desplace bajo los cóndilos¹⁹.

¹⁹ MIRALLES, Rodrigo. Biomecánica clínica del aparato locomotor: Biomecánica de la rodilla. Primera edición. Barcelona: MASSON, 1998. p. 244.

6. COMPARACIÓN DE ESPÉCIMENES

A mediados del siglo XI cuando la medicina aún se basaba en remedios caseros y utilizar un cadáver era impensable por cuestiones morales que lo impedían en la época, solo quedaba la opción de utilizar a los animales como modelo para prácticas en conocimientos de la medicina, el cerdo era la especie que se consideraba más cercana a nosotros, hoy siglos más tarde los estudios lo confirman. Una investigación que publica la universidad de Edimburgo plantea que no solo nos parecemos en el tamaño de los órganos, compartimos similitudes genéticas que participan en el desarrollo de enfermedades coronarias e incluso con dolencias tan extendidas como la obesidad, la diabetes, el Parkinson, todas estas dolencias se localizan a través de la mutación de algunas de las proteínas que comparten humanos y cerdos.²⁰

Para poder proceder con la experimentación de este trabajo se seleccionó la rodilla de porcino por su fácil acceso y bajo costo comparado con los huesos artificiales (PMMA) ²¹, además el tejido óseo representa las mismas características biomecánicas que el humano y se usa frecuentemente en investigaciones , gran número de autores han llevado a cabo ensayos en los cuales elementos de osteosíntesis se someten a diversos ensayos asumiendo el hueso del porcino como un estándar para la experimentación en el ámbito de la ortopedia²².

A continuación, podemos encontrar el comportamiento de una rodilla de porcino de 4 meses y medio aproximadamente luego de una disección, este espécimen fue sometido a carga de compresión en la máquina MTS-bionix 370.02. , luego de la experimentación con la ayuda de Excel se construyó la gráfica en donde se puede apreciar como tiene dos puntos en los cuales la fuerza desciende de una manera abrupta y es debido a que la rodilla se disloca y son los tejidos blandos los que

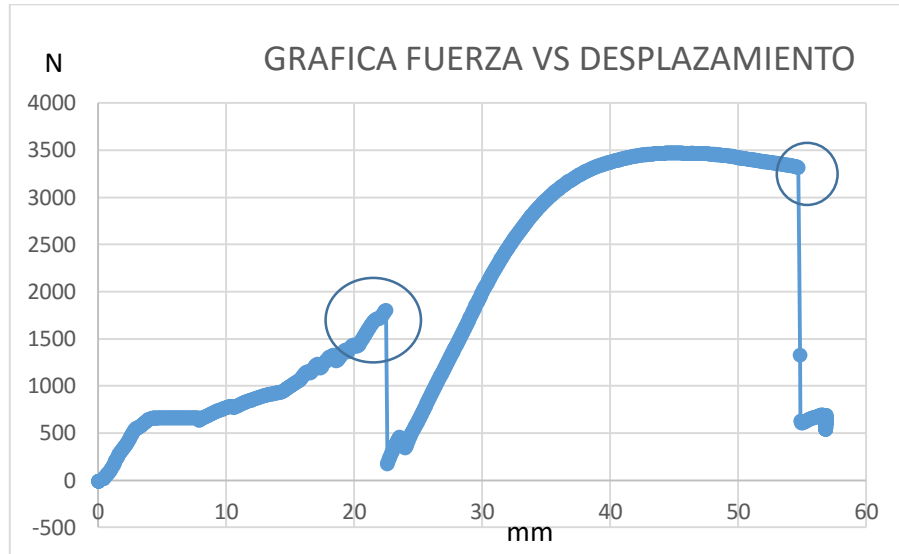
²⁰ DUY, Yutao. *Nature*, La Razón; España, Madrid, 14 de noviembre de 2012.

²¹ *El PMMA es un polímero termoplástico altamente transparente que se obtiene de la polimerización del monómero metilmetacrilato.*./resinex.es.

²² O. Martel, J. A. Carta, G. Garcés, J. M. Quintana, A. Yáñez, J. F. Cárdenes, *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica*. Vol. 9, N.º 3, pp. 3-11, 0000

realizan la fuerza , gracias a esta prueba podemos registrar que la rodilla soporto 1934,7 N y luego que se disloca alcanza 3500 N.

Gráfica 1. Gráfica fuerza vs desplazamiento en rodilla de porcino

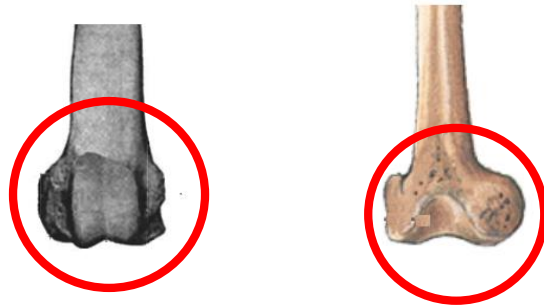


Fuente: *Los Autores*

comparando detalladamente la fisiología de este animal, la rodilla del cerdo contiene ciertas características, la rótula a diferencia de la de los humanos está mucho más comprimida y presenta tres superficies: cóndilo lateral, cóndilo medial y la tróclea²³. Una diferencia que se encontró entre las partes óseas fue en las extremidades de los huesos largos, en el porcino, el fémur presenta una reducción en el volumen del hueso esponjoso siendo más notorio en el cóndilo medial (Figura 3), lo que nos indica que las fracturas en los cóndilos mediales en los cerdos no se presentan con tanta regularidad como el humano.

²³ Sisson y Grossman, anatomía de los animales domésticos, Quinta edición, pág.1350-1359.

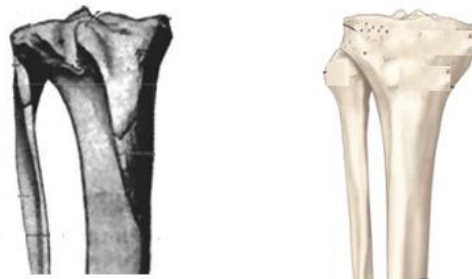
Figura 3. Fémur derecho vista frontal del cerdo, Fémur derecho vista frontal del humano.



Fuente: Sisson y Grossman, anatomía de los animales domésticos, Quinta edición, pág.1353.

El cuerpo de la tibia está ligeramente curvado y es convexo en sentido medial. La tuberosidad es mucho más pronunciada en el porcino, se halla surcada cranealmente y presenta un surco extensor estrecho que la separa del cóndilo lateral²⁴. Ambos cóndilos son más delgados que los del humano como se puede apreciar en la (Figura 29). Una semejanza muy importante para la investigación es que el cartílago de crecimiento (fisis) se desarrolla de manera muy similar en los dos especímenes.

Figura 4. Vista de tibia y peroné derecho del cerdo, vista frontal de tibia del humano.



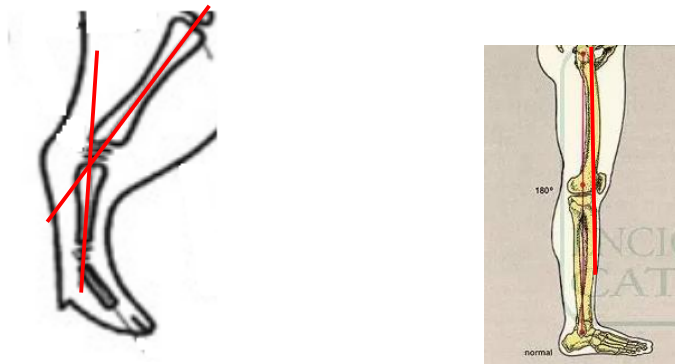
Fuente: Sisson y Grossman, *Anatomía de los animales domésticos*, Quinta edición, pág.1354.

A posteriori de la selección de la rodilla de porcino como objeto de experimentación se pudo contemplar una diferencia en cuanto a su extensión total ya que debido a una serie de músculos y tendones (estabilizadores dinámicos) la rodilla del porcino

²⁴ Sisson y Grossman, anatomía de los animales domésticos, Quinta edición, pág.1350-1359.

no adopta la misma posición que el humano de 180 grados difiere por 35 grados como se puede ver en la (Figura 30) impidiendo la colocación en la máquina de ensayos. Luego de explorar la articulación de rodilla disectada del animal, se observa que el musculo fibularis tertius (peroneo) ²⁵, que surge de la fosa extensora del fémur y se conecta y recubre el tendón extensor digital largo junto con el gastrocnemio²⁶ que son los encargados de que la rodilla adopte su posición natural²⁷. Con la supervisión del anatomista se llevó a cabo una disección en la cual se extirparon dichos estabilizadores dinámicos y permite que la rodilla adopte la posición que se requiere para la experimentación.

Figura 5. Extensión total de rodilla de porcino, extensión total de rodilla humana.



Fuente: <https://es.slideshare.net/gonzalpz/anatomia-rodilla-pierna-pie>.

²⁵ Que está situado en el peroné y tiene la función de flexionar el pie.

²⁶ El músculo **gastrocnemio**, también llamado *musculus gastrocnemius* y popularmente gemelos, por estar separado en dos mitades, está situado en la región posterior de la pierna y es el músculo más superficial de la pantorrilla.

²⁷ SISSON y GROSSMAN, anatomía de los animales domésticos, Quinta edición, pág.1350-1359.

7. FRACTURAS

7.1. Fracturas en la epífisis proximal de la tibia




Estos tipos de fracturas se dividen en dos grandes grupos: fracturas articulares y fracturas no articulares. Afectan de forma significativa la alineación, estabilidad, movimiento articular y la fuerza de la extremidad.

Se han planteado un sin número de clasificaciones para las fracturas de la meseta tibial (FMT), sin embargo, una de las más empleadas es la propuesta por Hohl y Luck ²⁸ en el año 1956, que posteriormente fue modificada por estos mismo. Y las clasificaciones propuestas por Moore y el grupo AO. Sin embargo, la clasificación utilizada en este estudio experimental fue la propuesta por Schatzker en el año 1979, debido a su simplicidad y ayuda para el manejo de esta fractura. Este autor divide las FMT es dos grandes grupos: las causadas por trauma de baja energía, que afectan generalmente el platillo tibial lateral y las de alta energía, que afectan el platillo tibial medial, los bicondilares con disociación metafiso - diafisiaria.

Tabla 1. Tipos de Fracturas en epífisis proximal.



FRACTURA	REPRESENTACIÓN GRAFICA	DESCRIPCIÓN
FRACTURAS DE BAJA ENERGÍA		
<i>Fracturas Desplazadas del Platillo Tibial Lateral.</i>	A 	Se observan en pacientes jóvenes, no existe hundimiento de la superficie articular debido a la fortaleza del hueso esponjoso, cuando esta fractura es desplazada el menisco lateral es

²⁸ ÁLVAREZ, Alejandro; Clasificación de Schatzker en las fracturas de la meseta tibial. ARTICULOS DE REVISIÓN: Cuba.2003.

		desgarrado y puede desplazarse dentro del foco de fractura. ²⁹
Fracturas Desplazadas y Deprimidas		Ocurre en pacientes generalmente por encima de la cuarta década de la vida donde existe debilidad del hueso subcondral. ³⁰
Fracturas Deprimidas o con Hundimiento de la Superficie Articular		Ocurre como resultado de un trauma de baja energía en pacientes ancianos con presencia de osteoporosis, la incidencia de lesión ligamentosa es muy baja.
FRACTURAS DE ALTA ENERGÍA		
Fracturas del cóndilo medial		Usualmente afecta todo el cóndilo, es causada por un mecanismo de varo forzado y compresión axial. Esta fractura tiene una alta incidencia de daño de ligamentos (cruzado anterior y laterales), distensión del nervio peroneo, daño de

²⁹ ÁLVAREZ, Alejandro; Clasificación de Schatzker en las fracturas de la meseta tibial. ARTICULOS DE REVISIÓN: Cuba.2003. p.3.

³⁰ ÁLVAREZ, Alejandro; Clasificación de Schatzker en las fracturas de la meseta tibial. ARTICULOS DE REVISIÓN: Cuba.2003. p.4.

		la arteria poplítea y del menisco interno.
Fracturas Bicondilares		En estas fracturas existen desplazamiento de los dos condilos tibiales, el patrón característico es la fractura del condilo medial con fractura deprimida o desplazada del condilo lateral, al ser una fractura causada por un mecanismo de alta energía, se debe realizar un examen neurovascular minucioso. ³¹
Fracturas con Disociación Metafisio-Diafisaria		Son fracturas conminutas con la apariencia radiográfica de una explosión. Presentan una alta incidencia de Síndrome Compartimental y daño neurovascular. La aplicación de tracción produce distracción metafisio-diafisaria en vez de lograr la reducción de la superficie articular.

Fuente: los autores

³¹ ÁLVAREZ, Alejandro; Clasificación de Schatzker en las fracturas de la meseta tibial. ARTICULOS DE REVISIÓN: Cuba.2003. p.5

7.1.1 Tratamiento según de la clasificación de Schatzker

Tipo I. Fracturas Desplazadas del Platillo Tibial Lateral.

Estas fracturas se acompañan de una alta incidencia de lesión del menisco del mismo lado, especialmente en las fracturas desplazadas. Debido a esta alta incidencia de lesión meniscal, estos enfermos deben ser estudiados antes y durante el acto quirúrgico mediante Resonancia Magnética Nuclear y/o Artroscopia, ya que si el menisco esta interpuesto en el foco de fractura está indicada la reducción abierta de la misma. Por otra parte, si el menisco está intacto y no esta interpuesto en el foco de fractura, está indicada la reducción cerrada mediante fijación percutánea con tornillos canulados o no canulados asistiendo la reducción mediante Artroscopia o arco en C.³²

En las fracturas tipo I generalmente no se necesita de placas AO ³³ni injertos óseos, ya que la parte inferior del cóndilo lateral no está conminuta, pero en el caso que lo esté, su uso si está justificado.

Como elemento muy importante se hace necesario recordar que, a la hora de colocar los tornillos, el platillo tibial lateral es más alto que el medial, por lo que su inserción debe ser algo más baja de la superficie articular lateral para de esta manera evitar la protrusión de los tornillos en la superficie articular medial. ³⁴

Tipo II. Fracturas Desplazadas y Deprimidas.

En este caso también es necesaria una evaluación pre-operatoria adecuada para determinar el grado y la localización del hundimiento, pudiendo ser este anterior o central.

³² ÁLVAREZ, Alejandro; Clasificación de Schatzker en las fracturas de la meseta tibial. ARTICULOS DE REVISIÓN: Cuba.2003. p.6

³³ Los componentes fundamentales del sistema AO de compresión interna son las placas y los tornillos de tracción.

³⁴ ÁLVAREZ, Alejandro; Clasificación de Schatzker en las fracturas de la meseta tibial. ARTICULOS DE REVISIÓN: Cuba.2003. p.7.

La reducción abierta o cerrada de la superficie articular también depende del estado del menisco. El menisco debe ser salvado a toda costa por varias razones, ayuda a distribuir y transmitir las cargas de la articulación, ayuda como techo de la superficie articular y previene el desplazamiento secundario de la superficie articular.

Se realiza un abordaje lateral mediante el cual se eleva la superficie articular con un desperiostizador o impactador, luego se coloca injerto óseo para mantener la reducción, este proceder puede ser facilitarse mediante el uso de distractores.³⁵

Cuando el cóndilo lateral está intacto o con ligera conminución pueden ser usados tornillos de esponjosa con o sin arandelas. Por otra parte, si la conminución es muy marcada y el hueso está osteoporótico entonces está indicada la utilización de placas AO.

Tipo III. Fracturas Deprimidas de la Superficie Articular.

Debemos recordar que generalmente esta fractura ocurre en paciente ancianos con hueso osteoporótico después de un mecanismo de compresión axial y valgo. En caso de que el área de la conminución sea pequeña y la articulación se mantiene estable, el tratamiento es conservador. Por otra parte, si esta fractura ocurre en un paciente con estilo de vida activo entonces el tratamiento quirúrgico está indicado. El tratamiento quirúrgico consiste en levantar la superficie articular, colocar injerto óseo y realizar reducción cruenta y osteosíntesis, asistido mediante Artroscopia y arco en C.³⁶

³⁵ ÁLVAREZ, Alejandro; Clasificación de Schatzker en las fracturas de la meseta tibial. ARTICULOS DE REVISIÓN: Cuba.2003. p.7

³⁶ ÁLVAREZ, Alejandro; Clasificación de Schatzker en las fracturas de la meseta tibial. ARTICULOS DE REVISIÓN: Cuba.2003. p.8

Tipo IV. Fracturas del cóndilo medial.

Debido a que son fracturas causadas por trauma de alta energía se asocian generalmente a otras lesiones como luxación de rodilla y daño neurovascular. Estas fracturas por lo regular incluyen la eminencia o espina tibial.

El tratamiento conservador en este tipo de fractura solo se indica en las fracturas no desplazadas, ya que aun las que tienen un desplazamiento mínimo consolidan viciosamente en varo.

Debido las grandes fuerzas biomecánicas que se transmiten a través del platillo medial, la fijación con tornillos no es suficiente por si sola y se hace necesaria la utilización de placas más aún si la porción inferior de la metáfisis presenta conminución o pérdida de la sustancia ósea. En caso de existir avulsión de la eminencia tibial, la misma debe ser fijada con tornillos. En caso de presentar desplazamiento posterior se hace necesaria una segunda incisión para facilitar la reducción.³⁷

Tipos V y VI.

Estas fracturas tienen en común varios aspectos, el primero es que en las mismas se afectan los dos platillos tibiales y además se acompañan de una gran cantidad de lesiones asociadas tanto locales como generales como la presencia de fracturas abiertas y la participación en la fractura de la eminencia tibial. Las fracturas tipo V son descritas por Schatzker 15 como fracturas en Y invertidas, la fractura comienza en el área Inter- condilar y se dirige hacia la metáfisis proximal de la tibia, separando el cóndilo medial del lateral. Por lo general, la configuración consiste en una fractura desplazada del cóndilo medial asociada a una fractura con depresión de la superficie articular o desplazada del platillo tibial lateral. Las fracturas tipo VI se

³⁷ ÁLVAREZ, Alejandro; Clasificación de Schatzker en las fracturas de la meseta tibial. ARTICULOS DE REVISIÓN: Cuba.2003. p.9

diferencian de la anterior por su extensión hacia la diáfisis causando la disociación característica de metáfisis- diáfisis.³⁸

Debido a que son fracturas extremadamente conminutivas su verdadera extensión solo puede ser determinada por radiografías en tracción, Tomografía Axial Computarizada o Resonancia Magnética Nuclear.

El tratamiento conservador en este tipo de fractura es rara vez indicado, debido a la alta incidencia de rigidez articular y pérdida de la reducción, su utilización está basada en que el paciente no soporte una intervención quirúrgica.

Aunque el tratamiento ideal para estas fracturas es el quirúrgico el mismo no está exento de complicaciones. En la antigüedad se colocaban dos placas AO una cada lado, lo cual necesitaba de una gran disección de los tejidos blandos especialmente del lado medial, esto trae aparejado una alta incidencia de lesiones de partes blandas entre las cuales las más encontradas están la infección y la dehiscencia de la herida.

Por la incidencia de estas complicaciones, en la actualidad se desarrollan algunas alternativas para evitarlas como el uso de fijadores externos del lado medial aplicando el principio del ligamento taxis y la utilización de pequeñas incisiones que permitan la reducción y fijación del platillo medial, en otras ocasiones se aplican pequeñas placas las cuales pueden ser colocadas subperiósticas.

En todos los pacientes la fijación del platillo tibial medial es de extrema importancia ya que la deformidad residual más encontrada en estos pacientes es el varo. Debido a la alta incidencia de complicaciones de las partes blandas, hoy en día una gran cantidad de autores prefieren el uso de la fijación externa con abordajes mínimos

³⁸ ÁLVAREZ, Alejandro; Clasificación de Schatzker en las fracturas de la meseta tibial. ARTICULOS DE REVISIÓN: Cuba.2003. p.10.

sobre la zona fracturada. Este método permite la estabilización, reducción y una rápida incorporación del paciente a la rehabilitación.

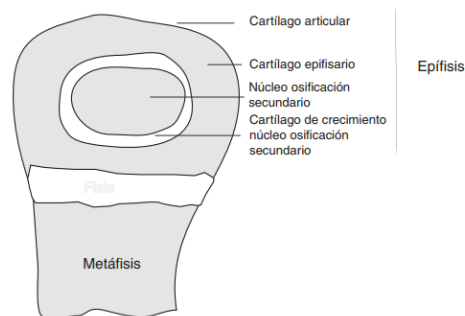
Después de la reconstrucción de la superficie articular en las fracturas tipo VI, se hace necesaria la estabilización de la diáfisis mediante alguno de los siguientes métodos de fijación: 1- placa unilateral, 2- placas bilaterales, 3- placa y fijador externo contralateral, 4- fijación externa circular (Fijador de Ilizarov).

7.2. Fractura en fisis

La fisis También conocida como cartílago de crecimiento es una extensión periférica del centro de osificación primario, que produce el crecimiento de los huesos largos, en la fisis se desarrolla una mineralización de la matriz en los que se ven involucrados proliferación celular con llevando a la apoptosis donde el cartílago es reemplazado por hueso aumentando así mismo la longitud del mismo.

Cuando el esqueleto se acerca a la madurez disminuye el crecimiento longitudinal y proliferación de las células encargadas de producir y mantener la matriz del cartílago llamadas condrocitos. Durante la adolescencia se forman pequeños puentes óseos entre el centro de osificación epifisario y la metafisis. Al terminar de crecer un hueso no es necesario que el cartílago se solidifique completamente ya que en cada cuerpo la fisis se comporta con su propio y único patrón.³⁹

Figura 6. Esquema de la extremidad de un hueso largo en crecimiento.



Fuente: Shapiro F y Forriol F. *El cartílago de crecimiento: biología y biomecánica del desarrollo*, 2005;

49:55-67

³⁹ SHAPIRO F y FORRIOL F. *El cartílago de crecimiento: biología y biomecánica del desarrollo*, 2005;49:55-67

Microscópicamente, en el cartílago de crecimiento se distinguen cuatro capas, la zona de reserva, la zona proliferativa o en pila de monedas, la zona hipertrófica y la metafisiaria. Funcionalmente, se consideran: 1) la zona germinativa, 2) la zona proliferativa con dos capas bien delimitadas, la superior y la baja, 3) la zona hipertrófica que en sus cuatro quintas partes superiores constituye la matriz no mineralizada y la parte inferior restante la matriz mineralizada, y 4) la metáfisis. Estas dos últimas, la zona de matriz mineralizada y la metáfisis constituyen la zona de calificación provisional.⁴⁰

Hace parte del cartílago de crecimiento la metáfisis, está íntimamente unido al proceso de osificación endocranal conllevando a su temprana formación, debido a la apoptosis la porción metafisiaria del cartílago de crecimiento deposita células y capilares ocupando esos espacios debido a las muertes celulares, dejando grandes poros que permiten la extracción de plasma y de otros elementos celulares sanguíneos. Los osteoblastos se organizan recubriéndolos de tejido formando hueso esponjoso, en la siguiente imagen podemos observar parte del cartílago de crecimiento entre las trabéculas epifisiarias y metafisiarias.⁴¹

Dado que los cartílagos de crecimiento son la última porción de los huesos que se endurece (osifica), éstos son vulnerables a sufrir fracturas. De hecho, los músculos y los huesos se desarrollan a velocidades diferentes, por lo que los huesos de un niño pueden ser más débiles que los tejidos ligamentosos que conectan los huesos con otros huesos.

En los traumatismos es difícil separarlas epífisis de las metáfisis por lo que estudiaremos de forma conjunta su comportamiento mecánico y traumático. La zona metafiso-epifisiaria se describe como la zona del hueso que cabe en un cuadrado cuyo lado es la distancia transversa máxima de la epífisis, salvo para la extremidad proximal de la tibia que debido a su forma la zona metafiso-epifisiaria. Este sistema ha sido adoptado por la Asociación de Ortopedia en su clasificación de las fracturas ya que es práctico y totalmente específico sin margen de error ínter observador.

⁴⁰ Shapiro F y Forriol F. *El cartílago de crecimiento: biología y biomecánica del desarrollo*, 2005;49:55-67

⁴¹ Shapiro F y Forriol F. *El cartílago de crecimiento: biología y biomecánica del desarrollo*, 2005;49:55-67

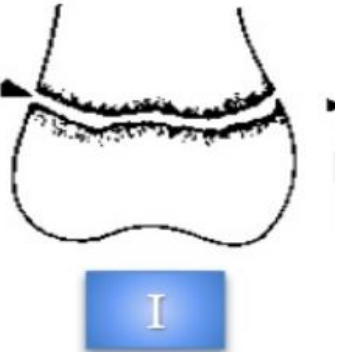
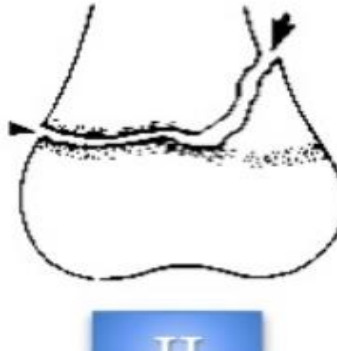
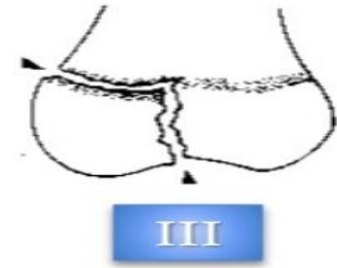
Las fracturas del cartílago de crecimiento (fisis) es una lesión exclusiva de los niños, con una gran frecuencia y potencial gravedad de sus secuelas. La fisis está constituida por tres capas principales, la germinal, la proliferativa y la hipertrófica. El plano de separación metafiso-epifisaria se produce en la unión entre el cartílago sin calcificar y el calcificado. En la epífisis la capa germinal fisiaria permanece siempre unida al hueso epifisario.

Esta es la zona más frecuentemente lesionada en el niño y de ésta lo es la fisis y la metáfisis, más que la epífisis. La epífisis se lesiona raramente ya que en el momento del traumatismo toda la tensión es absorbida por la zona más frágil que la fisis y sobre ella recaen prácticamente todas las lesiones. El desprendimiento epifisario (epifisiolisis) sigue varios patrones y Salter y Harris presentaron una clasificación que se continúa utilizando actualmente.⁴²

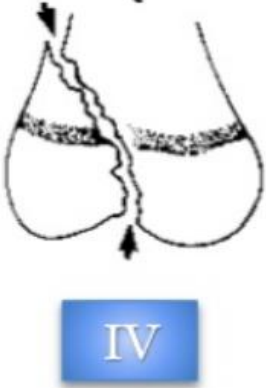
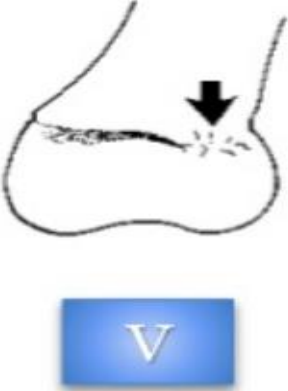
⁴² Shapiro F y Forriol F. *El cartílago de crecimiento: biología y biomecánica del desarrollo*, 2005;49:55-67

7.2.1 Clasificación de Salter y Harris de la epífisis

Tabla 2. Tipos de fractura en fisis.

Tipo	Representación gráfica	Característica
Tipo I		<ul style="list-style-type: none"> • No hay compromiso óseo • Más frecuente en preescolares. • Representa el 6 % de las fracturas fisiales. • Se conserva la zona germinal en contacto con la epífisis, por tanto, se mantiene la nutrición vascular. • Buen pronóstico de crecimiento óseo.
Tipo II		<ul style="list-style-type: none"> • La Fx. Se propaga por la zona hipertrófica de la fisis y luego hacia la metáfisis. • Es la más frecuente. Representa el 60% de las fx. Fisiales. • Buen pronóstico también, pues conserva indemne el aporte nutricio desde la epífisis.⁴³
Tipo III		<ul style="list-style-type: none"> • Es una Fx. Intraarticular que compromete la fisis y la epífisis. • Representa el 10% de las fx. Fisiales. • El pronóstico del crecimiento óseo es generalmente bueno, pero dependerá del

⁴³ PEÑA, María. Lesiones fisiarias en niños; División Académica de Ciencias de la salud, Universidad Juárez autónoma de tabasco; 2014. p.9.

		<p>grado de desplazamiento y/o fragmentación.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Más frecuente en el tobillo.⁴⁴
Tipo IV		<ul style="list-style-type: none"> • La fx. Se origina en la superficie articular y cruza la epífisis, todo el espesor de la fisis y luego la metáfisis. • Representa el 10 % de las fx. Fisiales. • La expresión más frecuente es la fx. Del extremo distal del humero. • Pronóstico de crecimiento óseo más reservado, dependiendo del grado de interrupción del aporte vascular epifisiario.
Tipo V		<ul style="list-style-type: none"> • Responde a un fenómeno de compresión axial con el consecuente impacto y ruptura fisaria. • Afortunadamente muy rara 1%. • Peligrosa porque radiológicamente no hay desplazamiento de la epífisis, por tanto, es fácil que pase inadvertida y se diagnostique retrospectivamente por la anomalía del crecimiento óseo posterior.⁴⁵

Fuente: *Los autores.*

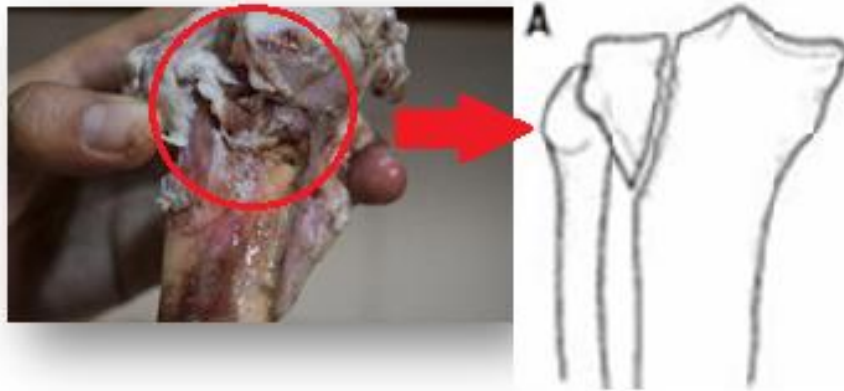
⁴⁴ PEÑA, María. Lesiones fisarias en niños; División Académica de Ciencias de la salud, Universidad Juárez autónoma de tabasco; 2014.p10.

⁴⁵ PEÑA, María. Lesiones fisarias en niños; División Académica de Ciencias de la salud, Universidad Juárez autónoma de tabasco; 2014. p.11.

7.3. Identificación de fracturas

La clasificación utilizada en este estudio experimental fue la propuesta por SCHATZKER Y SALTER - HARRIS, debido a la simplicidad y ayuda para el manejo de fracturas, bajo la supervisión de un anatomista y un ortopedista se identificaron 5 tipos de fractura, a continuación, se presentan los diferentes tipos de fractura que se desarrollaron.

Figura 7. Fotografía de fractura.



Fuente: *Los autores.*

Rodilla: Derecha.

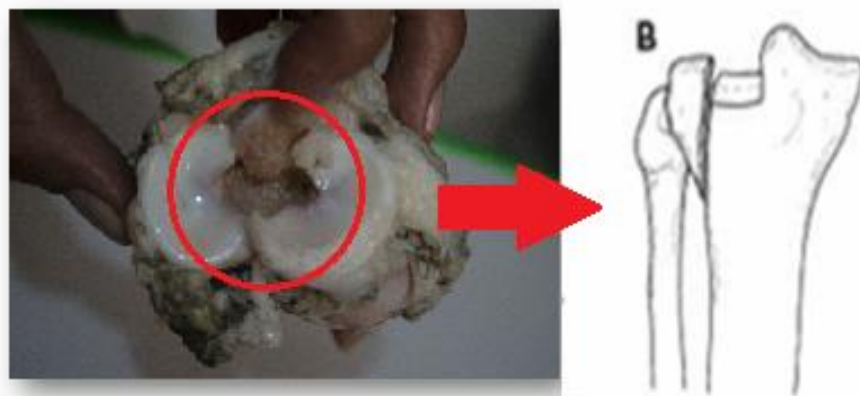
Diagnóstico: Fracturas Desplazadas del Platillo Tibial Lateral (Schatzker).

Característica: Se observan en pacientes jóvenes, no existe hundimiento de la superficie articular debido a la fortaleza del hueso esponjoso, cuando esta fractura es desplazada el menisco lateral, es desgarrado y puede desplazarse dentro del foco de fractura.⁴⁶ Estas fracturas se acompañan de una alta incidencia de lesión del menisco del mismo lado, especialmente en las fracturas desplazadas. Debido a esta alta incidencia de lesión meniscal⁴⁷

⁴⁶ PEÑA, María. Lesiones fisiarias en niños; División Académica de Ciencias de la salud, Universidad Juárez autónoma de tabasco; 2014.p 9.

⁴⁷ Shapiro F y Forriol F. *El cartilago de crecimiento: biología y biomecánica del desarrollo*, 2005;49:55-67

Figura 8. Fotografía de fractura.



Fuente: *Los autores.*

Rodilla: Derecha.

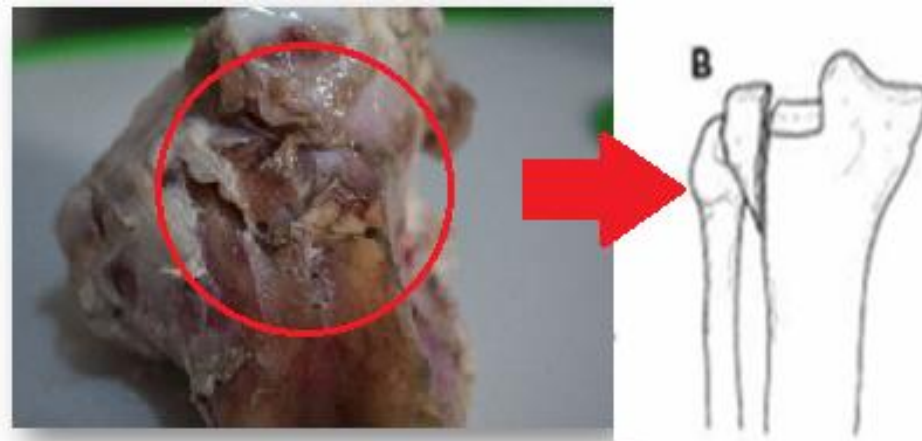
Diagnóstico: Fracturas Desplazadas y deprimidas (Schatzker).

Características: Ocurre en pacientes generalmente por encima de la cuarta década de la vida donde existe debilidad del hueso subcondral.⁴⁸ La reducción abierta o cerrada de la superficie articular también depende del estado del menisco. El menisco debe ser salvado a toda costa por varias razones, ayuda a distribuir y transmitir las cargas de la articulación, ayuda como techo de la superficie articular y previene el desplazamiento secundario de la superficie articular⁴⁹.

⁴⁸ PEÑA, María. Lesiones fisiarias en niños; División Académica de Ciencias de la salud, Universidad Juárez autónoma de tabasco; 2014.p 9.

⁴⁹ Shapiro F y Forriol F. *El cartilago de crecimiento: biología y biomecánica del desarrollo*, 2005;49:55-67

Figura 9. Fotografía de fractura.



Fuente: *Los autores.*

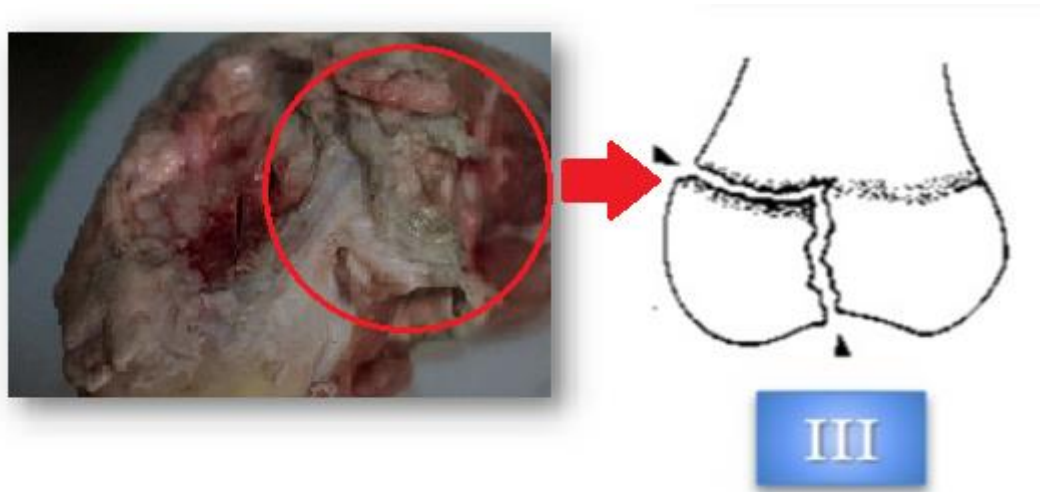
Rodilla: Derecha.

Diagnóstico: Fracturas Desplazadas y deprimidas (Schatzker).

Características: Ocurre en pacientes generalmente por encima de la cuarta década de la vida donde existe debilidad del hueso subcondral.⁵⁰ La reducción abierta o cerrada de la superficie articular también depende del estado del menisco. El menisco debe ser salvado a toda costa por varias razones, ayuda a distribuir y transmitir las cargas de la articulación, ayuda como techo de la superficie articular y previene el desplazamiento secundario de la superficie articular

⁵⁰ PEÑA, María. Lesiones fisiarias en niños; División Académica de Ciencias de la salud, Universidad Juárez autónoma de tabasco; 2014.p 10.

Figura 10. Fotografía de fractura.



Fuente: *Los autores.*

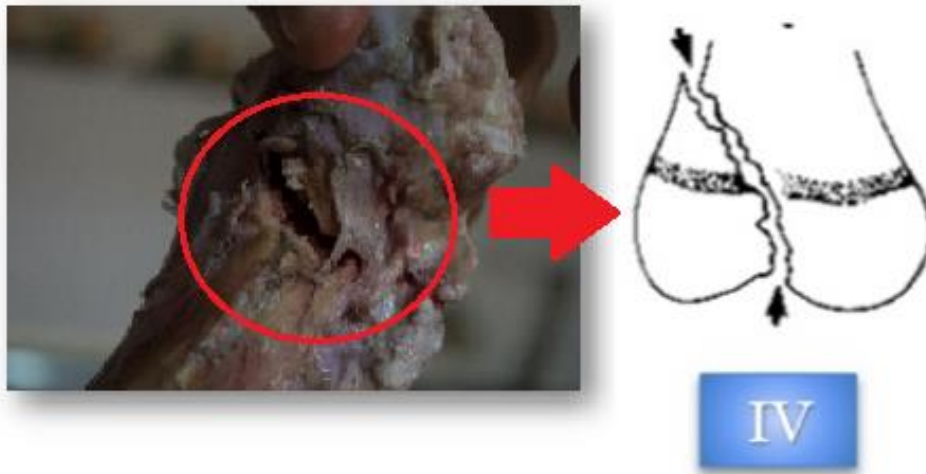
Rodilla: Derecha

Diagnóstico: Tipo III (Salter & Harris)

Característica: Es una Fx. Intrarticular que compromete la fisis y la epífisis, Representa el 10% de las fx Fisiales. El pronóstico del crecimiento óseo es generalmente bueno, pero dependerá del grado de desplazamiento y/o fragmentación.⁵¹

⁵¹ PEÑA, Maria. Lesiones fisiarias en niños; División Académica de Ciencias de la salud, Universidad Juárez autónoma de tabasco; 2014.p 10.

Figura 11. Fotografía de fractura.



Fuente: *Los autores.*

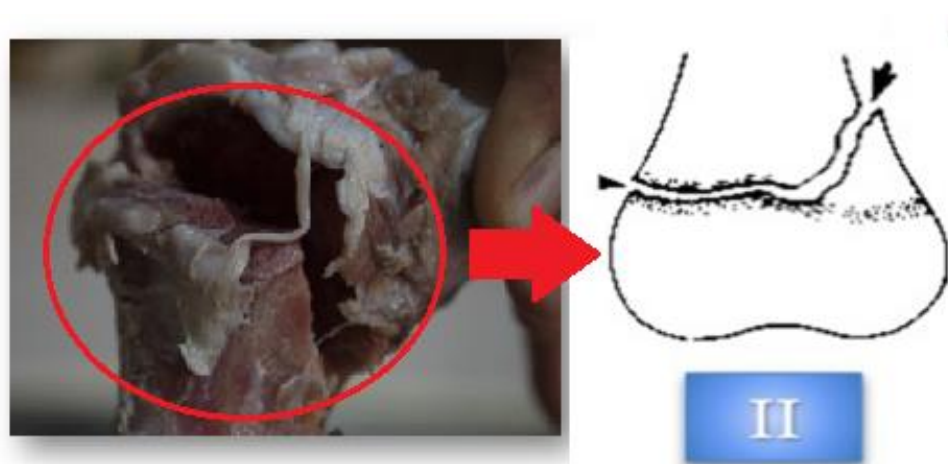
Rodilla: Derecha

Diagnóstico: Tipo IV (Salter & Harris)

Características: La fx. se origina en la superficie articular y cruza la epífisis, todo el espesor de la fisis y luego la metafisis. La expresión más frecuente es la fx del extremo distal del humero, Pronóstico de crecimiento óseo más reservado, dependiendo del grado de disrupción del aporte vascular epifisiario.⁵²

⁵² PEÑA, María. Lesiones fisiarias en niños; División Académica de Ciencias de la salud, Universidad Juárez autónoma de tabasco; 2014.p 10.

Figura 12. Fotografía de fractura.



Fuente: *Los autores.*

Rodilla: Derecha

Diagnóstico: Tipo II (Salter & Harris)

Características: La Fx. Se propaga por la zona hipertrófica de la fisis y luego hacia la metáfisis. Es la más frecuente. Representa el 60% de las fx. Fisiales. Buen pronóstico también, pues conserva indemne el aporte nutricio desde la epífisis.⁵³

Comentario.

Dada la diversidad de fracturas en la cara proximal de la tibia y a los pacientes a quienes les ocurre, es difícil dar recomendaciones específicas que se pueden aplicar universalmente a todas las fracturas, por eso se quiere abordar en el estudio de las fracturas tipo II (Salter & Harris) tratadas por medio de diferentes modos de sujeción por medio de pines lisos KIRSCHNER debido a la escases de datos se busca proponer 3 nuevas alternativa respecto a tratar las lesiones y brindarle opciones a el cirujano.

⁵³ PEÑA, Maria. Lesiones fisiarias en niños; División Académica de Ciencias de la salud, Universidad Juárez autónoma de tabasco; 2014.p 10.

8. ESTADO DEL ARTE

8.1. Fractura en la epífisis proximal de la tibia en huesos de porcino

Para ocasionar la fractura en el hueso de porcino, se empleó una máquina TREBEL o péndulo de CHARPY (Figura 13), ubicada en el edificio Álvaro Beltrán Pinzón de Ingeniería Civil (UIS). La cual es utilizada en ensayos mecánicos, para determinar la tenacidad de un material.

Figura 13. Máquina de ensayos a impacto TREBEL o péndulo de CHARPY.



Fuente: *Los autores.*

Con ayuda del médico anatomista y docente de la facultad de salud Iván Andrés Quintero, se realizaron las diferentes disecciones de cada una de las patas de porcino, dejando los elementos estabilizadores estáticos en cada una de ellas (Figura 14).

Figura 14. Disección patas de porcino.



Fuente: *Los autores.*

Se realizaron moldes en PVC, cartón y cinta de embalar de 1.5" de diámetro por 1.96" de largo, con el objetivo de hacer probetas de resina COP4 – hueso (Figura 15).

Figura 15. Moldes y probetas de Resina COP4 – Hueso.



Fuente: *Los autores.*

Para fijar los extremos distal y proximal de la pata de porcino a la máquina TREBEL o péndulo de CHARPY, se hicieron dos soportes (Figura 16). Los cuales tienen un agujero de 2" diámetro por 2" de largo y cuatro agujeros roscados de 0.125" de diámetro con sus respectivos tornillos, con el fin de insertar y asegurar las probetas de resina COP4 – hueso a la máquina TREBEL o péndulo de CHARPY.

Figura 16. Soportes máquina de impacto TREBEL.



Fuente: *Los autores.*

Una vez empotrado el hueso de porcino a la máquina de impacto TREBEL o péndulo de CHARPY, se ubica el elemento de impacto (péndulo) 50° respecto al eje vertical imaginario y se tensiona al máximo el freno (banda de caucho) de la maquina antes citada. Al soltar el péndulo, este le proporciona una fuerza de impacto al hueso de 59.81 [N], capaz de generar una fractura SALTER & HARRIS tipo 2, la cual se propaga por la metáfisis y luego por la zona hipertrófica de la fisis (cartílago de crecimiento), como lo muestra la radiografía de la cara anteroposterior y lateral de la tibia de porcino (Figura 17).

Figura 17. Elemento de impacto máquina TREBEL ubicado a 50°, freno y fractura SALTER – HARRIS tipo 2 en la epífisis proximal de una tibia de porcino.



Fuente: *Los autores.*

Una vez generada la fractura SALTER HARRIS tipo 2, con ayuda de la especialista en ortopedia y egresada de Universidad Industrial de Santander EDNA BUITRAGO*, se procede a colocar los pines KIRSCHNER (elementos de osteosíntesis en acero inoxidable de 2 mm de diámetro y 15 cm de largo), necesario para el tratamiento de este tipo de lesión (Figura 18).

Figura 18. Pines KIRSCHNER para fractura SALTER – HARRIS tipo 2 en la epífisis proximal de una tibia de porcino.



Fuente: *Los autores.*

Para generar la fuerza de compresión pura en el conjunto hueso – elemento de osteosíntesis, se utilizó la maquina universal de ensayos mecánicos MTS-Bionix 370.02 (Figura 50). La cual se encuentra ubicada en el laboratorio de área de ensayo de materiales servicios del edificio Álvaro Beltrán Pinzón de Ingeniería Civil (UIS).

Figura 19. Maquina universal de ensayos mecánicos MTS-Bionix 370.02.



Fuente: *Los autores.*

Colocado el elemento de osteosíntesis en la zona afectada, se fijan los extremos distal y proximal de la pata de porcino a la máquina de ensayos mecánicos MTS-Bionix 370.02 por medio de dos soportes (Figura 51). Los cuales tienen un agujero de 2" diámetro por 2" de largo y cuatro agujeros roscados de 0.125" de diámetro con sus respectivos tornillos, con el fin de insertar y asegurar las probetas de resina COP4 – hueso.

Figura 20. Soportes máquina universal de ensayos MTS-Bionix 370.02.



Fuente: *Los autores.*

Una vez empotrado el hueso de porcino a la maquina universal de ensayos mecánicos MTS-Bionix 370.02, se procede a generar esfuerzos de compresión pura al conjunto hueso – elemento, hasta producir su falla (Figura 52).

Figura 21. Falla en el conjunto hueso – elemento por fuerzas de compresión pura generados por la máquina universal de ensayos MTS-Bionix 370.02.



Fuente: *Los autores.*

Finalmente se obtienen los datos del ensayo por medio del software de la maquina universal de ensayos mecánicos MTS-Bionix 370.02 (Anexo D).

9. RESULTADOS EXPERIMENTACIÓN

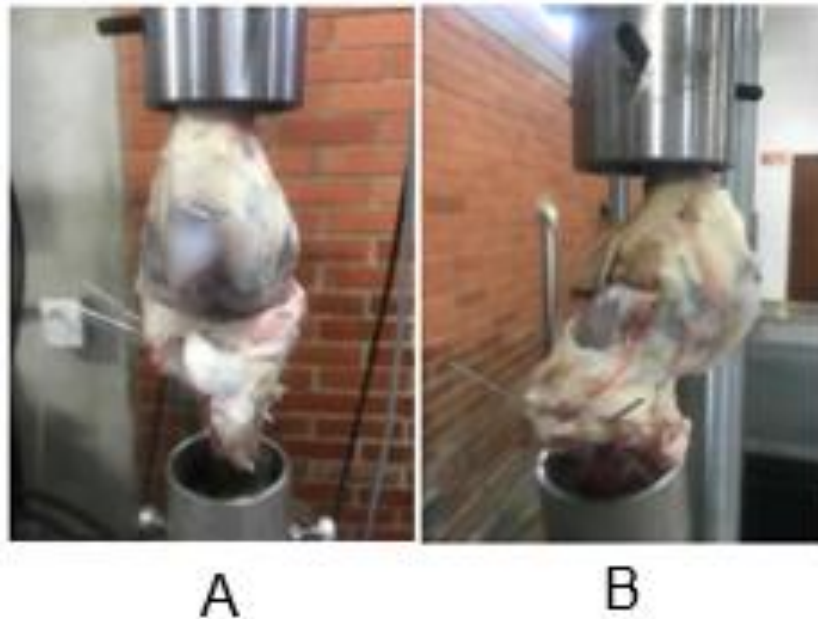
Para este estudio experimental se seleccionaron cinco especímenes diferentes de patas derechas de porcino con fracturas SALTER – HARRIS tipo 2, y se hicieron tres configuraciones diferentes con pines KIRSCHNER como se muestre a continuación.

9.1. Ensayo de compresión en la osteosíntesis

9.1.1 Especímen # 1

Para este primer espécimen se utilizó una configuración de tres pines KIRSCHNER cruzados y colocados en cara lateral, posterolateral y anterior de la tibia (Figura 22).

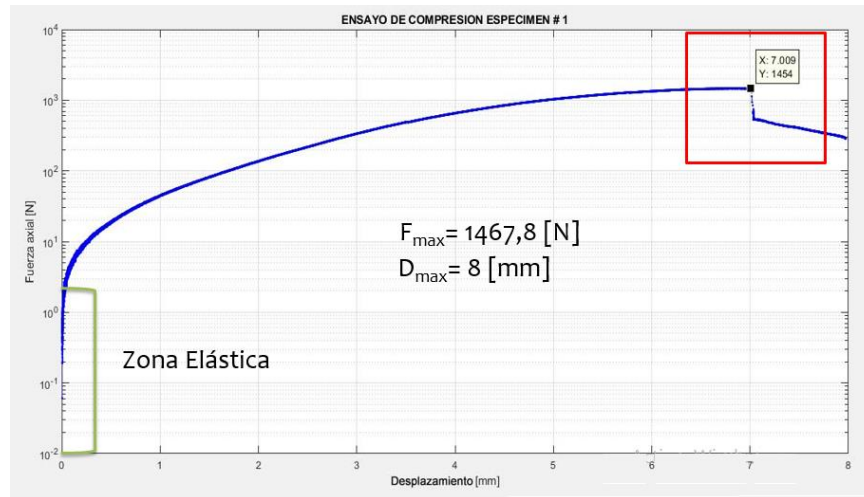
Figura 22. A) espécimen # 1 antes de aplicada la carga compresión. B). espécimen # 1 después de aplicada la carga a compresión.



Fuente: *Los autores.*

Resultados arrojados por el software de la máquina de ensayos mecánicos MTS-Bionix 370.02.

Gráfica 2. Grafica de Fuerza axial Vs Desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 1.

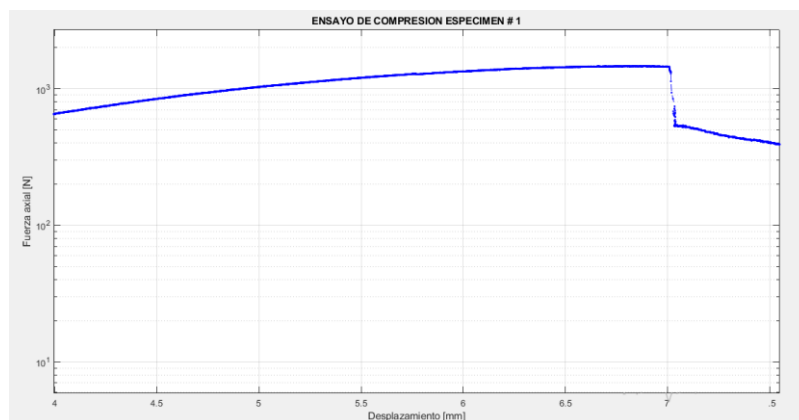


Fuente: *Los autores.*

La gráfica anterior nos muestra la energía que puede almacenar la estructura elemento- hueso del espécimen #1 antes del colapso (área bajo la curva), los valores de la fuerza y desplazamiento última (1454[N] y 7,01[mm])

Es importante resaltar el salto que tiene la gráfica (recuadro en rojo), este nos muestra el punto de fuerza última como se aprecia en la gráfica 2.

Gráfica 3. Gráfica de Fuerza axial Vs Desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 1, punto de fuerza ultima.

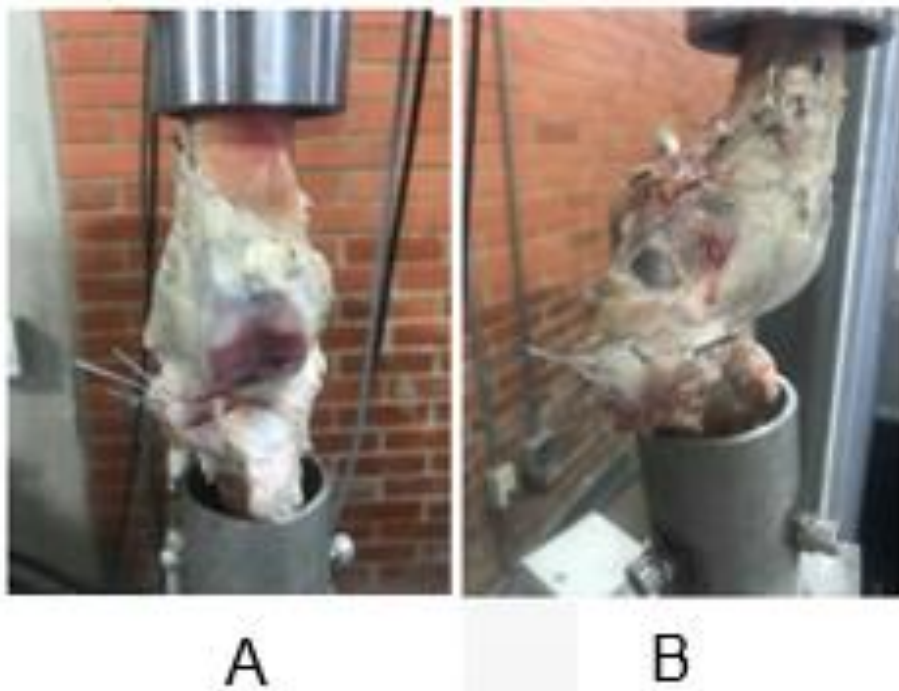


Fuente: *Los autores.*

9.1.2 Espécimen # 2

Para este segundo espécimen se utilizó una configuración de tres pines KIRSCHNER cruzados y colocados en cara lateral, posterolateral y anterior de la tibia (Figura 23).

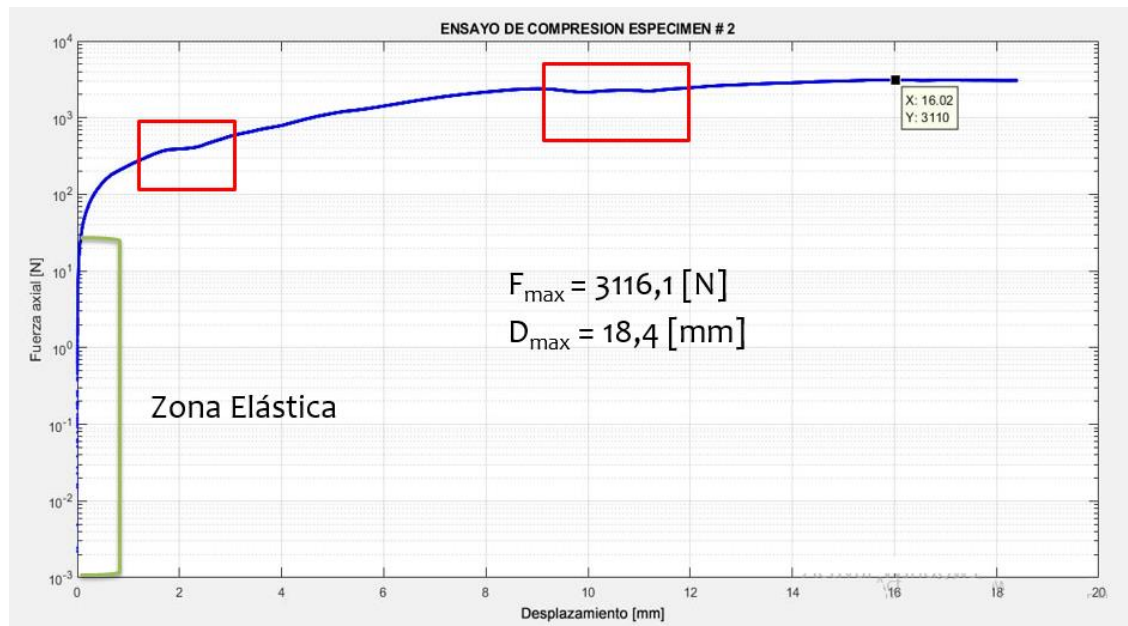
Figura 23. A) espécimen # 2 antes de aplicada la carga compresión. B). espécimen # 2 después de aplicada la carga a compresión.



Fuente: *Los autores.*

Resultados arrojados por el software de la máquina de ensayos mecánicos MTS-Bionix 370.02.

Gráfica 4. . Gráfica de Fuerza axial Vs Desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 2.

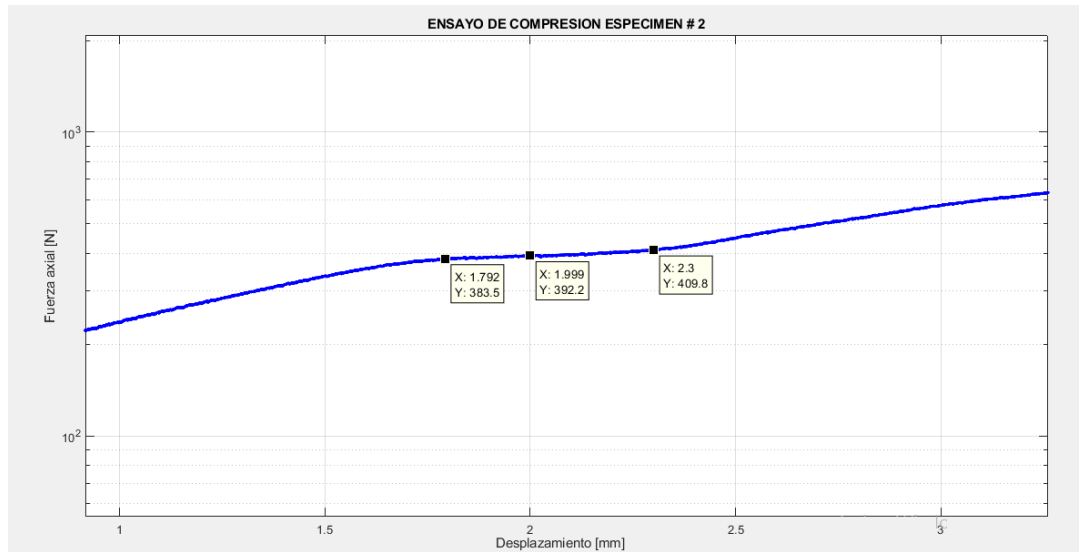


Fuente: *Los autores.*

La grafica anterior nos muestra la energía que puede almacenar la estructura elemento- hueso del espécimen # 2 antes del colapso (área bajo la curva), los valores de la fuerza y desplazamiento ultima (3110 [N] y 16,02 [mm]).

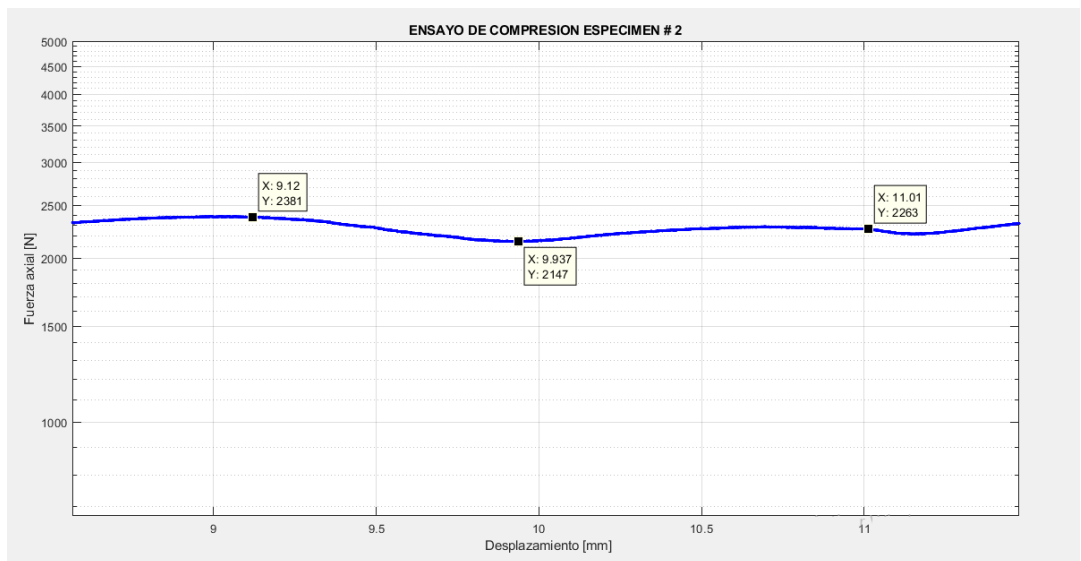
Es importante resaltar los saltos que tiene la gráfica (recuadros en rojo). El primer recuadro muestra que la fuerza tiene un comportamiento constante. Si amplificamos esta zona de la gráfica, nos damos cuenta que la en realidad la fuerza aumenta a medida que se desplaza el actuador hidráulico como se aprecia en la gráfica 3. En el segundo recuadro observamos que la fuerza disminuye, debido a factores externos a la investigación como lo es la edad, el entorno, el montaje del espécimen en la máquina universal de ensayos MTS-Bionix 370.02, fragilidad en las probetas de resina, como se aprecia en la gráfica 4.

Gráfica 5. Gráfica de Fuerza axial Vs Desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 2 (primer recuadro).



Fuente: *Los autores.*

Gráfica 6. Gráfica de Fuerza axial Vs Desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 2 (segundo recuadro).

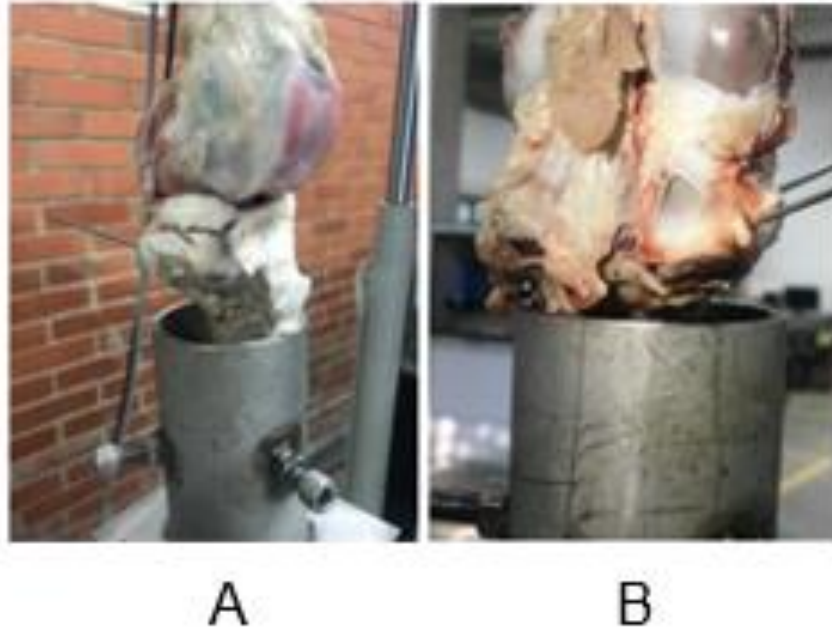


Fuente: *Los autores.*

9.1.3 Espécimen # 3

Para este tercer espécimen se utilizó una configuración de dos pines KIRSCHNER cruzados y colocados en cara anterior y posterolateral de la tibia (Figura 24).

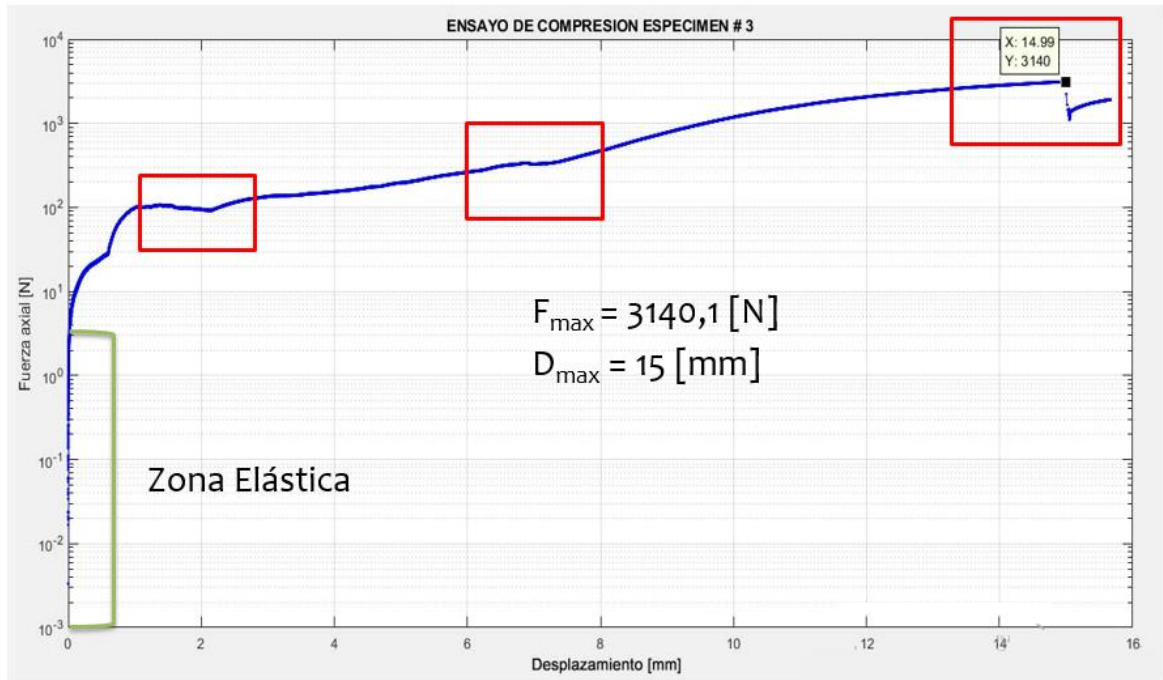
Figura 24. A) espécimen # 3 antes de aplicada la carga compresión. B). espécimen # 3 después de aplicada la carga a compresión.



Fuente: *Los autores.*

Resultados arrojados por el software de la máquina de ensayos mecánicos MTS-Bionix 370.02.

Gráfica 7. Gráfica de Fuerza axial Vs Desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 3.

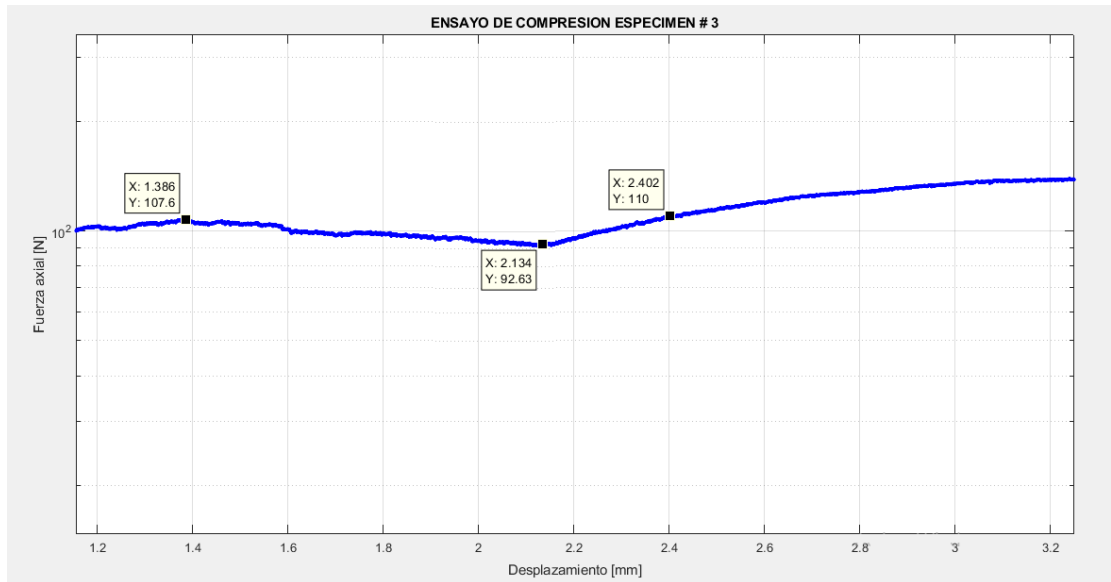


Fuente: *Los autores.*

La gráfica anterior nos muestra la energía que puede almacenar la estructura elemento- hueso del espécimen # 3 antes del colapso (área bajo la curva), los valores de la fuerza y desplazamiento ultima (3140 [N] y 15 [mm]).

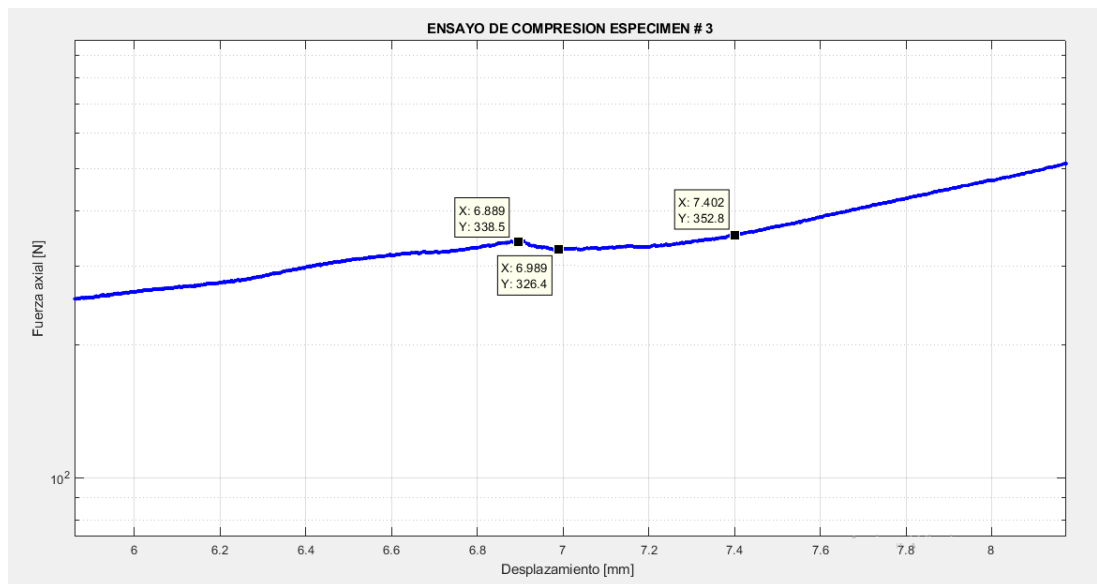
Es importante resaltar los saltos que tiene la gráfica (recuadros en rojo). En el primer y segundo recuadro observamos que la fuerza disminuye, debido a factores externos a la investigación como lo es la edad, el entorno, el montaje del espécimen en la máquina universal de ensayos MTS-Bionix 370.02, fragilidad en las probetas de resina, como se aprecia en la gráfica 6 y 7. El tercer recuadro nos muestra el punto de fuerza última como se aprecia en la gráfica 8

Gráfica 8. Gráfica de Fuerza axial Vs Desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 3 (primer recuadro).



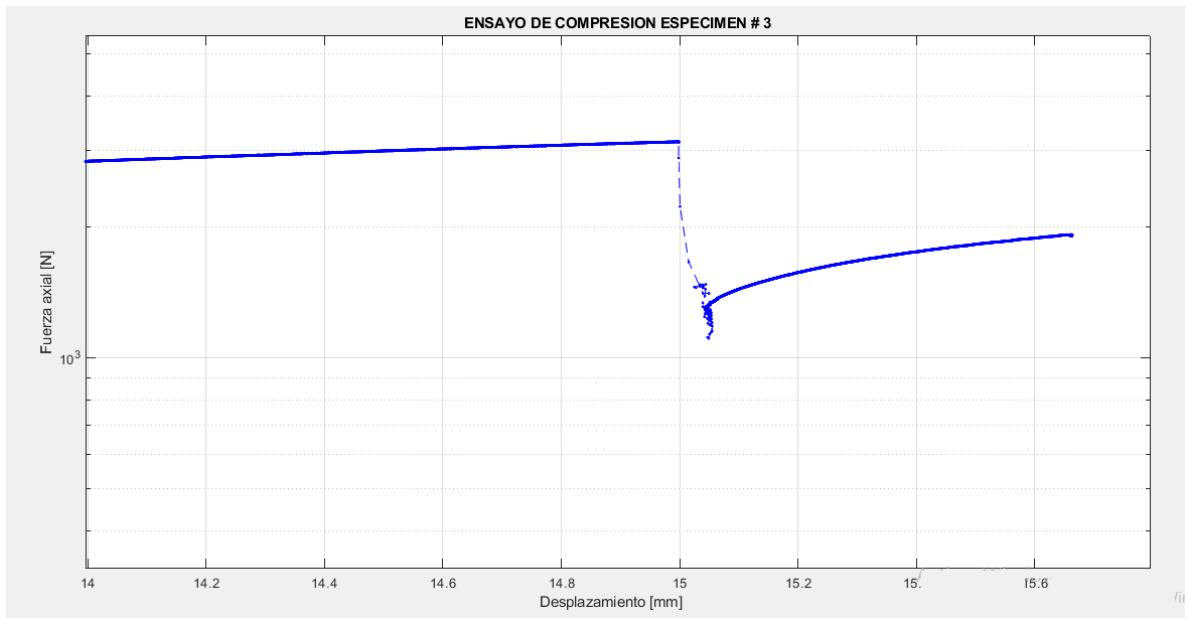
Fuente: *Los autores.*

Gráfica 9. Gráfica de Fuerza axial Vs Desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 3 (segundo recuadro).



Fuente: *Los autores.*

Gráfica 10. Gráfica de Fuerza axial Vs Desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 3 (tercer recuadro).

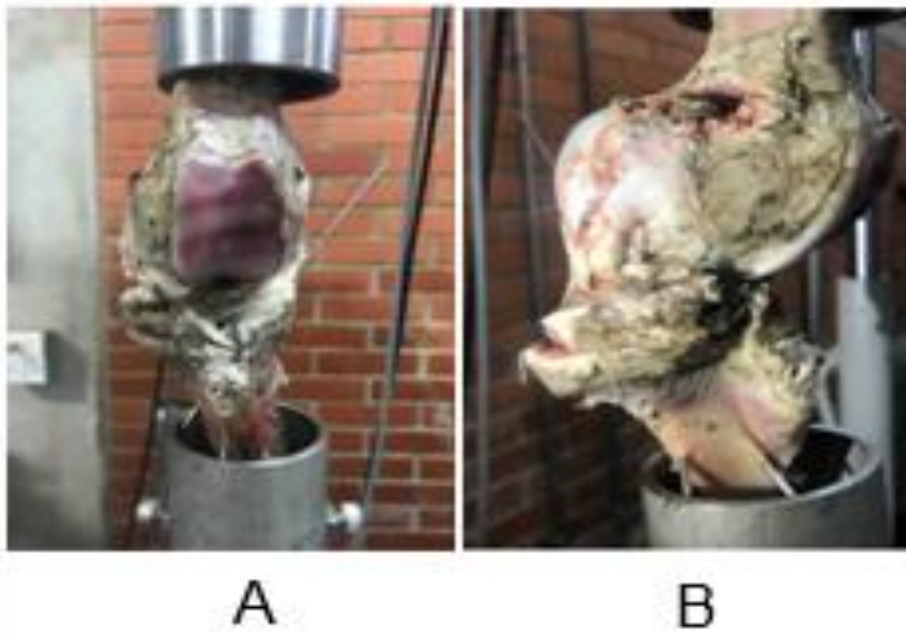


Fuente: *Los autores.*

9.1.4 Espécimen # 4

Para este cuarto espécimen se utilizó una configuración de dos pines KIRSCHNER cruzados y colocados en la cara medial y posteromedial de la tibia (configuración utilizada por los médicos ortopedistas para el tratamiento de este tipo lesión) (Figura 25).

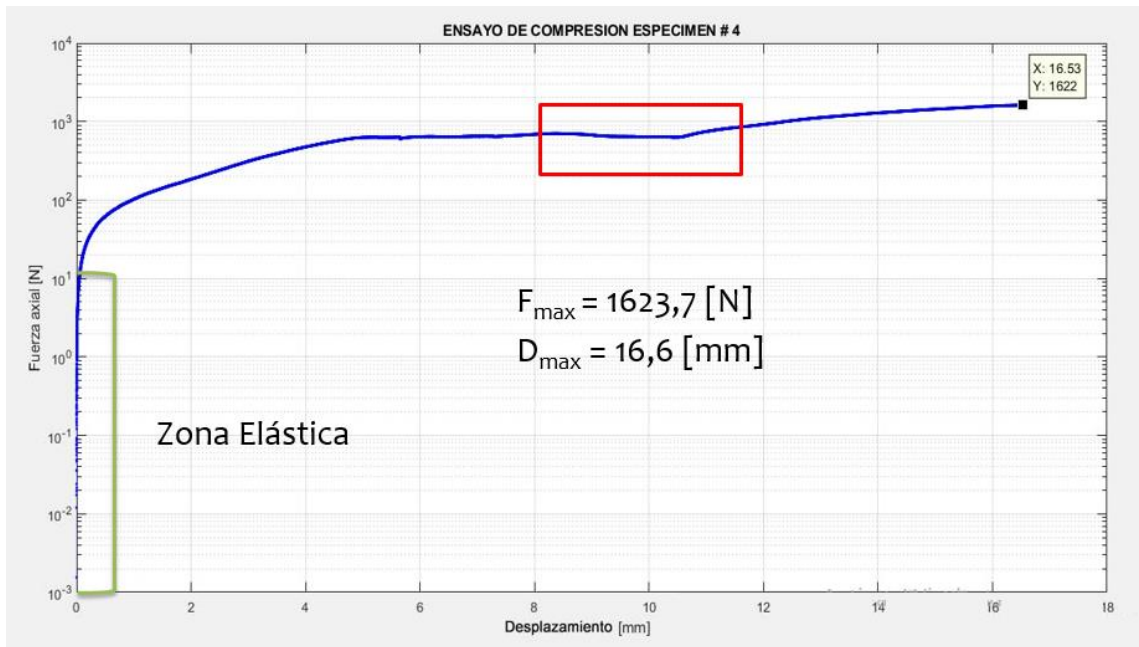
Figura 25. A) espécimen # 4 antes de aplicada la carga compresión. B). espécimen # 4 después de aplicada la carga a compresión.



Fuente: *Los autores.*

Resultados arrojados por el software de la máquina de ensayos mecánicos MTS-Bionix 370.02.

Gráfica 11. Grafica de Fuerza axial Vs Desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 4.

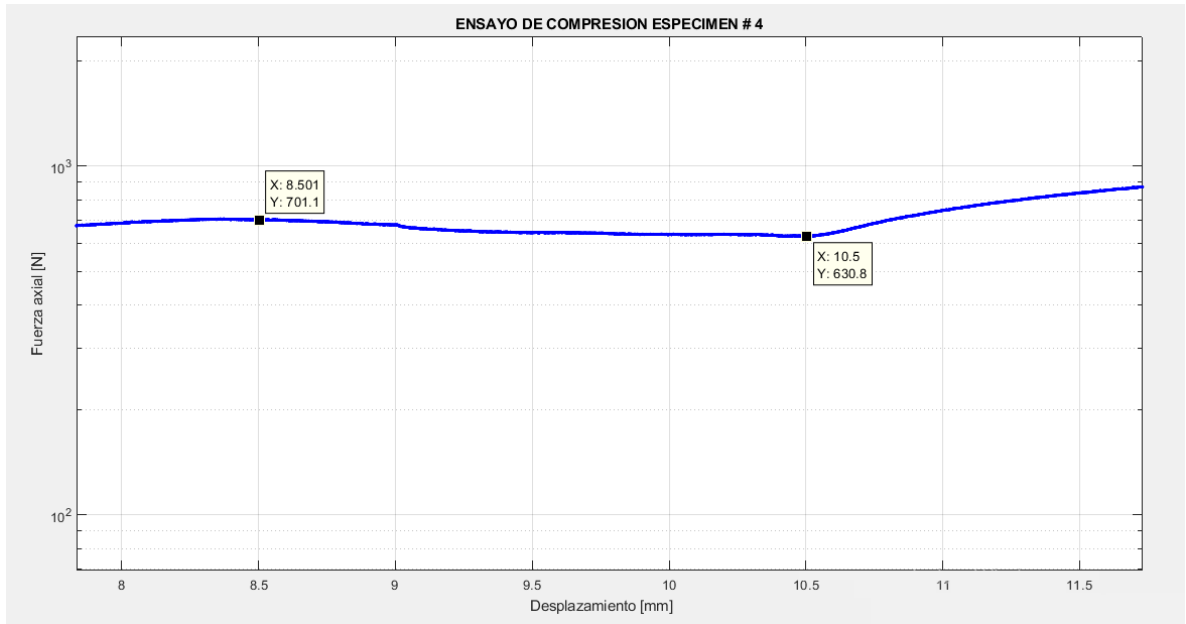


Fuente: *Los autores.*

La grafica anterior nos muestra la energía que puede almacenar la estructura elemento-hueso del espécimen # 4 antes del colapso (área bajo la curva), y los valores de la fuerza y desplazamiento ultima (1622[N] y 16.5 [mm])

Es importante resaltar los saltos que tiene la gráfica (recuadros en rojo). En el primer recuadro observamos que la fuerza disminuye, debido a factores externos a la investigación como lo es la edad, el entorno, el montaje del espécimen en la máquina universal de ensayos MTS-Bionix 370.02, fragilidad en las probetas de resina, como se aprecia en la gráfica 10.

Gráfica 12. Gráfica de Fuerza axial Vs Desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 4 (primer recuadro).

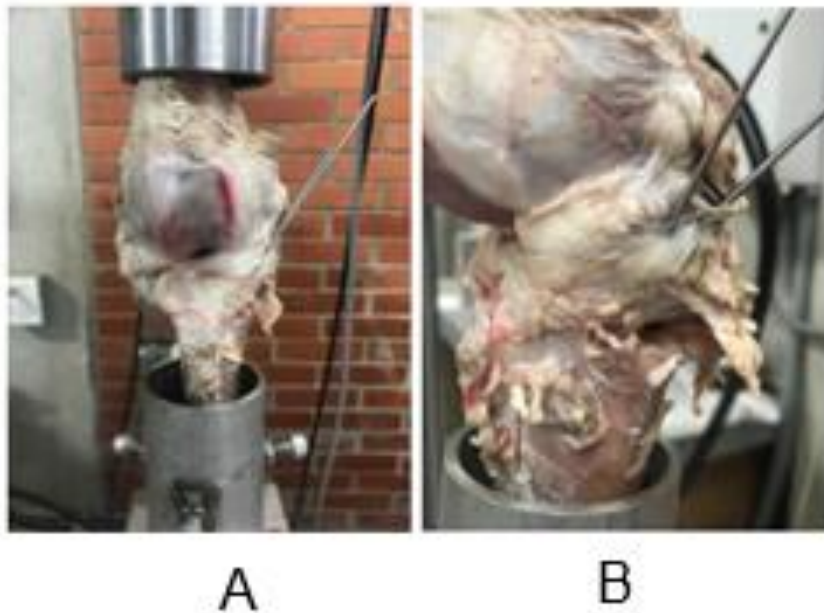


Fuente: *Los autores.*

9.1.5 Espécimen # 5

Para este quinto espécimen se utilizó una configuración de dos pines KIRSCHNER cruzados y colocados en la cara medial y posteromedial de la tibia (configuración utilizada por los médicos ortopedistas para el tratamiento de este tipo lesión) (Figura 26).

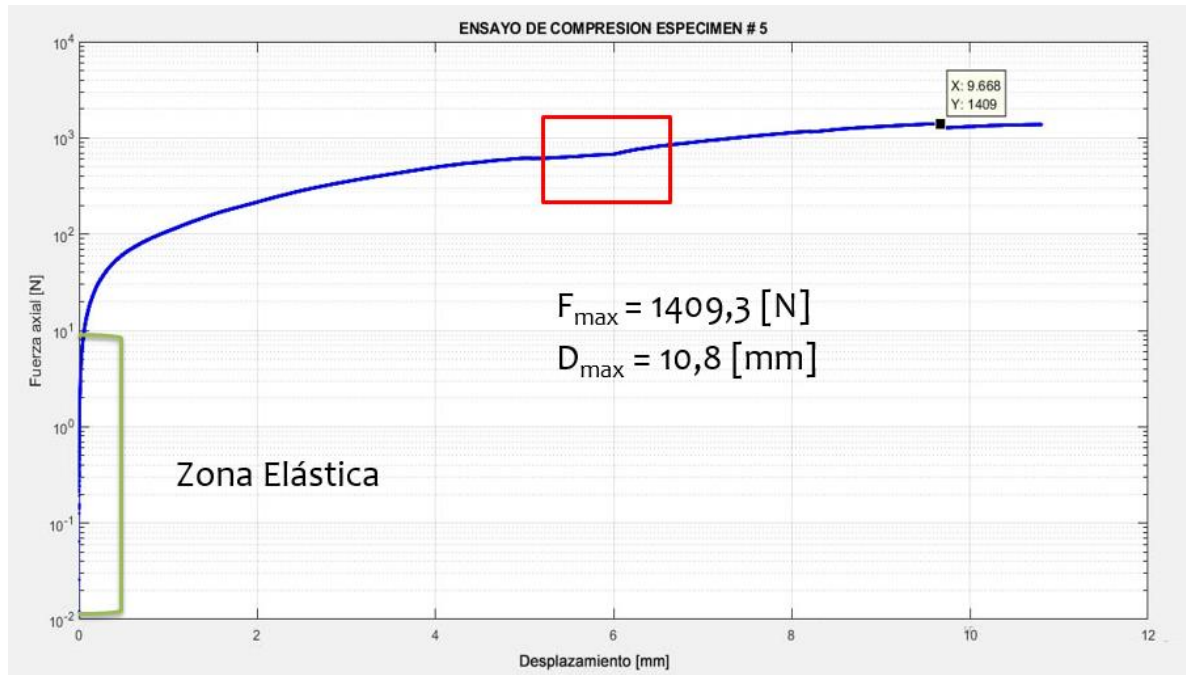
Figura 26. A) espécimen # 5 antes de aplicada la carga compresión. B). espécimen # 5 después de aplicada la carga a compresión.



Fuente: *Los autores.*

Resultados arrojados por el software de la máquina de ensayos mecánicos MTS-Bionix 370.02

Gráfica 13. Gráfica de Fuerza axial Vs Desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 5.

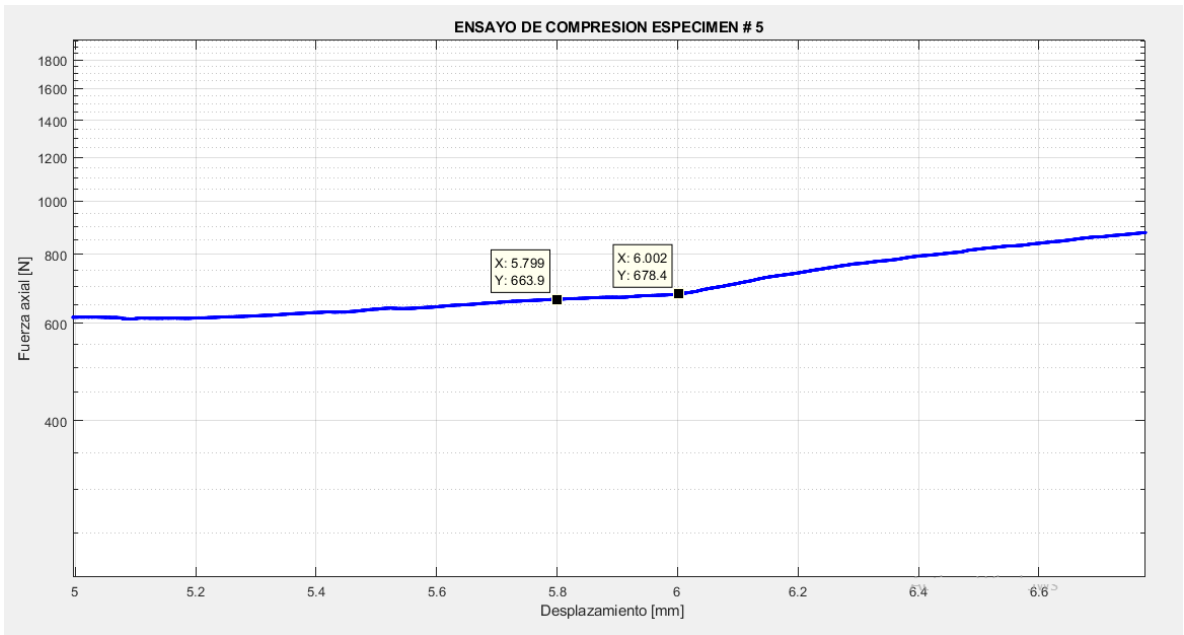


Fuente: *Los autores.*

La gráfica anterior nos muestra la energía que puede almacenar la estructura elemento-hueso del espécimen # 5 antes del colapso (área bajo la curva), y los valores de la fuerza última y desplazamiento último.

Es importante resaltar los saltos que tiene la gráfica (recuadros en rojo). El primer recuadro muestra que la fuerza tiene un comportamiento constante. Si amplificamos esta zona de la gráfica, nos damos cuenta que la en realidad la fuerza aumenta a medida que se desplaza el actuador hidráulico como se aprecia en la gráfica 12.

Gráfica 14. Gráfica de Fuerza axial Vs Desplazamiento de ensayo de compresión espécimen # 5 (primer recuadro).



Fuente: *Los autores.*

9.2 Modulo tangente

Para el cálculo de este valor se hizo uso de una regresión lineal del Tools (basic fitting) de graficas de MATLAB (anexo Q), la cual nos permite obtener la función de una recta que representa la zona elástica en las gráficas fuerza Vs desplazamiento antes citadas. La pendiente de esta recta, es un parámetro que miden la rigidez de la estructura hueso – elemento de cada uno de los especímenes, como se muestra en La tabla a continuación.

Tabla 3. Módulos tangentes, R^2 , $R^2_{ajustado}$ y norma de residuos

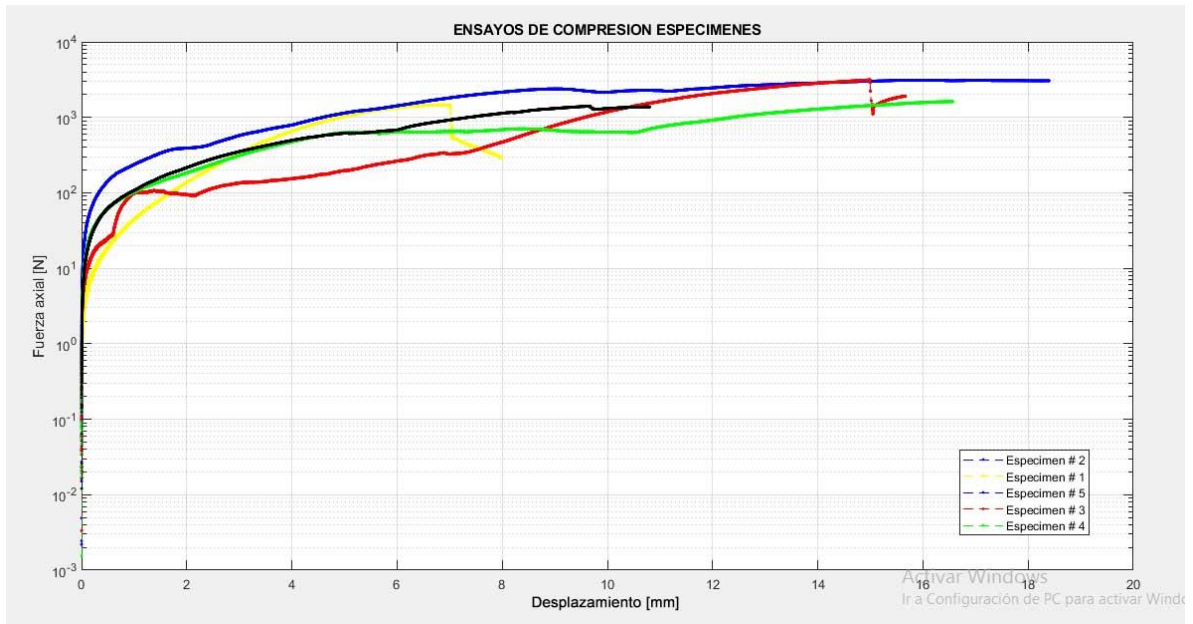
	ESPECIMEN				
	1	2	3	4	5
MODULO TANGENTE [$\frac{N}{mm}$]	58.354	426.46	145.93	207.74	186.97
R^2	0,864	0,995	0,952	0,988	0,986
$R^2_{ajustado}$	0,864	0,995	0,952	0,988	0,986
NORMA DE RESIDUOS	7,5	16,5	8,7	10,35	6,9

El R^2 y $R^2_{ajustado}$ son valores que confirman que la regresión lineal está bien, ya que se encuentran cercanos a uno y no a cero.

La norma de residuos muestra la suma de los datos alejados del ajuste lineal realizado por el Tools (basic fitting) de graficas de MATLAB para cada espécimen.

A continuación, se muestra una gráfica de fuerza axial Vs desplazamiento que agrupa todos los ensayos a compresión realizados a los cinco especímenes utilizados en la experimentación.

Gráfica 15. Grafica de Fuerza axial Vs Desplazamiento de ensayos de compresión de los cinco especímenes utilizados en la experimentación



Fuente: *Los autores.*

La tabla a continuación muestra los valores de fuerza de compresión máxima, deformación máxima y modulo tangente obtenidos en la experimentación para cada espécimen.

Tabla 4. Fuerzas máximas y desplazamiento de todos los especímenes.

Variables Experimentación	ESPECIMEN				
	1	2	3	4	5
Fuerza de compresión max [N]	1467,8	3116,1	3140,1	1623,7	1409,3
Desplazamiento max [mm]	8,0	18,4	15,0	16,6	10,8
Modulo tangente [$\frac{N}{mm}$]	58,4	426,5	146,0	207,7	187,0

Fuente: *Los autores.*

Si analizamos los resultados de la tabla anterior, observamos que el espécimen # 2 fue el que mejor respondió a la fuerza de compresión pura generada por la máquina de ensayos mecánicos MTS-Bionix 370.02; cuya configuración utilizada por médico especialista en el tratamiento osteosíntesis, fue la misma que se llevó a cabo en el

espécimen # 1 quien obtuvo los valores de fuerza, deformación y modulo tangencial más pequeños. Dejando la configuración del espécimen # 3 como otra posible opción para el tratamiento de fracturas SALTER – HARRIS tipo 2, gracias a su cercanía con los valores del espécimen # 2.

9.3. Análisis de varianza ANOVA factor 1

Se utiliza para comparar varios grupos en una variable cuantitativa. Las variables categórica nominal u ordinaria (VI o factor) y cuantitativas (VD) utilizadas en los análisis aplicados al estudio experimental son:

- Variable independiente: tipos de combinaciones (osteosíntesis) utilizadas por el medico ortopedista en tratamiento de las fracturas SALTER - HARRIS tipo 2 generadas en cada uno de los especímenes.
- Variables dependientes: fuerza de compresión, desplazamiento y modulo tangencial proporcionada por la máquina de ensayos mecánicos MTS-Bionix 370.02 a cada uno de los especímenes

Para este análisis de varianza (ANOVA) factor 1, se estableció un nivel de confianza 95 % y rango de error 5 % con las siguientes hipótesis:

- Hipótesis Nula (H_0): No existen diferencia entre los tipos de combinaciones (osteosíntesis) utilizadas para el tratamiento de las fracturas SALTER – HARRIS tipo 2 generadas en cada uno de los especímenes.
- Hipótesis alternativa (H_1): si existe diferencia entre al menos uno de los tipos de combinaciones (osteosíntesis) utilizadas para el tratamiento de las fracturas SALTER – HARRIS tipo 2 generadas en cada uno de los especímenes.

Si el valor de $p < 0.05$ se rechaza la hipótesis nula (H_0) y se acepta la hipótesis alternativa (H_1).

Si el valor de $p \geq 0.05$ no se puede rechazar (H_0).

Se descarta el espécimen # 3 del análisis de varianza ANOVA factor 1 ya que este es el único, entre los 5 existentes, que tiene una configuración utilizada en el tratamiento de osteosíntesis (dos pines KIRSCHNER cruzados y colocados de la cara lateral a la cara anterior de la tibia). Imposibilitando respaldar, si este sobresale entre todos, el resultado obtenido mediante el análisis de varianza con otro espécimen que tenga esta misma configuración.

9.4. Análisis de varianza en Matlab

Se desarrolló un código en MATLAB en el que se utilizó el algoritmo anova1 de su Statistics and Machine Learning Toolbox y diferentes comandos (xlsread, group, title, ylabel), para comparar, en base a una variable cuantitativa (fuerza o deformación), los tipos de configuraciones (osteosíntesis) utilizadas por parte del médico especialista en el tratamiento de fracturas SALTER – HARRIS tipo 2 para cada uno de los especímenes, con el fin de observar cual es la mejor entre cada uno de ellas (Figura 58).

Resultados Análisis de Varianza ANOVA factor 1

Como el valor de P dio igual a cero en todos los Análisis de Varianza ANOVA factor 1 (Anexos E y F), rechazamos la hipótesis nula (H_0) y aceptamos la alternativa (H_1).

9.5. Diagrama de cajas y bigotes

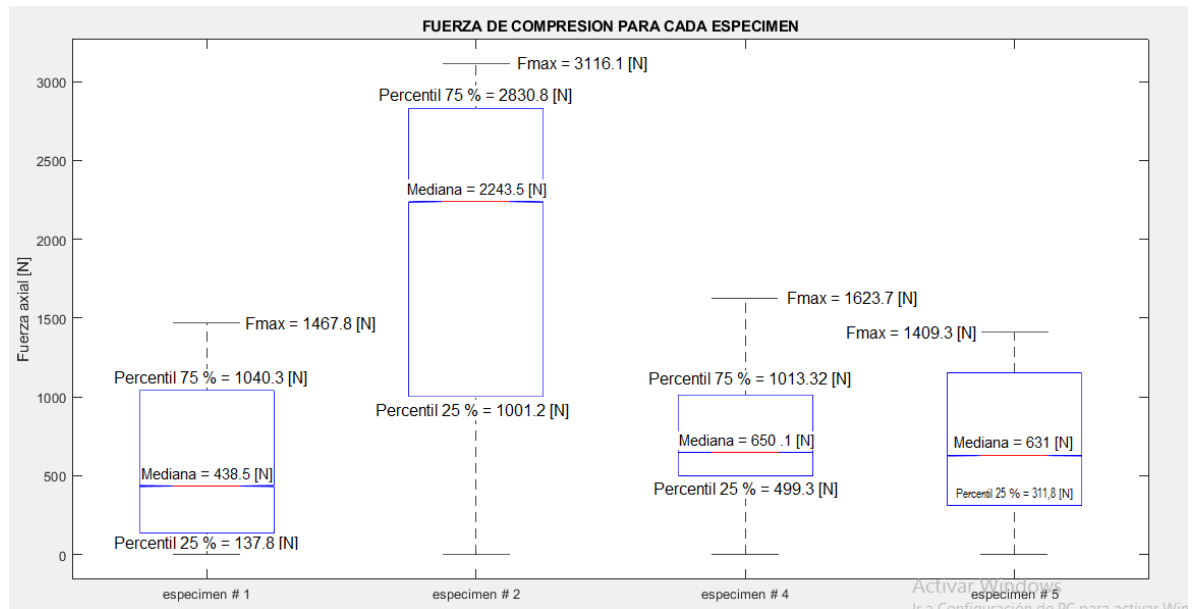
En cada cuadro, la marca central indica la mediana, y los bordes inferior y superior de la caja indican los percentiles 25 % y 75 %, respectivamente. Los bigotes se extienden hasta los puntos de los datos más extremos, (valores mínimos y máximos de fuerza y desplazamiento alcanzados en la experimentación) que no se consideran valores atípicos.

Este diagrama nos sirve para comparar, en base a las variables cuantitativas fuerza de compresión y deformación, los tipos de configuración utilizados en el tratamiento de osteosíntesis para las fracturas SALTER – HARRIS tipo 2, en los especímenes 1, 2, 4 y 5.

- Configuración especímenes 1 y 2: tres pines KIRSCHNER cruzados y colocados de la cara lateral a la cara anterior de la tibia.
- Configuración especímenes 4 y 5: dos pines KIRSCHNER cruzados y colocados de la cara anterior a la cara lateral de la tibia.

9.5.1 Fuerza de compresión

Grafica 7. Fuerza compresión diagrama de cajas y bigotes (anova1 Statistics and Machine Learning Toolbox).



Fuente: *Los autores.*

Este diagrama nos muestra en todos los especímenes una distribución normal asimétrica (campana de Gauss), ya que la mediana (línea roja – azul) no se encuentra en la mitad de la caja. Además, permite visualizar que la mejor configuración para el tratamiento de este tipo de fracturas y resistencia de esfuerzos de combinados, es la utilizada en el espécimen # 2 (tabla 4).

Es importante resaltar que la configuración utilizada en el espécimen # 2 es igual a la usada en el espécimen # 1, el cual, a partir del diagrama antes citado, obtuvo valores similares a los obtenidos por los especímenes 4 y 5, esto debido factores externos que alteran los resultados de la experimentación como la edad, estado y

conservación de los diferentes especímenes, osteosíntesis realizada por el médico especialista, montaje de cada uno de los especímenes en las diferentes maquinas utilizadas, entre otras.

La tabla a continuación muestra los valores obtenidos a partir de diagrama de cajas y bigotes para cada uno de los especímenes.

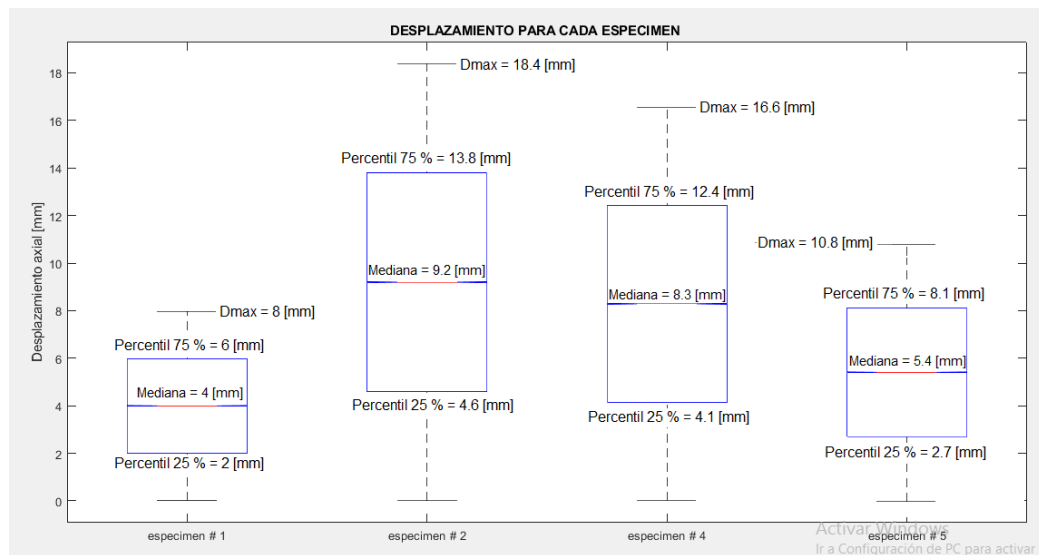
Tabla 5. Valores máximos y mínimos del diagrama de bloques y bigotes.

FUERZA DE COMPRESION [N]	ESPECIMEN			
	1	2	4	5
Fuerza min	0,06	-1,24	-0,38	0,01
Fuerza max	1467,8	3116,11	1623,74	1409,38
media	588,4	1922,5	735,13	704,85
mediana	438,5	2243,53	650,11	631,03
percentil 25 %	137,84	1001,3	499,4	311,9
percentil 75 %	1040,32	2830,79	1013,32	1153,31

Fuente: Los autores.

9.5.2 Desplazamiento

Grafica 8. Desplazamiento diagrama de cajas y bigotes (anova1 Statistics and Machine Learning Toolbox).



Fuente: Los autores.

Este diagrama nos muestra en todos los especímenes una distribución normal asimétrica (campana de Gauss), ya que la mediana (línea roja – azul) no se encuentra en la mitad de la caja. Además, permite visualizar un desplazamiento similar entre los especímenes 1 - 5 y 2 – 4.

Es importante resaltar las dos configuraciones utilizadas en el tratamiento de este tipo de fracturas, ya permiten a la estructura ósea de cada uno de los cuatro especímenes utilizados en la experimentación, almacenar una buena cantidad de energía antes del su colapso, tal como lo evidencia los valores de deformación presentes en la tabla 5.

La tabla a continuación muestra los valores obtenidos a partir de diagrama de cajas y bigotes para cada uno de los especímenes.

Tabla 6. Datos obtenidos en el diagrama cajas y bigotes

DEPLAZAMIENTO AXIAL [mm]	ESPECIMEN			
	1	2	4	5
Desplazamiento max	8	18,4	16,6	10,8
media	4	9,2	8,28	5,4
mediana	4	9,21	8,31	5,42
percentil 25 %	2	4,6	4,14	2,7
percentil 75 %	6	13,8	12,43	8,1

Fuente: *Los autores.*

10. ANALISIS DE RESULTADOS.

Con el fin de estudiar y describir el comportamiento de las diferentes configuraciones de elementos de osteosíntesis propuestas en la investigación, se busca contribuir con un aporte a la ortopedia, para así evitar complicaciones en la cirugía y acelerar la reconstrucción de nuevo material óseo en la tibia del paciente. En la Tabla 3, se presentan los valores de los módulos tangentes y fuerzas de compresión pura y desplazamientos máximo, que se obtuvieron por medio de la máquina de ensayos MTS-Bionix 370.02. Los resultados obtenidos, revelan que el espécimen # 2, el cual tiene una configuración con tres pines, incrustados desde la cara lateral hacia la medial, de la anterior hacia la posteromedial y de la posterolateral a la anterior, como se puede observar en la Figura.54. Este método de configuración es innovador con respecto a los comúnmente utilizado por los médicos especialistas en el tratamiento de las fracturas SALTER – HARRIS tipo II⁵⁴.

En la gráfica 2, se puede observar que el espécimen # 2 soportó una fuerza de compresión de 3116,1 [N], un desplazamiento máximo de 18.4 [mm] y un módulo tangente de 426,5 [$\frac{N}{mm}$], superior a los otros especímenes. Debido a que el espécimen # 2 tiene la misma configuración que es espécimen # 1, siendo este el de valores más pequeños en la tabla antes citada, se pensó que el factor principal que afecto este muestreo fue el desplazamiento que se da por la fuerza se le aplico hasta que fallara el conjunto elemento-hueso, el alto desplazamiento se dio a causa de un de los soportes de resina COP4, Figura 34., tuviese un deslizamiento indeseado. El espécimen #1 contiene está misma configuración y se obtuvo un desplazamiento de 8 [mm] siendo este el que menos presento de todos los especímenes al igual que su módulo tangente que es de 58,4 [$\frac{N}{mm}$]. La fractura producida en el cartílago de crecimiento presenta una gran área⁵⁵, aun así, la

⁵⁴ MARTINEZ, David. Fractura de meseta tibial, Universidad de Castilla La Mancha; artículos de fisioterapia; 2006.

⁵⁵ PEÑA, Maria. Lesiones fisiarias en niños; División Académica de Ciencias de la salud, Universidad Juárez autónoma de tabasco; 2014. p.9.

posición de los pines propuesta presenta una buena sujeción y las altas fuerzas son transmitidas correctamente y evita desplazamientos, este análisis nos permite incursionar en la posición de los elementos de sujeción con el fin de permitir que las personas puedan apoyar en un lapso de tiempo más corto.

En un trabajo de experimentación en Shanghái en el año 2012⁵⁶ en el cual se realiza un análisis biomecánico de 4 tipos diferentes de fijación para una fractura posterolateral en la meseta tibial, los elementos utilizados fueron: (A) pines de 6,5 mm ,(B) placa LC-DCP en T,(C) placa LCP y (D) placa posterior plana , la experimentación consiste en fijar cada espécimen en una máquina de ensayos y aplicar una fuerza de compresión con cargas de 500 N,1000 N,1500 N ,en este caso los autores utilizan 40 modelos de tibia sintética tipo 1110 de la franquicia Synbone.⁵⁷

Los resultados estadísticos obtenidos revelan que la placa posterior plana tiene un desplazamiento medio significativamente menor que en los otros, y que los pines paralelos anteroposteriores son los que tienen el mayor desplazamiento 2.2[mm] a una fuerza de 1500 [N].Es de vital importancia la información que aporta está investigación hecha en la Universidad Jiaotong de Shanghái debido a que permite hacer una comparación en la configuración de los pines paralelos⁵⁸ con la configuración de pines cruzados que se propone en esta investigación aportando a la ortopedia mayores parámetros para tratar este tipo de lesiones sin un daño colateral en el paciente. El espécimen #2 y el espécimen #1, tiene una configuración de 3 pines abarcando el área de la fractura posterolateral en la meseta tibial, dejando la posibilidad de estudiar está configuración en este tipo de lesión es

⁵⁶ ZHANG, Wei, et al. Biomechanical analysis of four different fixations for the posterolateral shearing tibial plateau fracture. Shanghái jiaotong university.2012.nro.19.p.94-98.

⁵⁷ **Synbone** s.a.s, es una empresa colombiana en franco crecimiento, con una contrastada experiencia en el área de la Ortopedia, Traumatología y enfermedades degenerativas.

⁵⁸ ZHANG, Wei, et al. Biomechanical analysis of four different fixations for the posterolateral shearing tibial plateau fracture. Shanghái jiaotong university.2012.nro.19.p.94-98.

importante tener en cuenta el rango de fuerzas que se emplearon para poder sacar una acertada observación.

En el año 2009 realizan un estudio biomecánico en la fijación de fractura posteromedial de la meseta tibial⁵⁹, este tipo de lesión es muy significativa, aparece con un fragmento en la meseta tibial, el tamaño de este fragmento puede variar dependiendo del espécimen, se consideran como una fractura-dislocación y conduce al desplazamiento distal en todos sus casos⁶⁰; para la experimentación ponen a prueba 4 elementos de fijación diferentes: (A) pines lag,(B) placa LC-DCP,(C) placa plana ,(D) placa en T.

El grupo de fijaciones que presentan menor desplazamiento tanto en las fracturas posteromedial y posterolateral son aquellas fracturas en la que las placas se adhieren en la parte posterior de la tibia⁶¹, en la figura. 54, se puede observar que a 1500[N] la placa posterior presento un desplazamiento de 1[mm] muy por debajo de los demás elementos, anteriormente se mencionaba acerca de las complicaciones que presenta este tipo de intervención. En los dos trabajos mencionados anteriormente tanto en las fracturas posteromedial y posterolateral se realiza la fijación por pines de la misma manera, por medio de 2 pines que se fijan desde la cara anterior hacia la medial y en paralelo abracando poca área y excéntricamente lo cual no es favorable para tratar este tipo de fractura⁶², con este estudio podemos inducir en que forma podemos evitar realizar ese tipo de cirugías y realizar la prueba de sujeción para evitar el desplazamiento distal colocando pines cruzados en diferentes configuraciones y comparar su comportamiento. El espécimen # 4 y 5 son tratados con 2 pines, uno de ellos se incrusta en la parte postero medial hacia la cara anterior y el otro de la parte medial hacia la parte lateral

⁵⁹ PUTNIS, Sven, et al. Biomechanical analysis of posteromedial tibial plateau Split fracture fixation. Shanghai Jiao tong university.2012.nro.18.p.51-54.

⁶⁰ PUTNIS, Sven, et al. Biomechanical analysis of posteromedial tibial plateau Split fracture fixation. shanghai Jiao tong university.2012.nro.18.p.51-54.

⁶¹ PUTNIS, Sven, et al. Biomechanical analysis of posteromedial tibial plateau Split fracture fixation. shanghai Jiao tong university.2012.nro.18.p.51-54.

⁶² DODWELL, ELILY. KELLEY, Simon. Physeal fractures: basic science, assessment and acute management; CHILDREN'S ORTHOPAEDICS; December 26, 2017

los cuales abarcan el área en dónde se presentan las fracturas posteromediales, los resultados revelaron que alcanzaron unas fuerzas de 1623,7 [N] y 1409,3 [N] respectivamente [N] y un desplazamiento medio de 5,4 [m] , dejando abierta la posibilidad de estudiar las fracturas de este tipo por medio de pines y con esta forma de intervenir. Además en diciembre de 2013 en un acta ortopédica de México⁶³ describen el desarrollo del abordaje de lobenhofer ⁶⁴para tratamiento de fracturas en la región posteromedial de la meseta tibial en 14 pacientes , está cirugía se realiza de manera directa con una incisión longitudinal en el intervalo entre la pata de ganso y el gemelo interno incrustando placas de fijación tipo T y pines ,el procedimiento consta en separar el tejido blando por la parte posterior de la rodilla hasta hallar el hueso y la fractura para incrustar la placa como se muestra en la *Figura 55.* , una característica fundamental es que esté tipo de práctica se realiza cuando la fractura según la clasificación Schatzker es de tipo II, III y IV ⁶⁵, los resultados de la solidificación del hueso son buenas luego de realizado el abordaje ,pero representa en muchos casos a la hora de la extracción de los elementos complicaciones en la arteria poplítea, autores describen el área posterior de la rodilla como una zona difícil de proceder debido a las estructuras neurovasculares, se considera una opción utilizar pines de atrás hacia adelante de forma percutánea para evitar esté abordaje⁶⁶ , nuestra indagación con los especímenes # 4 y 5, permite entrar en discusión debido a la experimentación y entrega de datos comparativos en la implementación de pines KIRSCHNER para tratar fracturas posteromedial y evitar este abordaje.

Cuando recurrimos a evaluar la distribución de cada una de las muestras por medio del diagrama de cajas y bigotes nos permite visualizar la variabilidad de cada una

⁶³ ARJONA GIMÉNEZ, C; NACARRETE JIMÉNEZ, JD Y NIETO RODRIGEZ, O. Vía de lobenhofer para la estabilización de la región poster medial. España: Hospital universitario, 2013, nro.27. p.380-384.

⁶⁴ ARJONA GIMÉNEZ, C; NACARRETE JIMÉNEZ, JD Y NIETO RODRIGEZ, O. Vía de lobenhofer para la estabilización de la región poster medial. España: Hospital universitario, 2013, nro.27. p.380-384.

⁶⁵ PEÑA ROJAS, María Soledad. Lesiones fisiarias en niños; universidad Juárez autónoma de Tabasco: División Académica de ciencias de la Salud; 18 de mar. de 2014.

⁶⁶ ARJONA GIMÉNEZ, C; NACARRETE JIMÉNEZ, JD Y NIETO RODRIGEZ, O. Vía de lobenhofer para la estabilización de la región poster medial. España: Hospital universitario, 2013, nro.27. p.380-384.

de los datos y ubicar los valores máximos obtenidos, observamos que no se presentaron datos atípicos, lo cual da mayor veracidad a los resultados, los especímenes # 4 y 5 muestran gran similitud en cada uno de los cuartiles e incluso sus medias se encuentran en rangos muy similares que era lo que se esperaba debido a su similitud en el abordaje de pines , el espécimen # 3 no se sometió a esta evaluación debido a que no tenía otra muestra para ser comparado, así que se propone proseguir con el análisis de esta configuración ya que revelo buenos resultados frente a los otros especímenes , los especímenes # 1 y 2 podemos ver la alta variabilidad entre cada uno aun así cuando fueron tratados de la misma manera, un análisis que se realiza con respecto a la dispersión de datos en material óseo es debido a los factores locales ,sistémicos, factores genéticos, trauma y nutrición.

11. CONCLUSIONES

- De acuerdo a las gráficas de fuerza Vs desplazamiento y las regresiones lineales, realizadas para cada uno de los especímenes. Se observó que la configuración espécimen # 2, fue el que presento una mayor rigidez, deformación y fuerza última; a partir de una configuración (osteosíntesis) diferente a la utilizada por los médicos especialistas en este tipo de fracturas. Permitiendo explorar nuevos métodos de osteosíntesis para el tratamiento de este tipo de lesiones presentes en esta zona específica de la tibia.
- De acuerdo al estudio experimental llevado a cabo, se pudo observar que es posible replicar fracturas en la epífisis proximal de la tibia, a partir de métodos no convencionales utilizados actualmente. Dejando abierta, para futuras investigaciones, la posibilidad de la creación e innovación de métodos que sirvan para replicar fracturas ocasionadas en los diferentes huesos del cuerpo humano.
- Con el desarrollo de las fracturas por medio del análisis del anatomista se pudo observar el alto riesgo de dislocación de rodilla y daño en los meniscos asociando lesiones neurovasculares.
- La disección realizada y un estudio detallado acerca de la estructura ósea de la tibia y tejidos blandos que rodean a esta, pudimos observar y registrar características reveladoras entre la similitud en la fisionomía de la tibia de los humanos con la de los porcinos, de esta forma garantizar a estas cómo un buen elemento óseo para futuros estudios, sumando a esto el fácil acceso y bajo costo.
 - ❖ La cresta de la tibia de porcino se acentúa y sobresale de la cara anterior de la tibia, disminuyendo el volumen de la metáfisis
 - ❖ El tubérculo intercondíleo medial en el humano es bastante visible, mientras que en el cerdo su forma es mucho más llana
 - ❖ La forma de los cóndilos en el porcino es menos pronunciada y menos voluminosos de material óseo que en los humanos.

- Al analizar el comportamiento de cada una de las 20 fracturas frente al impacto por parte de máquina TREBEL. Se pudo observar que no se presentó ninguna fractura que implicara el cóndilo medial, gracias a que la marcha del cerdo no representa tanto esfuerzo de flexión, debido a su bajo centro de masa en comparación con la marcha bípeda del humano.
- De acuerdo al estudio experimental realizado, se pudo observar que las fracturas que más se reproduce en porcinos son: el tipo II de SALTER & HARRIS⁶⁷ y las desplazadas y deprimidas de SCHATZKER, ya que la fisionomía ósea presenta menos refuerzo en la metáfisis de las extremidades de los huesos largos.
- La experimentación realizada presenta un método más sencillo sin implicaciones, ya que la osteosíntesis se realiza por medio de pines KIRSCHNER con dos configuraciones diferentes, lo que representa un método menos invasivo para el paciente tratante, de acuerdo al anterior citado.
- Los resultados obtenidos a partir del módulo tangente, revelaron que las fuerzas de compresión pura y deformación, son diferentes para cada uno de los especímenes, independiente de la configuración (osteosíntesis) realizada por parte del médico ortopedista EDNA BUITRAGO⁶⁸, permitiendo concluir que hay otros factores como la edad, alimentación y entorno, influyen en la recuperación del paciente tratante.

⁶⁷ PEÑA, María. Lesiones fisiarias en niños; División Académica de Ciencias de la salud, Universidad Juárez autónoma de tabasco; 2014.

⁶⁸http://scienti.colciencias.gov.co:8081/cvlac/visualizador/generarCurriculoCv.do?cod_rh=0001472634.

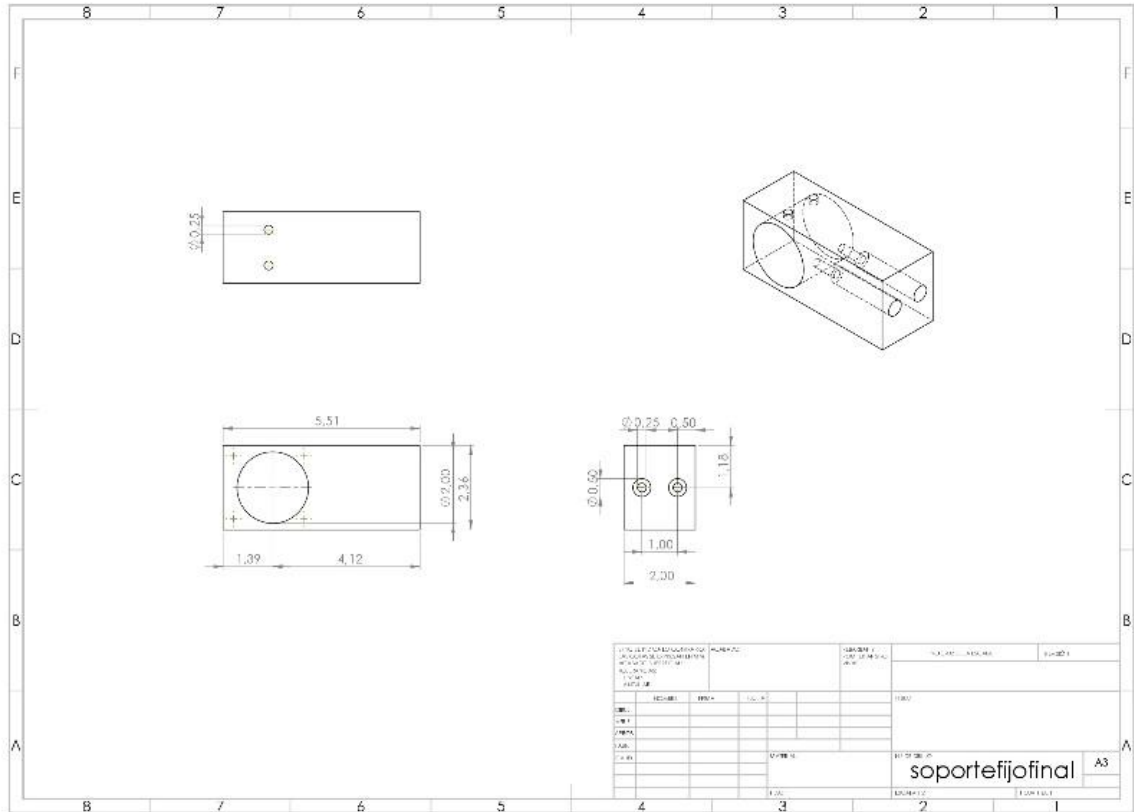
BIBLIOGRAFÍA

- ÁLVAREZ, Alejandro; Clasificación de Schatzker en las fracturas de la meseta tibial. ARTICULOS DE REVISIÓN: Cuba.2003.
- CARREDANO G, Xavier. Complicaciones en fracturas de platillos tibiales de alta energía, Rev. Chil Ortop Traumatol. 2016; 57(3):70-75.
- CATAGNI MA, OTTAVIANI G, MAGGIONI M. Treatment strategies for complex fractures of the tibial plateau with external circular fixation and limited internal fixation. J Trauma. 2007; 63(5):1043-53.
- CHAKRAVERTY JK, WEAVER MJ, SMITH RM, Vrahas MS. Surgical management of tibial tubercle fractures in association with tibial plateau fractures fixed by direct wiring to a locking plate. J Orthop Trauma. 2009; 23(3):221-5.
- CHANG SM, Zheng HP, Li HF, Jia YW, Huang YG. Treatment of isolated posterior coronal fracture of the lateral tibial plateau through posterolateral approach for direct exposure and buttress plate fixation. Arch Orthop Trauma Surg. 2009; 129 (7): 955-62.
- CHARALAMBOUS CP, TRYFONIDIS M, Alvi F, MORAN M, FANG C. Inter- and intraobserver variation of the Schatzker and AO/OTA classifications of tibial plateau fractures and a proposal of a new classification system. Ann R Coll Surg Engl. 2007; 89(4):400-4.
- DODWELL, ELILY. KELLEY, Simon. Physeal fractures: basic science, assessment and acute management; CHILDREN'S ORTHOPEDICS; December 26, 2017.
- FERNANDEZ DL: Anterior approach to the knee with osteotomy of the tibial tubercle for bicondylar tibial fractures. *J Bone Joint Surg Am*. 1988; 70(2):208-19.
- FUCCI, S. Biomecánica del aparato locomotor aplicada al acondicionamiento muscular. Cuarta edición, España: 2003.
- GARCIA, Cesar, Elementos de osteosíntesis de uso habitual en fracturas del esqueleto apendicular. Revista Chilena de Radiología. Vol. 11 Nº 2, año 2005; 58-70.
- GARRO DONINI, Alessio. Valoración del daño corporal en los extremos de la vida. Vol. 33 (2), septiembre 2016. ISSN 1409-0015.
- GIL SANTOS, L. DARDER GARCIA, A. Fractura de la meseta tibial: Rev.Esp.de cir. Ost (225-238) ,1987.
- HOLH M. Fractures of the proximal tibia and fibula. En: Rockwood C, Green D, editors. Fractures in Adults. 3rd ed. Philadelphia: JB Lippincott; 1991.p.1725- 61.
- JIMENEZ, J. Vía de Lobenhoffer para la estabilización de fracturas de la región posteromedial de la meseta tibial. Hospital Universitario Virgen de las Nieves, Granada, España; Acta Ortopédica Mexicana 2013; 27(6): Nov.-Dic: 380-384.
- KUBIAK EN, Camuso MR, Barei DP, Nork SE. Operative treatment of ipsilateral noncontiguous unicondylar tibial plateau and shaft fractures: combining plates and nails. J Orthop Trauma. 2008; 22(8):560-5.
- L MUNUERA. *Introducción a la traumatología y la cirugía ortopédica*. Mc-Graw-Hill Interamericana. ISBN:84-486-0136-X. 1996.
- LEE JA, PAPADAKIS SA, MOON C, Zalavras CG. Tibial plateau fractures treated with the less invasive stabilisation system. Int Orthop. 2007; 31(3):415-8.

- MARTEL, O. Fijación de injertos de ligamento cruzado anterior de La rodilla mediante un nuevo mecanismo. Diseño y Análisis experimental. *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica*. Vol. 9, Nº 3, pp. 3-11.
- MENDOZA, Alvaro. Estudio de las propiedades mecánicas del sistema óseo: Revista Ingeniería e Investigación No. 41 diciembre de 1998.
- MIRALLES, Rodrigo. Biomecánica clínica del aparato locomotor: Biomecánica de la rodilla. Primera edición. Barcelona: MASSON, 1998. p. 225 - 247.
- MIRALLES, Rodrigo. Cirugía Ortopédica y traumatología en zonas de menos desarrollo, centre de cooperació al Desenvolupament; Universitat Rovira i Virgili. 2009.
- NORDIN, Margareta. FRANKEL, Víctor. Biomecánica básica del sistema muscoesquelético: Biomecánica del hueso. Tercera edición. New York: Mc Graw Hill, 2001. p. 26 - 60.
- PEÑA, María. Lesiones fisiarias en niños; División Académica de Ciencias de la salud, Universidad Juárez autónoma de tabasco; 2014.
- PUTNIS, Sven, et al. Biomechanical analysis of posteromedial tibial plateau Split fracture fixation. Shanghai Jiao tong university. 2012. nro. 18. p. 51-54.
- RIASCOS BERNAL, Gustavo. Descripción epidemiológica de las fracturas de tibia y peroné en el hospital de la misericordia en los últimos 5 años; Universidad Nacional de Colombia, Facultad de Medicina; Bogotá, D.C.; 2012.
- SERRA, T, Efecto de la congelación en rodillas animales: Estudio biomecánico experimental ; Biomecánica, 14 (2), 2006, pp. 72-80.
- SHAPIRO, F; FORRIOL F. El cartílago de crecimiento: biología y biomecánica del desarrollo; vol. 49. núm. 1. enero 2005.
- STAHEI PF, SMITH WR, MORGAN SJ. Posteromedial fracture fragments of the tibial plateau: J Orthop Trauma. 2008; 22(7):504-9.
- WAHLQUIST M, IAGUILLI N y EBRAHEIM N. Medial tibial plateau fractures: a new classification system. J Trauma. 2007; 63(6):1418-21.
- WHITTLE AP, Wood GW. Fracturas de las extremidades inferiores. En: Canale ST, editor. Cirugía Ortopédica. 10ma ed. St Louis: Mosby; 2001. p. 2782- 98.
- WHITTLE AP, Wood GW. Fracturas de las extremidades inferiores. En: Canale ST, editor. Cirugía Ortopédica. 10ma ed. St Louis: Mosby; 2001. p. 2782- 98.
- ZHANG, Wei. Biomechanical analysis of four different fixations for the postero lateral shearing tibial plateau fracture. The Knee 19 (2012) 94–98.

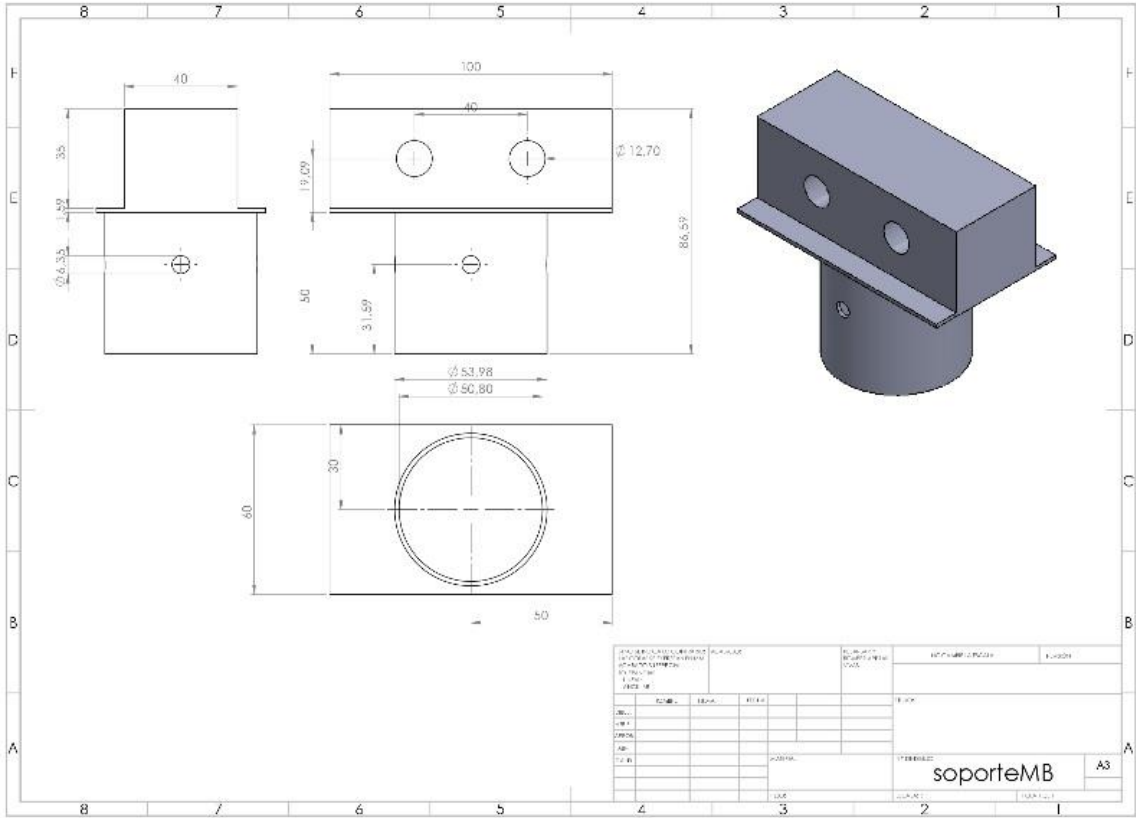
ANEXOS

Anexo A. Plano de soporte para péndulo de CHARPY.



Fuente: *Los autores*

Anexo B. Plano de soporte para MTS-Bionix 370.02.



Fuente: Los autores

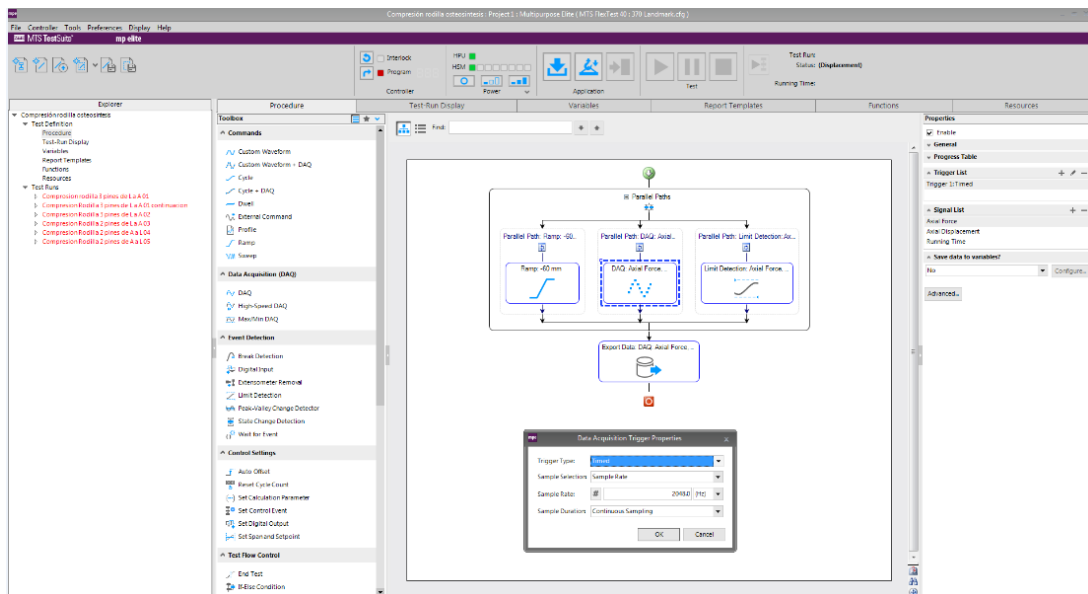
Anexo C. Código EES (fuerza de impacto).

```

m = 20 [Kg]
g = 9,81 [m/s**2]
r = 0,8 [m]
miu = 0,15
h = r - r · cos ( 5 ) [m]
θ = 45 ·  $\frac{\pi}{180}$  [rad]
V =  $\sqrt{2 \cdot g \cdot r \cdot (\cos ( 5 ) - \cos ( 50 ) )}$ 
Ec = 0,5 · m · V2 [J]
Ep = m · g · h [J]
Et = Ec + Ep [J]
Et = S · Ft [J]
S = θ · r [m]
N = m · g
Fr = miu · N
F = Ft - Fr
    
```

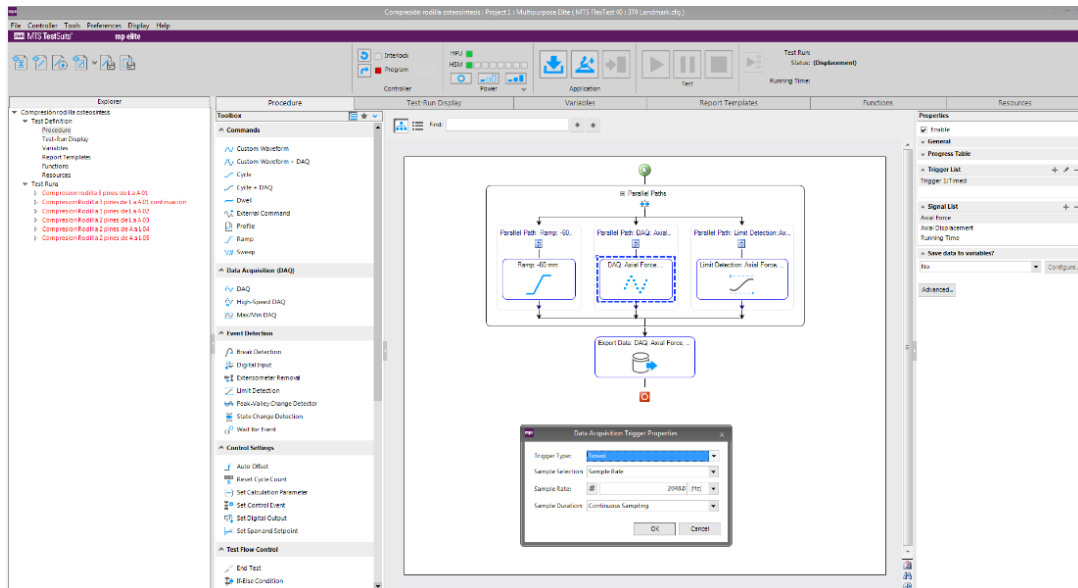
Fuente: Los autores

Anexo D. Software de la máquina universal de ensayos MTS-Bionix 370.02.



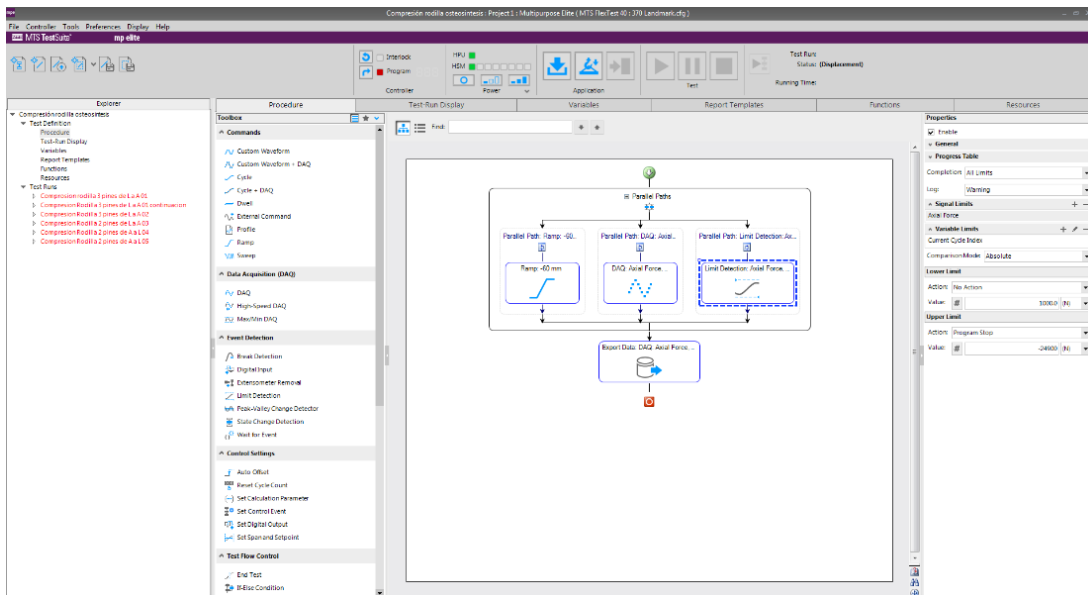
Fuente: Los autores

Anexo E. Software de la máquina universal de ensayos MTS-Bionix 370.02.



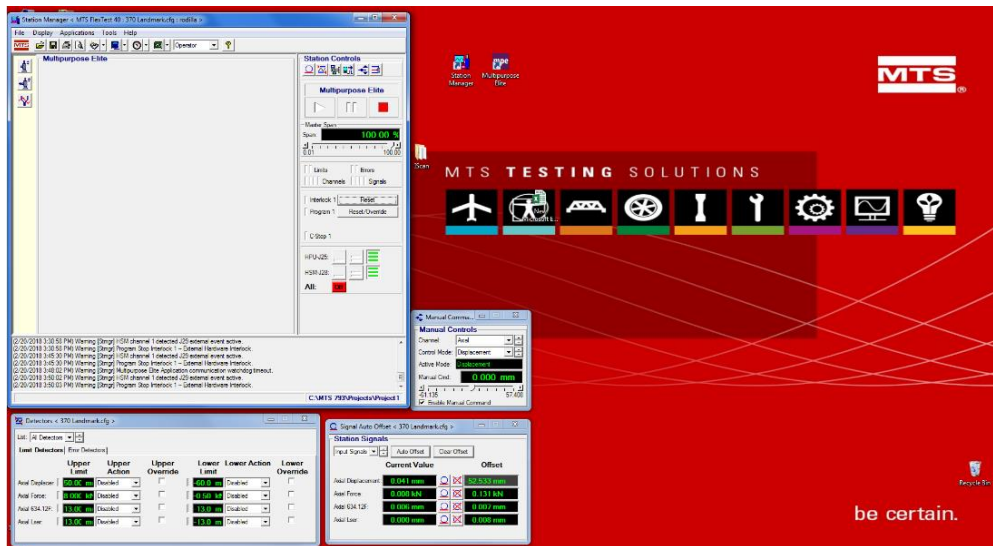
Fuente: Los autores

Anexo F. Software de la máquina universal de ensayos MTS-Bionix 370.02.



Fuente: Los autores

Anexo G. Software de la máquina universal de ensayos MTS-Bionix 370.02.



Fuente: *Los autores*

Anexo H. Tabla fuerza de compresión ANOVA.

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Groups	3.78088e+11	3	126029397180.1	267773.66	0
Error	5.19239e+11	1103222	470656.4		
Total	8.97327e+11	1103225			

Fuente: *Los autores*

Anexo I. Tabla desplazamiento ANOVA.

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Groups	4.27791e+06	3	1425969.8472	73261.53	0
Error	2.14732e+07	1103222	19.4641		
Total	2.57511e+07	1103225			

Fuente: *Los autores*

Anexo J. Significados de datos tabla ANOVA

Columna	Definición
Source	La fuente de la variabilidad.
SS	La suma de cuadrados debido a cada fuente.
Df	Los grados de libertad asociados con cada fuente.
MS	Los cuadrados medios para cada fuente (SS/df).
F	F estadístico, que es la relación de los cuadrados medios.
P>F	El valor p que es la probabilidad de que el estadístico F pueda tomar un valor mayor que el valor estadístico de prueba calculado.
Fila	Definición
Groups	variabilidad entre grupos
Error	variabilidad dentro de los grupos
Total	Variabilidad total

Fuente: *Los autores.*

Anexo K. Estadística fuerza de compresión ANOVA

```
stats =
```

```
struct with fields:
```

```
gnames: {4x1 cell}
n: [163637 377756 339979 221854]
source: 'anova1'
means: [588.3706 1.9225e+03 735.1316 704.8525]
df: 1103222
s: 686.0440
```

Fuente: *Los autores.*

Anexo L. Estadística deformación ANOVA

stats =

struct with fields:

```
gnames: {4×1 cell}
      n: [163637 377756 339979 221854]
source: 'anova1'
means: [3.9925 9.2006 8.2894 5.4033]
      df: 1103222
      s: 4.4118
```

Fuente: *Los autores.*

Anexo M. Significados datos estadística ANOVA.

Nombre del campo	Definición
Gnames	Nombres de los grupos
N	Número de observaciones en cada grupo
Source	Fuente de la stats salida
Means	Valores estimados de los medios
Df	Error grados de libertad (dentro de los grupos)
S	Raíz cuadrada del error cuadrático medio

Fuente: *Los autores.*

Anexo N. Radiografía frontal de fractura en epífisis proximal tomada de rodilla de cerdo.



Fuente: *Los autores.*

Anexo Ñ. Radiografía lateral de fractura en epífisis proximal tomada de rodilla de cerdo.



Fuente: *Los autores.*

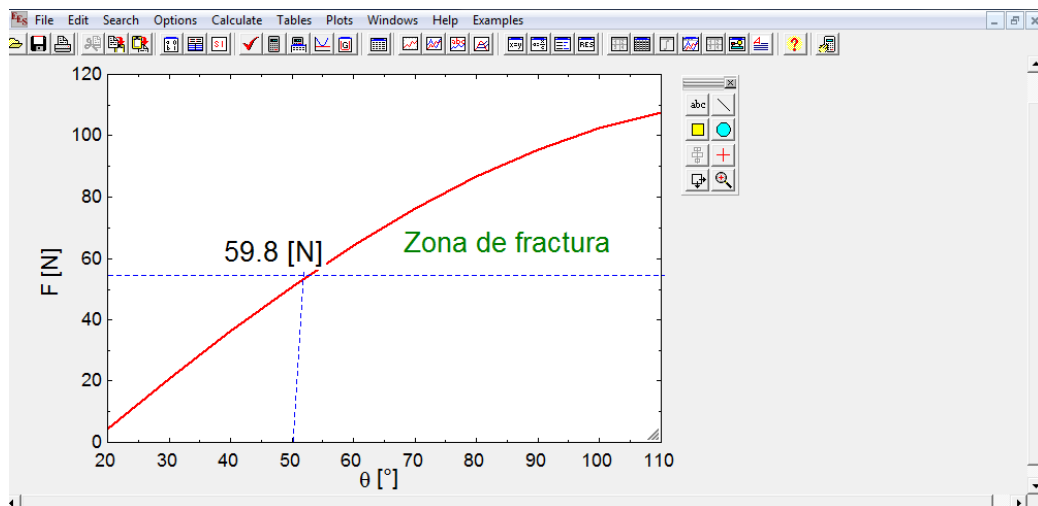
Anexo O. Análisis de varianza modulo tangencial en Excel.

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
Grupo 1	2	484,814	242,407	67751,0136
Grupo 2	2	394,71	197,355	215,69645
Grupo 3	2	291,86	145,93	0

ANÁLISIS DE VARIANZA					
Origen de la variación de cuadrados de libertad de los cu			F	Probabilidad	lor crítico para F
Entre grupos	9321,34991	2	4660,67495	0,20571872	9,5520945
Dentro de lo	67966,7101	3	22655,57		
Total	77288,06	5			

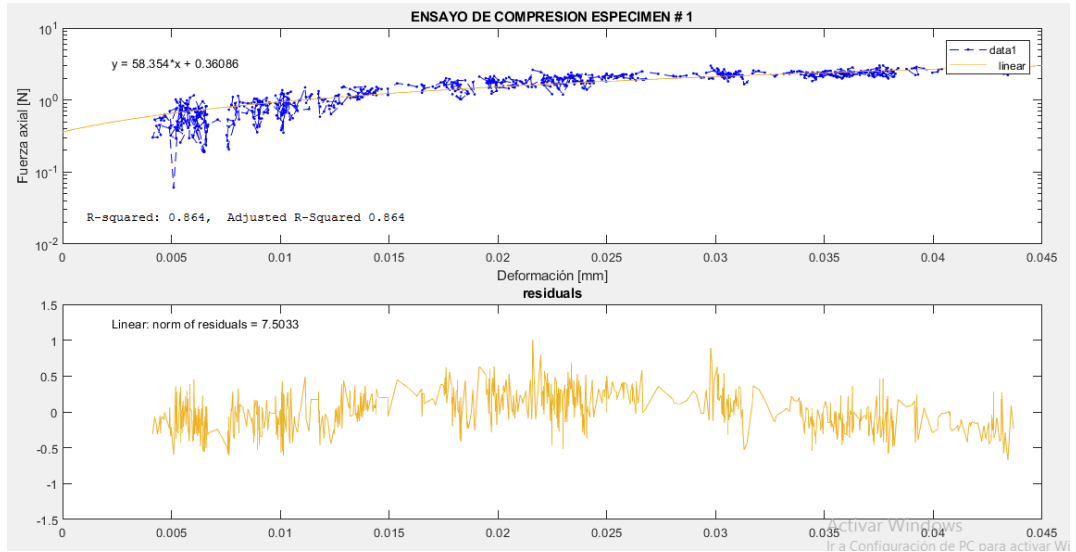
Fuente: Los autores.

Anexo P. Gráfica de fuerza en péndulo SHARPY.



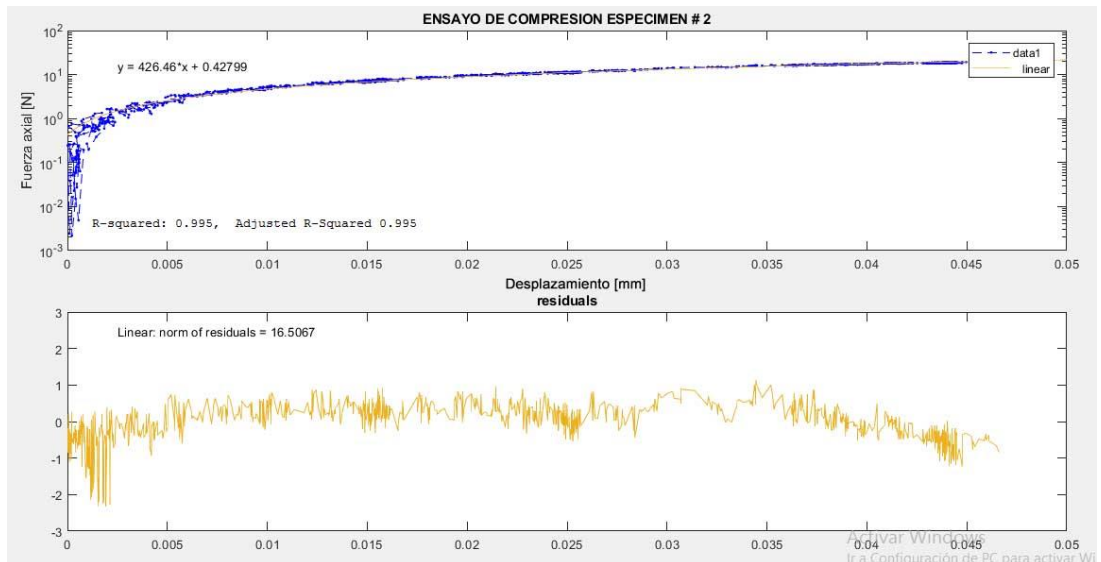
Fuente: Los autores.

Anexo Q. Regresión lineal grafica espécimen # 1.



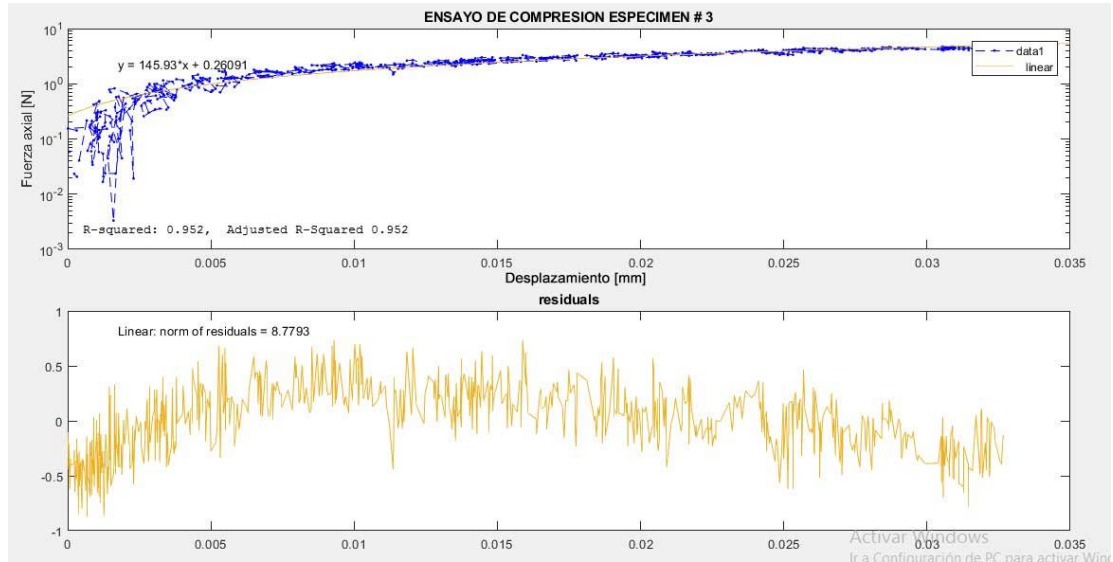
Fuente: Los autores.

Anexo R. Regresión lineal grafica espécimen # 2.



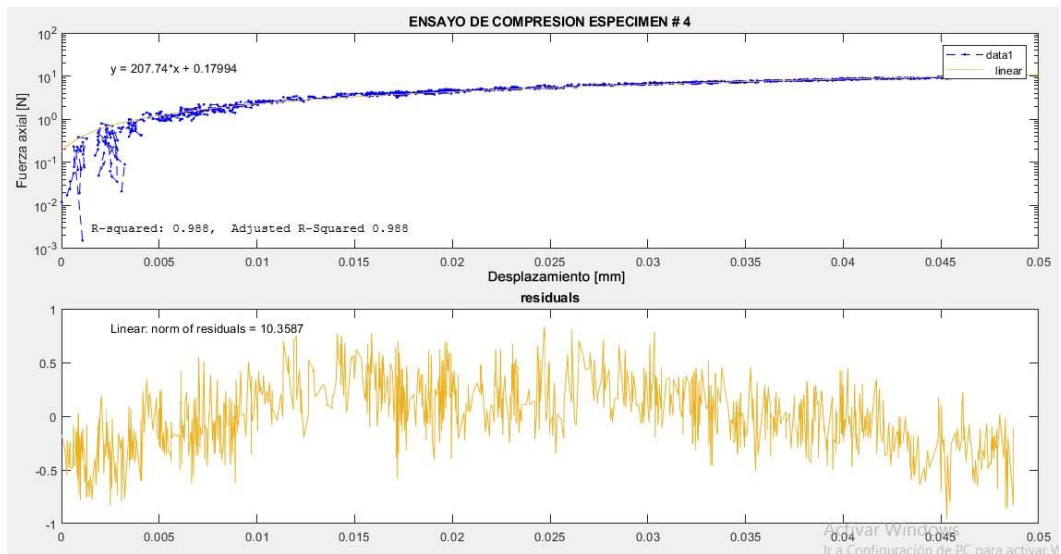
Fuente: Los autores

Anexo S. Regresión lineal grafica espécimen # 3.



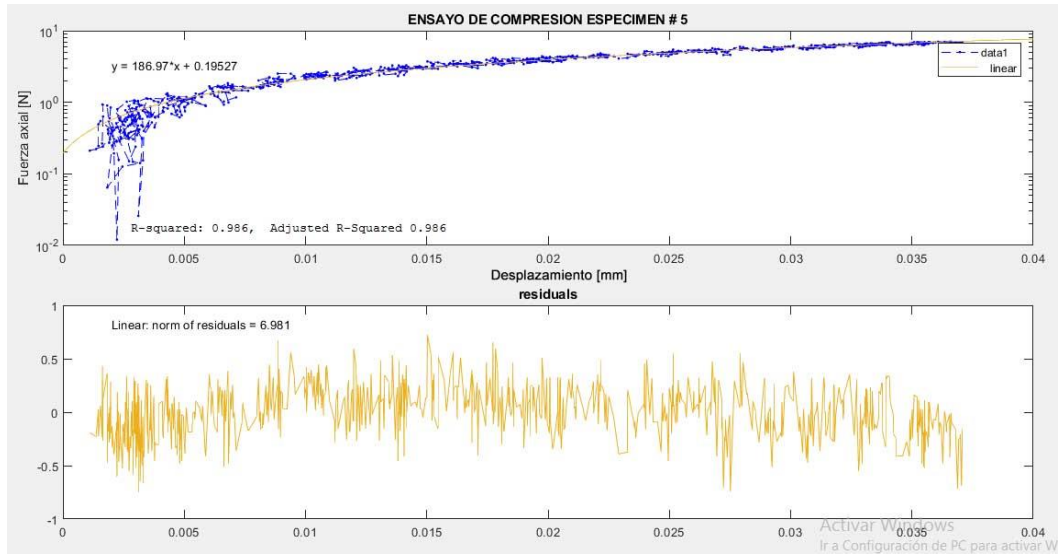
Fuente: *Los autores.*

Anexo T. Regresión lineal grafica espécimen # 4.



Fuente: *Los autores.*

Anexo U. Regresión lineal grafica espécimen # 5.



Fuente: *Los autores.*