

Determinación de la resistencia mecánica del tejido cortical humano en probetas sometidas a ciclos de congelación y descongelación mediante de ensayos de compresión.

Kevin Santiago De La Sierra Ortiz, Juan Asaf Tafur Posada

Proyecto de Grado

Director

Diego Fernando Villegas Bermúdez

Ph. D en Ingeniería Mecánica

Codirectora

Sandra Milena Sanabria Barrera

Ph.D en Ciencias Biomédicas

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas

Escuela de Ingeniería Mecánica

Ingeniería Mecánica

Bucaramanga

2026

Dedicatoria

Doy gracias a Dios por concederme el amor, el respaldo, la salud y la sabiduría necesarios para hacer realidad este propósito.

A mis padres, por su amor incondicional, su apoyo constante y su confianza inquebrantable a lo largo de todo el proceso académico. Por estar presentes en cada etapa, por acompañarme en los esfuerzos, los sacrificios y los sueños, y por ser el motor que impulsó cada paso hasta llegar a este logro.

Al resto de mi familia, por su cariño y acompañamiento, y por estar siempre presentes de una u otra forma en este camino.

Kevin Santiago de la Sierra Ortiz

Dedico este trabajo, en primer lugar, a Dios, por darme la fortaleza, la sabiduría y la perseverancia necesarias para culminar este proceso.

A mi madre, Kareen Janeth Posada Sánchez, y a mi padre, Jhon Freddy Tafur Alcalá, por su amor incondicional, su apoyo constante y su confianza en cada etapa de mi vida. Gracias por ser mi mayor inspiración, por acompañarme en los momentos difíciles y por celebrar conmigo cada logro.

"Solo con el corazón se puede ver bien; lo esencial es invisible a los ojos."

— Antoine de Saint-Exupéry, El Principito

Juan Asaf Tafur Posada

Agradecimientos

Expresamos nuestro sincero agradecimiento al Dr. Diego Fernando Villegas y a la Dra. Sandra Sanabria, por su valiosa orientación, acompañamiento y aportes académicos durante el desarrollo de la presente tesis, los cuales fueron fundamentales para el cumplimiento de los objetivos propuestos.

De igual manera, agradecemos al Banco de Tejidos de la FCV por el suministro del tejido óseo utilizado en la investigación, cuyo apoyo fue indispensable para la ejecución experimental del estudio.

Tabla de Contenido

Introducción	13
1. Objetivos.....	16
1.1 Objetivo General.....	16
1.2 Objetivos Específicos.....	16
2. Marco Referencial.....	17
2.1 Características de las Muestras Óseas en Estudios Previos	17
2.2 Protocolos Experimentales y Selección Anatómica Del Hueso.	18
2.3 Conservación y Manejo de las Muestras Óseas.....	19
2.4 Anisotropía del Tejido Óseo	20
2.5 Propiedades Mecánicas y Geometría de las Probetas	20
3. Marco teórico	21
3.1 Fémur	21
3.2 Estructura Jerárquica del Hueso.....	23
3.3 MTS Bionix Tabletop Test Systems.....	26
3.4 Ensayo Mecánico	27
3.5 Ensayo de Compresión	28
3.6 Propiedades Mecánicas.....	29
3.6.1 Fuerza Última.....	30
3.6.2 Esfuerzo	31
3.6.3 Deformación	32
3.6.4 Módulo de Young	33
3.7 Acondicionamiento Mecánico	34

3.8 Test de Grubbs	37
3.9 Análisis de Varianza (ANOVA)	38
4. Metodología	41
4.1 Ensayos Piloto En Hueso Porcino.....	41
4.1.1 Evaluación Geométrica.....	41
4.1.2 Corte y Equipamiento	42
4.1.3 Obtención y Conteo de Especímenes.....	43
4.1.4 Ensayo de compresión	45
4.1.5 Montaje De Las Probetas.....	46
4.1.6 Variables Registradas y Protocolo de Ensayo	47
4.1.7 Distribución Comparativa Longitudinal	49
4.1.8 Obtención y conteo de especímenes	49
4.1.9 Análisis estadístico.....	50
4.1.10 Test de Grubbs	50
4.1.11 ANOVA	52
4.2 Ensayos en Muestras Óseas Humanas	54
4.2.1 Diseño Experimental.....	54
4.2.2 Caracterización Del Donante Y Procedencia De La Muestra Ósea.....	55
4.2.3 Preparación de las Probetas	55
4.2.4 Ciclos de Congelación y Descongelación.....	56
4.2.5 Protocolo	59
5. Resultados y Discusión.....	60
5.1 Evaluación Geométrica En Hueso Porcino.....	60

5.1.1 Tabla Comparativa y Elección de la Mejor Probeta	60
5.2 Distribución Comparativa Longitudinal Hueso Porcino.....	61
5.2.1 Parámetros Mecánicos	61
5.2.2 Test de Grubbs	65
5.2.4 Análisis De Varianza (ANOVA)	66
5.3 Limitaciones del Estudio.....	69
5.4 Ensayos en Muestras Óseas Humanas: Análisis de la Distribución Longitudinal.....	69
5.4.2 Parámetros Mecánicos	69
5.4.4 Análisis de Varianza (ANOVA)	72
5.5 Ensayos en muestras óseas humanas: análisis ciclos de congelación y descongelación	73
5.5.2 Parámetros Mecánicos	74
5.5.3 Test de Grubbs	75
5.5.4 Análisis de Varianza (ANOVA)	77
5.5.4 Índice de correlación.....	78
5.6 Protocolo	80
6. Conclusiones	83
Referencias Bibliográficas	85
Apéndices.....	90

Lista de Tablas

Tabla 1 Niveles jerárquicos del hueso	24
Tabla 2 Test de Grubbs hueso porcino 1	51
Tabla 3 Valores de esfuerzo último hueso porcino 1.....	52
Tabla 4 Análisis de varianza para el hueso porcino 1.....	53
Tabla 5 Tabla comparativa entre probetas	60
Tabla 6 Promedios Módulos de elasticidad análisis longitudinal hueso porcino	63
Tabla 7 Promedios Esfuerzo últimos análisis longitudinal hueso porcino	64
Tabla 8 Promedios deformación última análisis longitudinal hueso porcino	64
Tabla 9 Test de Grubbs módulo de Elasticidad (MPa) Hueso porcino 1.....	65
Tabla 10 Resultados del análisis de varianza de los 5 huesos porcinos.....	67
Tabla 11 Parámetros mecánicos análisis longitudinal	70
Tabla 12 Análisis de varianza análisis longitudinal.....	73
Tabla 13 Parámetros mecánicos análisis ciclos de congelación y descongelación	74
Tabla 14 Test de Grubbs análisis de ciclos de congelación y descongelación	76

Lista de Figuras

Figura 1 Anatomía del fémur.....	22
Figura 2 Niveles jerárquicos del hueso.....	26
Figura 3 Bionix tabletop test systems modelo 370.02 axial	27
Figura 4 Típica curva fuerza – desplazamiento	28
Figura 5 Típica curva de esfuerzo - deformación	29
Figura 6 Propiedades de los materiales.....	33
Figura 7 Esfuerzo–deformación en ciclos de acondicionamiento mecánico	36
Figura 8 Hueso porcino cilindro de 25 mm	42
Figura 9 Hueso porcino cilindro de 8 mm	42
Figura 10 Máquina de corte utilizada	43
Figura 11 Cilindro de 25 mm.....	43
Figura 12 Sección circular de 25 mm	44
Figura 13 Paralelepípedo rectangular de 8 mm	44
Figura 14 Montaje probeta cilíndrica de 25 mm.....	45
Figura 15 Diagrama del secuencial experimental programado en el sistema MTS.....	47
Figura 16 Esfuerzo–deformación para módulo de elasticidad.....	49
Figura 17 Preparación de probetas.....	56
Figura 18 Probetas análisis longitudinal, ciclos congelación y descongelación.....	57
Figura 19 Diagrama de Gantt ciclos de congelación y descongelación	58
Figura 20 Diagramas cajas y bigotes esfuerzo último (MPa) en huesos porcinos.	62
Figura 21 Diagramas cajas y bigotes módulo de elasticidad (MPa) huesos porcinos.	62

Figura 22 Diagrama cajas y bigotes deformación última (%) en huesos porcinos.....	63
Figura 23 Correlación número de ciclos y el esfuerzo último.....	79
Figura 24 Correlación número de ciclos y el módulo de elasticidad.....	79
Figura 25 Correlación número de ciclos y la deformación ultima.	79

Lista de Apéndices

Apéndice A. Tablas de Análisis Geométrico	90
Apéndice B. Tablas de Distribución comparativa longitudinal hueso porcino	95
Apéndice C. Tablas de Distribución comparativa longitudinal muestras Oseas humanas	122
Apéndice D. Tablas de Ensayos en muestras Oseas humanas: Análisis ciclos de congelación y descongelación	126

Resumen

Título: Determinación de la resistencia mecánica del tejido cortical humano en probetas sometidas a ciclos de congelación y descongelación mediante de ensayos de compresión.

Autores: Kevin Santiago De La Sierra Ortiz, Juan Asaf Tafur Posada

Palabras Clave: Ensayos de compresión, módulo de Young, esfuerzo último, ciclos de congelación y descongelación, deformación última.

Descripción: En el presente trabajo se estudió el comportamiento mecánico del tejido cortical del fémur humano sometido a ciclos de congelación y descongelación, con el fin de evaluar la estabilidad de sus propiedades mecánicas bajo condiciones de conservación propias de los bancos de tejidos. Inicialmente, se realizó una comparación geométrica de tres tipos de probetas —sección anular, sección angular de cilindro hueco y paralelepípedo rectangular— utilizando hueso porcino como modelo experimental. Con base en criterios de simetría, número de probetas obtenidas por fémur, tiempo de ensayo, reducción de concentradores de esfuerzo y reproducibilidad, se seleccionó la probeta paralelepípedo rectangular de 4 mm × 4 mm × 8 mm para los ensayos posteriores.

Con esta geometría se evaluó la variabilidad longitudinal de la resistencia mecánica en la región medial de la diáfisis del fémur porcino, determinándose que no existen diferencias estadísticamente significativas en el esfuerzo último, la deformación última ni el módulo de Young a lo largo del eje longitudinal. Posteriormente, este análisis se replicó en fémur humano, obteniéndose resultados equivalentes.

Adicionalmente, se sometieron probetas de hueso cortical humano a ocho ciclos de congelación y descongelación a $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$, evaluando tras cada ciclo el esfuerzo último, la deformación última y el módulo de Young mediante ensayos de compresión uniaxial. El análisis estadístico incluyó la eliminación de valores atípicos mediante el test de Grubbs y la comparación de medias mediante análisis de varianza (ANOVA), sin evidenciarse diferencias estadísticamente significativas entre los ciclos evaluados.

Finalmente, se diseñó un protocolo experimental prospectivo para evaluar el tiempo de almacenamiento como variable de estudio, estableciendo probetas y condiciones experimentales que permitirán validar la estabilidad mecánica del tejido cortical humano durante al menos cuatro años. Los resultados respaldan la viabilidad de la recongelación del tejido óseo sin detrimento de sus propiedades mecánicas, aportando evidencia relevante para la gestión y seguridad de los bancos de tejidos.

*Trabajo de Grado

** Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Ingeniería Mecánica. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez. Ingeniero Mecánico, PhD. Codirectora: Sandra Milena Sanabria Barrera, PhD en Ciencias Biomédicas.

Abstract

Title: Determination of the mechanical strength of human cortical bone in specimens subjected to freeze–thaw cycles through compression testing.

Author: Kevin Santiago De La Sierra Ortiz, Juan Asaf Tafur Posada

Key Words: Compression testing, Young’s modulus, ultimate stress, freeze–thaw cycles, ultimate strain

Description: In this study, the mechanical behavior of human cortical bone from the femoral diaphysis subjected to freeze–thaw cycles was evaluated in order to assess the stability of its mechanical properties under storage conditions typical of tissue banks. Initially, a geometric comparison of three specimen types—annular section, angular hollow cylinder section, and rectangular parallelepiped—was performed using porcine bone as an experimental model. Based on criteria such as geometric symmetry, number of specimens obtained per femur, testing time, reduction of stress concentrators, and reproducibility, the rectangular parallelepiped specimen with dimensions of 4 mm × 4 mm × 8 mm was selected for subsequent analyses.

Using this geometry, the longitudinal variability of mechanical resistance in the medial region of the porcine femoral diaphysis was first evaluated, demonstrating no statistically significant differences in ultimate stress, ultimate strain, or Young’s modulus along the longitudinal axis. This analysis was subsequently replicated in human femoral cortical bone, yielding comparable results.

Additionally, human cortical bone specimens were subjected to eight freeze–thaw cycles at –80 °C. After each cycle, ultimate stress, ultimate strain, and Young’s modulus were determined through uniaxial compression tests. Statistical analysis included the identification and removal of outliers using Grubbs’ test and the comparison of means through analysis of variance (ANOVA). The results indicated no statistically significant differences in the evaluated mechanical parameters across the freeze–thaw cycles.

Finally, a prospective experimental protocol was designed to assess storage time as a study variable, establishing specimens and experimental conditions to validate the long-term mechanical stability of human cortical bone over a period of at least four years. Overall, the findings support the viability of refreezing human bone tissue without compromising its mechanical properties, providing relevant evidence for the safe management and operational reliability of tissue banks

*Bachelor Thesis

** Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Ingeniería Mecánica. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez. Ingeniero Mecánico, PhD. Codirectora: Sandra Milena Sanabria Barrera, PhD en Ciencias Biomédicas.

Introducción

La conservación de tejidos óseos es esencial en la medicina moderna, ya que los injertos óseos se emplean ampliamente en la reparación y regeneración de huesos afectados por traumatismos, enfermedades degenerativas y resecciones tumorales (MedlinePlus, s.f.), estos injertos son utilizados en diversas partes del cuerpo, incluyendo caderas, rodillas y columna, con el objetivo de promover la osteogénesis y proporcionar soporte mecánico en casos de pseudoartrosis y defectos óseos extensos. Esta necesidad se vuelve aún más relevante considerando el incremento en la demanda de tejidos óseos, impulsado por el aumento de procedimientos quirúrgicos como reconstrucciones postraumáticas, cirugías ortopédicas y tratamientos de patologías degenerativas (Montaña-Chaparro, Díaz-Roa, & Otálvaro-Cifuentes, 2020). Por lo tanto, garantizar una adecuada conservación resulta crucial para asegurar la disponibilidad y funcionalidad de estos tejidos en los procedimientos clínicos.

American Association of Tissue Banks (AATB, 2020) establece que la congelación a -80°C es uno de los métodos más comunes para preservar tejidos óseos, garantizando su viabilidad durante largos períodos. De acuerdo con la AATB, el tiempo máximo de almacenamiento de los injertos es de 5 años, parámetro que debe validar cada banco de tejido, norma que también sigue Colombia. Tras este período, los injertos deben incinerarse, lo que genera preocupaciones tanto por la posible pérdida de tejidos viables como por los elevados costos de mantenimiento y eliminación.

Además, la conservación de tejidos óseos implica costos considerables. Un análisis realizado en un banco de tejidos en Chile reportó que el costo promedio de almacenamiento de injertos óseos es de \$1,64 USD por centímetro cúbico, lo que representa una inversión significativa a lo largo de los años de conservación (Verdugo-Avello et al., 2023). Si se lograra confirmar que

la recongelación no afecta la resistencia mecánica de los tejidos óseos, sería posible minimizar el riesgo de pérdida de los injertos debido a fallos en la cadena de frío, como cortes de energía, asegurando que el gasto económico realizado para su conservación hasta ese momento no se vea perdido por estas eventualidades, y optimizando así su disponibilidad sin comprometer la calidad.

La alta demanda de injertos óseos, impulsada por la incidencia de traumatismos, enfermedades degenerativas y resecciones tumorales, hace necesario optimizar las técnicas de conservación de estos tejidos. En Colombia, el número de donantes no es suficiente para satisfacer esta creciente demanda. Según el Instituto Nacional de Salud (INS), en 2022 se realizaron 1.190 trasplantes en el país, con una tasa de donación de 6,4 donantes por millón de habitantes y una tasa de trasplantes de 23,2 por millón (Instituto Nacional de Salud [INS], 2023).

Al comparar estas cifras con las de otros países, se observa una diferencia significativa. Por ejemplo, en 2023, España registró una tasa de 49,4 donantes por millón de habitantes, mientras que Estados Unidos tuvo una tasa de 48,0 donantes por millón. Además, la tasa de trasplantes en Estados Unidos fue de 139,7 por millón de habitantes, superando a la de España, que fue de 123,4 por millón (Huffington Post, 2024).

Estas cifras evidencian la necesidad de fortalecer las estrategias de promoción y optimización de técnicas de conservación de tejidos en Colombia para satisfacer la creciente demanda de injertos óseos.

Los injertos óseos provenientes de bancos de tejidos pueden presentarse en diversas formas y tamaños según su aplicación clínica, incluyendo bloques óseos, cuñas, segmentos tubulares, cilindros, chips triturados y pastas óseas, cada uno diseñado para adaptarse a diferentes tipos de defectos y favorecer la osteointegración. Los bloques y cuñas se utilizan en reconstrucciones ortopédicas y maxilofaciales, mientras que los chips y granulados sirven para rellenos óseos en

defectos pequeños. Esta diversidad de formas evidencia la necesidad de caracterizar las propiedades mecánicas del hueso en condiciones controladas, lo que justifica la elección de probetas en ensayos mecánicos en lugar del fémur completo. Al extraer probetas de la parte cortical del hueso, se pueden estandarizar las dimensiones y geometrías, permitiendo una mejor comparación de resultados y reduciendo la variabilidad asociada a la morfología compleja del fémur. Además, las pruebas en probetas garantizan un análisis más preciso del comportamiento del material óseo bajo distintas condiciones de carga, facilitando la extrapolación de los resultados a aplicaciones clínicas específicas.

Realizar un estudio prospectivo a largo plazo es esencial para comprender cómo las propiedades mecánicas de los huesos cambian con el tiempo, especialmente en condiciones de conservación para trasplantes; este enfoque proporciona una base para futuras investigaciones y establece parámetros que pueden ser utilizados por otros investigadores para continuar y mejorar las técnicas de conservación de injertos óseos.

Actualmente, los injertos óseos almacenados en bancos de tejidos tienen un tiempo de conservación limitado. Si se lograra establecer un método que permitiera extender la vida útil de estos tejidos sin comprometer sus propiedades mecánicas, se aumentaría su disponibilidad y se reducirían las pérdidas asociadas al vencimiento de su periodo de almacenamiento. Esto no solo beneficiaría a los pacientes en espera de un trasplante, sino que también disminuiría los costos operativos en los bancos de tejidos.

El fémur es un tejido ampliamente utilizado en estudios de resistencia mecánica debido a su estructura y función en el soporte del cuerpo humano (Heyligers et al., 2014). Sin embargo, este estudio no se enfoca exclusivamente en el fémur, sino en comprender cómo los procesos de conservación afectan las propiedades mecánicas del tejido cortical de los huesos largos en general.

1. Objetivos

1.1 Objetivo General

Determinar el esfuerzo último, módulo elástico y deformación última de hueso cortical de fémur humano a diferentes ciclos de congelación y descongelación mediante ensayos mecánicos para establecer la relación entre las propiedades mecánicas y los ciclos térmicos.

1.2 Objetivos Específicos

Determinar los parámetros experimentales en hueso cortical de fémur humano basado en diseño de experimentos y estado del arte para establecer la metodología que permita la correcta medición de los parámetros.

Determinar la correlación entre los ciclos de congelación y descongelación propuestos en muestras de hueso cortical de fémur, y las propiedades mecánicas tales como esfuerzo último, módulo elástico y deformación última, mediante un análisis de varianza (ANOVA).

Establecer un protocolo experimental prospectivo para la caracterización mecánica de probetas óseas, que permita el estudio de la evolución de la deformación del tejido óseo durante diferentes tiempos de congelamiento, asegurando la reproducibilidad, estableciendo las bases para que futuros investigadores continúen con los ensayos a largo plazo.

2. Marco Referencial

2.1 Características de las Muestras Óseas en Estudios Previos

La literatura revisada indica que la mayoría de los ensayos mecánicos sobre hueso cortical se han realizado con muestras humanas, principalmente obtenidas del fémur y, en menor proporción, de otros huesos largos. En conjunto, más del 70 % de los estudios analizados empleó tejido humano, mientras que el porcentaje restante recurrió a modelos animales (conejos, vacas o aves) como aproximaciones biomecánicas comparativas.

En relación con la población donante, con edades promedio entre 60 y 80 años. Este patrón se explica por la mayor disponibilidad de material en bancos de tejidos y por el interés clínico en evaluar la pérdida de densidad mineral ósea y los cambios microestructurales asociados al envejecimiento. Algunos estudios reportan edades promedio de 63,7 años (Winwood et al., 2006), 71,5 años (Burgers et al., 2008), 78,4 años (Cuppone et al., 2003), 75,4 años (Papini et al., 2007) y 81,2 años (Rupprecht et al., 2011). En contraste, solo un número limitado de investigaciones incluyó individuos jóvenes o de mediana edad (35–55 años), (Katsamanis & Rafropoulost, n.d.), (Gastaldi et al., 2020).

Respecto al sexo, la mayoría de los trabajos incluyó ambos géneros, aunque en estudios con mayor tamaño muestral se observa una ligera predominancia de muestras masculinas (Havaladar et al., 2014), (Cuppone et al., 2003) y (Zhou et al., 2014), con hasta 55 muestras humanas). No obstante, varios artículos no reportan el sexo o su proporción, lo que dificulta comparaciones directas.

En cuanto a las condiciones de salud, la tendencia general es seleccionar huesos considerados sanos y sin patologías conocidas. Aun así, algunos estudios compararon tejido osteoporótico y no osteoporótico (Buccino et al., 2021), que evaluó seis especímenes (tres sanos y

tres osteoporóticos), (Rupprecht et al., 2011), que utilizó un modelo osteoporótico controlado. En términos generales, la evidencia sugiere que la variabilidad biológica —asociada a edad, densidad ósea y estado patológico— influye de forma relevante en los valores de resistencia y módulo elástico, por lo que se recomienda describir con precisión las características demográficas y fisiológicas de los donantes para mejorar la comparabilidad entre estudios.

2.2 Protocolos Experimentales y Selección Anatómica Del Hueso.

Los estudios revisados muestran una preferencia clara por ensayos de compresión en probetas de hueso cortical, debido a su mayor homogeneidad y resistencia, lo cual favorece la reproducibilidad de los resultados. Más del 60 % de las investigaciones aplicó compresión uniaxial o combinada (compresión–tensión, compresión–torsión o compresión hasta fractura). En menor proporción se emplearon ensayos de flexión o tracción en tres o cuatro puntos, utilizados sobre todo para evaluar hueso trabecular o tejido cortical del fémur bajo condiciones fisiológicas simuladas.

La región anatómica más empleada fue la diáfisis femoral, por su alto contenido cortical y baja variabilidad estructural. Dependiendo del objetivo experimental, algunos trabajos analizaron además epífisis distal, cuello femoral o trocánter mayor, e incluso otros huesos largos como tibia o húmero. Los ensayos sobre hueso trabecular se reportan con menor frecuencia y se concentran principalmente en cabeza femoral, cuerpos vertebrales y calcáneo, con fines de caracterización mecánica o comparación frente al tejido cortical.

El tamaño muestral presenta amplia variación: desde estudios exploratorios con 8 a 30 especímenes, hasta investigaciones con más de 200 probetas orientadas a análisis estadísticos o validación de modelos constitutivos. En algunos casos se realizaron múltiples ensayos sobre una

misma muestra (tensión, compresión y fatiga cíclica) para describir anisotropía y degradación mecánica ante cargas repetitivas.

Finalmente, la mayoría de los protocolos controló estrictamente hidratación y almacenamiento. Las muestras se mantuvieron húmedas mediante soluciones fisiológicas (Ringer, PBS o NaCl al 0,9 %) o se conservaron congeladas a $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$; en ocasiones se combinaron ambos métodos para preservar propiedades viscoelásticas y reducir alteraciones por deshidratación o degradación post-mortem.

2.3 Conservación y Manejo de las Muestras Óseas

Para evitar cambios en las propiedades mecánicas antes del ensayo, los estudios coinciden en la necesidad de mantener las muestras hidratadas y estructuralmente íntegras. La pérdida de humedad se asocia con mayor fragilidad, aparición de microfisuras y disminución de la elasticidad, lo que afecta la fidelidad del comportamiento observado frente a condiciones in vivo (Winwood et al., 2006), (Zhao et al., 2018), (Keaveny et al., 1993), (Havaldar et al., 2014), (Buccino et al., 2021), (Ucisik et al., 1986), (Cuppone et al., 2003), (Papini et al., 2007), (Augat et al., 1998) y (Khan & Warkhedkar, 2014)).

En general, se reportan tres enfoques de conservación, aplicados de forma independiente o combinada:

1. Inmersión en solución salina fisiológica (por ejemplo, Ringer), para mantener hidratación y minimizar degradación microestructural.

2. Congelación a $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$, usualmente con las muestras envueltas en gases húmedas para reducir la desecación superficial (artículos (Burgers et al., 2008), (Caler & Carter, 1989), (Zhou et al., 2014)).

3. Método combinado, con congelación seguida de rehidratación previa al ensayo mediante solución salina, buscando aproximar condiciones fisiológicas (Attia & Willett, 2017), (Gastaldi et al., 2020), (Martens et al., 1983).

Dado que el método de conservación puede modificar los valores de resistencia y módulo elástico, los autores enfatizan la importancia de documentar de forma detallada el almacenamiento y la manipulación de los especímenes.

2.4 Anisotropía del Tejido Óseo

El hueso cortical se comporta de forma anisotrópica: sus propiedades varían según la dirección de carga. Esta característica se explica por su microestructura jerárquica, compuesta por osteonas y lamelas con orientación predominantemente longitudinal, lo que incrementa la resistencia en esa dirección respecto a la transversal. Diversos estudios destacan que la orientación estructural influye directamente en la resistencia a compresión, el módulo elástico y la deformación, por lo que debe considerarse al interpretar resultados y comparar tejidos humanos, animales o regiones corticales y trabeculares (Papini et al., 2007), (Zhou et al., 2014), (Augat et al., 1998) y (Khan & Warkhedkar, 2014))

2.5 Propiedades Mecánicas y Geometría de las Probetas

Los estudios consultados reportan para el hueso cortical un rango de módulo de Young entre 14,7 y 34,3 GPa, condicionado por la orientación del esfuerzo, la densidad ósea y el método de conservación. Aunque la mayoría de datos proviene de ensayos de compresión, trabajos basados en flexión informan valores intermedios (Cuppone et al., 2003).

La resistencia a compresión suele ubicarse entre 140 y 210 MPa, en concordancia con (Havaladar et al., 2014), que informan 141,6 MPa y un rango entre 167 y 213 MPa, respectivamente.

Estas cifras reflejan la alta rigidez del tejido cortical frente al trabecular, cuyo comportamiento depende en mayor medida de la densidad y la porosidad.

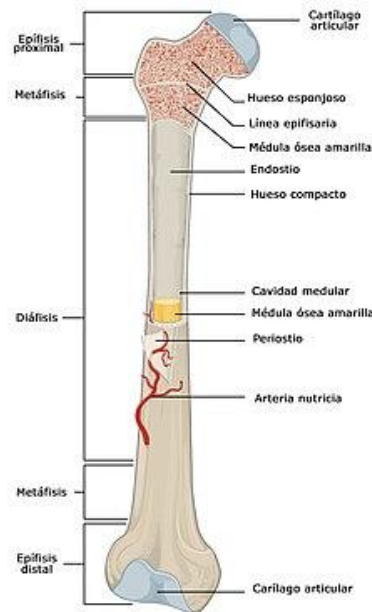
La geometría de las probetas varía entre estudios, pero suele responder a proporciones que aseguran distribución adecuada de carga y minimizan efectos como pandeo. Por ejemplo, (Zhao et al., 2018)

empleó cilindros de 5 mm de diámetro con relación de aspecto 1:2, mientras que (Havaladar et al., 2014) utilizó cubos de 5 mm × 5 mm × 5 mm. En conjunto, la literatura confirma que tanto la geometría como las condiciones de carga y conservación influyen directamente en los valores de módulo elástico y resistencia, siendo aspectos determinantes para la reproducibilidad y la extrapolación de resultados a contextos biomédicos y de modelado estructural.

3. Marco teórico

3.1 Fémur

El fémur es el hueso más extenso, robusto y pesado del cuerpo humano. Se organiza en tres partes: el segmento proximal, que incluye la cabeza, el cuello y los trocánteres; la diáfisis, que constituye el cuerpo del hueso; y el segmento distal, formado por los cóndilos y la superficie patelar, como se aprecia en la figura 1. (Backus, 2025). Su cabeza se une al acetábulo de la pelvis para formar la articulación de la cadera, mientras que la parte distal se conecta con la tibia y la rótula, conformando la rodilla. (Chang et al., 2023)

Figura 1*Anatomía del fémur*

Nota. Adaptado de Mechanical Testing of Bone and the Bone–Implant Interface, por Y. H. An y R. A. Draughn (Eds.), 2000, CRC Press.

La diáfisis corresponde a la región central o cuerpo de los huesos largos, caracterizada por una estructura predominantemente tubular. En contraste, las epífisis constituyen los extremos proximal y distal de estos huesos y participan en la formación de las articulaciones. Entre ambas regiones se localiza la metáfisis, una zona de transición que conecta la diáfisis con las epífisis y presenta una organización estructural particular. El cartílago articular recubre las superficies de contacto entre huesos adyacentes en una articulación, permitiendo un movimiento suave y eficiente gracias a su bajo coeficiente de fricción. Este tejido carece de vascularización y se nutre mediante la difusión de componentes del líquido sinovial. Está compuesto por condrocitos inmersos en una matriz extracelular rica en colágeno tipo II.

El periostio es una membrana fibrosa de tejido conectivo que recubre externamente al hueso, desempeña un papel fundamental en su protección, nutrición y reparación. En el interior del hueso se encuentra la cavidad medular, ubicada en la diáfisis, la cual alberga principalmente médula ósea amarilla, un tejido adiposo especializado en el almacenamiento energético. La superficie interna de la cavidad medular está recubierta por el endostio, una delgada membrana de tejido conjuntivo involucrada en los procesos de remodelación ósea. Finalmente, la arteria nutricia constituye el principal vaso sanguíneo del hueso, penetrando a través del agujero nutricio y ramificándose para suministrar oxígeno y nutrientes a las distintas regiones del tejido óseo. (Chevalier & Richette, 2005)

3.2 Estructura Jerárquica del Hueso

El tejido óseo es un material complejo organizado jerárquicamente en múltiples escalas estructurales, cuyas interacciones determinan su comportamiento mecánico, biológico y químico. Debido a esta organización, la escala de análisis resulta fundamental para la correcta interpretación de sus propiedades, ya que cada técnica de caracterización permite evaluar el material a un nivel específico. Mientras que la microscopía electrónica y óptica permiten estudiar la nanoestructura y microestructura, respectivamente, las pruebas mecánicas convencionales posibilitan la determinación de propiedades mecánicas globales a partir de pequeñas muestras.

Para comprender adecuadamente las propiedades mecánicas del tejido óseo, es necesario considerar la relación entre los distintos niveles de organización estructural. La clasificación del hueso en cinco niveles jerárquicos, desde la macroestructura hasta la sub-nanoestructura, los cuales se resumen en la Tabla 1 (Martínez Hernández, 2006). Cada uno de estos niveles contribuye de manera particular a la resistencia y rigidez del material.

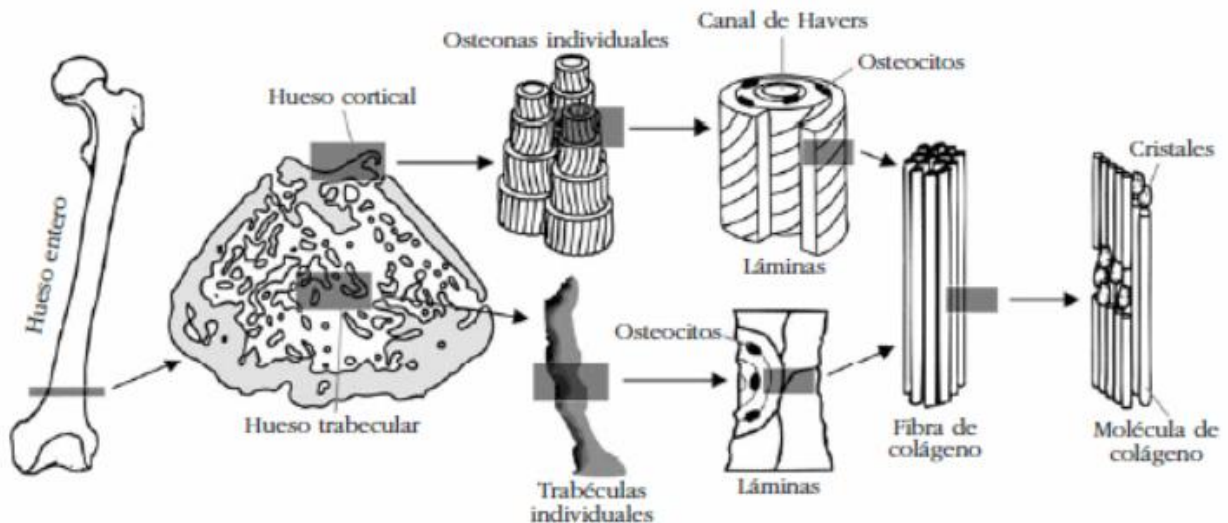
Tabla 1*Niveles jerárquicos del hueso*

Nivel	Elementos	Factores principales que determinan la resistencia del hueso
Macroestructura (hueso completo, hueso cortical y hueso esponjoso)	Fémur, húmero, vértebras, hueso frontal	Macroestructura tales como la forma tubular, el área de sección transversal y la porosidad del hueso largo, el hueso cortical que cubre las vértebras o el hueso pelviano. Densidad, porosidad, osteonas.
Microestructura (nivel osteonas o trabéculas)	Osteonas, trabéculas	Orientación de las lamelas, fibras de colágeno, trabéculas. La dirección de la carga
Sub-Microestructura (nivel lamelas)	Lamelas, fibras de colágeno	presentando una resistencia máxima a lo largo de su eje longitudinal.
Nanoestructura (nivel fibras de colágeno)	Fibras de colágeno, fibrillas de colágeno	Las fibrillas de colágeno se forman dentro de las fibras de colágeno con direcciones preferenciales. La orientación de estas fibrillas define las direcciones de máxima o mínima carga.
Sub-nanoestructura (nivel fibrillas de colágeno)	Moléculas de colágeno,	Los cristales de hidroxiapatita son incluidos dentro de los extremos

componentes minerales	de las moléculas colágenas; la composición de los cristales de hidroxiapatita que son rígidos y la flexibilidad del colágeno proporcionan un material que es superior en propiedades mecánicas a cualquiera de ellos en forma individual.
--------------------------	--

Nota. Propiedades mecánicas del tejido óseo y sus mecanismos de evaluación. Adaptado Estudio de las propiedades mecánicas del tejido óseo y sus mecanismos de evaluación de (p. 9), por D. Martínez Hernández, 2006, Universidad Nacional Autónoma de México (tesis de licenciatura).

Desde el punto de vista estructural, el fémur está constituido principalmente por hueso cortical, un material jerárquico compuesto por colágeno tipo I, hidroxiapatita y agua. Esta composición confiere al hueso cortical un comportamiento anisotrópico, con propiedades mecánicas dependientes de la dirección de carga, siendo la dirección longitudinal la más representativa para la evaluación de su comportamiento en compresión. La Figura 2 (Caeiro et al., 2013) ilustra esquemáticamente los diferentes niveles de organización estructural del tejido óseo y su relación con la respuesta mecánica global. (Chang et al., 2023)

Figura 2*Niveles jerárquicos del hueso*

Nota. Tomado de Biomecánica y hueso (y II): Ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para la determinación de la resistencia ósea (Figura 2), por Caeiro, J. R., González, P., y Guede, D. (2013), Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral, 5(2), 1–13. <https://doi.org/10.4321/S1889-836X2013000200007>

3.3 MTS Bionix Tabletop Test Systems

La MTS 370.02 es un bastidor servo hidráulico de mesa (Landmark/Bionix) diseñado para ensayos estáticos y dinámicos de materiales y estructuras biomédicas, se puede apreciar en la figura 3 (MTS Systems Corporation, n.d.). Según la ficha técnica de MTS, admite 25 kN de carga axial (≈ 5.5 kip) y puede operar en axial o axial-torsional (hasta ~ 250 N·m de torsión), con actuadores de 100–150 mm de carrera. Su elevada rigidez y alineación precisa permiten pruebas de tensión, compresión, flexión y fatiga con alta repetibilidad.

Figura 3

Bionix tabletop test systems modelo 370.02 axial



Nota. Tomada de Bionix® Tabletop Test Systems, por MTS Systems Corporation (s. f.),

<https://www.mts.com/en/products/biomedical/biomaterial-test-systems/bionix-tabletop>

3.4 Ensayo Mecánico

Los ensayos mecánicos permiten caracterizar la respuesta de un material frente a diferentes tipos de cargas, tales como tracción, compresión, flexión, torsión, impacto y fatiga. A partir de estos ensayos es posible determinar parámetros fundamentales como el módulo elástico, el límite de fluencia, la resistencia última, la tenacidad, la dureza y la vida a fatiga, los cuales describen el comportamiento mecánico del material bajo condiciones de carga controladas.

En el caso de materiales biológicos, como el tejido óseo, los ensayos mecánicos constituyen una herramienta esencial para comprender la relación entre la estructura del material y su respuesta frente a sollicitaciones externas, permitiendo evaluar su integridad estructural y su capacidad de soportar cargas funcionales. (Kuhn & Kuhn, 2000)

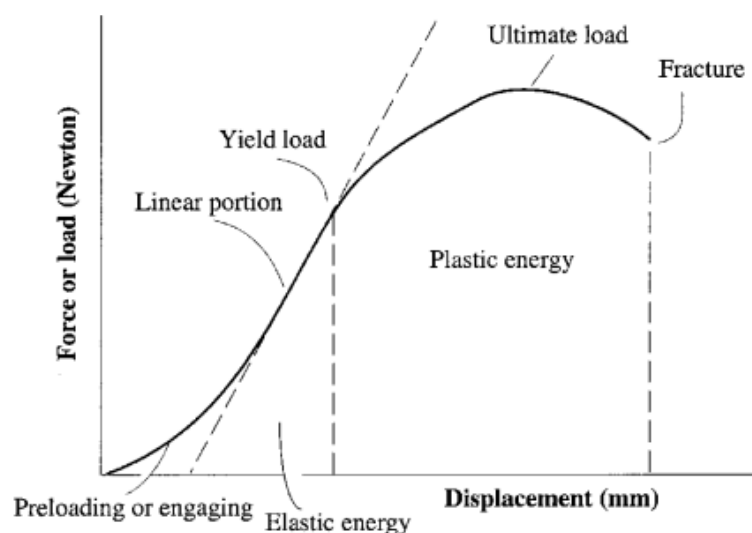
3.5 Ensayo de Compresión

El ensayo de compresión es una técnica experimental empleada para caracterizar el comportamiento mecánico de un material cuando es sometido a cargas axiales de aplastamiento. Este tipo de ensayo se realiza aplicando una fuerza de compresión creciente sobre una probeta, generalmente de geometría cilíndrica, prismática o cúbica, mediante el uso de placas de compresión acopladas a una máquina universal de ensayos.

Durante la aplicación de la carga, se registran simultáneamente la fuerza aplicada y el desplazamiento axial de la muestra como muestra la figura 4 (An & Draughn, 2000), permitiendo construir el diagrama esfuerzo–deformación, el cual describe la respuesta mecánica del material desde el régimen elástico inicial hasta la falla, véase la figura 5 (An & Draughn, 2000). A partir de esta curva es posible determinar propiedades mecánicas fundamentales, tales como el límite elástico, la resistencia última a la compresión, la deformación asociada a la falla y, en el tramo lineal inicial, el módulo de elasticidad. (Instron, n.d.)

Figura 4

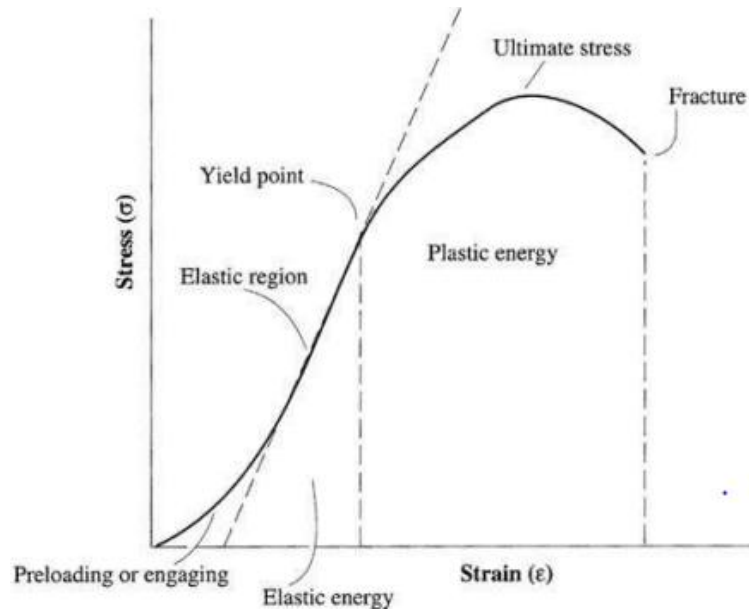
Típica curva fuerza – desplazamiento



Nota. Adaptado de Mechanical Testing of Bone and the Bone–Implant Interface, por Y. H. An y R. A. Draughn (Eds.), 2000, CRC Press.

Figura 5

Típica curva de esfuerzo - deformación



Nota. Adaptado de Mechanical Testing of Bone and the Bone–Implant Interface, por Y. H. An y R. A. Draughn (Eds.), 2000, CRC Press.

3.6 Propiedades Mecánicas

Desde una perspectiva biomecánica, el tejido óseo puede describirse como un material compuesto formado por dos fases principales: una fase mineral, asociada a la matriz mineralizada, y una fase orgánica, constituida principalmente por colágeno y sustancia fundamental. La interacción entre ambas fases confiere al hueso propiedades mecánicas específicas, distintas a las que presentarían sus componentes por separado.

Las propiedades mecánicas del hueso están determinadas tanto por su composición como por su estructura. En tejido vivo, dicha composición puede variar en función de factores como el

entorno mecánico, la edad, el estado nutricional y la presencia de patologías. Desde el punto de vista macroestructural, el hueso se clasifica en hueso cortical y hueso trabecular (esponjoso), diferenciándose fundamentalmente por su grado de porosidad. El hueso esponjoso presenta una estructura más irregular y una elevada actividad metabólica debido a su mayor tasa de remodelación, mientras que el hueso cortical se caracteriza por una estructura más densa y una maduración más lenta, lo que se traduce en diferencias significativas en sus propiedades mecánicas.

Como resultado de estas diferencias, el hueso cortical exhibe una mayor rigidez y resistencia mecánica, aunque con una menor capacidad de deformación previa a la falla, en comparación con el hueso esponjoso. Se ha reportado que el hueso cortical puede fracturarse bajo carga cuando alcanza deformaciones cercanas al 2%, mientras que el hueso esponjoso es capaz de soportar deformaciones considerablemente mayores sin presentar fractura, debido a su elevada porosidad y capacidad de disipación de energía. (Martínez Hernández, 2006)

3.6.1 Fuerza Última

La fuerza máxima que soporta un material antes de que ocurra la rotura o falla se denomina fuerza última. Este parámetro corresponde a una propiedad extrínseca o estructural, ya que su valor depende de las condiciones globales del ensayo y no considera la geometría ni las dimensiones del espécimen. (Guede D et al., 2013)

En consecuencia, la fuerza última es el valor directamente registrado por la máquina de ensayos durante la prueba. (Goodyear & Aspden, 2012)

Para evaluar la resistencia del material de manera independiente de su tamaño o forma, la fuerza aplicada se normaliza respecto al área transversal de la probeta, dando lugar al concepto de esfuerzo. De esta forma, el esfuerzo permite caracterizar el comportamiento mecánico intrínseco

del material, facilitando la comparación entre diferentes especímenes y configuraciones geométricas

3.6.2 Esfuerzo

El esfuerzo (σ) se define como la resistencia interna que presenta un material frente a una fuerza externa aplicada sobre él. En ensayos mecánicos uniaxiales, el esfuerzo depende directamente de la carga aplicada y del área transversal sobre la cual actúa dicha carga. Esta relación permite describir el comportamiento mecánico del material de manera independiente de su geometría, lo que facilita la comparación entre diferentes especímenes. (Guede D et al., 2013)

La relación entre la fuerza aplicada y el área transversal se expresa mediante la Ecuación 1, que define el esfuerzo normal en un ensayo uniaxial:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (1)$$

Siendo:

A= área transversal de la probeta [m^2]

F = fuerza aplicada [N]

σ = esfuerzo [Pa]

El esfuerzo se expresa en unidades del Sistema Internacional como pascal (Pa), equivalente a newtons por metro cuadrado (N/m^2). Sin embargo, debido a los altos valores que suelen presentarse en materiales estructurales y biológicos como el tejido óseo, esta magnitud se expresa comúnmente en megapascales (MPa), donde

El esfuerzo último corresponde al valor máximo de esfuerzo que un material puede soportar antes de que ocurra la falla o fractura, y se identifica como el punto máximo de la curva esfuerzo–deformación obtenida durante el ensayo mecánico. Este parámetro es ampliamente utilizado para caracterizar la resistencia mecánica del material

3.6.3 Deformación

La deformación (ε) representa el cambio relativo en las dimensiones de un cuerpo cuando es sometido a la acción de una fuerza externa. Esta magnitud puede expresarse en términos de cambio absoluto de longitud; sin embargo, en mecánica de materiales se emplea de manera más habitual como una longitud normalizada, al permitir una descripción del comportamiento del material independiente de su geometría. Dicha relación se define mediante la Ecuación (2), que expresa la deformación como el cociente entre la variación de longitud y la longitud inicial del espécimen. (Guede D et al., 2013)

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (2)$$

Siendo:

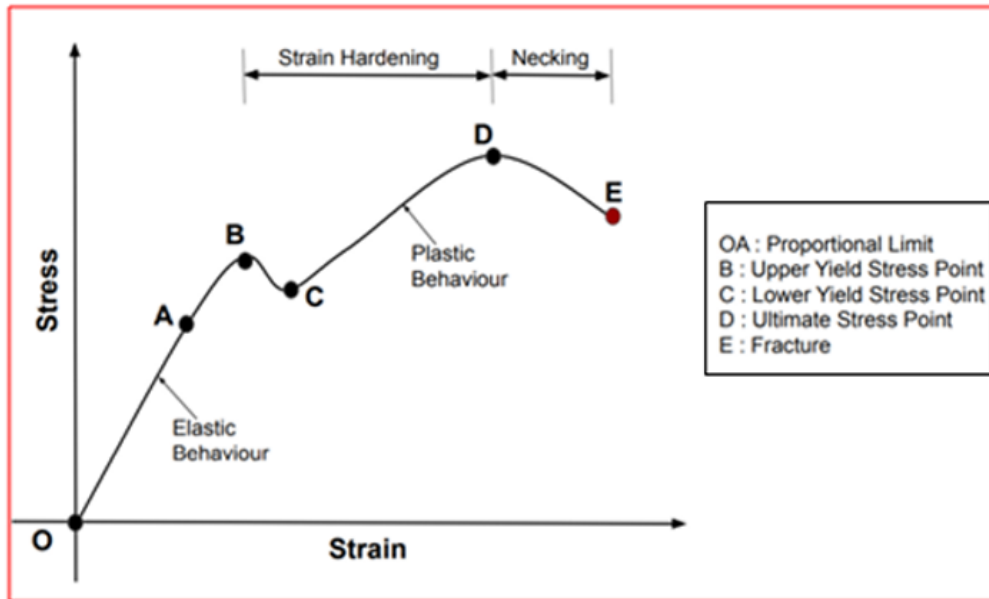
ε = Deformación unitaria

ΔL = Variación de longitud del espécimen producida por la carga aplicada (mm);

L = La longitud inicial del espécimen antes de la aplicación de la carga (mm).

Cuando un material es sometido a una carga, puede ocurrir que, al cesar dicha carga, el cuerpo recupere completamente su forma y dimensiones originales, comportamiento que se denomina comportamiento elástico. No obstante, si la carga aplicada supera cierto umbral, el material experimenta una deformación irreversible, conocida como comportamiento plástico, en la cual la recuperación total de la forma inicial ya no es posible.

A medida que la deformación plástica progresa, el material continúa elongándose hasta alcanzar un valor máximo de deformación, punto a partir del cual se produce la fractura. Esta deformación máxima recibe el nombre de deformación última y corresponde al valor de deformación asociado al punto de falla del material. En la Figura 6 (Murugan, 2020), se ilustra este comportamiento, donde la deformación última se identifica en el punto D de la curva esfuerzo–

Figura 6*Propiedades de los materiales*

Nota. Tomado de Mechanical Properties of Materials: Definition, Testing and Application, por S. Senthil Murugan (2020), International Journal of Modern Studies in Mechanical Engineering, 6(2), p. 29. <https://doi.org/10.20431/2454-9711.0602003>

3.6.4 Módulo de Young

El módulo de elasticidad, también denominado módulo de Young (E), es una propiedad mecánica fundamental que describe la rigidez intrínseca de un material y su respuesta elástica frente a un esfuerzo aplicado. Este parámetro se define a partir de la relación lineal entre el esfuerzo y la deformación en la región elástica de la curva esfuerzo–deformación, y matemáticamente corresponde a la pendiente de dicha región elástica lineal. El módulo de elasticidad se expresa en unidades de esfuerzo del Sistema Internacional, comúnmente en pascales (Pa), aunque en aplicaciones prácticas suele reportarse en megapascales (MPa).

El valor del módulo de elasticidad permite cuantificar la capacidad de un material para resistir deformaciones elásticas cuando es sometido a una carga externa. Un material con un bajo

módulo de elasticidad experimenta deformaciones elásticas relativamente grandes incluso ante esfuerzos reducidos, mientras que un material con un alto módulo de elasticidad presenta deformaciones pequeñas aun cuando se le aplican esfuerzos elevados. En este sentido, el módulo de elasticidad constituye una propiedad intrínseca del material, ya que describe su comportamiento elástico independientemente de la geometría, dimensiones o condiciones del espécimen ensayado.

En la literatura, este concepto se relaciona estrechamente con la noción de rigidez (stiffness); sin embargo, es importante distinguir entre ambos términos. Mientras que la rigidez suele emplearse para describir la respuesta global de una estructura frente a una carga —y puede evaluarse a partir de la pendiente de la curva carga–desplazamiento—, el módulo de elasticidad caracteriza específicamente la rigidez propia del material, determinada a partir de la curva esfuerzo–deformación. De manera complementaria, el concepto de flexibilidad se utiliza para describir el comportamiento opuesto a la rigidez, siendo mayor en materiales con bajo módulo de elasticidad y menor en aquellos con valores elevados de este parámetro. (Guede D et al., 2013)

En consecuencia, el módulo de elasticidad se consolida como un parámetro clave para describir, comparar y clasificar el comportamiento elástico de los materiales, permitiendo diferenciar materiales más flexibles de aquellos con mayor rigidez, así como comprender su capacidad de deformación elástica antes de alcanzar el límite de proporcionalidad o la falla.

3.7 Acondicionamiento Mecánico

En el inicio de un ensayo mecánico es fundamental garantizar un contacto efectivo entre la probeta y los platos de carga de la máquina de ensayos. La ausencia de un contacto adecuado puede introducir artefactos experimentales asociados a la presencia de fluidos en las superficies de contacto, pequeñas holguras o desalineaciones, lo cual afecta la correcta definición del origen de la deformación. Por esta razón, en ensayos sobre tejido óseo se recomienda establecer la

deformación cero, no al inicio del desplazamiento del actuador, sino a partir de la aplicación de una carga mínima previamente definida.

Diversos autores proponen definir el cero de deformación a un nivel bajo de esfuerzo, típicamente del orden de 0,1 MPa, valor que corresponde a una carga de pocos newtons para probetas con dimensiones características entre 5 y 7 mm. Esta precarga permite asegurar el contacto mecánico efectivo sin inducir daño ni deformación significativa en el material, y proporciona una referencia más precisa para el cálculo posterior de la deformación.

Debido a la naturaleza viscoelástica del tejido óseo, particularmente del hueso esponjoso, pero también presente en el hueso cortical, la respuesta mecánica del material depende del tiempo de aplicación de la carga. En consecuencia, parámetros como la velocidad de deformación y la frecuencia de ensayo deben ser cuidadosamente controlados y mantenidos constantes durante las pruebas. El uso de velocidades de deformación moderadas y frecuencias bajas permite minimizar efectos dinámicos no deseados y mejorar la reproducibilidad de los resultados entre ensayos.

Un aspecto crítico en la caracterización mecánica del hueso es el denominado preacondicionamiento mecánico. Se ha observado que el primer ciclo de carga–descarga aplicado a una probeta ósea no presenta una respuesta completamente reproducible, ya que el punto final del ciclo no coincide con el punto inicial. Este comportamiento se atribuye tanto a la viscoelasticidad del tejido como a la acomodación progresiva del material y al suavizado de pequeñas irregularidades superficiales durante las primeras aplicaciones de carga.

Durante ciclos sucesivos de carga, el punto inicial de cada ciclo se desplaza progresivamente hacia valores mayores de deformación, generándose una deformación residual acumulada. Sin embargo, a medida que se repiten los ciclos, la diferencia entre el inicio y el final de cada ciclo disminuye gradualmente, hasta alcanzar un estado estacionario o steady state, en el

cual el punto final del ciclo coincide nuevamente con el punto inicial. La realización de este preacondicionamiento previo es indispensable para garantizar que los ensayos posteriores se desarrollen bajo condiciones mecánicas estables y reproducibles. Este estado estable suele alcanzarse tras la aplicación de entre 5 a 15 ciclos de acondicionamiento, se puede apreciar en las graficas de la figura 7.(An & Draughn, 2000)

Figura 7

Esfuerzo–deformación en ciclos de acondicionamiento mecánico

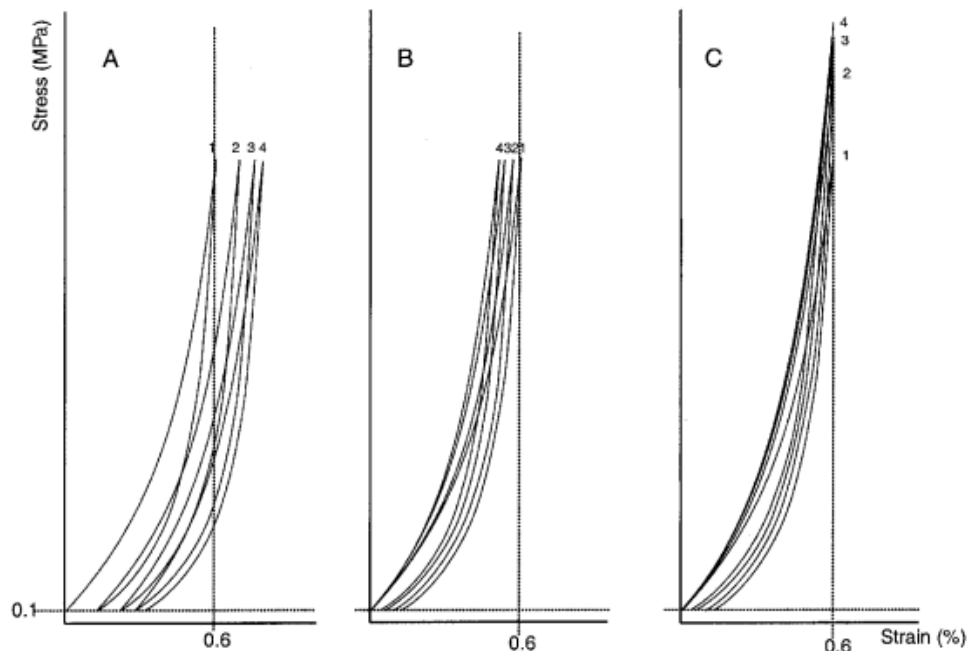


FIGURE 9.2 The first four cycles of the mechanical conditioning procedure are shown. (A) Conditioning performed to a fixed load. Note that the cycles move to the right. The strain at the end of the loading curve is comparable to the changes in strain in a creep test. (B) The four cycles from (A) are put on top of each other with the same starting point. Note that the stiffness is increasing from test to test and the area of the hysteresis loop is decreasing. (C) Conditioning to a fixed strain by resetting the strain channel between each cycle. Note that the stiffness and the stress at the end of the loading curve increase from test to test.

Nota. Tomado de Mechanical Testing of Bone and the Bone–Implant Interface (Figura 9.2), por Y. H. An y R. A. Draughn (Eds.), 2000, CRC Press, p. xx. Copyright 2000 por CRC Press LLC.

La Figura 7 ilustra este proceso de acondicionamiento mecánico. En ella se observa cómo, durante los primeros ciclos, la respuesta esfuerzo–deformación se desplaza hacia la derecha y

presenta una mayor histéresis, mientras que en ciclos posteriores la rigidez aparente aumenta y el área del lazo de histéresis disminuye. Asimismo, se evidencia que el reinicio del canal de deformación al final de cada ciclo permite mantener el rango de deformación constante entre ciclos y mejora significativamente la reproducibilidad de la respuesta mecánica. (An & Draughn, 2000)

3.8 Test de Grubbs

Con el fin de evaluar la presencia de valores atípicos en los resultados experimentales obtenidos, se aplicó el test de Grubbs a los conjuntos de datos correspondientes a los parámetros mecánicos analizados. El test de Grubbs es una prueba estadística paramétrica utilizada para la detección de un único valor atípico en un conjunto de datos que sigue aproximadamente una distribución normal.

Este método se basa en el cálculo de un estadístico G , definido como la desviación absoluta del valor más extremo respecto a la media del conjunto, normalizada por la desviación estándar muestral. El estadístico se expresa como:

$$G = \frac{|x_i - \bar{x}|}{S} \quad (3)$$

donde x_i representa el valor más extremo del conjunto de datos, \bar{x} es la media muestral y s corresponde a la desviación estándar muestral.

El valor calculado de G se compara con un valor crítico $G_{critico}$, el cual depende del tamaño de la muestra y del nivel de significancia seleccionado. Si $G > G_{critico}$, el valor analizado se considera estadísticamente atípico y puede ser excluido del conjunto de datos. En caso contrario, no se rechaza la hipótesis nula y todos los valores se consideran pertenecientes a la misma población estadística.

En el presente estudio, el test de Grubbs se aplicó a los parámetros de esfuerzo último, módulo de elasticidad y deformación última, con el objetivo de verificar la consistencia interna de los datos experimentales antes de la aplicación de pruebas estadísticas inferenciales posteriores, como el análisis de varianza (ANOVA). La utilización de este test permitió asegurar que los resultados analizados no estuvieran dominados por valores extremos aislados derivados de errores experimentales, fallos procedimentales o irregularidades geométricas de las probetas.

Cabe resaltar que el test de Grubbs permite la identificación de un único valor atípico por iteración y asume normalidad en la distribución de los datos. Por esta razón, su aplicación se realizó de manera cuidadosa y únicamente como una herramienta de verificación estadística, evitando la eliminación injustificada de datos que pudieran corresponder a la variabilidad natural inherente al tejido óseo.

3.9 Análisis de Varianza (ANOVA)

El análisis de varianza (ANOVA) es un método estadístico utilizado para evaluar si existen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de dos o más grupos, a partir de la comparación de la variabilidad entre los grupos con la variabilidad interna de cada uno de ellos. A diferencia de las pruebas de comparación por pares, el ANOVA permite analizar simultáneamente múltiples grupos sin incrementar el riesgo de errores tipo I, siendo ampliamente empleado en estudios experimentales de ingeniería y biomecánica para el análisis de propiedades mecánicas.

El fundamento del ANOVA se basa en la descomposición de la variabilidad total observada en un conjunto de datos en dos componentes principales: la variabilidad atribuible a las diferencias entre los grupos y la variabilidad debida a las diferencias dentro de cada grupo. La variabilidad total puede expresarse como la suma de la variabilidad entre grupos y la variabilidad dentro de los grupos, de acuerdo con la siguiente relación:

$$SC_{total} = SC_{entre} + SC_{dentro} \quad (4)$$

Donde:

SC_{total} = suma de cuadrados total del conjunto de datos.

SC_{entre} = suma de cuadrados asociada a las diferencias entre las medias de los grupos

SC_{dentro} = suma de cuadrados asociada a la variabilidad de los datos dentro de cada grupo.

Cada una de estas sumas de cuadrados se asocia a un número determinado de grados de libertad, los cuales dependen del número de grupos analizados y del número total de observaciones. A partir de estas magnitudes, se calcula el promedio de los cuadrados, que constituye una estimación de la varianza, mediante la relación:

$$CM = \frac{SC}{gl} \quad (5)$$

Donde:

CM = promedio de los cuadrados (cuadrado medio).

SC = suma de cuadrados asociada a la fuente de variación considerada.

gl = grados de libertad correspondientes a la fuente de variación.

El contraste estadístico del ANOVA se realiza mediante el estadístico F, el cual se define como la razón entre el promedio de los cuadrados entre grupos y el promedio de los cuadrados dentro de los grupos:

$$F = \frac{CM_{entre}}{CM_{dentro}} \quad (6)$$

Donde:

F = estadístico de prueba del análisis de varianza.

Este estadístico permite evaluar si la variabilidad entre los grupos es significativamente mayor que la variabilidad interna de los mismos. Valores elevados de F indican una mayor probabilidad de que existan diferencias reales entre las medias de los grupos, mientras que valores cercanos a la unidad sugieren que las diferencias observadas pueden atribuirse al azar.

El resultado del análisis se expresa mediante el valor de probabilidad o valor p , el cual representa la probabilidad de obtener un valor del estadístico F igual o mayor al observado, asumiendo que la hipótesis nula es verdadera. En estudios experimentales, se adopta comúnmente un nivel de significancia $\alpha = 0,05$, de modo que valores de $p < 0,05$ indican la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre los grupos analizados, mientras que valores de $p \geq 0,05$ sugieren que no existen diferencias significativas.

Adicionalmente al contraste de hipótesis mediante el valor p , es recomendable reportar una medida de tamaño de efecto que cuantifique la magnitud de la influencia del factor estudiado sobre la variable respuesta. En el contexto del análisis de varianza de una vía, una medida ampliamente utilizada es el eta cuadrado parcial (η^2_p), el cual expresa la proporción de la variabilidad total de la variable dependiente que es atribuible al factor de interés, una vez descontada la variabilidad residual. El eta cuadrado parcial se define como la razón entre la suma de cuadrados entre grupos y la suma de cuadrados total asociada al efecto y al error, de acuerdo la ecuación 7.

$$\eta^2_p = \frac{SC_{entre}}{SC_{entre} + SC_{dentro}} \quad (7)$$

Donde:

η^2_p = Eta cuadrado parcial

Valores de η^2_p cercanos a 0 indican un efecto pequeño del factor, mientras que valores mayores indican efectos de magnitud moderada o grande. De manera orientativa, se consideran efectos pequeños alrededor de 0,01, efectos medios alrededor de 0,06 y efectos grandes a partir de

0,14. El reporte conjunto del valor p y del tamaño de efecto permite una interpretación más completa de los resultados, al considerar tanto la significancia estadística como la relevancia práctica del efecto observado.

4. Metodología

4.1 Ensayos Piloto En Hueso Porcino

Implementamos un diseño experimental en hueso porcino que estructuró la metodología, permitió identificar los factores con mayor incidencia en el proceso y optimizar las variables clave para cumplir los objetivos propuestos.

4.1.1 Evaluación Geométrica

Se evaluaron tres geometrías de probeta para seleccionar la opción que mejor se ajustara a los objetivos del estudio: (i) permitir un número suficiente de especímenes por hueso, (ii) ser viable de maquinar con los equipos disponibles en el laboratorio y la Escuela de Mecánica, (iii) minimizar cualquier alteración de las propiedades mecánicas del tejido.

Para las pruebas preliminares se utilizaron cinco huesos porcinos: de tres de ellos se extrajeron cuatro probetas por hueso, obtenidas de la zona central de la diáfisis, con geometría cilíndrica y altura de 25 mm, figura 8; de los dos restantes se extrajeron cuatro probetas por hueso, también cilíndricas, con altura de 8 mm, figura 9.

Figura 8

Hueso porcino cilindro de 25 mm

**Figura 9**

Hueso porcino cilindro de 8 mm

**4.1.2 Corte y Equipamiento**

Para el corte se empleó una sierra cinta para hueso con mesa deslizante y guía paralela.

Figura 10

Máquina de corte utilizada



Nota: Tomado de Sierras y Equipos Santamaría, Colombia

4.1.3 Obtención y Conteo de Especímenes

Grupo 25 mm (3 huesos):

En dos huesos se obtuvieron 8 probetas cilíndricas en total (4 por hueso). Figura 11.

Figura 11

Cilindro de 25 mm



- En el tercer hueso, cada una de las 4 probetas cilíndricas iniciales se seccionó en tres segmentos, resultando en 12 probetas, figura 12.

Figura 12

Sección circular de 25 mm



Grupo 8 mm (2 huesos):

De cada cilindro hueso se obtuvieron 3 probetas rectangulares, para un total de 24 probetas (12 por hueso), figura 13.

Figura 13

Paralelepípedo rectangular de 8 mm



Posteriormente, las probetas obtenidas fueron sometidas a un proceso de lijado utilizando lija abrasiva al agua de grano 150, con el fin de mejorar la simetría geométrica y garantizar superficies más uniformes. A continuación, se registraron las dimensiones de cada probeta por triplicado, a partir de las cuales se calculó el área transversal correspondiente, tabla 9.

4.1.4 Ensayo de compresión

Se realizaron ensayos en La MTS 370.02 ver figura 14, de compresión uniaxial sobre los diferentes grupos de probetas obtenidas, con el objetivo de evaluar su comportamiento mecánico y determinar, a partir de los resultados obtenidos, la geometría de probeta que mejor se adecuara a las condiciones del estudio y a los objetivos planteados.

Figura 14

Montaje probeta cilíndrica de 25 mm



4.1.5 *Montaje De Las Probetas*

El montaje de las probetas en la máquina de ensayos se realizó teniendo en cuenta la geometría específica de cada tipo de muestra, garantizando en todos los casos una correcta alineación axial y un contacto adecuado con las superficies de carga:

- Las probetas de geometría cilíndrica se posicionaron de manera que las superficies de la máquina de ensayo entraran en contacto con las dos caras planas y paralelas del cilindro.
- Las probetas correspondientes a secciones de cilindro se ubicaron de forma que sus dos caras planas quedaran en contacto directo con las placas de la máquina.
- Las probetas con geometría paralelepípedica ($4 \text{ mm} \times 4 \text{ mm} \times 8 \text{ mm}$) se montaron con las caras cuadradas apoyadas sobre las superficies de carga, considerando la dimensión de 8 mm como la altura de ensayo.

Con el fin de asegurar condiciones geométricas adecuadas para el ensayo, todas las probetas fueron previamente lijadas hasta obtener caras planas y paralelas, minimizando así errores asociados a una distribución no uniforme de la carga durante la compresión.

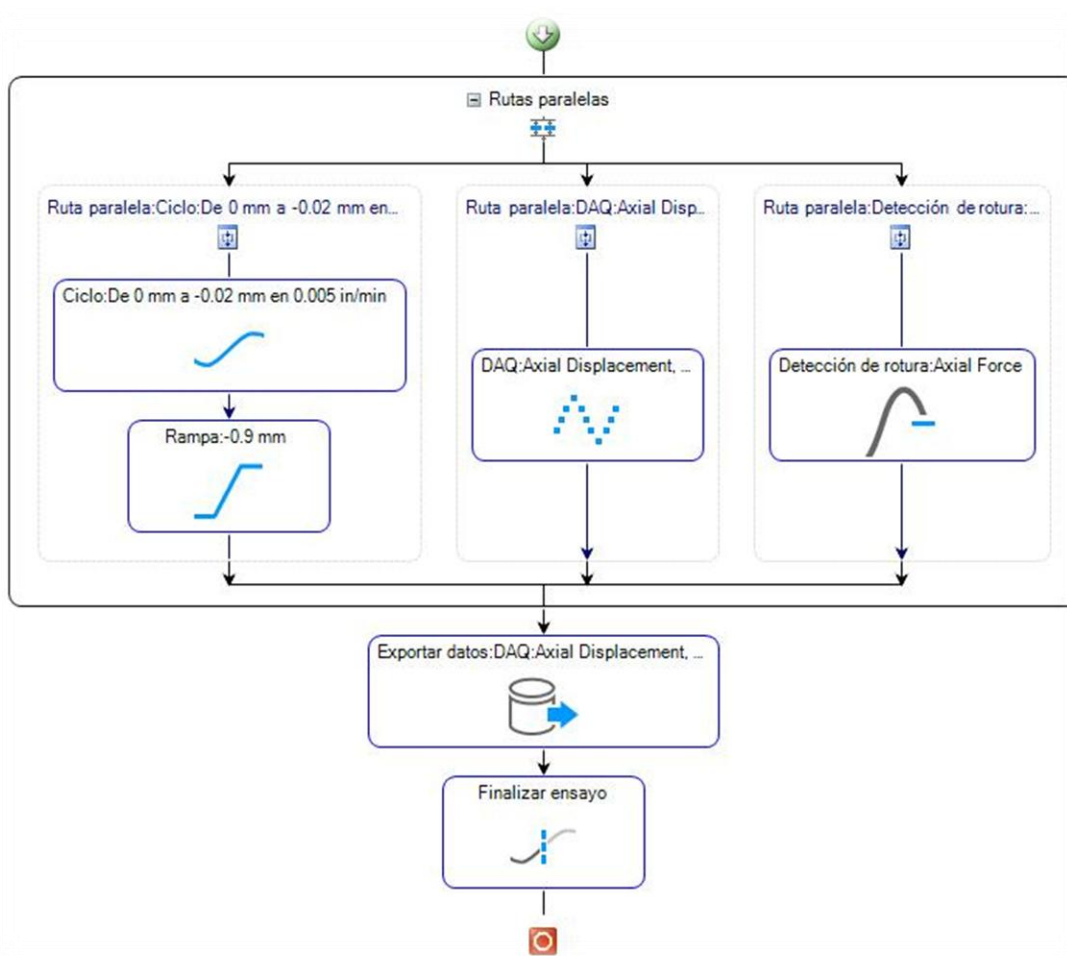
Adicionalmente, antes de la realización de cada ensayo, las probetas fueron acondicionadas mediante la aplicación de solución salina fisiológica al 0,9 %, con el propósito de mantenerlas en un estado húmedo y reproducir, en la medida de lo posible, condiciones más cercanas a las fisiológicas. Este procedimiento permitió reducir la pérdida de humedad del tejido óseo hacia el ambiente, fenómeno que podría alterar las propiedades mecánicas medidas y conducir a resultados menos representativos.

4.1.6 Variables Registradas y Protocolo de Ensayo

Los ensayos de compresión se llevaron a cabo utilizando una máquina universal de ensayos MTS modelo 370.02, operada mediante el software de control y adquisición de datos propio del sistema MTS (MTS TestSuite / FlexTest Controller).

Figura 15

Diagrama del secuencial experimental programado en el sistema MTS.



Como se puede ver en la figura 15, el software permitió programar de forma secuencial el procedimiento experimental, así como registrar de manera continua las variables de fuerza aplicada y desplazamiento axial durante todo el ensayo. Previo al ensayo de compresión, cada probeta menos a la realizada para el análisis geométrico fue sometida a un proceso de

preacondicionamiento mecánico mediante carga cíclica, con el objetivo de normalizar la respuesta mecánica del material y reducir los efectos asociados al asentamiento inicial del sistema. Este preacondicionamiento consistió en la aplicación de 10 ciclos de desplazamiento axial, en un rango comprendido entre 0 mm y $-0,002$ mm ($\pm 0,0002$ mm).

Una vez finalizado el preacondicionamiento, se procedió a realizar el ensayo de compresión axial controlado por desplazamiento, a una velocidad de 0,005 in/min, valor seleccionado con base en (Pakhmurin et al., 2022) que emplearon probetas de geometría similar. El desplazamiento se incrementó de manera continua hasta la detección de la fractura de la probeta. Posteriormente, el sistema continuó avanzando en desplazamiento, registrándose una disminución progresiva de la fuerza aplicada.

Durante el ensayo, la máquina proporcionó los valores absolutos de fuerza y desplazamiento. No obstante, debido a que, a pesar del proceso de lijado, las probetas no presentan dimensiones exactamente idénticas, fue necesario transformar estos valores en variables normalizadas para permitir la comparación entre muestras. En este sentido, el esfuerzo (σ) se calculó como la razón entre la fuerza aplicada y el área transversal de cada probeta, conforme a la ecuación (7), mientras que la deformación unitaria (ϵ) se obtuvo como el cociente entre el desplazamiento total y la longitud original de la muestra, de acuerdo con la ecuación (8). A partir de estas variables se construyó la curva esfuerzo–deformación unitaria; el módulo de elasticidad (E) se determinó como la pendiente de la región elástica de dicha curva, seleccionando puntos representativos dentro del tramo aproximadamente lineal, previo al inicio del comportamiento no lineal del material, tal como se ilustra en la Figura 16, de acuerdo con la ecuación (9).

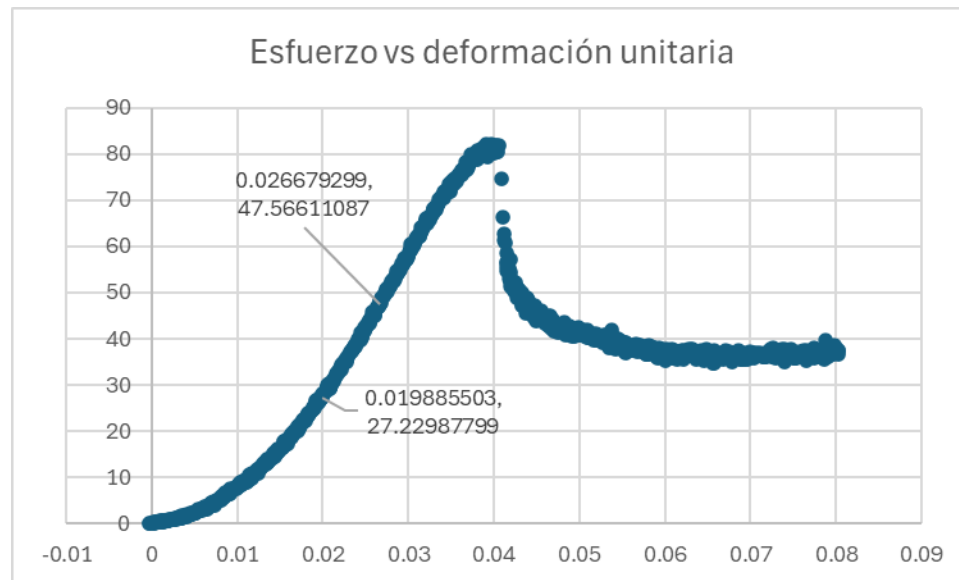
$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (7)$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (8)$$

$$E = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\varepsilon} \quad (9)$$

Figura 16

Esfuerzo–deformación para módulo de elasticidad



4.1.7 Distribución Comparativa Longitudinal

Se evaluaron cinco huesos porcinos utilizando la geometría rectangular previamente seleccionada, con el fin de analizar si la ubicación de las probetas en las regiones proximal, media y distal del hueso influía de manera significativa en los resultados del estudio.

4.1.8 Obtención y conteo de especímenes

Se seleccionaron cinco diáfisis de hueso porcino, de las cuales se extrajeron cuatro cilindros por cada diáfisis a partir de la región media, con una altura de 10 mm. Posteriormente, de cada cilindro se obtuvieron tres probetas, conforme al procedimiento establecido para un total

de 48 muestras analizadas, se obtuvo un Paralelepípedo rectangular similar a la mostrada a la figura 13.

4.1.9 Análisis estadístico

Los datos se inspeccionaron mediante estadística descriptiva (media, desviación estándar e intervalos de confianza al 95%). Se evaluó la presencia de valores atípicos mediante el test de Grubbs, aplicada únicamente como herramienta de control de calidad de medición y no como sustituto de un control experimental. Posteriormente, se utilizó un análisis de varianza de una vía (ANOVA) para comparar las medias de las propiedades mecánicas entre niveles del factor “número de ciclos”. La significancia estadística se definió como $\alpha = 0,05$. Adicionalmente, se reportó el tamaño de efecto (η^2 parcial) para cuantificar la magnitud del efecto asociado al factor “ciclos”, complementando el valor p.

En este trabajo, el término “relación” entre ciclos y propiedades mecánicas se operacionaliza como la comparación de medias entre grupos definidos por el número de ciclos; por ello, se empleó ANOVA de una vía como prueba principal para detectar diferencias sistemáticas atribuibles al factor “ciclos”.

4.1.10 Test de Grubbs

Empleamos el test de Grubbs para la identificación y exclusión de valores atípicos (outliers), con el propósito de depurar los datos y asegurar la representatividad estadística de los resultados. Este procedimiento permitió confirmar la homogeneidad de las muestras y fortalecer la validez del análisis mecánico realizado, en el caso presentado en la Tabla 2, el análisis se efectuó utilizando los valores de módulo de elasticidad correspondientes a 12 probetas de la diáfisis del hueso 1.

Tabla 2*Test de Grubbs hueso porcino 1*

Módulo de Elasticidad (MPa) Hueso 1			
Valores	Desviación absoluta $ x_i - \text{media} $	N (conteo)	12
3572.9	416.84	Media	3989.74
5149	1159.25	Desv.Est. (muestral)	1287.98
5035	1045.25		
3334	655.74		
3956	33.7	G (estadístico)	1.452
4497	507.258		
5835	1845.258	t crítico ($\alpha/(2N)$ gl=N-2)	3.69
2299	1690.74		
5860	1870.258	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.41
2598	1391.74		
3481	508.74	Decisión	No hay outliers
2260	1729.74		
		Valor más alejado	5860

El estadístico de Grubbs (G) se calcula como la relación entre el valor absoluto de la diferencia entre el dato más extremo y la media del conjunto, y la desviación estándar.

El valor obtenido del estadístico G se comparó con el valor crítico de Grubbs, calculado para un nivel de significancia de $\alpha=0,05$ y un tamaño de muestra N. Cuando el valor calculado de G es menor que el valor crítico, se concluye que no existen valores atípicos en el conjunto de datos, permitiendo conservar la totalidad de las observaciones para el análisis posterior.

4.1.11 ANOVA

Con el fin de evaluar la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre las distintas secciones de la región central de la diáfisis de cada fémur porcino, se aplicó un análisis de varianza de un factor (ANOVA). Este análisis se realizó de manera independiente para cada hueso, considerando como factor de comparación la posición longitudinal de la probeta dentro de la diáfisis.

En el caso presentado en la Tabla 3, el análisis se efectuó utilizando los valores de esfuerzo último correspondientes a cuatro rodajas consecutivas de la diáfisis del hueso 1, con el propósito de comparar el comportamiento mecánico entre dichas secciones.

Tabla 3

Valores de esfuerzo último hueso porcino 1

Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4
69.32	96.08	99.57	79.10
83.58	82.32	53.45	29.78
102.27	80.84	98.78	94.47

Los datos experimentales fueron organizados por grupos, donde cada grupo correspondió a una rodaja específica de la diáfisis, y cada grupo incluyó las mediciones obtenidas de las probetas extraídas de esa sección. A partir de esta organización, el análisis de varianza permitió

descomponer la variabilidad total de los datos en dos componentes: la variabilidad entre grupos, asociada a las diferencias entre las medias de las rodajas, y la variabilidad dentro de los grupos, asociada a la dispersión de los resultados obtenidos en cada rodaja.

El análisis estadístico se llevó a cabo utilizando un nivel de significancia de $\alpha = 0,05$. La decisión estadística se realizó comparando el valor del estadístico F calculado con el valor crítico correspondiente, así como mediante la evaluación del valor de probabilidad (p). Valores de p inferiores a 0,05 se consideraron indicativos de diferencias estadísticamente significativas entre las secciones analizadas, mientras que valores de p iguales o superiores a este umbral indicaron que las diferencias observadas podían atribuirse al azar.

Como se presenta en la Tabla 4, el análisis de varianza incluyó el cálculo del estadístico F, su correspondiente valor crítico y el valor de probabilidad (p), los cuales fueron utilizados como criterios para la evaluación de la significancia estadística entre las rodajas analizadas, de acuerdo con el nivel de significancia establecido.

Tabla 4

Análisis de varianza para el hueso porcino 1

Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	13.718	3	4.5728	0.0145	0.9973	4.346
Dentro de los grupos	2199.995	7	314.285			

4.2 Ensayos en Muestras Óseas Humanas

Se evaluó la distribución longitudinal de las probetas con el propósito de determinar si su ubicación en las regiones proximal, media y distal del hueso influía de manera significativa en los resultados del estudio. Asimismo, se analizaron los efectos de los ciclos de congelación y descongelación con el fin de identificar posibles variaciones en los valores de las propiedades mecánicas obtenidas durante los ensayos de compresión. Las variables analizadas incluyeron el esfuerzo último, la deformación última y el módulo de elasticidad.

4.2.1 Diseño Experimental

Se implementó un diseño experimental de un factor, donde el factor de interés fue el número de ciclos de congelación/descongelación aplicados al tejido cortical (niveles: [ciclo 1, ciclo 2, ciclo 4 y ciclo 8]). Las variables respuesta fueron: (i) esfuerzo último a compresión, (ii) módulo elástico (módulo de Young) y (iii) deformación última, calculadas a partir de las curvas esfuerzo–deformaciones obtenidas en la máquina de ensayos. Para reducir la variabilidad asociada a la heterogeneidad anatómica, las probetas se obtuvieron del mismo hueso y se distribuyeron por condición procurando mantener una asignación balanceada por región longitudinal (rodaja/profundidad) y orientación de corte. La asignación de probetas a cada nivel del factor se realizó de manera [aleatoria / cuasi-aleatoria] dentro del conjunto disponible, evitando concentrar probetas de una misma rodaja en una sola condición. En cada nivel se ensayaron 4 probetas, y la repetición experimental se definió como una probeta independiente. El protocolo de ciclos consistió en mantener las probetas a $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$ durante cuatro días, seguido de descongelación controlada de 2°C a 4°C durante 24 h, repitiendo el procedimiento hasta completar el número de ciclos definido para cada grupo.

4.2.2 Caracterización Del Donante Y Procedencia De La Muestra Ósea

Las muestras fueron suministradas por la FCV Fundación Cardio Vascular, en el presente estudio correspondieron a tejido óseo humano cortical, obtenido de un donante adulto de aproximadamente 60 años de edad, con un peso corporal de (96) kg y estatura de (1.68) cm, los antecedentes médicos hipertensión arterial, artrosis y enfermedad arterial oclusiva crónica. El tejido óseo fue extraído de la región diafisaria del fémur y su fecha de extracción fue el 11/09/2022 desde las 20:54 horas hasta las 23:00 congelado a -80 grados.

4.2.3 Preparación de las Probetas

Bajo condiciones controladas de limpieza y salubridad, la Fundación Cardiovascular de Colombia (FCV) realizó el proceso de descongelación, corte y almacenamiento de las muestras óseas. El material se mantuvo congelado a una temperatura de $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$ hasta su procesamiento. Se obtuvieron cuatro rodajas correspondientes a la región media de la diáfisis, de las cuales se extrajeron aproximadamente diez probetas por rodaja.

Previo a la ejecución de los ensayos mecánicos, y minutos antes de su montaje en la máquina de ensayo, las probetas fueron preparadas superficialmente mediante lijado manual con lija abrasiva al agua de grano 150 y 120, con el fin de regularizar las superficies de contacto y mejorar la simetría geométrica. Durante este procedimiento se irrigó continuamente solución salina al 0,9 % para evitar la deshidratación del tejido y preservar sus propiedades mecánicas, como se puede observar en la figura 17.

Figura 17*Preparación de probetas***4.2.4 Ciclos de Congelación y Descongelación**

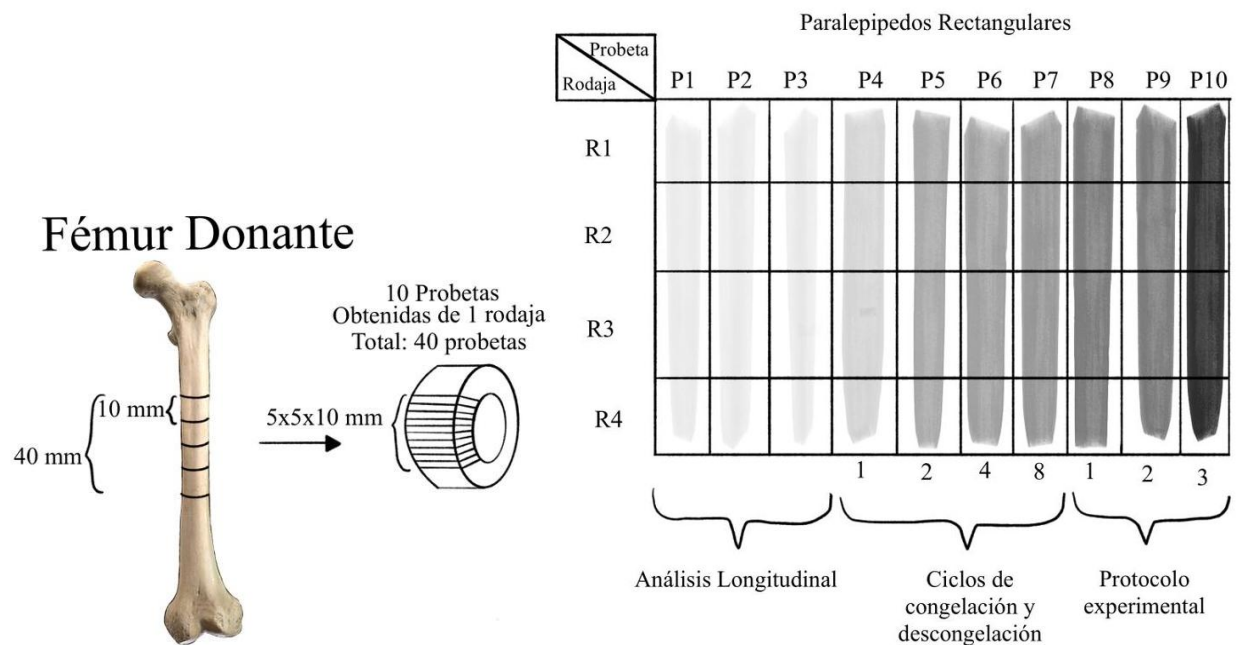
Se diseñó y ejecutó un protocolo experimental compuesto por ocho ciclos de congelación y descongelación, con el objetivo de evaluar la influencia del número de ciclos térmicos sobre las propiedades mecánicas del tejido óseo. La organización del procedimiento experimental, así como la asignación de las probetas para el análisis longitudinal, para la evaluación mecánica tras ciclos térmicos acumulados y para la conservación de probetas destinadas a tiempos de congelación prolongados, con el fin de sentar las bases de un protocolo experimental reproducible y extensible en el tiempo. El diseño general del procedimiento se presenta esquemáticamente en la Figura 19.

La Figura 18 ilustra el proceso de obtención de probetas a partir del fémur donante, la segmentación longitudinal en rodajas y la distribución de las probetas paralelepípedicas rectangulares empleadas tanto para la validación de la resistencia longitudinal como para el análisis

de la respuesta mecánica frente a ciclos sucesivos de congelación y descongelación, así como la reserva de probetas para la extensión futura del protocolo experimental.

Figura 18

Probetas análisis longitudinal, ciclos congelación y descongelación.



La selección del tiempo de congelación de cuatro días por ciclo se realizó con base en la literatura científica disponible, en la cual se reportan diferentes esquemas temporales para la aplicación de ciclos de congelación y descongelación en tejidos biológicos. Estudios previos han empleado intervalos de congelación de aproximadamente una semana por ciclo (Lewis et al., 2008; Ravicz et al., 2000), tiempos no uniformes entre ciclos (Kaye et al., 2012) así como intervalos de cuatro días entre ciclos (Boutros et al., 2000).

Considerando estos antecedentes, y con el fin de garantizar la viabilidad experimental y la ejecución completa del número de ciclos propuesto dentro del tiempo disponible, se adoptó este último intervalo temporal de cuatro días. Cada ciclo estuvo seguido de un proceso de

descongelación controlada, dejando las probetas destinadas a ensayo en descongelación durante 24 horas previas a la realización de la prueba de compresión.

Excluyendo las probetas reservadas para la extensión del protocolo experimental, En el primer ciclo, todas las probetas fueron descongeladas y posteriormente recongeladas, reservando cuatro probetas para ensayo. Adicionalmente, se ensayaron tres probetas por cada rodaja con el propósito de verificar que la distribución longitudinal no introdujera variaciones significativas en los resultados. En los ciclos subsiguientes, el procedimiento se repitió de manera secuencial: en cada ciclo se descongelaron todas las probetas restantes, se recongelaron, y se separaron cuatro probetas correspondientes al ciclo respectivo para su posterior ensayo.

Para los ciclos 3, 5, 6 y 7, las probetas fueron sometidas a los procesos de congelación y descongelación sin ser ensayadas, con el fin de incrementar el número total de ciclos acumulados antes de la evaluación mecánica. Finalmente, en el ciclo 8 se realizaron los ensayos de compresión, logrando evaluar siete probetas por rodaja, para un total de 28 probetas como se puede observar en la figura 19. Adicionalmente, se conservaron tres probetas por rodaja con el objetivo de replicar el ensayo, extender el tiempo de congelación y establecer las bases para la definición de un protocolo experimental reproducible.

Figura 19

Diagrama de Gantt ciclos de congelación y descongelación

	5 Días	5 Días	5 Días	5 Días	5 Días	5 Días	5 Días	5 Días
Ciclo 1								
Ciclo 2								
Ciclo 3								
Ciclo 4								
Ciclo 5								
Ciclo 6								
Ciclo 7								
Ciclo 8								

Los ciclos de congelación–descongelación se realizaron con una periodicidad de cinco (5) días. Cada ciclo estuvo conformado por un periodo de cuatro (4) días de congelamiento continuo, seguido de veinticuatro (24) horas de descongelación controlada a temperatura ambiente.

En la Figura 19 se presenta la distribución temporal de los ciclos térmicos. Los ciclos identificados en gris oscuro corresponden a aquellas probetas que, además de ser sometidas al tratamiento térmico, fueron posteriormente evaluadas mediante ensayos mecánicos de compresión. Por su parte, los ciclos señalados en gris claro representan probetas a las cuales únicamente se les aplicó el proceso térmico, sin realizarles ensayo mecánico.

4.2.5 Protocolo

Con el fin de ampliar el alcance del estudio y proponer una aplicación práctica para el Banco de Tejidos de la Fundación Cardiovascular, se definió un protocolo experimental complementario orientado a evaluar el tiempo de almacenamiento como variable de estudio ver figura 19, en lugar del número de ciclos de congelación y descongelación. Este protocolo tiene como objetivo analizar la conservación de las propiedades mecánicas del hueso humano almacenado a $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$ a lo largo del tiempo.

El protocolo se fundamentó en los procedimientos experimentales desarrollados en el presente trabajo, empleando la misma geometría de probeta paralelepípedica rectangular ($4\text{ mm} \times 4\text{ mm} \times 8\text{ mm}$), seleccionada por su adecuada compatibilidad experimental. Se definió un total de 12 probetas, destinadas a ser evaluadas en intervalos anuales, con tres probetas por año. Las probetas correspondientes al primer ciclo del estudio fueron consideradas como el punto inicial de evaluación temporal, mientras que las restantes se reservaron para ensayos posteriores.

5. Resultados y Discusión

5.1 Evaluación Geométrica En Hueso Porcino

5.1.1 Tabla Comparativa y Elección de la Mejor Probeta

Con el fin de seleccionar la geometría de probeta más adecuada para la ejecución de los ensayos mecánicos, se elaboró una tabla comparativa en la cual se evaluaron distintos criterios prácticos, fundamentales para garantizar la viabilidad experimental y la calidad de los resultados obtenidos, como muestra la tabla 5. En dicha tabla se compararon tres geometrías de probeta: Sección anular, sección angular de cilindro hueco y paralelepípedo rectangular, considerando seis criterios clave relacionados con la obtención de probetas, la facilidad de mecanizado, la integridad geométrica, la compatibilidad con el ensayo mecánico, la repetibilidad dimensional y la duración del ensayo.

A cada criterio se le asignó un puntaje relativo, cuya sumatoria permitió establecer una comparación cuantitativa entre las distintas alternativas. Como resultado de este análisis, la probeta con geometría de paralelepípedo rectangular obtuvo el mayor puntaje total, evidenciando un mejor desempeño global frente a los criterios evaluados. En consecuencia, esta geometría fue seleccionada como la opción más adecuada y es la que se empleó en el desarrollo del presente estudio.

Tabla 5

Tabla comparativa entre probetas

Criterio práctico	Sección anular	Sección circular	Rectangular (paralelepípedo)
Número de probetas obtenidas por hueso	x	≈	✓

Maquinabilidad			
(tiempo y esfuerzo de corte)	✓	≈	≈
Integridad de la probeta (astillado / micro fisuras)	≈	≈	✓
Compatibilidad con el ensayo mecánico	≈	x	✓
Repetibilidad dimensional	≈	x	✓
Duración del ensayo	x	≈	✓
Puntaje total (✓=2, ≈=1, x=0)	5	4	11

5.2 Distribución Comparativa Longitudinal Hueso Porcino

Para analizar la variación del esfuerzo último, la deformación última y el módulo de elasticidad a lo largo de la región central de la diáfisis, evaluando la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre estos parámetros, se emplearon cinco fémures porcinos.

5.2.1 Parámetros Mecánicos

Se determinaron los parámetros de fuerza última, esfuerzo último, deformación última y módulo de elasticidad para cada una de las probetas ensayadas.

Como se visualiza en las figuras 20, 21 y 22, no se evidencia un patrón progresivo o gradiente mecánico consistente asociado a la ubicación longitudinal. Los rangos intercuartílicos

muestran una amplia superposición entre especímenes, lo que sugiere que las variaciones observadas responden principalmente a la heterogeneidad intrínseca del tejido óseo más que a un efecto sistemático derivado de la posición dentro de la diáfisis. Aunque se identifican valores extremos aislados, estos no alteran de manera estructural la distribución general de los datos.

Figura 20

Diagramas cajas y bigotes esfuerzo último (MPa) en huesos porcinos.

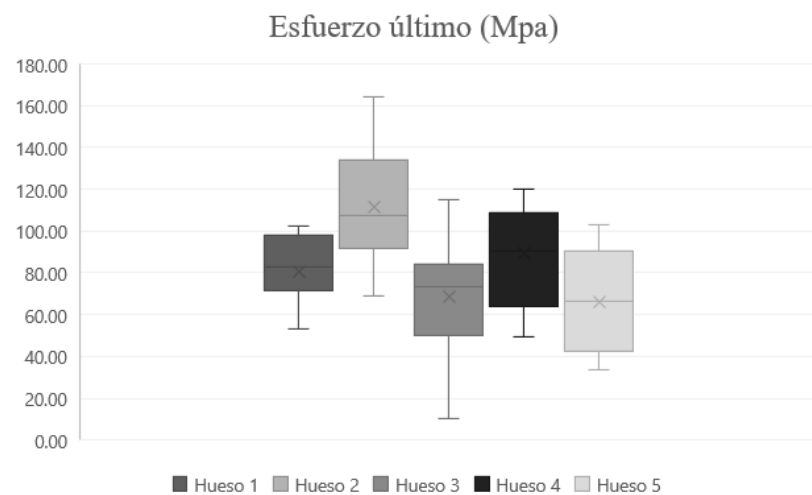


Figura 21

Diagramas cajas y bigotes módulo de elasticidad (MPa) huesos porcinos.

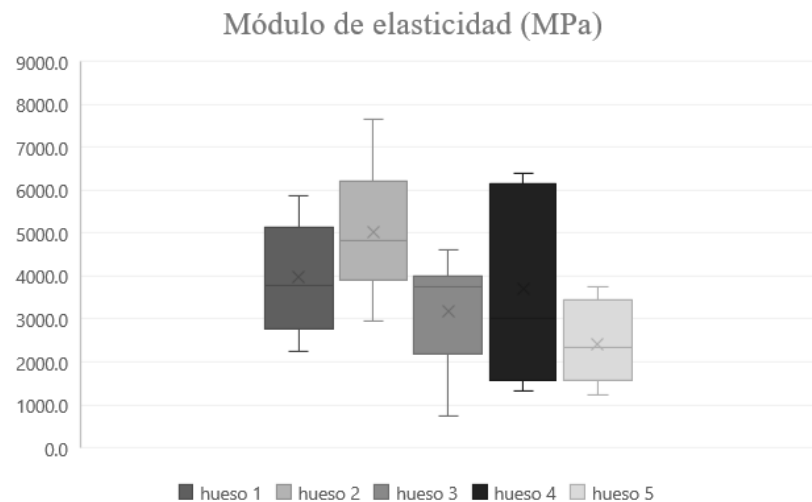
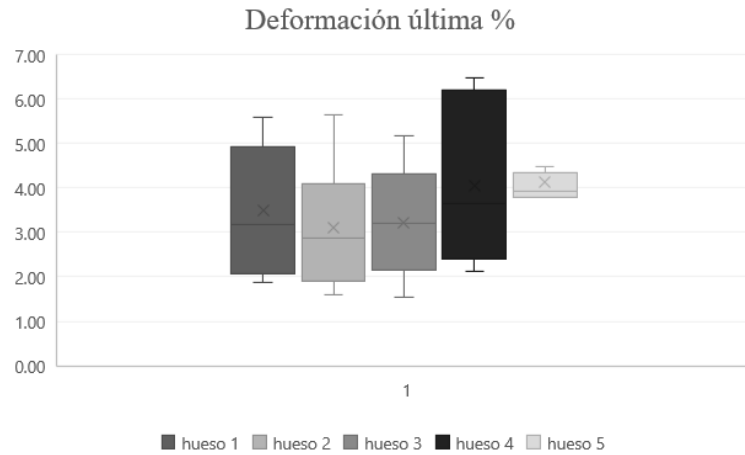


Figura 22

Diagrama cajas y bigotes deformación última (%) en huesos porcinos.



Las irregularidades geométricas favorecen la aparición de concentradores de esfuerzo durante la aplicación de la carga. Adicionalmente, el hueso es un material anisotrópico y heterogéneo, por lo que sus propiedades mecánicas dependen de la dirección de carga y de características microestructurales como la densidad y distribución de osteonas, la orientación de las laminillas, la presencia de porosidad intracortical, así como la variabilidad local del contenido mineral, factores que influyen directamente en la respuesta mecánica del material.

A partir de los resultados individuales, se calcularon los valores promedio del módulo de elasticidad y del esfuerzo último para cada uno de los cinco huesos analizados, los cuales se presentan en las Tablas 6, 7 y 8 respectivamente.

Tabla 6

Promedios Módulos de elasticidad análisis longitudinal hueso porcino

	Hueso 1	Hueso 2	Hueso 3	Hueso 4	Hueso 5
Módulo de elasticidad (Gpa)	4.04	4.92	3.1	3.698	2.417

Tabla 7*Promedios Esfuerzo últimos análisis longitudinal hueso porcino*

	Hueso 1	Hueso 2	Hueso 3	Hueso 4	Hueso 5
Esfuerzo último (Mpa)	85.43	106.52	64.24	89.38	65.903

Tabla 8*Promedios deformación última análisis longitudinal hueso porcino*

	Hueso 1	Hueso 2	Hueso 3	Hueso 4	Hueso 5
Deformación última %	3.53	3.06	3.2	4.04	4.13

En cuanto al módulo de elasticidad, los valores promedio obtenidos se encuentran en el rango de 2,4 a 4,9 GPa, mientras que los valores promedio del esfuerzo último en compresión oscilan entre 64 y 107 MPa y los valores de la deformación última oscilan entre 3 y 4.2 %. Estas variaciones entre huesos reflejan la heterogeneidad biológica y geométrica de las muestras y son consistentes con el comportamiento esperado del hueso cortical bajo carga compresiva.

Los resultados se encuentran dentro de los rangos reportados en la literatura para hueso cortical porcino a escala mesoscópica. En particular, Feng (2010) reporta módulos de elasticidad del orden de 3 a 6 GPa, deformación última entre 5.42 y 6 % y esfuerzos últimos entre 70 y 120 MPa, mientras que Pakhmurin et al. (2022) informan esfuerzos últimos cercanos a 111,6 MPa en ensayos de compresión cuasiestáticos.

En conjunto, los resultados obtenidos se mantienen dentro del mismo orden de magnitud y presentan una tendencia mecánica coherente con lo reportado en la literatura, lo que valida la

metodología experimental empleada y confirma que los valores calculados son representativos y adecuados para el desarrollo del presente estudio.

5.2.2 Test de Grubbs

Con el fin de evaluar la presencia de valores atípicos (outliers) en los resultados experimentales obtenidos, se aplicó el Test de Grubbs a cada conjunto de datos correspondiente a los cinco huesos porcinos analizados. El análisis se realizó de forma independiente para los parámetros de módulo de elasticidad (MPa), esfuerzo último (MPa) y deformación última, para cada conjunto de datos se calculó el estadístico de prueba G, definido como la razón entre el mayor desvío absoluto respecto a la media y la desviación estándar muestral, véase tabla 9.

Tabla 9

Test de Grubbs módulo de Elasticidad (MPa) Hueso porcino 1

Módulo de Elasticidad (MPa) Hueso porcino 1			
Valores	Desvío absoluto $ x_i - \text{media} $	N (conteo)	12
3572.9	416.8416667	Media	3989.741667
5149	1159.258333	Desv.Est. (muestral)	1287.981847
5035	1045.258333		
3334	655.7416667		
3956	33.74166667	G (estadístico)	1.452084389
4497	507.2583333		
5835	1845.258333	t crítico ($\alpha/(2N)$, gl=N-2)	3.691478387
2299	1690.741667		

5860	1870.258333	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.411559518
2598	1391.741667		
3481	508.7416667	Decisión	No hay outliers
2260	1729.741667		
		Valor más alejado	5860

En este caso, el valor del estadístico calculado fue $G = 1.45$, mientras que el valor crítico correspondiente fue $G_{\text{critico}} = 2.41$. Dado que $G < G_{\text{crítico}}$, no se rechaza la hipótesis nula, concluyéndose que no existen valores atípicos en el conjunto de datos analizado.

De manera general, los resultados del Test de Grubbs mostraron que los valores atípicos se presentaron únicamente en el parámetro del módulo de elasticidad. No se identificaron outliers en los conjuntos de datos correspondientes al esfuerzo último ni a la deformación última. Adicionalmente, es importante considerar que el tamaño muestral no fue uniforme para todos los huesos. En el caso del hueso 4 se contó con 10 probetas, mientras que para el hueso 5 se dispuso de 9 probetas, debido a errores durante el procedimiento experimental y a la imposibilidad de obtener, en todos los casos, una geometría paralelepípedica equivalente a la de las demás muestras. Estas diferencias en el tamaño muestral influyen directamente en la sensibilidad del Test de Grubbs y en la detección de valores extremos.

5.2.4 Análisis De Varianza (ANOVA)

Con los valores de esfuerzo último, deformación última y módulo de Young se realizó un análisis de varianza (ANOVA) para cada uno de los cinco huesos, con el objetivo de evaluar la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre las rodajas. La presencia de

diferencias significativas indicaría que, a lo largo del eje longitudinal del hueso, la microestructura varía de manera suficiente como para afectar el comportamiento mecánico, lo que limitaría la comparación directa de los parámetros entre rodajas.

Los valores de F y $F_{crítico}$ obtenidos a partir del análisis de varianza (ANOVA) para los cinco huesos y para los parámetros de esfuerzo último, deformación última y módulo de elasticidad se presentan en la Tabla 10. De acuerdo con los resultados mostrados, no se identificaron diferencias estadísticamente significativas en la mayoría de los casos, dado que los valores de p fueron inferiores a los valores de $F_{crítico}$ correspondientes.

La única excepción se presentó en el hueso 5 para el parámetro de módulo de elasticidad, donde se obtuvo un valor de P superior al $F_{crítico}$. Esta diferencia se asocia a una incidencia procedimental ocurrida durante el ensayo de compresión, en la cual dos probetas se deslizaron y no fue posible registrar sus valores, lo que redujo el número de datos disponibles para una de las rodajas.

En conjunto, los resultados indican que, para los parámetros evaluados esfuerzo último, deformación última y módulo de elasticidad no existen diferencias estadísticamente significativas entre rodajas, lo que evidencia una respuesta mecánica globalmente homogénea de las muestras analizadas bajo las condiciones experimentales del presente estudio. Este comportamiento sugiere que, a lo largo del eje longitudinal del hueso, la variación microestructural no es suficiente para generar cambios estadísticamente significativos en dichos parámetros, por lo que los valores obtenidos para las distintas rodajas pueden considerarse comparables entre sí y ser analizados de manera conjunta.

Tabla 10

Resultados del análisis de varianza de los 5 huesos porcinos

		F	Fcrítico
	Esfuerzo último	1.09	4.07
hueso 1	Módulo de elasticidad	1.60	4.07
	Deformación última	0.81	4.07
	Esfuerzo último	0.66	4.35
hueso 2	Módulo de elasticidad	1.17	4.35
	Deformación última	0.75	5.41
	Esfuerzo último	0.94	4.35
hueso 3	Módulo de elasticidad	2.04	4.35
	Deformación última	0.36	4.07
	Esfuerzo último	3.66	4.76
hueso 4	Módulo de elasticidad	2.99	4.76
	Deformación última	1.81	4.07
	Esfuerzo último	2.06	5.41
hueso 5	Módulo de elasticidad	8.74	5.41
	Deformación última	2.21	4.07

5.3 Limitaciones del Estudio

Este estudio debe interpretarse como un caso experimental controlado realizado a partir de tejido cortical proveniente de un único donante, con antecedentes clínicos particulares. En consecuencia, la generalización de los resultados a la población humana en su conjunto es limitada, ya que variables como edad, sexo, densidad mineral ósea, comorbilidades y tratamientos farmacológicos pueden influir en la respuesta mecánica del tejido. Asimismo, el tamaño muestral por condición experimental restringe la potencia estadística para detectar efectos pequeños, por lo que la ausencia de diferencias significativas entre ciclos de congelación/descongelación debe interpretarse como evidencia de que, bajo el protocolo evaluado, no se observaron cambios detectables dentro del rango estudiado, mas no como una prueba concluyente de equivalencia mecánica. Futuros trabajos deberán incluir múltiples donantes y una estrategia de muestreo balanceada por variables biológicas para ampliar la validez externa del análisis.

5.4 Ensayos en Muestras Óseas Humanas: Análisis de la Distribución Longitudinal

De manera análoga a lo realizado en las muestras de origen porcino, en el tejido óseo humano se evaluó también, si la posición longitudinal de las probetas dentro del hueso podía influir de manera significativa en la respuesta mecánica obtenida durante los ensayos experimentales. Este análisis preliminar tuvo como finalidad descartar que las variaciones asociadas a la ubicación anatómica de la probeta constituyeran un factor determinante en los resultados mecánicos.

5.4.2 Parámetros Mecánicos

Se determinaron los parámetros de fuerza última, esfuerzo último, deformación última y módulo de elasticidad para cada una de las doce (12) probetas obtenidas a partir de cuatro rodajas del hueso humano analizado, con el fin de evaluar la posible influencia de la posición longitudinal

sobre la respuesta mecánica. Los resultados individuales, junto con los estadísticos descriptivos correspondientes, se presentan en la Tabla 11.

Tabla 11

Parámetros mecánicos análisis longitudinal

		Fuerza	Esfuerzo	Módulo de	Deformación
		última (N)	último (Mpa)	elasticidad (MPa)	ultima (%)
Donante					
Rodaja 1	r1p1	3478.9	133.8	3368.0	7.67
	r1p2	2733.7	113.9	2285.8	8.60
	r1p3	2000.1	111.1	2622.8	5.46
Rodaja 2	r2p1	3462.8	115.4	1620.6	10.57
	r2p2	2175.0	92.0	1099.6	13.06
	r2p3	3412.4	110.1	1467.3	9.11
Rodaja 3	r3p1	1991.2	81.5	3840	10.84
	r3p2	3272.8	83.9	834.7	9.84
	r3p3	3989.0	109.2	2252.0	6.41
Rodaja 4	r4p1	2508.0	114.0	3322.5	9.37
	r4p2	2466.2	93.1	2802.3	7.78
	r4p3	2215.1	110.0	4235.0	6.68
Promedios		2808.8	105.7	2237.7	8.78
Desviación estándar		683.5	15.1	1080.0	2.14
coeficiente de variación		24.3	14.3	48.3	24.44

El esfuerzo último en compresión presentó un valor promedio de 105,7 MPa, con un coeficiente de variación del 14,3 %, lo que indica una dispersión moderada y una respuesta relativamente consistente entre las probetas ensayadas. Este valor se encuentra por debajo de los rangos comúnmente reportados en la literatura en particular, Havaladar et al. (2014) reportan un valor promedio de 141,6 MPa, así como un rango comprendido entre 167 y 213 MPa para ensayos de compresión cuasiestáticos.

La deformación en promedio A pesar de esta diferencia, los valores obtenidos en el presente estudio se mantienen dentro del mismo orden de magnitud que los reportados en estudios previos. La reducción observada puede atribuirse a factores experimentales como el tamaño reducido de las probetas, la geometría paralelepípedica, así como a posibles variaciones en el estado de conservación e hidratación del tejido.

En cuanto al módulo de elasticidad, se obtuvo un valor promedio de 2,24 GPa, acompañado de un coeficiente de variación del 48,3 % y un promedio de deformación última de 8.78 %, evidenciando una dispersión considerablemente mayor que la observada para el esfuerzo último. Este comportamiento es consistente con lo reportado en la literatura, donde el módulo de Young del hueso cortical presenta una alta sensibilidad a la orientación del esfuerzo, la anisotropía del material, la densidad ósea y el método de ensayo (Mirzaali et al., 2016; Rincón Rincón et al., 2004).

Diversos estudios reportan valores del módulo de Young para hueso cortical humano en el rango de 12,7 a 32,3 GPa, y una deformación última de 1.3 a 3.6 % obtenidos principalmente a partir de ensayos de compresión y técnicas ultrasónicas (Cuppone et al., 2003; Mirzaali et al., 2016; Rincón Rincón et al., 2004). Si bien los valores de esfuerzo último y módulo de elasticidad

obtenidos en el presente estudio son, en general, inferiores a los reportados en la literatura, estas diferencias pueden atribuirse a limitaciones asociadas al proceso de preparación de las probetas, particularmente a la precisión del equipo de corte y al posterior lijado. Estas etapas dificultan la obtención de geometrías perfectamente simétricas, favoreciendo la aparición de concentradores de esfuerzo que reducen los valores medidos de resistencia y rigidez. No obstante, los resultados obtenidos presentan una tendencia sistemática y coherente, por lo que las diferencias observadas no invalidan los resultados, sino que reflejan las particularidades geométricas, experimentales y microestructurales de las probetas analizadas.

5.4.4 Análisis de Varianza (ANOVA)

Con el objetivo de evaluar si la posición longitudinal de las probetas a lo largo del eje del hueso humano influye de manera estadísticamente significativa en sus propiedades mecánicas, se realizó un análisis de varianza de una vía (ANOVA), considerando como factor la posición de las probetas a lo largo del hueso y como variables de respuesta el esfuerzo último, el módulo de elasticidad y la deformación última.

En la Tabla 12 se presentan los valores del estadístico F obtenidos para cada uno de los parámetros mecánicos analizados, junto con el correspondiente valor de F crítico para un nivel de significancia $\alpha = 0,05$. Para el esfuerzo último se obtuvo un valor de $F = 2,38$, inferior al valor de F crítico = 4,07. De manera similar, el módulo de elasticidad presentó un valor de $F = 3,85$, el cual, aunque cercano al valor crítico, se mantiene por debajo de F crítico = 4,0662. En cuanto a la deformación última, se obtuvo un valor de $F = 2,22$, igualmente inferior al valor crítico establecido.

Dado que, para los tres parámetros evaluados, los valores del estadístico F son inferiores a sus respectivos valores de F crítico, no se rechaza la hipótesis nula del análisis de varianza. Esto indica que no existen diferencias estadísticamente significativas en el esfuerzo último, el módulo

de elasticidad ni la deformación última asociadas a la posición longitudinal de las probetas dentro del hueso humano analizado.

En conjunto, estos resultados evidencian una respuesta mecánica globalmente homogénea a lo largo del eje longitudinal del hueso humano bajo las condiciones experimentales del presente estudio. Por tanto, las probetas obtenidas de las distintas rodajas pueden considerarse mecánicamente comparables, lo que permite su análisis conjunto y respalda la validez de la geometría seleccionada y del protocolo experimental empleado para la caracterización mecánica del tejido óseo humano.

Tabla 12

Análisis de varianza análisis longitudinal

	F	Fcrítico
Esfuerzo último	2.38	4.0
Módulo de elasticidad	3.85	4.07
Deformación última	2.22	4.07

5.5 Ensayos en muestras óseas humanas: análisis ciclos de congelación y descongelación

Una vez verificado que la posición longitudinal de las probetas no influye de manera significativa en la respuesta mecánica del hueso humano, se analiza en esta sección el efecto de ocho (8) ciclos de congelación y descongelación sobre sus propiedades mecánicas, con el fin de evaluar posibles cambios en la resistencia del material asociados al historial térmico.

5.5.2 Parámetros Mecánicos

Los resultados obtenidos tras la aplicación de los ciclos de congelación y descongelación muestran que la respuesta mecánica del hueso humano bajo compresión presenta una variabilidad moderada, sin evidenciar una tendencia definida en los parámetros evaluados, ver tabla 13.

Tabla 13

Parámetros mecánicos análisis ciclos de congelación y descongelación

	Fuerza última (N)	Esfuerzo último (Mpa)	Módulo de elasticidad (Mpa)	Deformación ultima (%)	
	Donante				
Ciclo 1	r1p4	2722.23	126.03	3850.5	6.50
	r2p4	2497.35	118.08	1529.76	11.58
	r3p4	2478.94	122.42	1691.86	8.31
	r4p4	4307.08	137.39	1817.9	9.37
Ciclo 2	r1p5	3195.86	158.13	3182.08	7.29
	r2p5	1463.61	69.70	2082.58	6.72
	r3p5	2882.97	142.37	3005.9	9.32
	r4p5	2639.19	138.91	1965.3	8.66
Ciclo 4	r1p6	2173.98	96.62	2734.7	4.22
	r2p6	2921.4	97.38	1586.33	10.52
	r3p6	2554.34	161.26	3299.67	9.40
	r4p6	2197.10	87.88	1856.1	14.33
Ciclo 8	r1p7	1502.06	122.62	1945	6.39
	r2p7	1577.18	101.49	2014	9.29
	r3p7	2900.62	145.03	6230	5.10

r4p7	1816.93	98.21	3333	7.28
Promedios	2489.43	120.22	2632.79	8.39
Desviación estándar	725.3	26.37	1207.68	2.51
coeficiente de variación	29.13	21.936	45.87	29.95

El esfuerzo último presentó un valor promedio de 120,2 MPa, con un coeficiente de variación del 21,9 %, lo que indica que la capacidad resistente del material se mantiene relativamente estable a lo largo de los ciclos analizados.

El módulo de elasticidad alcanzó un valor promedio de 2,63 GPa, acompañado de una dispersión elevada ($CV = 45,9 \%$), confirmando que este parámetro es particularmente sensible a la heterogeneidad microestructural y a las condiciones experimentales.

Los resultados sugieren que la aplicación de hasta ocho ciclos de congelación y descongelación no genera cambios sistemáticos ni degradación mecánica claramente identificable en los parámetros evaluados, siendo la variabilidad observada atribuible principalmente a la heterogeneidad intrínseca del material y a factores experimentales, más que al efecto acumulativo de los ciclos térmicos.

5.5.3 Test de Grubbs

Al aplicar el Test de Grubbs al conjunto de datos del módulo de elasticidad correspondiente a las probetas sometidas a ciclos de congelación y descongelación como se puede evidenciar en la tabla 14, se identificó un valor con una desviación elevada respecto a la media, reflejada en un

estadístico calculado de $G = 2.98$. Este valor se encuentra asociado a un módulo de elasticidad de 6230 MPa del ciclo 8, superior al valor promedio del conjunto (2632,8 MPa). Este valor extremo corresponde a un incremento del módulo de elasticidad, y no a una disminución, por lo que no puede interpretarse como un efecto de degradación del material asociado a los ciclos térmicos. Por el contrario, la literatura indica que los procesos de congelación y descongelación, en caso de afectar las propiedades mecánicas del hueso, tienden a generar una reducción de la rigidez o de la resistencia, más que incrementos abruptos de estos parámetros.

Tabla 14

Test de Grubbs análisis de ciclos de congelación y descongelación

Módulo de Elasticidad (MPa)			
Valores	Desvío absoluto $ x_i - \text{media} $	N (conteo)	16
3850.5	1217.7	Media	2632.79
1529.76	1103.03	Desv.Est. (muestral)	1207.68
1691.86	940.93		
1817.9	814.89		
3182.08	549.28	G (estadístico)	2.978
2082.58	550.212		
3005.9	373.17	t crítico ($\alpha/(2N)$, $gl=N-2$)	3.562
1965.3	667.492		
2734.7	101.9	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.585
1586.33	1046.46		
3299.67	666.87	Decisión	Existe OUTLIER (rechazar)
1856.1	776.69		
1945	687.79	Valor más alejado	6230

2014	618.79
6230	3597.2
3333	700.2

5.5.4 Análisis de Varianza (ANOVA)

Con el fin de evaluar si el número de ciclos de congelación y descongelación induce cambios estadísticamente significativos en las propiedades mecánicas del hueso humano, se realizó un análisis de varianza de una vía (ANOVA) considerando como factor el número acumulado de ciclos térmicos (1, 2, 4 y 8 ciclos), y como variables de respuesta el esfuerzo último, el módulo de elasticidad y la deformación última.

Para un nivel de significancia $\alpha = 0,05$ el esfuerzo último se obtuvo un valor de $F = 0,48$, inferior al valor de F crítico = 3,59. De manera similar, para el módulo de elasticidad se obtuvo un valor de $F = 0,11$, también inferior a F crítico = 3,59. En el caso de la deformación última, el estadístico F fue de 0.43, valor que igualmente se encuentra por debajo del F crítico correspondiente 3,59.

Dado que en todos los casos el estadístico F es menor que el valor de F crítico, no se rechaza la hipótesis nula del análisis de varianza. Esto indica que no existen diferencias estadísticamente significativas en el esfuerzo último, el módulo de elasticidad ni la deformación última del hueso humano como consecuencia del número de ciclos de congelación y descongelación aplicados dentro del rango estudiado.

El ANOVA de una vía no evidenció diferencias estadísticamente significativas entre los grupos definidos por número de ciclos para el esfuerzo último ($F = [0,48]$, $p = [0.70]$, $\eta^2p = [0,12]$), el módulo elástico ($F = [0.11]$, $p = [0.95]$, $\eta^2p = [0.03]$) ni la deformación última ($F = [0.43]$, $p = [0.74]$, $\eta^2p = [0.11]$). En conjunto, estos resultados indican que, bajo el protocolo evaluado y dentro del rango de 1 a 8 ciclos, no se detectaron cambios medibles en las propiedades mecánicas

analizadas. No obstante, dado el tamaño muestral por grupo y la variabilidad intrínseca del tejido, estos hallazgos deben interpretarse como ausencia de evidencia de efecto dentro del marco experimental del estudio.

5.5.4 Índice de correlación

Con el propósito de evaluar la posible relación lineal entre el número de ciclos de congelación–descongelación y los parámetros mecánicos analizados (esfuerzo último, módulo de elasticidad y deformación última), se realizó un análisis de correlación de Pearson para cada variable.

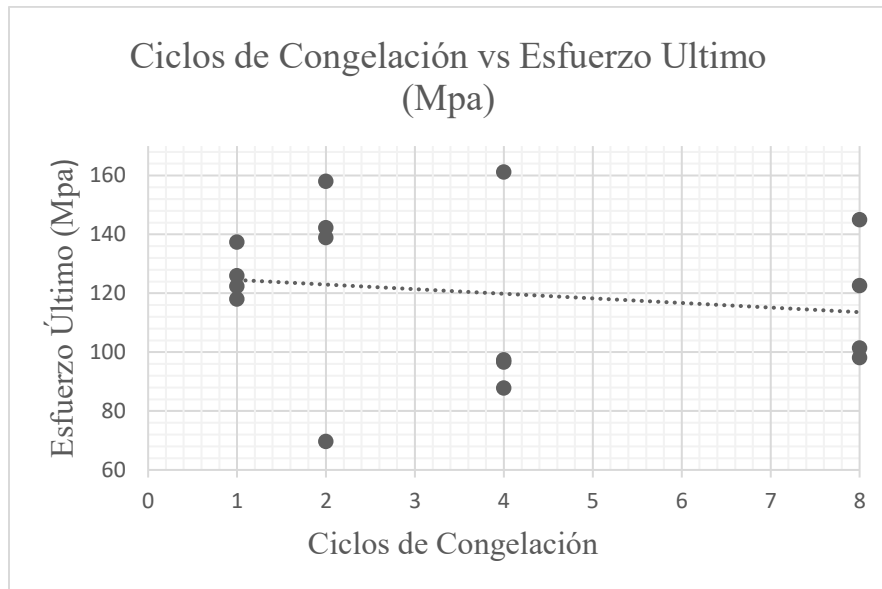
Los coeficientes obtenidos fueron: $r = -0,164$ para el esfuerzo último, $r = -0,244$ para el módulo de elasticidad y $r = 0,348$ para la deformación última. Estos valores indican la presencia de asociaciones lineales débiles, siendo negativas en los dos primeros casos y positiva en el tercero. No obstante, en todos los casos la magnitud del coeficiente es baja, lo que evidencia una relación lineal de escasa intensidad entre el número de ciclos aplicados y la respuesta mecánica del tejido cortical.

Gráficamente (Figuras 23, 24 y 25), las rectas de tendencia muestran pendientes poco pronunciadas y una dispersión considerable de los datos, lo que confirma la ausencia de un patrón lineal consistente dentro del rango de ciclos evaluado.

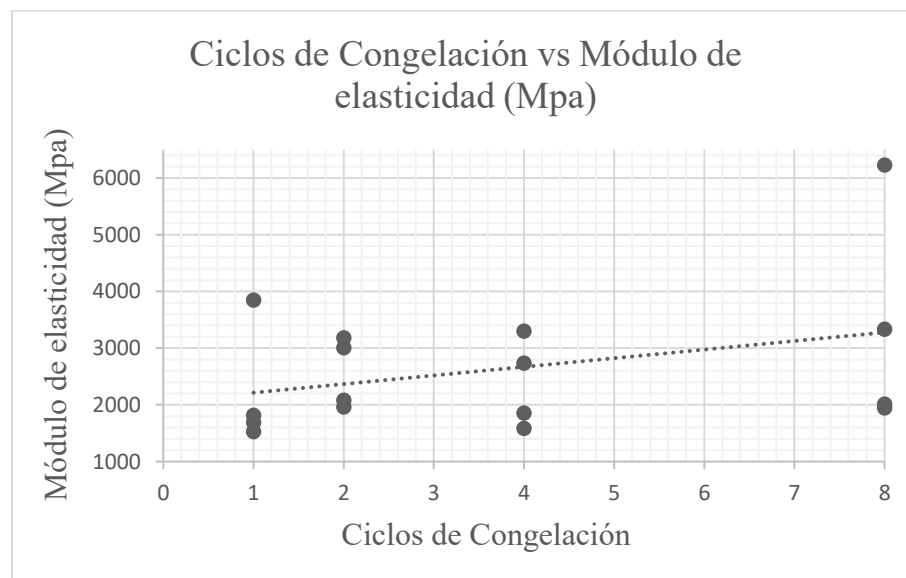
Estos resultados son coherentes con el análisis de varianza (ANOVA), en el cual no se identificaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos. En conjunto, tanto el análisis inferencial como el correlacional permiten concluir que los ciclos de congelación y descongelación estudiados no ejercen una influencia lineal relevante sobre las propiedades mecánicas evaluadas del tejido cortical.

Figura 23

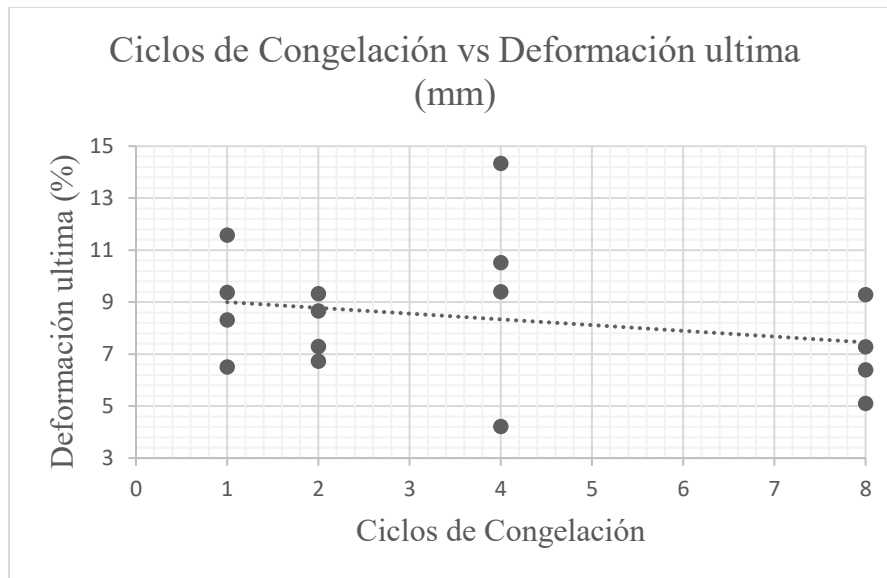
Correlación número de ciclos y el esfuerzo último.

**Figura 24**

Correlación número de ciclos y el módulo de elasticidad.

**Figura 25**

Correlación número de ciclos y la deformación ultima.



5.6 Protocolo

Con el fin de ampliar el alcance del estudio y aportar una herramienta aplicable al Banco de Tejidos de la Fundación Cardiovascular, se propuso un protocolo experimental orientado a evaluar el tiempo de almacenamiento como variable de estudio, en lugar del número de ciclos de congelación y descongelación. El objetivo de este protocolo es determinar durante cuánto tiempo el hueso humano mantiene sus propiedades mecánicas cuando es almacenado a -80°C .

El protocolo se fundamenta en los procedimientos previamente desarrollados en este trabajo experimental. Para ello, se empleó la misma geometría de probeta paralelepípedo rectangular, con dimensiones de $4\text{ mm} \times 4\text{ mm} \times 8\text{ mm}$, seleccionada por su adecuada compatibilidad experimental y comportamiento mecánico estable. Se definió un total de 12 probetas, con el propósito de evaluar un periodo de cuatro años, ensayando tres probetas por año.

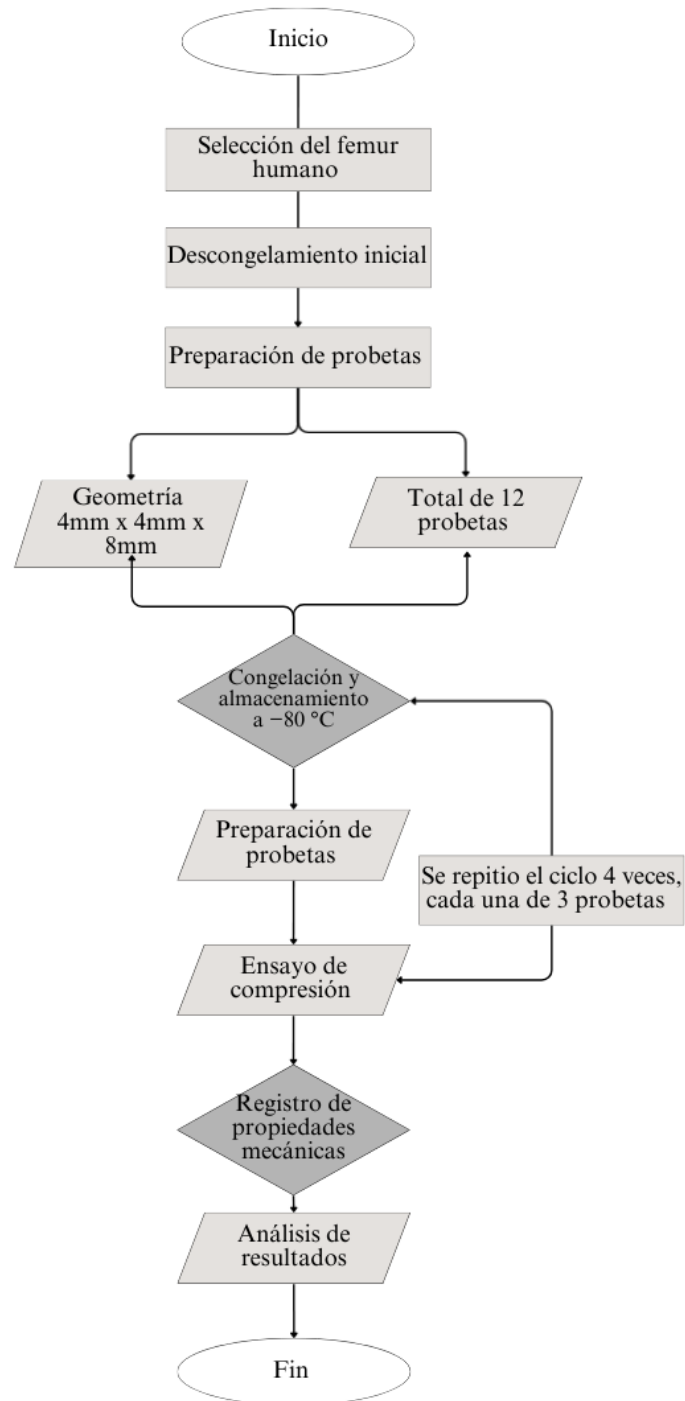
Como punto de partida, se consideraron tres probetas correspondientes al primer ciclo del presente estudio, originalmente utilizadas para la evaluación de los ciclos de congelación y descongelación. Estas probetas se tomaron como el primer grupo de evaluación temporal (año 0).

Posteriormente, quedaron disponibles nueve probetas adicionales, las cuales fueron destinadas a ser evaluadas en grupos de tres en intervalos anuales sucesivos (años 1, 2 y 3).

Para cada punto de evaluación anual, el procedimiento contempla la descongelación controlada del tejido, la preparación de las probetas incluyendo lijado, humedecimiento en solución salina y verificación dimensional y la realización de ensayos de compresión bajo las mismas condiciones experimentales establecidas en este trabajo. En cada ensayo se registran las propiedades mecánicas de interés: esfuerzo último, deformación última y módulo de Young.

Los resultados obtenidos en cada intervalo temporal deben ser sometidos a un análisis estadístico riguroso. Inicialmente, se recomienda la identificación y exclusión de valores atípicos mediante el test de Grubbs. Posteriormente, se debe aplicar un análisis de varianza (ANOVA) para determinar si existen o no diferencias estadísticamente significativas entre los grupos evaluados a lo largo del tiempo. De esta manera, es posible establecer si las propiedades mecánicas del hueso humano se mantienen estables durante el periodo de almacenamiento considerado.

En la Figura 25 se presenta el diagrama de flujo del protocolo propuesto, el cual describe de manera esquemática las etapas de selección del tejido, congelación, descongelación, preparación de probetas y ensayos de compresión correspondientes a cada intervalo anual de evaluación. Protocolo experimental

Figura 25*Protocolo experimental*

6. Conclusiones

Los resultados obtenidos evidencian que el uso de probetas de geometría simétrica y de dimensiones reducidas (4 mm x 4 mm x 8 mm) resulta más adecuado para la realización de ensayos mecánicos de compresión. Este tipo de geometría permite optimizar el tiempo experimental, especialmente cuando se requiere un número elevado de probetas, reduce la presencia de concentradores de esfuerzo asociados a irregularidades geométricas y asegura que la máquina de ensayos alcance la fuerza necesaria para provocar el fallo del material, garantizando así resultados confiables y reproducibles.

El hueso porcino en la región medial de la diáfisis femoral puede considerarse mecánicamente homogéneo, dado que los valores de F obtenidos en los análisis de varianza oscilaron entre 0,36 y 3,66 para el esfuerzo último, entre 1,17 y 2,99 para el módulo de Young y entre 0,36 y 2,21 para la deformación última, siendo en la mayoría de los casos inferiores a los valores de F crítico correspondientes (4,07–5,41; $\alpha = 0,05$). En consecuencia, no se rechazó la hipótesis nula, confirmándose la ausencia de diferencias estadísticamente significativas entre las rodajas evaluadas y una respuesta mecánica longitudinalmente consistente.

De manera análoga, el hueso humano en la región medial de la diáfisis femoral presenta un comportamiento mecánico longitudinalmente consistente, dado que los valores de F obtenidos fueron 2,38 para el esfuerzo último, 3,85 para el módulo de Young y 2,22 para la deformación última, todos inferiores a los valores de F crítico correspondientes (4,00–4,07; $\alpha = 0,05$). En consecuencia, no se rechazó la hipótesis nula, confirmándose la ausencia de diferencias estadísticamente significativas entre las rodajas evaluadas y respaldando la aproximación del tejido óseo humano como mecánicamente homogéneo en la región analizada.

Adicionalmente, los resultados demuestran que el hueso humano en la región medial de la diáfisis del fémur conserva sus propiedades mecánicas tras ser sometido a hasta ocho ciclos de congelación y descongelación, al no observarse diferencias estadísticamente significativas en el esfuerzo último, la deformación última ni el módulo de Young. Esto sugiere que, bajo las condiciones evaluadas, dicho procedimiento no altera de manera relevante la respuesta mecánica del tejido óseo.

En el análisis correlacional se obtuvieron coeficientes de Pearson de $r = -0,164$ para el esfuerzo último, $r = -0,244$ para el módulo de Young y $r = 0,348$ para la deformación última, valores que corresponden a una varianza explicada (r^2) inferior al 12,1 % en todos los casos. Estos resultados indican que, dentro del rango de hasta ocho ciclos de congelación–descongelación a -80 °C , la influencia del número de ciclos sobre las propiedades mecánicas evaluadas es cuantitativamente baja y mecánicamente no relevante.

Se concluye que es viable evaluar el tiempo de almacenamiento como variable de estudio para la caracterización mecánica del hueso humano cortical almacenado a -80 °C , considerando que el número de ciclos de congelación–descongelación (1, 2, 4 y 8 ciclos) no mostró efectos estadísticamente significativos sobre las propiedades mecánicas analizadas. El ANOVA de una vía arrojó valores de $F = 0,48$ ($p = 0,70$; $\eta^2p = 0,12$) para el esfuerzo último, $F = 0,11$ ($p = 0,95$; $\eta^2p = 0,03$) para el módulo de Young y $F = 0,43$ ($p = 0,74$; $\eta^2p = 0,11$) para la deformación última, todos inferiores al F crítico = 3,59 ($\alpha = 0,05$), lo que indica un tamaño de efecto bajo y ausencia de cambios medibles dentro del rango experimental. En consecuencia, al no evidenciarse alteraciones mecánicas significativas hasta ocho ciclos, el protocolo desarrollado puede emplearse como base metodológica reproducible para estudios futuros orientados a evaluar la estabilidad del tejido óseo cortical en función del tiempo de almacenamiento.

Referencias Bibliográficas

- An, Y. H., & Draughn, R. A. (Eds.). (2000). *Mechanical Testing of Bone and the Bone–Implant Interface*. CRC Press.
- Attia, T., & Willett, T. L. (2017). Tension and Compression Testing of Cortical Bone. In *Experimental Methods in Orthopaedic Biomechanics* (pp. 167–183). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-803802-4.00011-1>
- Augat, P., Link, T., Lang, T. F., Lin, J. C., Majumdar, S., & Genant, H. K. (1998). Anisotropy of the elastic modulus of trabecular bone specimens from different anatomical locations. *Medical Engineering & Physics*, 20(2), 124–131.
- Backus, G. , W. H. W. , & R. P. (2025). *Introduction to Bones Lab*. <https://pressbooks.nvcc.edu/ap1labmanual/chapter/introduction-to-bones-lab/>
- Boutros, C. P., Trout, D. R., Kasra, M., & Grynepas, M. D. (2000). Original Research The Effect of Repeated Freeze-thaw Cycles on the Biomechanical Properties of Canine Cortical Bone. *F.K. Schattauer*, 59–64.
- Buccino, F., Zagra, L., Savadori, P., Colombo, C., Grossi, G., Banfi, G., Vergani, L. M., & Vergani, L. M. (2021). Mapping local mechanical properties of human healthy and osteoporotic femoral heads. *Materialia*.
- Burgers, T. A., Mason, J., Niebur, G., & Ploeg, H. L. (2008). Compressive properties of trabecular bone in the distal femur. *Journal of Biomechanics*, 41(5), 1077–1085. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.11.018>
- Caeiro, J. R., González, P., & Guede, D. (2013). Biomecánica y hueso (y II): ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para la determinación de la

- resistencia ósea. *Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral*, 5(2), 99–108.
<https://doi.org/10.4321/s1889-836x2013000200007>
- Caler, W. E., & Carter, D. R. (1989). BONE CREEP-FATIGUE DAMAGE ACCUMULATION. *J. Biomechanics*, 22(6), 625–635.
- Chang, A., Breeland, G., Black, A. C., & Hubbard, J. B. (2023). Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Femur. *StatPearls*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK532982/>
- Chevalier, X., & Richette, P. (2005). Cartílago articular normal: anatomía, fisiología, metabolismo y envejecimiento. *EMC - Aparato Locomotor*, 38(2), 1–13. [https://doi.org/10.1016/s1286-935x\(05\)43399-7](https://doi.org/10.1016/s1286-935x(05)43399-7)
- Cuppone, M., Seedhom, B. B., Berry, E., & Ostell, A. E. (2003). The Longitudinal Young's Modulus of Cortical Bone in the Midshaft of Human Femur and its Correlation with CT Scanning Data. *Calcified Tissue International*, 74(3), 302–309.
<https://doi.org/10.1007/s00223-002-2123-1>
- Gastaldi, D., Baleani, M., Fognani, R., Airaghi, F., Bonanni, L., & Vena, P. (2020). An experimental procedure to perform mechanical characterization of small-sized bone specimens from thin femoral cortical wall. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 112. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104046>
- Goodyear, S. R., & Aspden, R. M. (2012). Mechanical properties of bone ex vivo. *Methods in Molecular Biology*, 816, 555–571. https://doi.org/10.1007/978-1-61779-415-5_35
- Guede D, Jr, C., & P., G. (2013). Biomechanics and bone (1): Basic concepts and classical mechanical trials. *Osteoporos Metab Miner*, 1, 43–50.

- Havaladar, R., Pilli, S. C., & Putti, B. B. (2014). Insights into the effects of tensile and compressive loadings on human femur bone. *Advanced Biomedical Research*, 3(1), 101. <https://doi.org/10.4103/2277-9175.129375>
- Instron. (n.d.). *¿Qué es un ensayo de compresión?* Retrieved January 17, 2026, from <https://www.instron.com/es/resources/test-types/compression-test/>
- Katsamanis, F., & Rafropoulost, D. D. (n.d.). *TECHNICALNOTE DETERMINATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF HUMAN FEMORAL CORTICAL BONE BY THE HOPKINSON BAR STRESS TECHNIQUE.*
- Kaye, B., Randall, C., Walsh, D., & Hansma, P. (2012). The Effects of Freezing on the Mechanical Properties of Bone. *The Open Bone Journal*, 4, 14–19.
- Keaveny, T. M., Borchers, R. E., Gibson, L. J., & Hayes, W. C. (1993). TRABECULAR BONE MODULUS AND STRENGTH CAN DEPEND ON SPECIMEN GEOMETRY. In *J. Biomechontcs* (Vol. 26, Issue 8).
- Khan, S. N., & Warkhedkar, R. M. (2014). Human Bone strength Evaluation through different Mechanical Tests. *International Journal of Current Engineering and Technology*, 2(2), 539–543. <https://doi.org/10.14741/ijcet/spl.2.2014.102>
- Kuhn, H. A., & Kuhn, H. A. M. D. J. (Eds.). (2000). *ASM Handbook, Volume 8: Mechanical Testing and Evaluation* (Vol. 8). ASM International.
- Lewis, P. B., Williams, J. M., Hallab, N., Viridi, A., Yanke, A., & Cole, B. J. (2008). Multiple freeze-thaw cycled meniscal allograft tissue: A biomechanical, biochemical, and histologic analysis. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(1), 49–55. <https://doi.org/10.1002/jor.20473>

- Martens, M., MULIER, P. J. C. Mee., misch Ziekenhuis, & Leuven, B. K. S. U. (1983). THE MECHANICAL CHARACTERISTICS OF CANCELLOUS BONE AT THE UPPER FEMORAL REGION. *J. Biomechanics*, *16*, 971–983.
- Martínez Hernández, D. (2006). *Estudio de las propiedades mecánicas del tejido óseo y sus meca.* Universidad Nacional Autónoma de México.
- Mirzaali, M. J., Schwiedrzik, J. J., Thaiwichai, S., Best, J. P., Michler, J., Zysset, P. K., & Wolfram, U. (2016). Mechanical properties of cortical bone and their relationships with age, gender, composition and microindentation properties in the elderly. *Bone*, *93*, 196–211. <https://doi.org/10.1016/j.bone.2015.11.018>
- MTS Systems Corporation. (n.d.). *Bionix® Tabletop Test Systems*. Retrieved January 17, 2026, from <https://www.mts.com/en/products/biomedical/biomaterial-test-systems/bionix-tabletop>
- Murugan, S. S. (2020). Mechanical Properties of Materials: Definition, Testing and Application. *International Journal of Modern Studies in Mechanical Engineering (IJMSME)*, *6*(2), 28–38. <https://doi.org/10.20431/2454-9711.0602003>
- Pakhmurin, D., Pakhmurina, V., Kashin, A., Kulkov, A., Khlusov, I., Kostyuchenko, E., Sidorov, I., & Anisenya, I. (2022). Compressive Strength Characteristics of Long Tubular Bones after Hyperthermal Ablation. *Symmetry*, *14*(2). <https://doi.org/10.3390/sym14020303>
- Papini, M., Zdero, R., Schemitsch, E. H., & Zalzal, P. (2007). The biomechanics of human femurs in axial and torsional loading: Comparison of finite element analysis, human cadaveric femurs, and synthetic femurs. *Journal of Biomechanical Engineering*, *129*(1), 12–19. <https://doi.org/10.1115/1.2401178>

- Ravicz, M. E., Merchant, S. N., & Rosowski, J. J. (2000). Effect of freezing and thawing on stapes-cochlear input impedance in human temporal bones. *Hearing Research*, 215–224. www.elsevier.com/locate/heares
- Rincón Rincón, E., Ros Felip, A., Claramunt Alonso, R., & Arranz Merino, F. (2004). CARACTERIZACIÓN MECÁNICA DEL MATERIAL ÓSEO. *TECNOLOGÍA Y DESARROLLO, II*. http://www.uax.es/publicaciones/archivos/TECTIN04_002.pdf
- Rupprecht, M., Sellenschloh, K., Grossterlinden, L., Püschel, K., Morlock, M., Amling, M., Rueger, J. M., & Lehmann, W. (2011). Biomechanical evaluation for mechanisms of periprosthetic femoral fractures. *Journal of Trauma*, 70(4), E62–E66. <https://doi.org/10.1097/TA.0b013e3181e99ff1>
- Ucisik, A. H., Goksan, M. A., Ucok, I., & Bindal, C. (1986). *COMPARATIVE MECHANICAL PROPERTIES OF HUMAN BONES*. 3, 2143–2146. <https://doi.org/10.1016/b978-0-08-031640-6.50039-6>
- Winwood, K., Zioupos, P., Currey, J. D., Cotton, J. R., & Taylor, M. (2006). The importance of the elastic and plastic components of strain in tensile and compressive fatigue of human cortical bone in relation to orthopaedic biomechanics. *Hylonome*, 134–141.
- Zhao, S., Arnold, M., & R. L. Abel J. P. Cobb, U. H. O. B. S. M. (2018). Standardizing compression testing for measuring the stiffness of human bone. *Bone and Joint*, 7, 524.
- Zhou, B., Liu, X. S., Wang, J., Lu, X. L., Fields, A. J., & Guo, X. E. (2014). Dependence of mechanical properties of trabecular bone on plate-rod microstructure determined by individual trabecula segmentation (ITS). *Journal of Biomechanics*, 47(3), 702–708. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.039>

Apéndices

Apéndice A. Tablas de Análisis Geométrico

Tabla A1

Medidas geométricas del hueso 1 (cilindro hueco)

	Altura (mm)	Diámetro 1 (mm)	Diámetro 2 (mm)	Área (mm ²)
Rodaja 1	22.0	25.0	34.5	443.95
Rodaja 2	23.0	21.0	31.5	432.95
Rodaja 3	22.0	24.5	34.0	436.49
Rodaja 4	24.0	26.0	34.5	403.89
Promedio	22.8	24.1	33.6	429.3

Tabla A2

Medidas geométricas hueso 2 (cilindro hueco)

	Altura (mm)	Diámetro 1 (mm)	Diámetro 2 (mm)	Área (mm ²)
Rodaja 1	23.0	22.0	30.0	326.73
Rodaja 2	24.5	18.0	28.0	361.28
Rodaja 3	22.0	17.0	28.0	388.77
Rodaja 4	25.0	20.0	29.0	346.36
Promedio	23.6	19.3	28.8	355.8

Tabla A3

Medidas geométricas hueso 3 Sección circular

		Altura (mm)	Ángulo (°)	Diámetro mayor (mm)	Diámetro menor (mm)	Área (mm ²)
	Probeta 1	21	118	28.6	23.1	74.0
Rodaja 1	Probeta 2	24	119	30.4	22.3	110.6
	Probeta 3	24	123	29.3	23.5	82.0
	Probeta 4	22	116	29.1	23.7	71.6
Rodaja 2	Probeta 5	23	121	29.8	22.6	98.5
	Probeta 6	24	123	28.9	22.7	86.2
	Probeta 7	22	122	30.3	23.6	97.1
Rodaja 3	Probeta 8	24	117	30.1	22.7	99.6
	Probeta 9	22	121	29.1	22.6	87.9
	Probeta 10	24	116	30.3	23.5	92.5
Rodaja 4	Probeta 11	21	116	30.1	22.2	104.6
	Probeta 12	23	128	29.9	22.7	105.2
Promedio	22.8	120.0	29.7	22.9	22.9	92.5

Tabla A4*Medidas geométricas hueso 4 Paralelepípedo rectangular*

		Longitud (mm)	Altura (mm)	Ancho (mm)	Área (mm ²)
Rodaja 1	Probeta 1	4.5	6	4.5	20.3

	Probeta 2	5.3	6.3	4.5	23.9
	Probeta 3	4.3	6.2	2.3	9.9
	Probeta 4	4.5	6	3	13.5
Rodaja 2	Probeta 5	5	6.2	2.5	12.5
	Probeta 6	5.2	6	3.1	16.1
	Probeta 7	5.8	7.3	4.3	24.9
Rodaja 3	Probeta 8	4.1	7.3	2.8	11.5
	Probeta 9	4.5	7.8	3.5	15.8
	Probeta 10	4.3	6.5	3.5	15.0
Rodaja 4	Probeta 11	5.5	6.3	3	16.5
	Probeta 12	4.7	5.7	3.7	17.4
Promedio	4.8	6.5	3.4	16.4	4.8

Tabla A5

Medidas geométricas hueso 5 Paralelepípedo rectangular

		Longitud (mm)	Altura (mm)	Ancho (mm)	Área (mm ²)
	Probeta 1	4.7	8.0	3.0	14.1
Rodaja 1	Probeta 2	6.0	7.5	3.0	18.0
	Probeta 3	5.0	7.8	3.7	18.5
	Probeta 4	5.0	6.0	3.0	15.0
Rodaja 2	Probeta 5	5.0	6.0	2.8	14.0
	Probeta 6	6.5	6.0	3.7	24.1

	Probeta 7	5.5	5.5	4.0	22.0
Rodaja 3	Probeta 8	3.5	6.5	4.0	14.0
	Probeta 9	8.0	5.3	3.0	24.0
	Probeta 10	7.2	5.0	3.5	25.2
Rodaja 4	Probeta 11	5.0	5.8	3.5	17.5
	Probeta 12	6.0	5.8	4.0	24.0
Promedio	5.6	6.3	3.4	19.2	5.6

Tabla A6*Parámetros experimentales angular cilindro hueco*

	Fuerza última (N)	Esfuerzo ultimo (Mpa)	Módulo de elasticidad (Mpa)	Deformación ultima (%)
Sección 1	3693.1	25.2	874.9	3.7
Sección 2	1090	4.9	142.7	6.5
Sección 3	5225.8	31.8	2030.7	2.0
Promedio	3336.3	20.6	1016.1	4.1
Desviación estándar	2090.9	14.0	951.9	2.3
Coefficiente de variación (%)	62.7	67.9	93.7	55.9

Tabla A7*Parámetros experimentales probeta rectangular hueso 4*

		Fuerza última (N)	Esfuerzo ultimo (Mpa)	Módulo de elasticidad (Mpa)	Deformación última (%)
	Probeta 1	1664.74	82.2	2993.90	3.97
Parte 1	Probeta 2	1662.32	69.69	1937.80	3.84
	Probeta 3	1046.71	105.83	4452.60	2.70
	Probeta 4	1408.86	104.36	4963.20	2.60
Parte 2	Probeta 5	622.58	49.8	2143.70	4.23
	Probeta 6	1009.33	62.61	3007.70	3.12
	Probeta 7	1360.9	54.567	2139.00	4.38
Parte 3	Probeta 8	1248.9	108.78	5760.20	2.47
	Probeta 9	1288.09	81.78	3262.60	3.13
	Probeta 10	1448.9	96.27	3192.90	7.39
Parte 4	Probeta 11	712.89	43.2	2954.60	1.74
	Probeta 12	1229.33	67.89	2786.30	3.47
Promedio		1225.30	78.104	3299.54	3.59

Tabla A8

Parámetros experimentales probeta rectangular hueso 5

		Fuerza última (N)	Esfuerzo ultimo (Mpa)	Módulo de elasticidad (Mpa)	Deformación ultima (%)
	Probeta 1	2154.83	152.84	152.82	2.61
Parte 1	Probeta 2	969.83	53.87	53.87	5.22
	Probeta 3	1624.85	87.83	87.83	1.77
	Probeta 4	1428.35	95.22	95.22	4.01
Parte 2	Probeta 5	1474.11	105.29	105.29	2.38
	Probeta 6	1862.04	77.42	77.42	3.14
	Probeta 7	1330.3	60.46	60.46	6.89
Parte 3	Probeta 8	857.25	61.23	61.23	1.67
	Probeta 9	2144.15	89.33	89.33	5.07
	Probeta 10	2163.42	85.85	85.85	7.28
Parte 4	Probeta 11	680.68	38.89	38.89	2.13
	Probeta 12	1659.78	69.15	69.15	3.46
Promedio		1529.13	81.45	81.45	3.80

Apéndice B. Tablas de Distribución comparativa longitudinal hueso porcino**Tabla B1***Tablas de medidas y áreas de probetas hueso 1*

		Longitud (mm)	Ancho (mm)	Altura (mm)	Área (mm ²)
Rodaja 1	h1r1p1	4.0	4.2	8.0	16.8
	h1r1p2	5.2	3.7	8.0	19.2
	h1r1p3	4.7	2.7	7.9	12.7
Rodaja 2	h1r2p1	4.2	5.0	8.3	21.0
	h1r2p2	3.8	4.7	9.0	17.9
	h1r2p3	3.9	3.8	8.7	14.8
Rodaja 3	h1r3p1	4.0	4.2	8.8	16.8
	h1r3p2	4.6	2.9	8.3	13.3
	h1r3p3	4.1	3.7	9.0	15.2
Rodaja 4	h1r4p1	3.8	3.8	8.0	14.4
	h1r4p2	4.5	3.5	7.3	15.8
	h1r4p3	4.0	4.5	7.5	18.0
	Promedios	4.2	3.9	8.2	16.3
	Desviación estándar	0.4	0.7	0.6	2.4
	coeficiente de variación (%)	10.1	17.5	6.8	15.0

Tabla B2*Tablas de medidas y áreas de probetas hueso 2*

		Hueso 2			
		Longitud	Ancho	Altura	Área (m ²)
Rodaja 1	h2r1p1	0.0042	0.0030	0.0085	0.00001260
	h2r1p2	0.0045	0.0020	0.0080	0.00000900
	h2r1p3	0.0045	0.0040	0.0085	0.00001800
Rodaja 2	h2r2p1	0.0040	0.0040	0.0090	0.00001600
	h2r2p2	0.0047	0.0035	0.0091	0.00001645
	h2r2p3	0.0040	0.0038	0.0090	0.00001520
Rodaja 3	h2r3p1	0.0035	0.0040	0.0075	0.00001400
	h2r3p2	0.0035	0.0035	0.0080	0.00001225
	h2r3p3	0.0042	0.0034	0.0080	0.00001428
Rodaja 4	h2r4p1	0.0039	0.0035	0.0060	0.00001365
	h2r4p2	0.0041	0.0032	0.0060	0.00001312
	h2r4p3	0.0032	0.0050	0.0065	0.00001600
Promedios		0.0040	0.0036	0.0078	0.00001421
Desviación estándar		0.0004	0.0007	0.0011	0.00000237
coeficiente de variación		11.1676	19.9983	14.3399	16.69063958

Tabla B3

Tablas de medidas y áreas de probetas hueso 3

		Hueso 3			
		Longitud	Ancho	Altura	Área (m ²)
Rodaja 1	h3r1p1	0.0037	0.0045	0.0080	0.00001665
	h3r1p2	0.0025	0.0045	0.0085	0.00001125
	h3r1p3	0.0030	0.0030	0.0085	0.00000900
Rodaja 2	h3r2p1	0.0040	0.0030	0.0100	0.00001200
	h3r2p2	0.0035	0.0030	0.0100	0.00001050
	h3r2p3	0.0035	0.0038	0.0100	0.00001330
Rodaja 3	h3r3p1	0.0030	0.0025	0.0060	0.00000750
	h3r3p2	0.0020	0.0028	0.0050	0.00000560
	h3r3p3	0.0037	0.0030	0.0065	0.00001110
Rodaja 4	h3r4p1	0.0030	0.0040	0.0070	0.00001200
	h3r4p2	0.0028	0.0030	0.0070	0.00000840
	h3r4p3	0.0050	0.0020	0.0070	0.00001000
Promedios		0.0033	0.0033	0.0078	0.00001061
Desviación estándar		0.0008	0.0008	0.0017	0.00000287
coeficiente de variación		23.4652	23.8253	21.2758	27.09273342

Tabla B4*Tablas de medidas y áreas de probetas hueso 4*

		Hueso 4			
		Longitud	Ancho	Altura	Área (m ²)
Rodaja 1	h6r1p1	0.0038	0.0037	0.0070	0.00001406
	h6r1p2	0.0039	0.0050	0.0060	0.00001950
	h6r1p3	0.0030	0.0050	0.0075	0.00001500
Rodaja 2	h6r2p1	0.0035	0.0020	0.0075	0.00000700
	h6r2p2	0.0029	0.0025	0.0085	0.00000725
	h6r2p3	0.0030	0.0035	0.0090	0.00001050
Rodaja 3	h6r3p1	0.0030	0.0025	0.0100	0.00000750
	h6r3p2	0.0030	0.0035	0.0100	0.00001050
	h6r3p3	0.0035	0.0030	0.0100	0.00001050
Rodaja 4	h6r4p1	0.0031	0.0025	0.0060	0.00000775
	h6r4p2	0.0020	0.0040	0.0060	0.00000800
	h6r4p3	0.0025	0.0025	0.0050	0.00000625
Promedios		0.0031	0.0033	0.0077	0.00001032
Desviación estándar		0.0005	0.0010	0.0018	0.00000401
coeficiente de variación		17.1247	30.0187	23.0510	38.90227852

Tabla B5*Tablas de medidas y áreas de probetas hueso 5*

		Hueso 5			
		Longitud	Ancho	Altura	Área (m ²)
Rodaja 1	h7r1p1	0.0025	0.0070	0.0085	0.00001750
	h7r1p2	0.0023	0.0050	0.0082	0.00001150
	h7r1p3	0.0025	0.0050	0.0083	0.00001250
Rodaja 2	h7r2p1	0.0022	0.0060	0.0085	0.00001320
	h7r2p2	0.0039	0.0040	0.0083	0.00001560
	h7r2p3	0.0045	0.0065	0.0080	0.00002925
Rodaja 3	h7r3p1	0.0035	0.0020	0.0075	0.00000700
	h7r3p2	0.0030	0.0040	0.0070	0.00001200
	h7r3p3	0.0050	0.0035	0.0080	0.00001750
Rodaja 4	h7r4p1	0.0034	0.0070	0.0077	0.00002380
	h7r4p2	0.0040	0.0050	0.0075	0.00002000
	h7r4p3	0.0040	0.0050	0.0075	0.00002000
Promedios		0.0034	0.0050	0.0079	0.00001665

Desviación estándar	0.0009	0.0015	0.0005	0.00000607
coeficiente de variación	26.8687	29.8481	5.9937	36.44613906

Tabla B6*Parámetros mecánicos hueso 1*

		Fuerza última (N)	Esfuerzo último (Mpa)	Módulo de elasticidad (Mpa)	Deformación ultima (%)
Rodaja 1	h1r1p1	1164.6	69.3	3572.9	5.31
	h1r1p2	1608.2	83.6	5149.0	2.70
	h1r1p3	1297.9	102.3	5035.0	5.59
Rodaja 2	h1r2p1	2017.7	96.1	3334.0	4.51
	h1r2p2	1470.2	82.3	3956.0	2.26
	h1r2p3	1198.0	80.8	4497.0	1.86
Rodaja 3	h1r3p1	1672.7	99.6	5835.0	1.97
	h1r3p2	713.0	53.4	2299.0	4.36
	h1r3p3	1498.5	98.8	5860.0	1.99
Rodaja 4	h1r4p1	1142.2	79.1	2598.0	3.17
	h1r4p2	469.0	29.8	3481.0	3.20
	h1r4p3	1700.5	94.5	2260.0	5.04
Promedios		1407.6	85.4	4036.0	3.53
Desviación estándar		353.4	14.9	1340.4	1.46
coeficiente de variación		25.1	17.4	33.2	41.46

Tabla B7*Parámetros mecánicos hueso 2*

		Hueso 2			
		Fuerza última (N)	Esfuerzo último (Mpa)	Módulo de elasticidad (Mpa)	Deformación ultima
Rodaja 1	h2r1p1	1133.78	89.98	4196.0	2.51
	h2r1p2	1228.25	136.47	4842.0	4.02
	h2r1p3	1742.58	96.81	3820.0	3.18
Rodaja 2	h2r2p1	1105.10	69.07	4804.0	1.80
	h2r2p2	1781.58	108.30	3224.0	4.1
	h2r2p3	1536.82	101.11	6338.0	1.82
Rodaja 3	h2r3p1	2296.20	164.01	6230.0	3.62
	h2r3p2	1541.31	125.82	7660.0	2.11
	h2r3p3	1235.48	86.52	6073.0	1.59
Rodaja 4	h2r4p1	1541.71	112.95	4257.0	4.33
	h2r4p2	1811.91	138.10	2936.0	5.64
	h2r4p3	1705.74	106.61	5945.0	2.56
Promedios		1487.66	106.52	4917.7	3.06
Desviación estándar		267.35	21.24	1445.8	1.31
coeficiente de variación		17.97	19.94	29.4	42.65

Tabla B8*Parámetros mecánicos hueso 3*

		Hueso 3			
		Fuerza última (N)	Esfuerzo último (Mpa)	Módulo de elasticidad (Mpa)	Deformación ultima
Rodaja 1	h3r1p1	1314.51	78.95	3885.0	4.42
	h3r1p2	885.49	78.71	3675.0	3.09
	h3r1p3	95.01	10.56	756.0	3.34
Rodaja 2	h3r2p1	923.21	76.93	4622.0	2.14
	h3r2p2	898.68	85.59	4370.0	2.14
	h3r2p3	1528.82	114.95	3897.0	3.53
Rodaja 3	h3r3p1	522.49	69.67	2153.0	5.02
	h3r3p2	609.93	108.92	3839.0	3.92
	h3r3p3	244.78	22.05	2269.0	1.77
Rodaja 4	h3r4p1	695.44	57.95	3191.0	2.66
	h3r4p2	397.26	47.29	4042.0	1.54
	h3r4p3	700.53	70.05	1539.0	5.18

Promedios	734.68	64.24	3121.9	3.20
Desviación estándar	345.02	28.44	1258.2	1.29
coeficiente de variación	52.08	44.27	40.3	40.25

Tabla B9*Parámetros mecánicos hueso 4*

		Hueso 4			
		Fuerza última (N)	Esfuerzo último (Mpa)	Módulo de elasticidad (Mpa)	Deformación última %
Rodaja 1	h6r1p1	1276.27	90.77	1311.0	6.12
	h6r1p2	1273.04	65.28	1577.0	6.38
	h6r1p3	903.60	60.24	3908.0	4.19
Rodaja 2	h6r2p1	-	-	-	-
	h6r2p2	771.66	106.44	6393.0	3.88
	h6r2p3	1219.66	116.16	6109.0	2.44
Rodaja 3	h6r3p1	678.53	90.47	6298.0	2.23
	h6r3p2	1103.24	105.07	6061.0	2.12
	h6r3p3	1260.98	120.09	1500.0	3.07
Rodaja 4	h6r4p1	-	-	-	-
	h6r4p2	394.09	49.26	2099.0	3.42
	h6r4p3	562.65	90.02	1727.0	6.45
Promedios		944.37	89.38	3698.3	4.04
Desviación estándar		328.32	24.13	2283.6	1.72
coeficiente de variación		34.77	27.00	61.7	42.50

Tabla B10*Parámetros mecánicos hueso 5*

		Hueso 5			
		Fuerza última (N)	Esfuerzo último (Mpa)	Módulo de elasticidad (Mpa)	Deformación última %
Rodaja 1	h7r1p1	1332.92	76.17	2677.0	4.15
	h7r1p2	1187.14	103.23	3667.0	3.78
	h7r1p3	1141.04	91.28	3230.0	4.21
Rodaja 2	h7r2p1	1179.33	89.34	2350.0	6.56
	h7r2p2	-	-	-	-
	h7r2p3	985.71	33.70	1220.0	3.83

Rodaja 3	h7r3p1	-	-	-	-
	h7r3p2	-	-	-	-
	h7r3p3	837.91	47.88	3734.0	2.43
Rodaja 4	h7r4p1	1070.51	44.98	1742.0	3.92
	h7r4p2	1329.49	66.47	1697.0	4.46
	h7r4p3	801.46	40.07	1437.0	3.78
	Promedios	1096.17	65.90	2417.1	4.13
	Desviación estándar	191.74	25.40	961.6	1.08
	coeficiente de variación	17.49	38.53	39.8	26.11

Tabla B11*Test de Grubbs hueso 1 esfuerzo último*

Esfuerzo Ultimo (MPa) Hueso 1			
Valores	Desvío absoluto $ x_i - \text{media} $	N (conteo)	12
69.32	57.32	Media	80.79666667
83.58	71.58	Desv.Est. (muestral)	21.43210223
102.27	90.27		
96.08	84.08		
82.32	70.32	G (estadístico)	0.070086392
80.84	68.84		
99.57	87.57	t crítico ($\alpha/(2N)$, gl=N-2)	3.691478387
53.45	41.45		
98.78	86.78	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.411559518
79.1	67.1		
29.78	17.78	Decisión	No hay outliers
94.47	82.47		
		Valor más alejado	102.27

Tabla B12*Test de Grubbs hueso 1 Deformación última*

Deformación ultima % Hueso Porcino 1			
Valores	Desvío absoluto $ x_i - \text{media} $	N (conteo)	12
5.31	6.69	Media	3.50

2.70	9.30	Desv.Est. (muestral)	1.40
5.60	6.40		
4.52	7.48		
2.26	9.74	G (estadístico)	0.01
1.86	10.14		
1.97	10.03	t crítico ($\alpha/(2N)$, $gl=N-2$)	3.69
4.37	7.63		
1.99	10.01	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.41
3.17	8.83		
3.20	8.80	Decisión	No hay outliers
5.04	6.96		
		Valor más alejado	1.86

Tabla B14*Test de Grubbs hueso 2 Módulo de elasticidad*

Módulo de Elasticidad (MPa) Hueso 2			
Valores	Desvío absoluto $ x_i - \text{media} $	N (conteo)	12
4196	206.2583333	Media	5027.083333
4842	852.2583333	Desv.Est. (muestral)	1429.647538
3820	169.7416667		
4804	814.2583333		
3224	765.7416667	G (estadístico)	2.849619615
6338	2348.258333		
6230	2240.258333	t crítico ($\alpha/(2N)$, $gl=N-2$)	3.691478387
7660	3670.258333		
6073	2083.258333	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.411559518
4257	267.2583333		
2936	1053.741667	Decisión	Existe OUTLIER (rechazar)
5945	1955.258333		
		Valor más alejado	7660

Tabla B15*Test de Grubbs hueso 2 esfuerzo último*

Esfuerzo Ultimo (MPa) Hueso 2			
Valores	Desvío absoluto $ x_i - \text{media} $	N (conteo)	12
89.98	77.98	Media	111.3125
136.47	124.47	Desv.Est. (muestral)	26.18191608
96.81	84.81		
69.07	57.07		
108.3	96.3	G (estadístico)	0.11802185
101.11	89.11		
164.01	152.01	t crítico ($\alpha/(2N)$, $gl=N-2$)	3.691478387
125.82	113.82		
86.52	74.52	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.411559518
112.95	100.95		
138.1	126.1	Decisión	No hay outliers
106.61	94.61		
		Valor más alejado	164.01

Tabla B16*Test de Grubbs hueso 2 Deformación última*

Deformación ultima % hueso porcino 2			
Valores	Desvío absoluto $ x_i - \text{media} $	N (conteo)	12
2.51	9.49	Media	3.11
4.02	7.98	Desv.Est. (muestral)	1.26
3.18	8.82		
1.80	10.20		
4.10	7.90	G (estadístico)	0.01
1.82	10.18		
3.62	8.38	t crítico ($\alpha/(2N)$, $gl=N-2$)	3.69
2.11	9.89		
1.59	10.41	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.41
4.33	7.67		
5.64	6.36	Decisión	No hay outliers
2.56	9.44		
		Valor más alejado	1.59

Tabla B17

Test de Grubbs hueso 3 Módulo de elasticidad

Módulo de Elasticidad (MPa) Hueso 3			
Valores	Desvío absoluto $ x_i - \text{media} $	N (conteo)	12
3885	104.7416667	Media	3186.5
3675	314.7416667	Desv.Est. (muestral)	1220.351998
756	3233.741667		
4622	632.2583333		
4370	380.2583333	G (estadístico)	2.510704382
3897	92.74166667		
2153	1836.741667	t crítico ($\alpha/(2N)$, $gl=N-2$)	3.691478387
3839	150.7416667		
2269	1720.741667	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.411559518
3191	798.7416667		
4042	52.25833333	Decisión	Existe OUTLIER (rechazar)
1539	2450.741667		
		Valor más alejado	756

Tabla B18*Test de Grubbs hueso 3 Esfuerzo último*

Esfuerzo Último (MPa) Hueso 3			
Valores	Desvío absoluto $ x_i - \text{media} $	N (conteo)	12
78.95	66.95	Media	68.46833333
78.71	66.71	Desv.Est. (muestral)	30.81842803
10.56	1.44		
76.93	64.93		
85.59	73.59	G (estadístico)	0.079931251
114.95	102.95		
69.67	57.67	t crítico ($\alpha/(2N)$, $gl=N-2$)	3.691478387
108.92	96.92		
22.05	10.05	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.411559518
57.95	45.95		
47.29	35.29	Decisión	No hay outliers
70.05	58.05		
		Valor más alejado	114.95

Tabla B19*Test de Grubbs hueso 3 Deformación última*

Deformación última % hueso porcino 3			
Valores	Desvío absoluto $ x_i - \text{media} $	N (conteo)	12
4.42	7.58	Media	3.23
3.09	8.91	Desv.Est. (muestral)	1.23
3.34	8.66		
2.14	9.86		
2.14	9.86	G (estadístico)	0.01
3.53	8.47		
5.02	6.98	t crítico ($\alpha/(2N)$, $gl=N-2$)	3.69
3.92	8.08		
1.77	10.23	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.41
2.66	9.34		
1.54	10.46	Decisión	No hay outliers
5.18	6.82		
		Valor más alejado	1.54

Tabla B20*Test de Grubbs hueso 4 Módulo de Elasticidad*

Módulo de Elasticidad (MPa) Hueso 4			
Valores	Desvío absoluto $ x_i - \text{media} $	N (conteo)	10
1311	2678.741667	Media	3698.3
1577	2412.741667	Desv.Est. (muestral)	2283.590499
3908	81.74166667		
	3989.741667		
6393	2403.258333	G (estadístico)	3.097669177
6109	2119.258333		
6298	2308.258333	t crítico ($\alpha/(2N)$, $gl=N-2$)	3.832518685
6061	2071.258333		
1500	2489.741667	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.289954084
	3989.741667		
2099	1890.741667	Decisión	Existe OUTLIER (rechazar)

1727	2262.741667	Valor más alejado	0
------	-------------	-------------------	---

Tabla B21*Test de Grubbs hueso 4 Esfuerzo Último*

Esfuerzo Último (MPa) Hueso 4			
Valores	Desvío absoluto $ x_i - \text{media} $	N (conteo)	10
90.77	78.77	Media	89.38
65.28	53.28	Desv.Est. (muestral)	24.1306306
60.24	48.24		
	12		
106.44	94.44	G (estadístico)	0.08392199
116.16	104.16		
90.47	78.47	t crítico ($\alpha/(2N)$, $gl=N-2$)	3.832518685
105.07	93.07		
120.09	108.09	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.289954084
	12		
49.26	37.26	Decisión	No hay outliers
90.02	78.02		
		Valor más alejado	120.09

Tabla B22*Test de Grubbs hueso 4 Deformación última*

Deformación última % hueso porcino 4			
Valores	Desvío absoluto $ x_i - \text{media} $	N (conteo)	10
0.428	11.572	Media	0.2949
0.383	11.617	Desv.Est. (muestral)	0.077090783
0.315	11.685		
	12		
0.33	11.67	G (estadístico)	0.009316902
0.22	11.78		
0.224	11.776	t crítico ($\alpha/(2N)$, $gl=N-2$)	3.832518685
0.212	11.788		
0.308	11.692	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.289954084

	12		
0.206	11.794	Decisión	No hay outliers
0.323	11.677		
		Valor más alejado	0

Tabla B23*Test de Grubbs hueso 5 Módulo de Elasticidad*

Módulo de Elasticidad (MPa) Hueso 5			
Valores	Desvío absoluto $ x_i - \text{media} $	N (conteo)	9
2677	1312.741667	Media	2417.111111
3667	322.7416667	Desv.Est. (muestral)	961.592487
3230	759.7416667		
2350	1639.741667		
	3989.741667	G (estadístico)	3.097669177
1220	2769.741667		
	3989.741667	t crítico ($\alpha/(2N)$, $gl=N-2$)	3.946683866
	3989.741667		
3734	255.7416667	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.215004223
1742	2247.741667		
1697	2292.741667	Decisión	Existe OUTLIER (rechazar)
1437	2552.741667		
		Valor más alejado	0

Tabla B24*Test de Grubbs hueso 5 Esfuerzo Último*

Esfuerzo Último (MPa) Hueso 5			
Valores	Desvío absoluto $ x_i - \text{media} $	N (conteo)	9
76.17	64.17	Media	65.90222222
103.23	91.23	Desv.Est. (muestral)	25.39512836
91.28	79.28		
89.34	77.34		
	12	G (estadístico)	0.070831744
33.7	21.7		

	12	t crítico ($\alpha/(2N)$, $gl=N-2$)	3.946683866
	12		
47.88	35.88	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.215004223
44.98	32.98		
66.47	54.47	Decisión	No hay outliers
40.07	28.07		
		Valor más alejado	103.23

Tabla B25*Test de Grubbs hueso 5 Deformación ultima*

Deformación ultima % hueso porcino 5			
Valores	Desvío absoluto $ x_i - media $	N (conteo)	9
0.354	11.646	Media	0.332666667
0.31	11.69	Desv.Est. (muestral)	0.096983246
0.35	11.65		
0.558	11.442		
	12	G (estadístico)	0.009316902
0.307	11.693		
	12	t crítico ($\alpha/(2N)$, $gl=N-2$)	3.946683866
	12		
0.194	11.806	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.215004223
0.302	11.698		
0.335	11.665	Decisión	No hay outliers
0.284	11.716		
		Valor más alejado	0

Tabla B26*ANOVA Hueso 1 Esfuerzo*

Hueso 1 Esfuerzo último				
	Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4
	69.32	96.08	99.57	79.10
	83.58	82.32	53.45	29.78
	102.27	80.84	98.78	94.47

Análisis de
varianza de un
factor

RESUMEN

<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Rodaja 1	3	255.2	85.1	273.1
Rodaja 2	3	259.2	86.4	70.7
Rodaja 3	3	251.8	83.9	697.2
Rodaja 4	2	173.6	86.8	118.2

ANÁLISIS DE
VARIANZA

<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad ad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	13.718697 82	3	4.572899272	0.0145501 63	0.9973743 1	4.34683 14
Dentro de los grupos	2199.9955 57	7	314.2850796			
Total	2213.7142 55	10				

Tabla B27

ANOVA Hueso 1 Módulo de elasticidad

Hueso 1 Módulo de elasticidad				
	Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4
	3572.9	3334	5835	2598
	5149	3956	2299	3481
	5035	4497	5860	2260

Análisis de
varianza de un
factor

RESUMEN

<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
---------------	---------------	-------------	-----------------	-----------------

Rodaja 1	3	13756.9	4585.633333	772470.60 33		
Rodaja 2	3	11787	3929	338689		
Rodaja 3	3	13994	4664.666667	4197440.3 33		
Rodaja 4	3	8339	2779.666667	397462.33 33		
ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad ad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	6835745.0 69	3	2278581.69	1.5973058 7	0.2648207 92	4.0661805 51
Dentro de los grupos	11412124. 54	8	1426515.568			
Total	18247869. 61	11		α	0.05	

Tabla B28*ANOVA Hueso I Deformación última*

H1 Deformación última				
	Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4
	5.31	4.52	1.97	3.17
	2.70	2.26	4.37	3.20
	5.60	1.86	1.99	5.04

Análisis de
varianza de
un factor

RESUMEN

<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Rodaja 1	3	13.61	4.54	2.54
Rodaja 2	3	8.64	2.88	2.05
Rodaja 3	3	8.34	2.78	1.89
Rodaja 4	3	11.41	3.80	1.15

ANÁLISIS DE VARIANZA						
A						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	6.22	3	2.07	1.09	0.41	4.07
Dentro de los grupos	15.26	8	1.91			
Total	21.48	11				

Tabla B29*ANOVA Hueso 2 Esfuerzo último*

H2 Esfuerzo último				
	Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4
	89.982261	69.068817	164.014177	112.94569
	05	14	6	53
	136.47226	108.30293		138.10270
	29	32		36
	96.810146	101.10663	86.5183341	106.60861
	76	97	4	21

Análisis de
varianza de un
factor

RESUMEN				
<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Rodaja 1	3	323.26467	107.754890	630.17062
		07	2	57
Rodaja 2	3	278.47839	92.8261300	436.25409
			2	67
Rodaja 3	2	250.53251	125.266255	3002.8028
		17	9	76
Rodaja 4	3	357.65701	119.219003	277.48524
		09	6	83

ANÁLISIS DE
VARIANZA

<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	1621.0337 91	3	540.344597	0.6646745 53	0.5997502 03	4.34683 14
Dentro de los grupos	5690.6228 18	7	812.946116 8			
Total	7311.6566 09	10				

Tabla B30*ANOVA Hueso 2 Módulo de elasticidad*

H2 Módulo de elasticidad

	Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4
	4196	4804	6230	4257
	4842	3224		2936
	3820	6338	6073	5945

Análisis de
varianza de un
factor

RESUMEN

<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Rodaja 1	3	12858	4286	267196
Rodaja 2	3	14366	4788.666667	2424425.3 33
Rodaja 3	2	12303	6151.5	12324.5
Rodaja 4	3	13138	4379.333333	2274744.3 33

ANÁLISIS DE
VARIANZA

<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	4975302.3 48	3	1658434.116	1.1673176 11	0.3878845 12	4.34683 14
Dentro de los grupos	9945055.8 33	7	1420722.262			
Total	14920358. 18	10				

Tabla B31*ANOVA Hueso 2 Deformación última*

H2 Deformación última				
	Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4
	2.51	1.80	3.62	4.33
	4.02	4.10	2.11	5.64
	3.18	1.82	1.59	2.56

Análisis de
varianza de
un factor

RESUMEN

<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Rodaja 1	3	9.71	3.24	0.57
Rodaja 2	3	7.72	2.57	1.75
Rodaja 3	2	7.32	2.44	1.11
Rodaja 4	3	12.54	4.18	2.39

ANÁLISIS
DE
VARIANZA

<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	5.69	3	1.90	1.30	0.34	4.07
Dentro de los grupos	11.63	7	1.45			

Total	17.33	10
-------	-------	----

Tabla B32*ANOVA Hueso 3 Esfuerzo último*

H3 Esfuerzo último						
	Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4		
	78.95	76.93	69.67	57.95		
	78.71	85.59	108.92	47.29		
		114.95	22.05	70.05		
Análisis de varianza de un factor						
RESUMEN						
<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>		
Rodaja 1	2	157.65987	78.8299368	0.0287129		
		37	5	81		
Rodaja 2	3	277.47133	92.4904448	397.00668		
		47	9	41		
Rodaja 3	3	200.63318	66.8777276	1892.1473		
		28		21		
Rodaja 4	3	175.29909	58.4330306	129.68057		
		19	3	8		
ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad ad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	1950.7342	3	650.244738	0.9408841	0.4704789	4.34683
	14			31	49	14
Dentro de los grupos	4837.6978	7	691.099697			
	8		1			
Total	6788.4320	10				
	94					

Tabla B33

ANOVA Hueso 3 Módulo de elasticidad

H3 Módulo de elasticidad						
Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4			
3885	4622	2153	3191			
3675	4370	3839	4042			
	3897	2269	1539			
Análisis de varianza de un factor						
RESUMEN						
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza		
Rodaja 1	2	7560	3780	22050		
Rodaja 2	3	12889	4296.33333	135476.33		
			3	33		
Rodaja 3	3	8261	2753.66666	886825.33		
			7	33		
Rodaja 4	3	8772	2924	1619719		
ANÁLISIS DE VARIANZA						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	4631397.3	3	1543799.13	2.0366392	0.19741888	4.346831
	94		1	59	6	4
Dentro de los grupos	5306091.3	7	758013.047			
	33		6			
Total	9937488.7	10				
	27					

Tabla B34*ANOVA Hueso 3 Deformación última*

H3 Deformación última

Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4
4.42	2.14	5.02	2.66
3.09	2.14	3.92	1.54
3.34	3.53	1.77	5.18

Análisis de
varianza de
un factor

RESUMEN

Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
Rodaja 1	2	10.85	3.62	0.50
Rodaja 2	3	7.81	2.60	0.64
Rodaja 3	3	10.71	3.57	2.73
Rodaja 4	3	9.38	3.13	3.48

ANÁLISIS
DE
VARIANZA

Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilida d	Valor crítico para F
Entre grupos	2.00	3	0.67	0.36	0.78	4.07
Dentro de los grupos	14.71	7	1.84			
Total	16.71	10				

Tabla B35

ANOVA Hueso 4 Esfuerzo último

H4 Esfuerzo último				
	Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4
	90.773115		90.4703857	
	22		4	
	65.284210	106.43638	105.070603	49.260890
	99	03	1	96
	60.240152	116.15820	120.093319	90.023994
	99	31	8	14

Análisis de
varianza de un
factor

RESUMEN

<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Rodaja 1	3	216.29747 92	72.0991597 3	267.89809 04
Rodaja 2	2	222.59458 34	111.297291 7	47.256919 32
Rodaja 3	3	315.63430 87	105.211436 2	219.39443 17
Rodaja 4	2	139.28488 51	69.6424425 5	830.81529 04

ANÁLISIS
DE
VARIANZA

<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	3387.6631 3	3	1129.22104 3	3.6570856 51	0.0827755 01	4.7570626 63
Dentro de los grupos	1852.6572 54	6	308.776209			
Total	5240.3203 84	9				

Tabla B36

ANOVA Hueso 4 Módulo de elasticidad

H4 Módulo de elasticidad			
Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4
1311		6298	
1577	6393	6061	2099
3908	6109	1500	1727

Análisis de
varianza de un
factor

RESUMEN						
<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>		
Rodaja 1	3	6796	2265.33333	2041454.3		
			3	33		
Rodaja 2	2	12502	6251	40328		
Rodaja 3	3	13859	4619.66666	7313282.3		
			7	33		
Rodaja 4	2	3826	1913	69192		
ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad ad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	28114076.77	3	9371358.92	2.9878406	0.1177544	4.7570626
			2	64	98	63
Dentro de los grupos	18818993.33	6	3136498.88			
			9			
Total	46933070.1	9				

Tabla B37*ANOVA Hueso 4 Deformación última*

H4 Deformación última				
	Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4
	6.12	0.00	2.24	0.00
	6.38	3.88	2.12	3.43
	4.20	2.45	3.08	6.46

Análisis de
varianza de
un factor

RESUMEN				
<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Rodaja 1	3	16.70	5.57	1.42
Rodaja 2	2	6.33	2.11	3.85
Rodaja 3	3	7.44	2.48	0.27
Rodaja 4	2	9.89	3.30	10.44

ANÁLISIS DE VARIANZA						
A						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	21.65	3	7.22	1.81	0.22	4.07
Dentro de los grupos	31.97	6	4.00			
Total	53.62	9				

Tabla B38*ANOVA Hueso 5 Esfuerzo*

H5 Esfuerzo				
	Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4
	76.167110	89.343067		44.979324
	74	42		98
	103.22994			66.474548
	86			34
	91.2828	33.699638	47.880716	40.073214
		17	38	72

Análisis de varianza de un factor

RESUMEN				
<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Rodaja 1	3	270.67985	90.226619	183.93593
		94	78	58
Rodaja 2	2	123.04270	61.521352	1548.0956
		56	8	1
Rodaja 3	1	47.880716	47.880716	
		38	38	
Rodaja 4	3	151.52708	50.509029	197.19082
		8	35	7

ANÁLISIS DE VARIANZA

A

<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad ad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	2849.038806	3	949.6796019	2.055272918	0.224905693	5.409451318
Dentro de los grupos	2310.349135	5	462.069827			
Total	5159.387941	8				

Tabla B39*ANOVA Hueso 5 Módulo de elasticidad*

H5 Módulo de elasticidad				
	Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4
	2677	2350		1742
	3667			1697
	3230	1220	3734	1437

Análisis de
varianza de un
factor

RESUMEN

<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Rodaja 1	3	9574	3191.333333	246146.3333
Rodaja 2	2	3570	1785	638450
Rodaja 3	1	3734	3734	
Rodaja 4	3	4876	1625.333333	27108.3333

ANÁLISIS DE
VARIANZA

<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	6212321.5	3	2070773.85	8.7377422	0.0196853	5.4094513
	56		2	74	31	18
Dentro de los grupos	1184959.3	5	236991.866			
	33		7			
Total	7397280.8	8				
	89					

Tabla B40*ANOVA Hueso 5 Deformación última*

H5 Deformación última				
	Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4
	4.16	6.56	0.00	3.93
	3.78	0.00	0.00	4.47
	4.21	3.84	2.43	3.78

Análisis de
varianza de
un factor

RESUMEN

<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Rodaja 1	3	12.15	4.05	0.05
Rodaja 2	2	10.40	3.47	10.87
Rodaja 3	1	2.43	0.81	1.97
Rodaja 4	3	12.17	4.06	0.13

**ANÁLISIS
DE
VARIANZ
A**

<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
----------------------------------	--------------------------	---------------------------	----------------------------------	----------	---------------------	-----------------------------

Entre grupos	21.61	3	7.20	2.21	0.16	4.07
Dentro de los grupos	26.06	5	3.26			
Total	47.66	8				

Apéndice C. Tablas de Distribución comparativa longitudinal muestras Oseas humanas

Tabla C1

Medidas para validación de resistencia longitudinal del fémur

		Longitud (mm)	Ancho (mm)	Altura (mm)	Área (mm ²)
Rodaja 1	r1p1	5.00	5.20	7.00	26.00
	r1p2	4.80	5.00	6.00	24.00
	r1p3	4.50	4.00	5.80	18.00
Rodaja 2	r2p1	5.00	6.00	7.30	30.00
	r2p2	4.50	4.30	5.50	23.65
	r2p3	5.00	6.20	6.00	31.00
Rodaja 3	r3p1	5.20	4.70	6.50	24.44
	r3p2	6.50	6.00	6.10	39.00
	r3p3	5.80	6.30	7.20	36.54
Rodaja 4	r4p1	4.00	5.50	6.80	22.00
	r4p2	5.00	5.30	5.70	26.50
	r4p3	3.80	5.30	7.00	20.14
Promedios		4.93	5.32	6.41	26.77
Desviación estándar		0.73	0.74	0.63	0.63

coeficiente de	14.80	13.86	9.88	9.88
variación				

Tabla C2*Test de Grubbs Ensayos en muestras Oseas humanas*

Esfuerzo Último (MPa)			
Valores	Desvío absoluto xi - media	N (conteo)	12
133.8	28.13333333	Media	105.6666667
113.9	8.233333333	Desv.Est. (muestral)	15.0948717
111.1	5.433333333		
115.4	9.733333333		
92	13.66666667	G (estadístico)	0.027183701
110.1	4.433333333		
81.5	24.16666667	t crítico ($\alpha/(2N)$, $gl=N-2$)	3.691478387
83.9	21.76666667		
109.2	3.533333333	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.411559518
114	8.333333333		
93.1	12.56666667	Decisión	No hay outliers
110	4.333333333		
		Valor más alejado	133.8
Deformación ultima (%)			
Valores apilados	Desvío absoluto xi - media	N (conteo)	12
7.67	1.1125	Media	8.7825
8.60	0.1825	Desv.Est. (muestral)	2.146041281
5.46	3.3225		
10.57	1.7875		
13.06	4.2775	G (estadístico)	0.004133114
9.11	0.3275		
10.84	2.0575	t crítico ($\alpha/(2N)$, $gl=N-2$)	3.691478387
9.84	1.0575		
6.41	2.3725	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.411559518
9.37	0.5875		
7.78	1.0025	Decisión	No hay outliers
6.68	2.1025		
		Valor más alejado	13.06

Tabla C3

ANOVA Ensayos en muestras Oseas humanas esfuerzo último

Esfuerzo último						
Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4			
133.8024435	115.42668 47	81.473357 69	114.00226 39			
113.9029846	91.965843 04	83.918344 36	93.064351 77			
111.1169228	110.07762 1	109.16685 91	109.98624 86			
Análisis de varianza de un factor						
RESUMEN						
<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>		
Rodaja 1	3	358.82235 08	119.60745 03	153.06390 88		
Rodaja 2	3	317.47014 87	105.82338 29	151.17667 86		
Rodaja 3	3	274.55856 11	91.519520 38	235.06591 25		
Rodaja 4	3	317.05286 42	105.68428 81	123.47918 9		
ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad ad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	1183.5354 29	3	394.51180 98	2.3809313 71	0.1452829 25	4.0661805 51
Dentro de los grupos	1325.5713 78	8	165.69642 22			
Total	2509.1068 07	11				

Tabla C4

ANOVA Ensayos en muestras Oseas humanas módulo de elasticidad

Módulo de elasticidad						
Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4			
3368.045	1620.6487	942.2311	3322.5398			
2285.82365	1099.5558	834.7193	2802.3042			
2622.7968	1467.2787	2252.043 9	4235.0004			
Análisis de varianza de un factor						
RESUMEN						
<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>		
Rodaja 1	3	8276.665 45	2758.88848 3	306691.47 23		
Rodaja 2	3	4187.483 2	1395.82773 3	71713.383 09		
Rodaja 3	3	4028.994 3	1342.9981	622662.89 67		
Rodaja 4	3	10359.84 44	3453.28146 7	525974.63 79		
ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad ad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	9775548.3 93	3	3258516.13 1	8.5354962 04	0.0071083 75	4.0661805 51
Dentro de los grupos	3054084.7 8	8	381760.597 5			
Total	12829633. 17	11				

Tabla C5

ANOVA Ensayos en muestras Oseas humanas Deformación última

Deformación última						
Rodaja 1	Rodaja 2	Rodaja 3	Rodaja 4			
7.67	10.57	10.84	9.37			
8.60	13.06	9.84	7.78			
5.46	9.11	6.41	6.68			
Análisis de varianza de un factor						
RESUMEN						
<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>		
Rodaja 1	3	21.73	7.24	2.60		
Rodaja 2	3	32.74	10.91	3.99		
Rodaja 3	3	27.09	9.03	5.40		
Rodaja 4	3	23.83	7.94	1.83		
ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrado s</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilida d</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	23.02	3	7.67	2.22	0.16	4.07
Dentro de los grupos	27.64	8	3.45			
Total	50.66	11				

Apéndice D. Tablas de Ensayos en muestras Oseas humanas: Análisis ciclos de congelación y descongelación

Tabla D1

Medidas áreas análisis ciclos de congelación y descongelación

		Longitud (mm)	Ancho (mm)	Altura (mm)	Área (m ²)
	r1p4	4.80	4.50	6.00	21.60
Ciclo 1	r2p4	4.50	4.70	6.00	21.15
	r3p4	4.50	4.50	6.60	20.25
	r4p4	5.50	5.70	7.00	31.35
	r1p5	4.70	4.30	7.00	20.21
Ciclo 2	r2p5	4.20	5.00	6.00	21.00
	r3p5	4.50	4.50	7.20	20.25
	r4p5	3.80	5.00	9.00	19.00
	r1p6	4.50	5.00	6.50	22.50
Ciclo 3	r2p6	5.00	6.00	6.50	30.00
	r3p6	3.30	4.80	6.50	15.84
	r4p6	5.00	5.00	5.50	25.00
	r1p7	3.50	3.50	7.00	12.25
Ciclo 4	r2p7	4.20	3.70	6.50	15.54
	r3p7	4.00	5.00	7.20	20.00
	r4p7	3.70	5.00	6.80	18.50
Promedios		4.36	4.76	6.71	20.90
Desviación estándar		0.59	0.63	0.78	4.85
coeficiente de variación		13.64	13.17	11.65	23.20

Tabla D2*Test de Grubbs Análisis ciclos de congelación y descongelación*

Esfuerzo Ultimo (MPa)			
Valores apilados	Desvío absoluto $ x_i - \text{media} $	N (conteo)	16
126.03	5.809786085	Media	120.2202139
118.08	2.140213915	Desv.Est. (muestral)	26.37240278
122.42	2.199786085		
137.39	17.16978608		
158.13	37.90978608	G (estadístico)	1.915646987
69.7	50.52021392		
142.37	22.14978608	t crítico ($\alpha/(2N)$, gl=N-2)	3.562089495
138.91	18.68978608		
96.62	23.60021392	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.585676341
97.38	22.84021392		
161.26	41.03978608	Decisión	No hay outliers
87.88	32.34021392		
122.6178751	2.397661187	Valor más alejado	69.7
101.4918107	18.72840317		
145.0311035	24.81088958		
98.2126333	22.00758062		

Deformación ultima (%)			
Valores apilados	Desvío absoluto $ x_i - \text{media} $	N (conteo)	16
6.50	1.8925	Media	8.3925
11.58	3.1875	Desv.Est. (muestral)	2.513262156
8.31	0.0825		
9.37	0.9775		
7.29	1.1025	G (estadístico)	2.362467435
6.72	1.6725		
9.32	0.9275	t crítico ($\alpha/(2N)$, gl=N-2)	3.562089495
8.66	0.2675		
4.22	4.1725	G crítico ($\alpha=0,05$)	2.585676341
10.52	2.1275		
9.40	1.0075	Decisión	No hay outliers
14.33	5.9375		
6.39	2.0025	Valor más alejado	14.33

9.29	0.8975
5.10	3.2925
7.28	1.1125

Tabla D3*ANOVA Análisis ciclos de congelación y descongelación esfuerzo último*

Esfuerzo último			
Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3	Ciclo 4
126.03	158.13	96.62	122.617875 1
118.08	69.7	97.38	101.491810 7
122.42	142.37	161.26	
137.39	138.91	87.88	98.2126333

Análisis de
varianza de
un factor

RESUMEN

Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
Ciclo 1	4	503.92	125.98	68.4247333 3
Ciclo 2	4	509.11	127.2775	1543.38129 2
Ciclo 3	4	443.14	110.785	1150.90196 7
Ciclo 4	3	322.322319 1	107.440773	175.446571 2

ANÁLISIS
DE
VARIANZA

Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	1136.91	3	378.97	0.4825	0.701	3.587

Dentro de los grupos	8639.01	11	785.36
Total	9775.93	14	

Tabla D4

ANOVA Análisis ciclos de congelación y descongelación Módulo de elasticidad

Módulo de elasticidad			
Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3	Ciclo 4
3850.5	3182.08	2734.7	1945
1529.76	2082.58	1586.33	2014
1691.86	3005.9	3299.67	
1817.9	1965.3	1856.1	3333

Análisis de
varianza de un
factor

RESUMEN

<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Ciclo 1	4	8890.02	2222.505	1191850.8 92
Ciclo 2	4	10235.8 6	2558.965	389134.66 6
Ciclo 3	4	9476.8	2369.2	625173.90 59
Ciclo 4	3	7292	2430.66666 7	611844.33 33

ANÁLISIS DE
VARIANZA

<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	232973.79 15	3	77657.9305	0.1089287 22	0.9531023 54	3.5874337 02
Dentro de los grupos	7842167.0 59	11	712924.278 1			

Total	8075140.8 51	14
-------	-----------------	----

Tabla D5*ANOVA Análisis ciclos de congelación y descongelación Deformación última*

Deformación última			
Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3	Ciclo 4
6.50	7.29	4.22	6.39
11.58	6.72	10.52	9.29
8.31	9.32	9.40	
9.37	8.66	14.33	7.28

Análisis de
varianza de un
factor

RESUMEN

<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
0.299	3	35.76	8.94	4.50
0.384528452	3	31.99	8.00	1.44
0.279754051	3	38.47	9.62	17.40
0.451487809	2	22.96	7.65	2.21

ANÁLISIS
DE
VARIANZA

<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	8.74	3	2.91	0.43	0.74	3.59
Dentro de los grupos	74.44	7	6.77			
Total	83.18	10				