

Comparación de la rigidez y deformación del cartílago articular medidas a compresión en temperatura ambiente y temperatura controlada corporal.

José Alberto Riaño Ardila y Víctor Manuel Castaño Muñoz

Plan de Trabajo de Grado en Ingeniero Mecánica

Director:

Diego Fernando Villegas Bermudez

Universidad Industrial de Santander  
Facultad de Ingeniería Fisicomecánica  
escuela de Ingeniería Mecánica  
Bucaramanga

2025

## Contenido

	<b>Pág.</b>
1. Planteamiento del problema .....	10
2. Justificación .....	14
3. Objetivos.....	15
3.1 Objetivo General .....	15
3.2 Objetivos Específicos .....	16
4. Biomecánica del cartílago articular.....	16
4.1 Composición y estructura del cartílago articular .....	18
4.1.1 Colágeno .....	19
4.1.2 Proteoglicano .....	22
4.1.3 Agua.....	23
4.2 Comportamiento biomecánico del cartílago articular .....	25
4.3 Naturaleza viscoelástica en el cartílago articular .....	26
4.4 Comportamiento viscoelástico .....	27
4.5 Ensayo de indentacion, teoría .....	30
4.6 Región anatómica de ensayo.....	32
4.8 Coeficiente de correlación lineal de Pearson.....	33
5. Metodología .....	35
5.1 Selección del indentador.....	35
5.2 Matriz de decisión Pugh .....	41
5.3 Criterios para la selección.....	41

5.3.1 Forma.....	42
5.3.2 Material.....	42
5.3.3 Costo.....	43
5.4 Generación de alternativas.....	44
5.4.1 Indentador para ensayo de Brinell.....	44
5.4.2 Indentadores para ensayo de Rockwell .....	45
5.4.3 Indentadores para ensayo de Vickers y de Knoop.....	47
5.5 Evaluación de alternativas .....	48
5.6 Evaluación mediante Matriz Pugh .....	49
5.7 Resultados de selección mediante Matriz Pugh.....	50
6. Ensayos.....	51
6.1 Generalidades.....	51
6.2 Tipo de investigación.....	52
6.3 Metodología experimental.....	53
6.4 Gestión de la muestra .....	54
6.4.1 Adquisición de las muestras.....	54
6.4.2 Conservación de la muestra .....	54
6.4.3 Transporte de la muestra.....	55
6.5 Preparación del ensayo .....	56
6.5.1 Adecuación de la maquina MTS Bionix 370.02 .....	56
6.5.2 Sistemas de sujeción.....	57
6.5.2.1 Sujeción del indentador. ....	58
6.5.2.2 Sujeción de la muestra. ....	59

6.5.3 Adecuación de la muestra en la máquina MTS Bionix 370.02 .....	61
6.5.3.1 Adecuación de muestra para temperatura ambiente. ....	61
6.5.3.2 Adecuación de muestra para temperatura corporal controlada. ....	63
6.6 Realización del ensayo .....	65
6.7 Protocolo y toma de datos.....	67
6.7.1 Ensayo a temperatura ambiente .....	68
6.7.2 Ensayo a temperatura corporal controlada.....	68
6.7.3 Muestra #1 .....	69
6.7.4 Muestra #2 .....	71
6.7.5 Muestra #3 .....	74
6.8. Ensayo de indentación. ....	76
6.8.1 Variables críticas del estudio .....	80
6.8.2. Efectos de borde .....	81
6.9 Análisis estadístico .....	82
6.10 Análisis de datos.....	83
7. Análisis de resultados .....	87
7.1 Efecto de la temperatura en la carga .....	103
7.2 Respuesta mecánica general .....	105
7.3 Comparación mediante índice de correlación de Pearson .....	108
7.4 Comparación de rigidez mediante índice de correlación de Pearson.....	109
8. Discusión .....	112
9. Conclusiones .....	117
Referencias Bibliográficas.....	120

**Lista de Tablas**

	<b>Pág.</b>
Tabla 1. Función de los tipos de colágeno en el cartílago articular .....	21
Tabla 2. Escala de Dureza Rockwell.....	38
Tabla 3. Comparación de pruebas de dureza más comunes: .....	40
Tabla 4. Relevancia de criterios de diseño. ....	44
Tabla 5. Matriz Pugh .....	49
Tabla 6. Matriz Pugh de evaluación de alternativas.....	49
Tabla 7. Resultados de matriz Pugh de evaluación de alternativas.....	50
Tabla 8. Resultados de modulo elástico en diferentes condiciones .....	106
Tabla 9. Datos obtenidos de rigidez muestra 1 .....	110

**Lista de Figuras**

	<b>Pág.</b>
Figura 1. Anatomía de la articulación de la rodilla .....	13
Figura 2. Estructura del colágeno en cartílago articular.....	20
Figura 3. Macromolécula de proteoglicano .....	22
Figura 4. Esquemización del desplazamiento de carga controlado y relajación de la solicitud.....	29
Figura 5. Diagrama de indentación en cartílago .....	30
Figura 6. Area de contacto entre femur y tibia .....	33
Figura 7. Ecuación dureza Brinell .....	37
Figura 8. Ensayo Rockwell.....	38
Figura 9. Prueba escala Vickers .....	39
Figura 10. Indentador para ensayos de Brinell .....	45
Figura 11. Indentador cónico para ensayo Rockwell .....	46
Figura 12. Indentador de esfera para ensayo Rockwell .....	46
Figura 13. Indentador de pirámide cuadrada de diamante .....	47
Figura 14. Punta de indentador Knoop.....	48
Figura 15. Metodología experimental.....	53
Figura 16. Muestras obtenidas .....	54
Figura 17. Transporte de muestras .....	56
Figura 18. Cámara Enviro-Bath.....	57
Figura 19. Plano de pieza sistema de sujeción del indentador .....	58

Figura 20. Pieza sistema de sujeción del indentador fabricada .....59

Figura 21. Plano vista de corte de pieza sistema de sujeción de la muestra .....60

Figura 22. Pieza sistema de sujeción de la muestra fabricada .....61

Figura 23. Montaje de sistemas de sujeción .....62

Figura 24. Montaje de muestra para prueba a temperatura ambiente .....63

Figura 25. Montaje cámara Enviro-Bath.....64

Figura 26. Montaje de muestra en cámara Enviro-Bath.....65

Figura 27. A Y B. Ensayo a temperatura ambiente y a temperatura corporal controlada .....67

Figura 28. Muestra #1 ensayo a temperatura ambiente.....70

Figura 29. Muestra #1 ensayo a temperatura corporal controlada.....70

Figura 30. Puntos de indentacion muestra #1 .....71

Figura 31. Muestra #2 ensayo a temperatura ambiente.....72

Figura 32. Muestra #2 ensayo a temperatura corporal controlada .....73

Figura 33. Puntos de indentacion muestra #2.....73

Figura 34. Muestra #3 ensayo a temperatura ambiente.....75

Figura 35. Muestra #23 ensayo a temperatura corporal controlada.....75

Figura 36. Puntos de indentacion muestra #3 .....76

Figura 37. Representación área de contacto del indentador con el cartílago .....86

Figura 38. Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #1 de la muestra #1 a temperatura ambiente. ....88

Figura 39. Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #2 de la muestra #1 a temperatura ambiente .....88

Figura 40. Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #3 de la muestra #1 a temperatura ambiente .....89

Figura 41. Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #1 de la muestra #2 a temperatura ambiente. ....90

Figura 42. Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #2 de la muestra #2 a temperatura ambiente .....91

Figura 43. Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #3 de la muestra #2 a temperatura ambiente .....91

Figura 44. Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #1 de la muestra #3 a temperatura ambiente. ....93

Figura 45. Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #2 de la muestra #3 a temperatura ambiente .....93

Figura 46. Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #3 de la muestra #3 a temperatura ambiente .....94

Figura 47. Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #1 de la muestra #1 a corporal controlada.....95

Figura 48. Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #2 de la muestra #1 a temperatura corporal controlada.....96

Figura 49. Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #3 de la muestra #1 a temperatura corporal controlada.....96

Figura 50. Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #1 de la muestra #2 a temperatura corporal controlada.....98

Figura 51. Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #2 de la muestra #2 a temperatura corporal controlada.....99

Figura 52. Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #3 de la muestra #2 a temperatura corporal controlada.....99

Figura 53. Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #1 de la muestra #3 a temperatura corporal controlada..... 101

Figura 54. Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #2 de la muestra #3 a temperatura corporal controlada..... 101

Figura 55. Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #3 de la muestra #3 a temperatura corporal controlada..... 102

Figura 56. Carga vs desplazamiento ..... 104

Figura 57. Diagrama cajas y bigotes modulo elástico..... 107

## Resumen

**Título:** Comparación de la rigidez y deformación del cartílago articular medidas a compresión en temperatura ambiente y temperatura controlada corporal\*

**Autores:** Jose Alberto Riaño Ardila; Víctor Manuel Castaño Muñoz\*\*

**Palabras clave:** Cartílago articular, Biomecánica, Indentación, Rigidez, Modulo elástico, Temperatura, Viscoelástico.

### Descripción:

El cartílago articular es un tejido vital para la biomecánica del cuerpo, amortiguando cargas y facilitando el movimiento en las articulaciones. Su degeneración, principal causa de la osteoartritis que afecta a millones de personas, subraya la importancia de caracterizar sus propiedades mecánicas. Sin embargo, la falta de estandarización en los ensayos ha dificultado la comparación de estudios. Ante este desafío, este proyecto se enfoca en un factor crítico: la temperatura de ensayo, un aspecto que a menudo se pasa por alto pero que es fundamental para simular condiciones fisiológicas.

El estudio se propuso evaluar la rigidez del cartílago bovino en dos escenarios: a temperatura ambiente (23 °C) y a una temperatura corporal controlada (37 °C). Para ello, se empleó un método de indentación instrumentada con un indentador esférico de 1.5875 mm, siguiendo las condiciones críticas de un ensayo estandarizado. A través del modelo elástico de Hayes et al., se calculó el módulo elástico del cartílago, una medida clave de su rigidez.

Los resultados experimentales mostraron una clara dependencia de la temperatura en las propiedades mecánicas del cartílago. Los valores del módulo elástico calculados a temperatura ambiente fueron consistentemente mayores que los obtenidos a temperatura corporal. Esta diferencia se confirmó como estadísticamente significativa mediante la prueba de Wilcoxon de rangos con signo para muestras pareadas ( $p=0.05$ ), lo que demuestra que la temperatura tiene un impacto relevante en el comportamiento biomecánico del tejido.

En conclusión, este trabajo resalta la sensibilidad del cartílago a la temperatura, estableciendo que los ensayos de caracterización mecánica deben realizarse bajo condiciones controladas que se asemejen al ambiente fisiológico. Esta investigación contribuye a la estandarización de los ensayos y proporciona información valiosa para una comprensión más precisa de las propiedades mecánicas del cartílago, lo cual es crucial para el diagnóstico y el desarrollo de terapias para afecciones como la osteoartritis.

\*Trabajo de grado

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

### Abstract

**Title:** Comparison of the stiffness and deformation of articular cartilage measured under compression at room temperature and controlled body temperature\*

**Authors:** Jose Alberto Riaño Ardila; Víctor Manuel Castaño Muñoz\*\*

**Key words:** Articular cartilage, Biomechanic, Indentation, Stiffness, Elastic modulus, Temperature, Viscoelástico.

### Description:

Articular cartilage is a vital tissue for body biomechanics, as it cushions loads and facilitates movement in joints. Its degeneration, the primary cause of osteoarthritis affecting millions of people, underscores the importance of characterizing its mechanical properties. However, the lack of standardization in testing has made it difficult to compare studies. Facing this challenge, this project focuses on a critical factor: the testing temperature, an often-overlooked aspect that is fundamental for simulating physiological conditions.

This study aimed to evaluate the stiffness of bovine cartilage in two scenarios: at room temperature (23 °C) and at a controlled body temperature (37 °C). For this, an instrumented indentation method with a 1.5875 mm spherical indenter was used, following the critical conditions of a standardized test. Through the elastic model of Hayes et al., the cartilage's elastic modulus, a key measure of its stiffness, was calculated.

The experimental results showed a clear dependence of the mechanical properties of the cartilage on temperature. The calculated elastic modulus values at room temperature were consistently higher than those obtained at body temperature. This difference was confirmed to be statistically significant using the Wilcoxon signed-rank test for paired samples ( $p=0.05$ ), demonstrating that temperature has a relevant impact on the tissue's biomechanical behavior.

In conclusion, this work highlights the sensitivity of cartilage to temperature, establishing that mechanical characterization tests must be performed under controlled conditions that resemble the physiological environment. This research contributes to the standardization of tests and provides valuable information for a more accurate understanding of the mechanical properties of cartilage, which is crucial for the diagnosis and development of therapies for conditions such as osteoarthritis

\*Graduation Project.

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

## 1. Planteamiento del problema

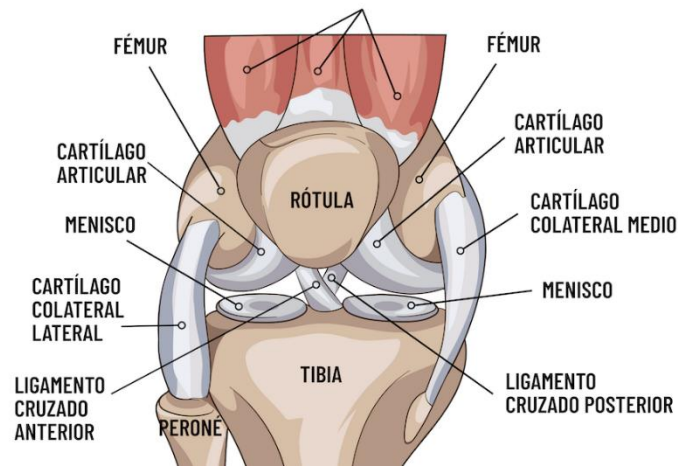
El ser humano al realizar su función de desplazamiento como mamífero bípedo, la totalidad de su peso se apoya en sus piernas. La pierna humana es una extremidad con un alto grado de complejidad, que está conformada por una serie de músculos, huesos, tendones, cartílagos, articulaciones, que al realizar sus funciones tales como desplazarse, ya sea caminando, trotando o corriendo, o ejercitándose al saltar, agacharse, arrodillarse, cambiar de dirección, etc. se somete a diferentes tipos de cargas.

El Cartílago articular es un tipo de cartílago hialino. La composición de fibras del cartílago (colágeno tipo II y proteoglicanos) ofrecen una alta resistencia a la compresión. Las funciones de este cartílago son principalmente amortiguar el impacto entre superficies en contacto (debido a su elasticidad) y permitir el deslizamiento de las superficies óseas durante el movimiento.

De acuerdo con la biblioteca nacional de medicina de los estados unidos, la osteoartritis es una enfermedad degenerativa del cartílago articular. Es el trastorno articular más común, afectando alrededor de 27 millones de personas. El diagnóstico de esta enfermedad se suele hacer cuando esta ya se encuentra en un estado avanzado; Es por esto que la realización de estudios físicos más acertados sobre las propiedades del cartílago articular, que es un tejido cuya principal función es mecánica, es de vital importancia (Patel, et. al., 2019).

**Figura 1.**

*Anatomía de la articulación de la rodilla*



*Nota.* Tomado de: (Bauzá, s.f.)

Según un estudio reciente mencionado en el libro (Jay, et. al., 2019), a lo largo de los años se ha propuesto varios tipos de pruebas mecánicas para estudiar las propiedades del cartílago articular, pero debido a que no hay un estándar o guía para proceder con estos ensayos hace que la comparación entre estudios sea difícil, es por esto que surge la necesidad de evaluar que tanta varianza podría generar un factor tan relevante como lo es la temperatura.

Con este estudio se pretende comprobar si existe una relevancia significativa al realizar la prueba de indentación para la medición de propiedades mecánicas en el cartílago, haciendo una comparación en cómo cambian los resultados/propiedades entre una temperatura ambiente de estudio a una temperatura controlada simulando las condiciones a las que se encuentra expuesto el cartílago en el cuerpo humano.

## 2. Justificación

La rodilla humana como conjunto (huesos y tejidos blandos como ligamentos y cartílagos) es una de las articulaciones más importantes para el cuerpo humano. El cartílago articular es un tejido denso y suave que permite que la rodilla se mueva con casi ninguna fricción. Si el cartílago se desgasta parcialmente, los huesos pueden rozar entre sí. Aunque los síntomas de la artrosis suelen ser manejables, el daño a las articulaciones no se puede revertir, lo que hace crucial el estudio de esta articulación.

El proceso de obtención de rodillas humanas para propósitos de investigación o académicos es muy tedioso y demorado actualmente en la mayoría de países latinoamericanos, incluyendo Colombia, es por esto que, como alternativa viable para la realización del estudio experimental, se requiere una alternativa animal de la articulación estudiada que presente una gran similitud con las características del cartílago humano, y esto se encuentra en los cerdos. Las articulaciones y ligamentos porcinos son usados usualmente en los estudios biomédicos debido en la similitud de estos con los del humano, en factores como el tamaño, anatomía, y tiempo de vida. A pesar de que la rodilla bovina parece ser el principal candidato en relación con la similitud a la del ser humano (Panepinto, 1996), otros factores como el tamaño y la accesibilidad de las muestras, nos hagan decidir que el cartílago articular del cerdo es la opción óptima a utilizar.

Establecer este estudio sobre la relevancia de la temperatura en las propiedades del cartílago articular permite a futuro tener bases para una realización de ensayos más precisa en varias ramas de ingeniería de tejidos, generando así beneficios en los diferentes estudios de tejidos humanos donde se haga necesario un análisis de tejidos cartilagosos humanos.

La Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander tiene como propósito la formación de ingenieros con alta calidad técnica y científica; la investigación y la extensión; enfocándonos en el campo de la ingeniería biomecánica y la caracterización mecánica de materiales, se hace de vital importancia que el ingeniero mecánico adquiera conocimiento y experiencia previa referente al ámbito experimental científico y tecnológico el cual estará presente constantemente en su vida profesional, teniendo así la capacidad para ser competente en el análisis, diseño, instalación, ejecución e interpretación de ensayos experimentales para la caracterización precisa y controlada de biomateriales cartilagosos para poder dar una efectiva respuesta a las necesidades de la sociedad.

### **3. Objetivos**

#### **3.1 Objetivo General**

Estudiar y comparar experimentalmente el comportamiento de las propiedades mecánicas tales como la rigidez y la deformación presentada en el cartílago articular entre una temperatura ambiente de estudio habitual a una temperatura controlada corporal.

### 3.2 Objetivos Específicos

Seleccionar el indentador que se usará en la máquina MTS bionix 370.02 y construir su respectivo mecanismo de acople con esta misma máquina.

Determinar la deformación presentada en el cartílago articular (porcinos o bovino) mediante una prueba de indentación usando carga de compresión in situ estática en la máquina MTS Bionix 370.02 bajo las condiciones de temperatura ambiental habitual y la temperatura controlada corporal.

Determinar la rigidez presentada por el cartílago articular mediante los resultados de la prueba de indentación, la cual se calculará como la derivada de la curva esfuerzo-deformación en la zona elástica, características que fueron calculadas usando los datos de carga-desplazamiento obtenidos anteriormente.

Realizar una comparación usando el índice de correlación de Pearson entre los dos tipos de ensayos realizados: bajo las condiciones de temperatura ambiental habitual y la temperatura controlada corporal.

## 4. Biomecánica del cartílago articular

El cartílago articular, específicamente de variedad llamada hialina, es un tejido delgado, blanco y denso, que recubre los extremos óseos articulares de las articulaciones diartrodias (López-Laguna, 2015). Este tejido es altamente especializado, ya que es el encargado de soportar un

entorno en constante carga a lo larga de la vida de un individuo, además de distribuir sin fracaso las constantes cargas a las que se expone sobre un área amplia, disminuyendo así las sollicitaciones por el contacto de las superficies articulares, así como proporcionar un movimiento de las superficies articulares opuestas prácticamente libre de fricción y de manera amortiguada, lo que genera un mínimo desgaste.

Antes de entra más a fondo en materia respecto a la anatomía y fisiología del cartílago, se hace necesario plantearse la viabilidad de la realización del ensayo por tejidos porcinos como se planteó anteriormente, debido a la diferencia en respuesta de estos respecto al cartílago articular humano.

En este trabajo se optó por utilizar cerdos como modelo animal para la experimentación, ya que su cartílago articular presenta características muy parecidas al cartílago humano. Propiedades como el espesor, la permeabilidad y el módulo agregado han mostrado valores comparables en ambas especies (Fermor, et. al., 2015). Según diversos estudios científicos, estas diferencias no son estadísticamente significativas, lo que convierte al cerdo en un modelo válido y confiable para investigaciones en biomecánica e ingeniería de tejidos.

Si bien estos valores pueden variar según la edad, la zona anatómica o las condiciones del estudio, en general, el estado del arte y los metaanálisis realizados en el pasado respaldan el uso del modelo porcino para analizar el comportamiento del cartílago articular humano (Taylor, et. al., 2012). Una vez tenido en cuenta este factor, se puede estudiar el tejido articular mas a fondo.

#### 4.1 Composición y estructura del cartílago articular

El cartílago articular es un tejido conectivo especializado, con una composición que le facilita el cumplimiento de sus funciones de soporte y amortiguación. Estructuralmente, el cartílago articular presenta una composición con tan solo un 5% de componente celular y, Por otro lado, la matriz extracelular representa el 95% del tejido cartilaginoso (Martín Hernández, 2002), la cual está compuesta por colágeno tipo II, proteoglicanos, ácido hialurónico y sinoviocitos ubicados en la membrana sinovia que le otorgan alta lubricación a pesar de la ausencia de irrigación e inervación.

El componente celular está compuesto principalmente por condrocitos, condroblastos, fibrocitos y fibroblastos; donde los condrocitos desempeñan un papel fundamental en la estructura de la matriz extracelular. Aunque están presentes en baja cantidad en el cartílago, constituyendo menos del 10% del volumen del tejido, son responsables de la fabricación, secreción, organización y mantenimiento del componente orgánico de la matriz extracelular, a través de la síntesis de proteoglicanos.

La matriz orgánica está formada por una densa red de finas fibras de colágeno, principalmente tipo II, junto con menores cantidades de colágeno tipo V, VI, IX y XI, inmersas en una solución de proteoglicanos. En el cartílago articular normal, el contenido neto de colágeno representa entre el 15% y el 22% del peso húmedo total, mientras que los proteoglicanos constituyen entre el 4% y el 7% del peso húmedo. El resto de la composición, que abarca del 60% al 85%, está compuesto principalmente de agua, sales inorgánicas, y pequeñas cantidades de proteínas de la matriz, glicoproteínas y lípidos (Módulo 3: Anatomofisiología De La Rodilla, s.f.).

La función del cartílago articular en las articulaciones es aumentar el área de distribución de la carga y proporcionar una superficie de soporte de carga lisa, la cual también sea resistente al desgaste. Siguiendo el enfoque biomecánicamente, el cartílago articular se debería ver como un material bifásico. En términos de esto, el cartílago articular está compuesto de una matriz sólida de colágeno – PG (proteoglicanos) porosa-permeable (25% del peso de hidrato aprox.) rellena del fluido intersticial libremente móvil (75% del peso de hidrato aprox.)

#### ***4.1.1 Colágeno***

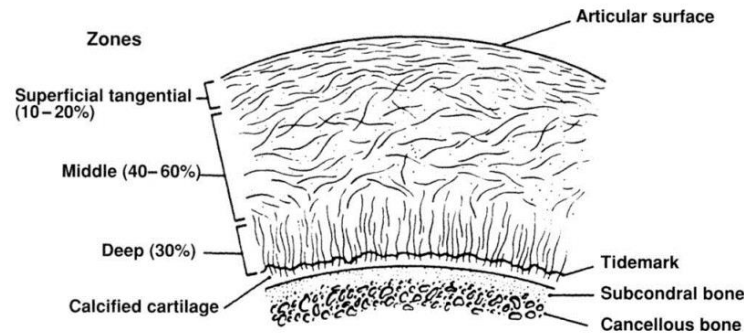
El colágeno en el cartílago articular posee un nivel de organización estructural alto, el cual proporciona una ultraestructura fibrosa. El tropocolágeno, una estructura que se compone de tres cadenas de polipéptidos de procolágeno enrolladas en una triple hélice orientada hacia la derecha, es la unidad biológica básica del colágeno. Estas moléculas en forma de vara, con largo de 300nm y diámetro de 1.4nm, se polimerizan en fibras de colágeno más grande; en el cartílago articular, estas fibras poseen un diámetro de 25 a 40nm, diámetro que puede variar mucho (Lastra, 2018). Estas uniones covalentes cruzadas que se han formado entre las moléculas de tropocolágeno suman una alta fuerza tensil a las fibras.

El colágeno del cartílago articular está distribuido de forma dishomogénea dándole un carácter laminado al tejido. se han identificado tres zonas estructurales diferentes, como se puede apreciar en la figura #2; una primera zona tangencial superficial con un 10-20% del espesor total aproximadamente, el cual es de láminas de finas fibras empaquetadas densamente aleatoriamente entrelazadas en planos paralelos a la superficie articular. Una zona media del 40-60% del espesor total, con las fibras homogéneamente dispersar y mayor distancia entre estas (igualmente

aleatoriamente orientadas). por último, en la zona profunda, con un 30% espesor aproximado, las fibras se agrupan y están orientadas radialmente. Dichos paquetes de fibras cruzan la zona de barrera (interfase entre cartílago articular y el cartílago calcificado) formando un entrelazamiento a modo de “raíz” que ancla el cartílago al hueso subyacente (Palastanga, Field & Soames, 2007; Mow, Gu & Chen, 2005)\*.

## Figura 2.

### *Estructura del colágeno en cartílago articular*



*Nota.* Tomado de: (Dhollander, 2012)

El cartílago articular está constituido principalmente por colágeno tipo II, una proteína fibrilar que se sintetiza como monómero y luego se ensambla en forma de trímero. Además, en menor cantidad, el cartílago contiene otros tipos de colágeno, como el V, VI, IX, X y XI. A continuación, se describirán las funciones de estos diferentes tipos de colágeno.

\* Some surface characteristics of articular cartilages. A scanning electron microscopy study and a theoretical model for the dynamic interaction of synovial fluid and articular cartilage. *J. Biomechanics*, 7, 44-9

**Tabla 1.***Función de los tipos de colágeno en el cartílago articular*

Tipo de colágeno	Función
Tipo II	Constituye la mayor parte del total del colágeno dentro del cartílago articular (aproximadamente el 80%) y es el encargado de proveer de una alta resistencia a la compresión cíclica
Tipo VI	Concentra la mayor parte alrededor de las células y ayuda a que los condrocitos se adhieran a la MEC. Compone aproximadamente el 5% del total de colágeno en el cartílago articular
Tipo IX	Facilita la interacción entre las fibrillas de colágeno con los PG dentro la MEC. Compone aproximadamente el 15% del total de colágeno en el cartílago articular
Tipo X	Organiza las fibrillas de colágeno en una red hexagonal tridimensional en la zona calcificada del cartílago articular (fig. 2A) y compone aproximadamente el 5% del total de colágeno en el cartílago articular
Tipo XI	Regula el tamaño de las fibrillas que forman la cesta pericelular del condrocito. Además, permite la producción de colágeno de tipo II. Compone aproximadamente el 15% del total de colágeno en el cartílago articular

*Nota.* Tomado de: (Vaca-González, 2017)

La disposición anisotrópica de las fibras se manifiesta en la variabilidad de la orientación del colágeno en diferentes zonas (Vaca-González, Gutiérrez & Garzón-Alvarado, 2017), siendo más pronunciada en la superficie y manteniéndose relativamente constante en las capas más profundas. Esta organización del colágeno parece cumplir una función biomecánica clave, ayudando a distribuir las cargas de manera más uniforme en todas las áreas sometidas a presión en el cartílago articular.

Las propiedades mecánicas más importantes de las fibras de colágeno son su rigidez y resistencia a la tracción. Estas fibras se alinean según la dirección de la carga que soporta el cartílago, lo que incrementa su rigidez. Sin embargo, las fibrillas de colágeno tienen una baja resistencia a la compresión debido a su delgadez; su relación longitud-espesor les permite plegarse bajo cargas compresivas. Al igual que en los tejidos óseos, el cartílago articular es anisotrópico, lo que significa que sus propiedades varían según la dirección de la carga aplicada (Martínez Hernández & Guerrero Rubio, 2014); se piensa que esta propiedad está relacionada con la variedad

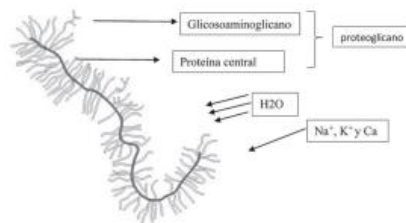
de disposiciones de las fibras de colágeno dentro de los planos paralelos a la superficie articular, de igual manera, otro planteamiento es que esto se debe a las variaciones de densidad de las uniones cruzadas de las fibras de colágeno.

#### 4.1.2 Proteoglicano

Fundamentalmente, es una molécula grande compuesta de una proteína básica a la cual se le une uno o más glucosaminoglicanos. Los más pequeños de los glucosaminoglicanos (biglicano y la decorina) tienen un tamaño considerable,  $1 \times 10^4$  mw aproximadamente, por otro lado, los agreganos poseen un tamaño más grande; los últimos mencionados son el principal PG (proteoglicano) del cartílago articular, están compuestos por una proteína central de 210 a 250 kDa con tres dominios globulares. Los agreganos tienen la destacable capacidad de poder unirse a una molécula hialurónica (mediante la estabilización de una proteína de unión); esta estabilización es crucial para la función del cartílago articular ya que, sin ello, los componentes de la molécula PG se escaparían de manera rápida del tejido<sup>†</sup>.

#### Figura 3.

##### Macromolécula de proteoglicano



Nota. Tomado de: (Rodríguez-Camacho DF, 2018)

<sup>†</sup> Kits de herramientas de dibujo de Motifolio (Motifolio, Inc.)

En el cartílago articular, la mayor parte de los agreganos están en sociedad con una molécula hialurónica, formando así los largos agregados de proteoglicanos. Los agregados de proteoglicanos pueden poseer cientos de agreganos con unión no covalente a una molécula hialurónica central en su respectiva región de unión, y cada uno de estos lugares es estabilizado por una proteína de unión. La estabilidad que proporcionan los agregados de proteoglicanos posee una mayor significación funcional, conociéndose ahora que la agregación del proteoglicano promueve la inmovilización de este en la fina estructura del colágeno, aportando de esta manera estabilidad y rigidez estructural a la matriz extracelular (Alvarez, 2001).

Por otro lado, el agregano interactúa con otros componentes de la matriz extracelular, como el colágeno tipo II, y vincula la matriz extracelular con los elementos de la superficie celular (Vaca-González, Gutiérrez & Garzón-Alvarado, 2017). En el cartílago articular también se encuentran otros proteoglicanos de menor peso molecular, como la decorina y la fibromodulina, que se unen al colágeno tipo II y desempeñan un papel crucial en la determinación de las propiedades físicas y mecánicas de las fibras de colágeno. Los proteoglicanos, en general, son moléculas de gran peso que retienen agua y proporcionan soporte al tejido, manteniendo una separación entre las células. Además, confieren al cartílago resistencia osmótica y le otorgan propiedades de compresibilidad.

#### ***4.1.3 Agua***

El agua es el componente más abundante en el cartílago articular, esta se encuentra más concentrada en la región superficial, con aproximadamente un 80% de concentración, y va disminuyendo de forma lineal a medida que se va avanzando a regiones más profundas, llegando hasta concentraciones de 65% aproximadamente. En el agua también hay presente muchos

caciones libres, cabe resaltar esto ya que esto influye considerablemente en el comportamiento fisicoquímico y mecánico del cartílago.

Del pequeño porcentaje de agua que reside en el área intracelular en el cartílago, Aproximadamente un 30% del agua está asociado a las fibrillas de colágeno, y la interacción de este porcentaje con el colágeno y los PG, a través de la presión osmótica de Donnan (Rodríguez, 2017) cumple una función importante a la hora de realizar la regulación estructural.

Por otro lado, el mayor porcentaje del agua así ocupa el espacio interfibrilar de la matriz extracelular y es libre de moverse en esta cuando el cartílago articular es sometido a una carga o fuerza motriz. Cuando el cartílago está sometido a una fuerza compresiva, la respuesta del cartílago puede movilizar el 70% del agua, esto es de vital importancia ya que este movimiento de fluido intersticial en el que permite el control del comportamiento mecánico del cartílago (como se verá próximamente más a fondo teniendo en cuenta el modelo viscoelástico) y su respectiva lubricación articular.

Finalización composición y estructura: el conjunto de los proteoglicanos, acompañados de las fibrillas de colágeno, son capaces de formar una serie de redes estructurales con una fuerza considerable. Estos dos son los componentes estructurales que cumplen la función de soportar las sollicitaciones mecánicas que se generan internamente como resultado de las cargas a las cuales está expuesto el cartílago. Cuando a la acción de estos componentes estructurales mencionados se le adiciona el agua, se logra determinar el comportamiento biomecánico del cartílago articular, el cual se podrá evaluar más a fondo a continuación.

## 4.2 Comportamiento biomecánico del cartílago articular

Para un mejor entendimiento del cartílago articular y su comportamiento biomecánico, se puede enfocar su análisis como un medio multifásico. Es por esto que, para propósitos de este estudio, el cartílago será tratado como se mencionó anteriormente, como un material bifásico, compuesto por dos fases distintas intrínsecamente inmiscibles e incompresibles; una fase sólida que es porosa permeable (la matriz extracelular) y otra fase de fluido intersticial, con cada una de estas fases desempeñando un rol en el comportamiento biomecánico funcional en el cartílago.

Para entrar un poco más en materia y realizarnos una idea sobre las cargas a las cuales está expuesto normalmente el cartílago, y, por ende, poder entender cómo es su respuesta frente a estas cargas, durante la función articular el cartílago puede llegar a soportar fuerzas en la superficie que varían desde casi cero a valores superiores a 10 veces el peso del cuerpo humano, así como también varía el área de aplicación de estas fuerzas, típicamente rondan alrededor de unos cuantos centímetros cuadrados.

Se estima que la sollicitación máxima puede llegar a valores de 20MPa en acciones cotidianas como pararse de una silla o subir escaleras, por lo cual se puede decir que el cartílago articular es un material altamente sollicitado, bajo condiciones de carga fisiológica. Para comprender cómo responde el tejido ante condiciones de carga fisiológica elevada, es necesario determinar sus propiedades mecánicas intrínsecas bajo compresión, tensión y cizalla. Sin embargo, para nuestros propósitos, nos centraremos únicamente en las cargas de compresión, debido al tipo de experimento que estamos llevando a cabo y a la teoría aplicada a los ejes de movimiento de la rodilla.

### 4.3 Naturaleza viscoelástica en el cartílago articular

Para comprender la naturaleza viscoelástica del cartílago articular, es fundamental entender el comportamiento mecánico de un material viscoelástico, que se distingue por su respuesta variable a lo largo del tiempo ante una carga constante (independiente del tiempo) o una deformación constante. Como su nombre sugiere, la respuesta de un material viscoelástico puede modelarse teóricamente como una combinación de un fluido viscoso, que actúa como amortiguador, y un sólido elástico, que funciona como resorte.

Los materiales viscoelásticos poseen dos tipos de respuestas fundamentales las cuales corresponden a los dos tipos de cargas mencionados anteriormente; Para una carga constante, un material viscoelástico responde con una deformación progresiva, la cual consiste en una deformación inicial rápida que procede en una deformación más lenta que crece progresivamente hasta llegar al estado de equilibrio. Por otro lado, para una deformación constante, la respuesta de un material viscoelástico es la relajación de la sollicitación, la cual consiste en una sollicitación inicial alta que procede en una sollicitación más lenta que decrece progresivamente requerida para mantener la sollicitación.

Principalmente, el comportamiento viscoelástico sometido a compresión está regido por el flujo intersticial, y su consecuente resistencia friccional. Este comportamiento del cartílago articular causado por el flujo intersticial se le conoce como comportamiento viscoelástico bifásico (García & Cortés, 2006). También existe un segundo componente, el cual es causado por el movimiento de las macromoléculas, y es llamado comportamiento de flujo-independiente, los cuales son importantes a la hora de comprender de manera correcta la respuesta biomecánica del cartílago articular ante cargas compresivas.

A pesar de que en la historia del arte del cartílago articular se ha descrito el comportamiento deformacional de este como un sólido viscoelástico o elástico-lineal, estos modelos fracasan en tomar en cuenta el significativo impacto del agua en el comportamiento de un material viscoelástico, y el indispensible aporte al cartílago articular que produce la presurización del fluido en el desempeño de soporte de carga, asimismo como en la lubricación; como se puede apreciar en medidas experimentales, las cuales muestran un aporte superior al 90% de la presurización del fluido intersticial en el soporte de carga aplicada en el cartílago articular (Soltz & Ateshian, 2000). Efecto que se observó persistente por más de 15 minutos, función que protegería a la matriz extracelular del impacto que resulta de la carga en la articulación y sus consecuentes deformaciones.

#### **4.4 Comportamiento viscoelástico**

Un material viscoelástico, como su nombre lo indica, combina características tanto de los materiales elásticos como de los viscosos. En términos simples, puede imaginarse como un sistema de resortes y amortiguadores que trabajan juntos para responder a fuerzas externas.

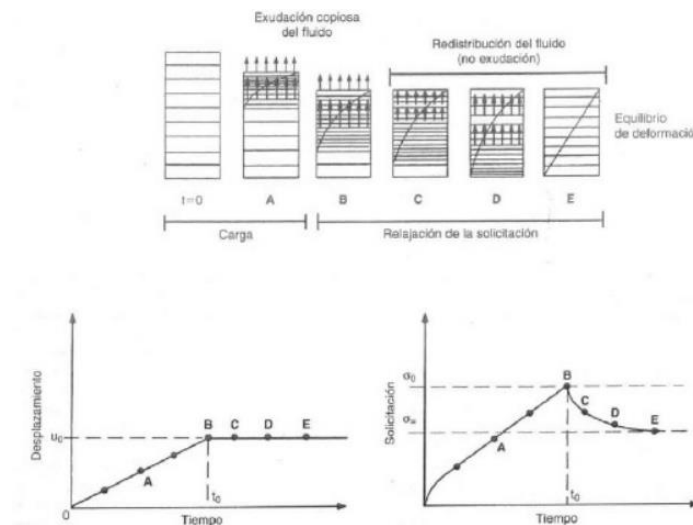
En el caso de materiales monofásicos, como los plásticos poliméricos, la viscoelasticidad se debe a procesos como la fricción entre moléculas, el estiramiento y desenrollamiento de sus cadenas, así como la vibración aleatoria de las mismas debido a la excitación térmica (Bland, 2016; Ferry, 1980). Sin embargo, en tejidos biológicos como el cartílago y el menisco, este comportamiento es aún más complejo debido a su composición, estructura molecular y contenido de agua y electrolitos.

Los materiales biológicos, en su mayoría, presentan comportamientos que dependen del tiempo, como la fluencia (creep), donde la deformación aumenta bajo una carga constante, y la relajación del esfuerzo, en la que el esfuerzo disminuye mientras la deformación se mantiene constante, hasta alcanzar un equilibrio. Algunos líquidos, conocidos como tixotrópicos, reducen su respuesta al esfuerzo cortante con el tiempo cuando la velocidad de corte es constante. Debido a estas particularidades, en muchos casos se requiere el uso de modelos viscoelásticos para describir con mayor precisión la respuesta de los materiales cuando se someten a cargas o deformaciones sostenidas en el tiempo.

Las curvas de fluencia y recuperación de estos cuerpos viscoelásticos idealizados pueden observarse en la figura (4); estas describen el comportamiento del material viscoelástico en el tipo de ensayo de nuestro interés (Margareta & Víctor, 2004). Para determinar si un material real sigue estos patrones teóricos, se comparan las predicciones de los modelos con datos experimentales (Noll, 2003). Si los resultados de carga-deformación coinciden con los de un material específico, es posible calcular sus coeficientes elásticos y viscosos dentro del modelo elegido; como se podrá observar más adelante en este trabajo, la aplicación de los coeficientes de los modelos matemáticos en conjunto con el ensayo experimental.

**Figura 4.**

*Esquematización del desplazamiento de carga controlada y relajación de la solicitación*



*Nota.* Tomado de: (Margareta N-Víctor F, 2004)

A la hora de realizar un ensayo en el cartílago articular, existen múltiples tipos de pruebas, pero se opta por una compresiva ya que es el tipo de carga que el cartílago articular enfrenta con mayor frecuencia (Mauck, 2019; Jay, s.f.). Cuando se someten a compresión, el comportamiento viscoelástico del cartílago y el menisco está dominado por la resistencia que ofrece el flujo del líquido intersticial al desplazarse a través de la matriz porosa y permeable de colágeno y proteoglicanos. Este fenómeno genera una disipación viscosa de energía (Setton, Zhu & Mow, 1993; Mow, et al., s.f.). Dado que la disipación viscosa del fluido intersticial influye directamente en la fluencia y la relajación del esfuerzo, la hidratación del tejido y su permeabilidad juegan un papel fundamental en su comportamiento mecánico. De hecho, uno de los primeros cambios que sufre el cartílago articular en la osteoartritis es un aumento en su hidratación, lo que se ha demostrado que altera sus propiedades intrínsecas (Hoch, 1983).

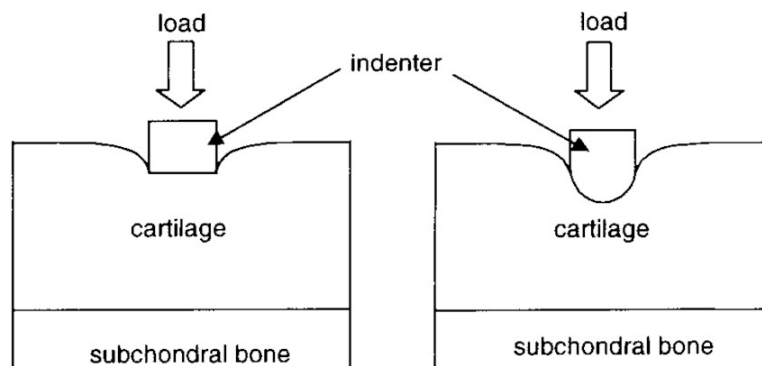
Ahora bien, a la hora de realizar ensayos compresivos, existen varios tipos, como se puede observar en la figura anterior; como lo son la compresión corriente, el ensayo de compresión confinada, la compresión in situ y, finalmente, la indentación. Cada uno de los tipos de ensayos compresivos tiene sus ventajas como sus complicaciones, pero para propósitos de este estudio se decide realizar el ensayo de indentación.

#### 4.5 Ensayo de indentación, teoría

El experimento de indentación es uno de los métodos más utilizados en todo el mundo para analizar las propiedades biomecánicas del cartílago articular (Coletti, Akeson & Woo, 1972). En este procedimiento, el cartílago es comprimido mediante un indentador rígido, liso y esférico con un radio específico ( $R$ ), como se ilustra en la figura (4).

#### Figura 5.

*Diagrama de indentación en cartílago*



*Nota.* Tomado de: (Taylor, 2001)

Una de las principales ventajas de este método es que no requiere una preparación compleja de las muestras, a diferencia de otros ensayos que demandan cortes precisos para pruebas de tracción o la extracción de cilindros cartílago-hueso para estudios de compresión confinada. Además, la prueba de indentación permite evaluar las propiedades del cartílago directamente sobre el hueso (*in situ*), lo que ofrece una representación más fiel de su comportamiento en condiciones fisiológicas reales. Además de esto, el ensayo permite analizar cómo varían las propiedades del cartílago a lo largo de la superficie articular sin afectar su estructura ni composición (Athanasiou, et al, 1995). Gracias a su sencillez y precisión, la prueba de indentación se ha convertido en el método muy utilizado por los investigadores para evaluar las características biomecánicas del cartílago.

Modelar matemáticamente el experimento de indentación en cartílago sobre hueso es un desafío debido a la complejidad de las deformaciones multidimensionales en el tejido y a la naturaleza bifásica del cartílago (Mak, Lai & Mow, 1987; Mow, et. al., 1989). Ante estas dificultades, los primeros estudios optaron por utilizar un enfoque basado en una ley elástica lineal para interpretar los datos experimentales de fluencia viscoelástica, sin tomar en cuenta el flujo del líquido intersticial. Sin embargo, este tipo de análisis no puede describir cómo el cartílago responde con el tiempo, lo que limita su capacidad para representar fenómenos como la fluencia y la relajación del esfuerzo. Para superar esta limitación, los investigadores introdujeron el concepto de módulo elástico medido en un momento específico. No obstante, elegir un instante arbitrario hace que los datos sean subjetivos y, en consecuencia, no reflejen con precisión las propiedades reales del material.

Sin embargo, con el avance en la literatura existente sobre el ensayo de indentación, han permitido estudios mucho más acertados en la modelación del cartílago. El ensayo de indentación,

al ser analizado mediante la teoría bifásica lineal, permite obtener de manera simultánea tres propiedades clave del material : el módulo elástico, el coeficiente de Poisson y la constante k, sin necesidad de asignar un valor (Athanasiou, et. al.,1995) arbitrario al coeficiente de Poisson. Dado que la modelización matemática de este experimento es bastante compleja, su desarrollo detallado queda fuera del alcance de este capítulo; No obstante, más abajo en este trabajo se especificara el modelo en el cual nos basamos para la realización del ensayo (siguiendo la línea de la teoría bifásica anteriormente mencionada), en base a lo estudiado en la literatura existente hasta ahora, para así poder realizar nuestros pertinentes cálculos y obtener cuantitativamente los resultados esperados.

#### **4.6 Región anatómica de ensayo**

Después de definirse las bases teóricas para el ensayo de indentación, es fundamental definir con precisión el área específica en la que se llevará a cabo el estudio del cartílago articular, priorizando aquella región en la que se concentra la mayor carga y contacto mecánico. Esta zona resulta crítica, ya que en ella se produce el mayor desgaste biomecánico, producto de las elevadas fuerzas de compresión y fricción que debe absorber el cartílago.

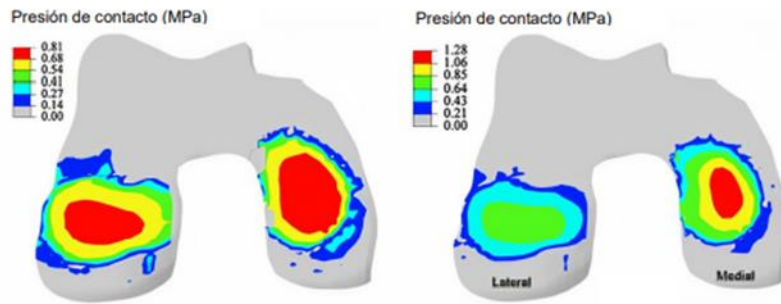
En este sentido, se ha seleccionado la superficie de contacto entre el fémur y la tibia, dentro de la articulación de la rodilla, por ser la principal encargada de soportar el peso corporal durante actividades como caminar, correr o saltar. Esta región constituye un punto clave donde los efectos del esfuerzo mecánico repetitivo se manifiestan con mayor intensidad sobre el cartílago articular.

Por lo tanto, centrar el análisis en esta área permitirá obtener resultados más confiables y representativos del comportamiento mecánico del tejido en condiciones fisiológicas de carga real,

así mismo como la respectiva especificación de esta zona de interés nos permite controlar una variable crítica del experimento ya que las propiedades físicas del cartílago varía ligeramente dependiendo de su zona, y también nos permite abrir posibilidades para comparaciones con futuros trabajos.

### Figura 6.

*Area de contacto entre femur y tibia*



*Nota.* Tomado de: (López Gutiérrez, 2022)

### 4.8 Coeficiente de correlación lineal de Pearson

Debido a la necesidad de comparar los resultados del ensayo en base a su relevancia estadística, se hace necesario conocer la teoría mediante la cual se ejecutará esta tarea. El coeficiente de correlación de Pearson se utiliza para variables cuantitativas (con al menos una escala de intervalo) y es un índice que mide el grado de covariación entre variables relacionadas de forma lineal. Esto significa que pueden existir variables con una fuerte relación, pero si no es lineal, no sería adecuado aplicar la correlación de Pearson.

El coeficiente de correlación de Pearson es de fácil aplicación y de interpretación, ya que sus valores están entre 0 y 1, viene definido por:

$$r_{xy} = \frac{\sum Z_x Z_y}{N}$$

Una vez calculado el coeficiente de Pearson, es crucial determinar si el valor obtenido entre las variables refleja una verdadera relación o si simplemente es una coincidencia aleatoria. Se considera que el coeficiente de correlación de Pearson es significativo si existe una probabilidad suficiente para afirmar que es diferente de cero, ya que se plantean dos hipótesis, H0 que el índice es igual a 0 y H1 que es diferente de 0.

Para hacer una interpretación del coeficiente de correlación de Pearson es dependiendo del campo a la que se está aplicando si se usa para la fiabilidad de un ensayo por ejemplo 0.6 sería muy bajo, pero si se trata de que el ensayo funciona podría ser alta.

El planteamiento de la correlación de Pearson es la forma más óptima de abordar una correlación lineal. Si la variable dependiente Y corresponde a un cierto aspecto de la conducta que deseamos conocer, y se define su variabilidad total, se trata de encontrar un conjunto de variables X1, X2, Xn que absorban de Y un gran porcentaje de su variabilidad (Etxeberria, 1999). De esta forma, interviniendo sobre el conjunto de variables independientes podremos dar cuenta de lo que sucede en Y, y modificarlo, si fuera el caso.

## 5. Metodología

### 5.1 Selección del indentador

Para la realización de la prueba de indentación en el cartílago articular bovino que permitirá medir las propiedades y parámetros mecánicos (deformación y rigidez), inicialmente, se deberá adecuar la maquina MTS bionix 370.02 que se encuentra presente en los laboratorios de la escuela de ingeniería mecánica para realizar el ensayo de forma efectiva. Para esto, se deberá realizar la selección del indentador el cual tendrá contacto con la muestra de cartílago y generará la huella para la evaluación de la fuerza contra el desplazamiento generado.

En la presente sección se analizarán los parámetros más importantes que se deben tener en cuenta para el desarrollo de la selección efectiva del indentador.

Un indentador es una herramienta utilizada en los ensayos de indentación que aplica una carga o fuerza sobre un material con el fin de generar desplazamiento y/o deformación. Los indentadores pueden ser de varios tipos de punta como lo son los de bola de acero, cono de diamante o pirámides de diamantes. Esta variedad de punta se elige según la necesidad del ensayo y el material a estudiar.

A la hora de realizar un ensayo de dureza y un ensayo de indentación, debemos resaltar que comparten variedad similitudes, ya que, ambos evalúan la resistencia de un material a la deformación mediante la aplicación de una carga sobre su superficie con un penetrador de forma específica. Ambos métodos dependen de la carga aplicada y la geometría del indentador,

utilizándose en metales, cerámicas, polímeros y biomateriales para medir sus propiedades mecánicas

Sin embargo, el ensayo de dureza es un término más amplio que abarca diferentes métodos como Brinell, Rockwell y Vickers, mientras que el ensayo de indentación, especialmente en su versión moderna como la nanoindentación, no solo mide la dureza sino también propiedades como el módulo de elasticidad, proporcionando un análisis más detallado del comportamiento mecánico del material.

La dureza de los materiales es algo fundamental a la hora de seleccionar el indentador adecuado para la realización de un ensayo, algunos materiales pueden ser muy resistentes y otros no tanto. También la estructura molecular de los materiales juega un papel importante a la hora de la selección del indentador, ya que según la variación de su estructura interna cambian las propiedades del material, por ejemplo: Algunos materiales a pesar de ser muy duros también pueden ser frágiles y otros que a pesar de ser blandos pueden presentar una gran resistencia. Para saber qué tipo de indentador utilizar, debemos saber que material es el que se va a someter al ensayo para poder calcular su dureza de una forma precisa.

La prueba de dureza, que evalúa la resistencia de un material a la penetración, ofrece una medida de su capacidad para resistir el desgaste y la abrasión. Generalmente, se emplean diferentes métodos de dureza, como las pruebas de Rockwell y Brinell. A menudo, la dureza se puede correlacionar con otras propiedades mecánicas, especialmente con la resistencia a la tensión (Askeland, s.f.).

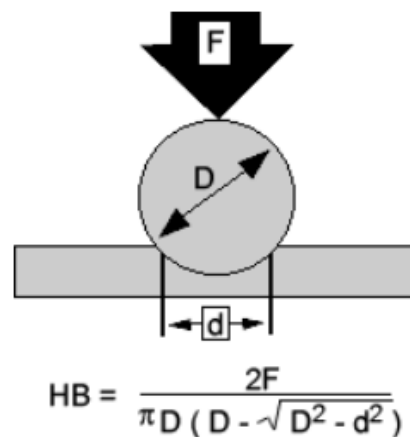
Hay múltiples sistemas para medir la dureza de los materiales, incluyendo las escalas Brinell, Rockwell y Vickers (La cual es similar a la escala Knoop), cada una para distintos valores

de dureza y material de estudio. Para obtener resultados precisos, es de suma importancia utilizar el indentador correcto en cada escala:

- En la escala Brinell (Gutiérrez Mayorga & Méndez Chaverra, s.f.) se emplea un indentador que puede ser una esfera de acero o de carburo. La dureza de Brinell se suele aplicar principalmente a los materiales blandos, como se ve en la figura (6).

### Figura 7.

*Ecuación dureza Brinell*



*Nota.* Tomado de: (Montoya Arango, González B., & Bedoya Sánchez, 2007)

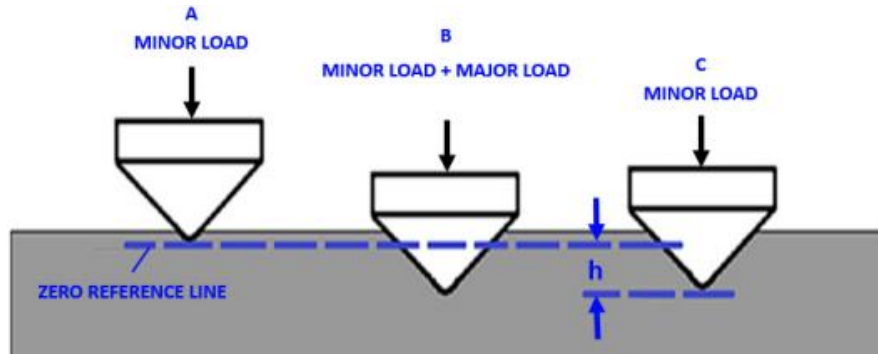
- La escala Rockwell utiliza una bola de acero o un cono de diamante, según sea la necesidad y la variación de las propiedades del material. El ensayo de dureza Rockwell es comúnmente aplicado a una amplia variedad de materiales, incluidos aceros al carbono, plomo, latón, zinc, aluminio, carburos cementados, hierro, titanio, aleaciones de cobre y algunos plásticos (Escalante Quispe & Sanjines Hualpa, 2023)<sup>‡</sup>. Este método es reconocido por ser uno de los

<sup>‡</sup> Principio de medición de la prueba de dureza Rockwell Fuente: (EUROLAB, 2017)

procedimientos más prácticos y veloces para medir la dureza, como se muestra en la siguiente figura.

**Figura 8.**

*Ensayo Rockwell*



*Nota.* Tomado de: (Rockwell Hardness Testing, 2023)

**Tabla 2.**

*Escala de Dureza Rockwell*

Escala de Dureza Rockwell			
Símbolo de escala	Penetrador	Carga (kg)	Aplicaciones
B	Bola de 1/16"	100	Aleaciones de cobre, aceros blandos, aleaciones de aluminio, hierro maleable.
C	Diamante cónico	150	Carburos cementados, acero delgado y acero cementado poco profundo.
A	Diamante cónico	60	Carburos cementados, acero delgado y acero cementado poco profundo.
D	Diamante cónico	100	Acero delgado y acero de cementación media, y hierro maleable perlítico.
E	Bola de 1/8"	100	Materiales muy blandos
F	Bola de 1/16"	60	Aluminio, materiales blandos
G	Bola de 1/16"	150	Bronce, cobre-berilio, cobre-níquel, fundición maleable.

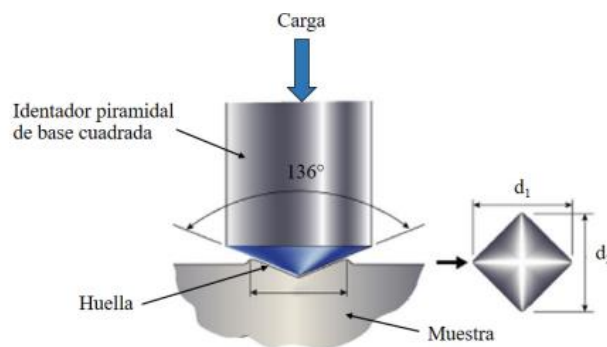
Escala de Dureza Rockwell			
Símbolo de escala	Penetrador	Carga (kg)	Aplicaciones
H	Bola de 1/8"	60	Aluminio, zinc, plomo.
K	Bola de 1/8"	150	Metales para cojinetes y otros materiales muy blandos o delgados.
L	Bola de 1/4"	60	
M	Bola de 1/4"	100	
P	Bola de 1/4"	150	
R	Bola de 1/4"	60	
S	Bola de 1/4"	100	
V	Bola de 1/4"	150	

Nota. Tomado de: (ASTM International Comitte, 2019)

- La escala Vickers (Escalante Quispe & Sanjines Hualpa 2023)<sup>§</sup> utiliza un indentador con forma de pirámide de diamante de base cuadrada, donde los ángulos entre sus caras son de 136°. Cuando este indentador presiona contra la muestra, deja una marca cuadrada en el material, la cual facilita una medición más precisa, como se ve en la siguiente figura.

### Figura 9.

#### Prueba escala Vickers



Nota. Tomado de: (Ferriawan Yudhanto, 2024)

<sup>§</sup> Principio de medición de prueba Vickers: (EUROLAB, 2017)

**Tabla 3.**

*Comparación de pruebas de dureza más comunes:*

Prueba	Penetrador	Carga	Aplicación
De Brinell	Esfera de 10 mm	3000 kg	Hierro colado y acero
De Brinell	Esfera de 10 mm	500 kg	Aleaciones no ferrosas
De Rockwell A	Cono	60 kg	Materiales muy duros
De Rockwell B	Esfera de 1/16 pulg	100 kg	Latón, acero de baja resistencia
De Rockwell C	Cono	150 kg	Acero de alta resistencia
Rockwell D	Cono	100 kg	Acero de alta resistencia
De Rockwell E	Esfera de 1/8 pulg	100 kg	Materiales muy blandos
De Rockwell F	Esfera de 1/16 pulg	60 kg	Aluminio, materiales blandos
De Vickers	Pirámide cuadrada de diamante	10 kg	Todos los materiales
De Knoop	Pirámide alargada de diamante	500 g	Todos los materiales

*Nota.* Tomado de: (Askeland, s.f., pág. 203)

Lo anterior nos da una visión más precisa al momento de decidir qué tipo de indentador seleccionar, ya que nos da ejemplos de la aplicación que puede tener cada uno de indentadores con distintos materiales, y también nos permite ver qué tipo de prueba se realiza y la carga aplicada que necesita cada una de ellas.

La correcta selección del indentador adecuado es crucial para obtener mediciones precisas y significativas de las propiedades del material. La diversidad de materiales, aplicaciones y la necesidad de mediciones precisas bajo diferentes condiciones justifican la variedad de tipos de indentadores disponibles en el estudio de materiales. Para hacer la selección eficaz se deberá utilizar una matriz de selección en donde se evalúen las alternativas de indentador bajo los parámetros o características priorizados que estarán presente en la selección.

El análisis se realizará mediante una Matriz Pugh (matriz de selección) en donde se evaluarán las alternativas de indentador que serán planteadas posteriormente bajo los parámetros o características principales que debe tener el ensayo.

## 5.2 Matriz de decisión Pugh

El método Pugh, también conocido como matriz de decisión, fue desarrollado por Stuart Pugh. Esta técnica cuantitativa se emplea para evaluar y comparar diversas alternativas mediante criterios de análisis específicos, siendo extremadamente práctica y aplicable en múltiples contextos dentro del ámbito de la administración de proyectos (Acosta-Arias & Arboleda-Triviño, 2021; Garriga Rodríguez, 2019).

Para empezar, es pertinente realizar una descripción y definición de los criterios o parámetros seleccionados para tener en cuenta para la evaluación de las alternativas, para después de eso, poder dar paso al planteamiento de las posteriores alternativas, y culminar con su evaluación en la matriz Pugh.

## 5.3 Criterios para la selección

Los criterios de selección son parámetros o estándares específicos que se utilizan para evaluar y comparar opciones o alternativas en un proceso de selección. Estos criterios pueden variar según el contexto y el propósito de la selección. Los criterios de selección suelen definir los requisitos mínimos y las características deseables que una opción debe cumplir para ser considerado en un proceso de selección determinado.

Se identificaron los siguientes criterios como los más relevantes para la evaluación de la selección indentador en cuestión:

- Forma
- Material

- Costo

### **5.3.1 Forma**

Cuando se menciona la forma, se refiere a la forma geométrica de la punta del indentador principalmente, aunque esto no excluye en totalidad la forma de toda la pieza. Es de vital importancia la punta de esta ya que, dependiendo de su geometría, la fuerza con respecto a la profundidad cambiara, y también el plano de aplicación de la fuerza podría verse alterado respecto a los intereses primordiales del ensayo. Lo que se busca con la punta del indentador al aplicar la carga de compresión es que la aplicación de la fuerza en una pequeña área de contacto que sea uniforme, y en lo posible unidireccional, lo que permite obtener un esfuerzo controlado y preciso sobre la muestra.

Respecto a la forma de la totalidad del indentador, es menor relevancia se deberá tener en cuenta para lo correspondiente a la sujeción con la maquina MTS bionix 370.02; una sujeción estable y con facilidad de ensamblar (respecto a este criterio).

### **5.3.2 Material**

A la hora de trabajar con el material de una pieza como lo es el indentador, nosotros como ingenieros mecánicos poseemos un conocimiento amplio de todo lo que esto involucra. Respecto a sus propiedades mecánicas, es de relevancia para nuestros propósitos un material con resistencia, dureza y maquinabilidad considerable. Pero el factor clave para la realización de la prueba es trabajar con un material capaz de resistir las condiciones de trabajo en una cámara de ambiente

controlador Enviro-Bath. Por lo cual, para tener en consideración el material del indentador hacemos un primer filtro para descartar cualquier material que pueda oxidarse, ya que la prueba que pretendemos hacer tendrá sumergida la muestra de cartílago articular en agua salina.

### **5.3.3 Costo**

El costo es un factor de vital relevancia en cualquier selección que se vaya a realizar, habrá que optimizar los beneficios traídos por las alternativas respecto al costo excesivo que esta tendría, al mismo tiempo que tampoco se obtenga mala calidad solo por reducir los costos al mínimo.

Debido a que se hará una solicitud de financiamiento para la construcción del indentador a la escuela de ingeniería mecánica de la universidad industrial de Santander, se tendrá como prioridad el costo del indentador (que sea económico) a la hora de seleccionarlo.

A partir del análisis realizado anteriormente, Se obtuvieron los siguientes criterios como los más importantes para la selección del indentador, correspondiente a como estos pueden tener relevancia en el ensayo de indentación a compresión. Como se puede apreciar en la tabla, se le otorgo un valor de relevancia representativo a cada uno de los criterios correspondiente al nivel de incidencia en la decisión de la selección de la alternativa de indentador.

**Tabla 4.**

*Relevancia de criterios de diseño.*

Relevancia	Criterio de evaluacion.
4	Material
3	Costo
5	Forma

#### 5.4 Generación de alternativas

Para conocer las propiedades del material de estudio se hace a través de la hendidura generada por un indentador de cierta forma, la huella que deja el indentador sobre el material es la utilizada para hacer las mediciones y poder hacer evaluaciones, definiciones analíticas y extraer los valores. Nos basaremos en los diferentes tipos de pruebas que hay según la escala de dureza para cada material.

##### *5.4.1 Indentador para ensayo de Brinell*

#### **Alternativa #1: Indentador para Ensayo de Brinell**

Para el ensayo de Brinell tenemos un único tipo de indentador que es uno de punta esférica con un diámetro de 10mm. Este tipo de indentador funciona para materiales como el hierro colado, acero y aleaciones no ferrosas. Su costo es relativamente bajo ya que se puede mandar a mecanizar en algún taller local.

**Figura 10.**

*Indentador para ensayos de Brinell*



*Nota.* Tomado de: (Yuchengtech, 2024)

#### ***5.4.2 Indentadores para ensayo de Rockwell***

El ensayo de Rockwell puede tener 2 tipos de indentadores, Los cuales son de cono o de esfera en la punta.

##### **Alternativa #2: Indentador con forma de cono:**

Los indentadores de forma de cono de diamante que se suele utilizar para la escala Rockwell normalmente son empleados para materiales duros como los aceros de alta resistencia (Escobedo Juárez, & Espinoza Picazo, 2015), Su costo en el mercado es un poco alto ya que su forma compleja hace que su maquinado sea un poco más tedioso y se necesite usar una máquina computarizada y que mediante software se genera un diseño preciso que la maquina será capaz de ejecutar a gran detalle.

**Figura 11.**

*Indentador cónico para ensayo Rockwell*



*Nota.* Tomado de: (Escobedo Juárez, 2015)

**Alternativa #3: Indentador con forma de esfera**

Los indentadores de esfera (igual que en el Brinell), también se utiliza en el Ensayo de Rockwell, En este caso se utilizan para materiales de menor resistencia como lo son el latón, los aceros de baja resistencia, aluminio y cualquier tipo de material que se considere blando. Suelen tener puntas esféricas de 2 dimensiones 1/8" ó 1/16" según el material que se desee estudiar. Su costo se encuentra en un rango medio ya que se necesita unas series de operaciones en el mecanizado lo aumenta por su morfología al detalle tan poco habitual.

**Figura 12.**

*Indentador de esfera para ensayo Rockwell*



*Nota.* Tomado de: (Innovotest, 2024)

### 5.4.3 Indentadores para ensayo de Vickers y de Knoop

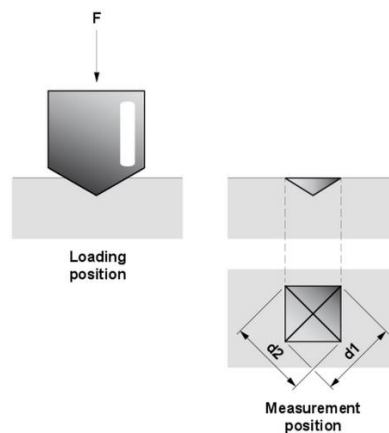
En los ensayos de Vickers y Knoop se utilizan indentadores de punta con forma de pirámide cuadrada y pirámide alargada respectivamente

#### **Alternativa #4: Indentador con forma de pirámide cuadrada de diamante**

Los indentadores de punta de pirámide cuadrada de diamante se utilizan en el ensayo de Vickers. Estos indentadores son versátiles ya que pueden servir para cualquier tipo de material y su forma cuadrada hace fácil la medición de la huella generada en el material, su costo es alto ya que el material de construcción suele ser costoso y además necesita de herramientas y maquinas especializadas para su fabricación.

#### **Figura 13.**

*Indentador de pirámide cuadrada de diamante*



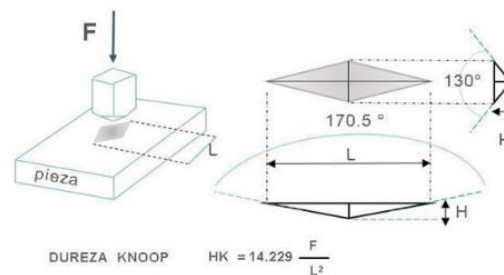
*Nota.* Tomado de: (Lydia Cuenca, 2022)

### Alternativa #5: Indentador con forma de pirámide alargada de diamante

Los indentadores de punta de pirámide alargada de diamante son usados para los ensayos Knoop. Similar a los indentadores Vickers, estos también se aplican a todo tipo de materiales (Reblar, 2022). Tienen un alto costo debido al material del que se fabrican y las técnicas utilizadas.

**Figura 14.**

*Punta de indentador Knoop*



*Nota.* Tomado de: (Madzier, 2023)

## 5.5 Evaluación de alternativas

En la presente sección se realizará la evaluación de las alternativas anteriormente mencionadas mediante el uso de la matriz Pugh, para así poder seleccionar la alternativa más viable y cumpla de manera satisfactoria los criterios planteados para la construcción del indentador.

Se realizará un cuadro ponderado para decidir cual alternativa escoger, evaluándola según los 3 criterios, asignándole valores de uno (1) cuando cumpla de manera satisfactoria, cero (0) cuando cumpla de manera regular y menos uno (-1) a los criterios que no cumplan o cumplan de manera deficiente el criterio planteado para la alternativa. Luego de estipular los valores de 1, 0 o -1 a los criterios en cada alternativa se procede a multiplicar ese puntaje con el valor de relevancia

de los criterios, para luego hacer una suma general y la alternativa que tenga más puntaje luego de la evaluación, será la que se seleccionará.

Teniendo en cuenta las características de cada indentador, evaluamos asignándole un puntaje y posteriormente evaluamos y comparamos resultados para así poder seleccionar la mejor alternativa.

**5.6 Evaluación mediante Matriz Pugh**

**Tabla 5.**

*Matriz Pugh*

Orden de prioridad	Criterio de evaluación	Alternativas				
		Alternativa #1	Alternativa #2	Alternativa #3	Alternativa #4	Alternativa #5
1	Forma	-1	1	1	-1	-1
2	Material	1	0	1	1	1
3	Costo	1	-1	0	0	-1

A continuación, se muestran los resultados de la evaluación de las 5 alternativas

**Tabla 6.**

*Matriz Pugh de evaluación de alternativas*

Relevancia	Criterio de evaluación	Alternativas									
		Alternativa #1		Alternativa #2		Alternativa #3		Alternativa #4		Alternativa #5	
5	Forma	-1	-5	1	5	1	5	-1	-5	-1	-5
4	Material	1	4	0	0	1	4	1	4	1	4
3	Costo	1	3	-1	-3	0	0	0	0	-1	-3

**Tabla 7.***Resultados de matriz Pugh de evaluación de alternativas*

	Alternativas				
	Alternativa #1	Alternativa #2	Alternativa #3	Alternativa #4	Alternativa #5
Suma de positivos	7	5	9	4	4
Suma de negativos	-5	-3	0	-5	-8
Total	2	2	9	-1	-4

### 5.7 Resultados de selección mediante Matriz Pugh

De los resultados anteriores se puede concluir que la alternativa del indentador seleccionada para el ensayo que se realizará en la maquina bionix MTS 370.02 es la alternativa #3, ya que según el análisis de los resultados esta alternativa obtuvo una mayor puntuación respecto a las demás, es decir, es la que mejor satisface las necesidades y los criterios propuestos para la evaluación.

Para poder haber realizado una correcta selección de nuestro indentador, fue de vital importancia el apoyo en el conocimiento existente y adquirido en el material bibliográfico y los estudios realizados respecto a los ensayos de indentacion, específicamente en los biomateriales, ya que nos brinda bases generales a la hora de evaluar las alternativas, así como seguridad en que la opción escogida se ajusta a las necesidades del ensayo.

Después de una extensa revisión del estado del arte de los ensayos, se puede observar que a pesar de que se han utilizado indentadores cilíndricos y esféricos en estudios de indentación, estos no son equivalentes. La geometría del indentador influye significativamente en la distribución de tensiones dentro del cartílago articular. En particular, los indentadores cilíndricos

generan una concentración de tensión no fisiológica cerca del perímetro de la sonda de extremo plano, mientras que los indentadores esféricos inducen una distribución de tensiones más similar a la observada in vivo (Swann & Seedhom, 1989).

Además, dejando de lado los estudios a micro y nanoescala, la literatura muestra una considerable variabilidad en el diámetro de los indentadores utilizados, con valores que oscilan entre 1,0 mm y 6,35 mm. Generalmente, el tamaño máximo reportado en estudios publicados es de 8 mm, aunque este valor puede no ser ideal, ya que podría provocar una compresión excesiva del cartílago articular, afectando la precisión de la medición. A partir de esta información se puede llegar a la conclusión de que la selección del indentador cumple con los requerimientos establecidos para propósitos del ensayo, así como también va de acuerdo con lo generalmente establecido basándonos en el estado del arte.

## **6. Ensayos**

### **6.1 Generalidades**

Para alcanzar los objetivos fijados en la presente investigación sobre la comparación del comportamiento de las propiedades mecánicas presentadas en un cartílago articular a temperatura ambiente y temperatura corporal controlada, se estudió los puntos claves propuestos en la tesis de tipo experimental, donde surgieron las estrategias necesarias para realizar esta investigación con enfoque mixto que validará datos tomados en los ensayos mediante el uso de la máquina mts

BIONIX 370.02 y gracias a esto, se dé una explicación a las características mecánicas que se presente en la medición del material de estudio en dos condiciones diferentes.

Una investigación puede clasificarse en experimental o no experimental. En la investigación experimental, el investigador no solo identifica las características que se estudian, sino que también las controla, altera o manipula para observar los resultados, mientras trata de minimizar la influencia de otros factores. En contraste, en la investigación no experimental, el investigador se limita a observar los eventos sin intervenir en ellos (Grajales, 2000).

## **6.2 Tipo de investigación**

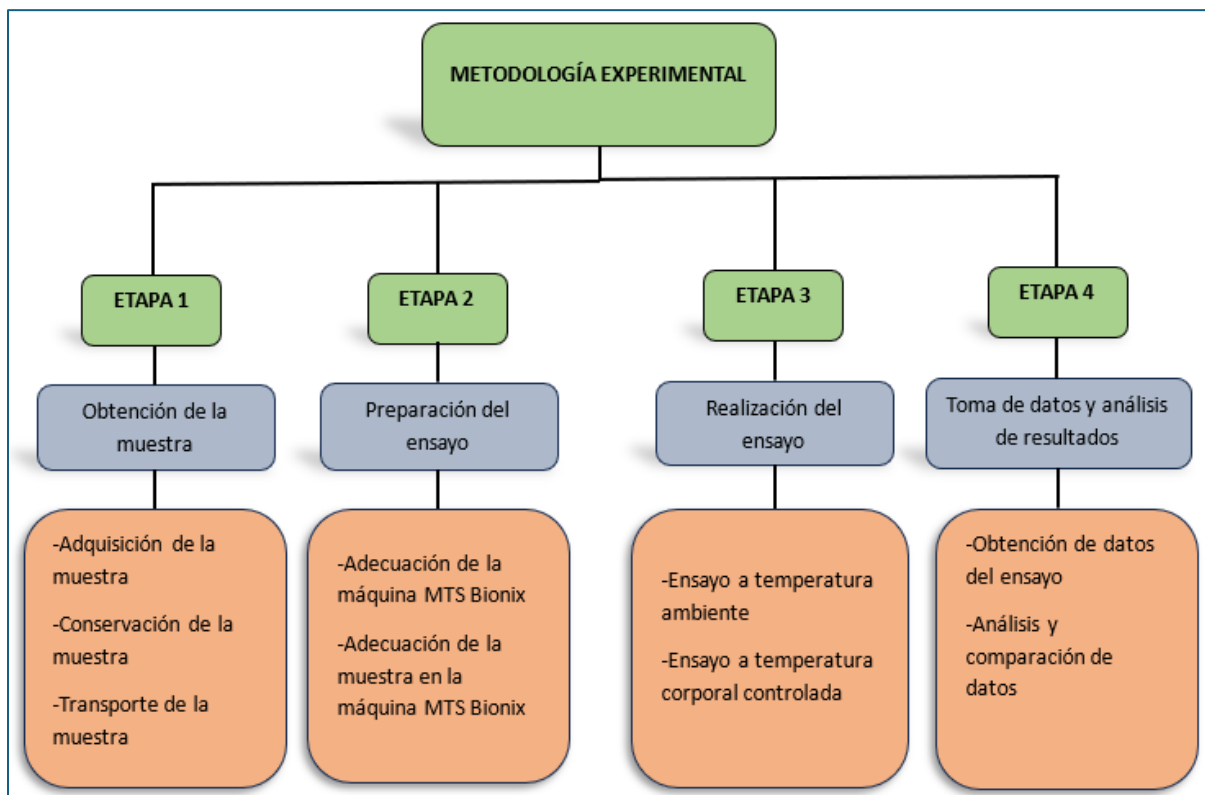
La presente investigación adopta un enfoque de metodología mixta para comparar y evaluar los efectos y variaciones que experimenta el cartílago articular al ser sometido a temperaturas ambiente y corporal. Se empleará un modelo cualitativo en el que una muestra será expuesta a cambios controlados en su entorno para simular las condiciones específicas del estudio. Este enfoque permitirá observar cómo los cambios en la temperatura afectan las propiedades estructurales y funcionales del cartílago. Además, se utilizará la máquina MTS BIONIX 370.02 para medir y analizar cuantitativamente parámetros clave como del cartílago tras la exposición a las diferentes condiciones. Estos datos cuantitativos proporcionarán una base sólida para interpretar los efectos observados, mientras que el enfoque cualitativo permitirá una comprensión más profunda de los mecanismos subyacentes. Al combinar ambos enfoques, se busca obtener una visión integral y detallada del comportamiento del cartílago articular en distintas condiciones térmicas.

### 6.3 Metodología experimental

En el siguiente cuadro se mostrará la metodología experimental que se implementará en el presente trabajo de grado.

**Figura 15.**

*Metodología experimental*



## 6.4 Gestión de la muestra

### 6.4.1 Adquisición de las muestras

Para esta etapa inicial, se eligió la rodilla de un cerdo como fuente de cartílago articular, destinada a ser evaluada mediante la máquina universal de ensayos MTS Bionix 370.02. Las muestras necesarias se adquirieron en un expendio de carnes, de cerdos juveniles (6 a 12 meses) sacrificados para fines no relacionados con la investigación, garantizando que cumplieran con los requisitos específicos del ensayo. La muestra se adquiere y se procede a realizar una limpieza de los tejidos no pertinentes para nuestros propósitos y se prepara para que esté en condiciones para su estudio.

### Figura 16.

*Muestras obtenidas*



### 6.4.2 Conservación de la muestra

Las muestras se conservarán en un ambiente frío y controlado inmediatamente, a una temperatura de  $-20^{\circ}\text{C}$ , para así garantizar su efectiva durabilidad y garantizar su buen estado al

momento de realizar el ensayo. El día de la prueba, la muestra congelada empieza su proceso de descongelado a primera hora del día a 4 °C, para después al momento de la prueba(11am) la muestra se retira del refrigerador y ubica en el sistema de sujeción diseñado para restringirla la máquina de prueba MTS Bionix donde se realizó el ensayo. Durante el proceso de polimerización, la superficie del cartílago articular se mantuvo húmeda con una gasa empapada en solución salina; Toda esta fase se llevó a cabo a temperatura ambiente y se completó dentro de 1 h de la extracción de la muestra del refrigerador (Nickmanesh, et. al., 2018). Todas las pruebas se completaron al final del día.

#### ***6.4.3 Transporte de la muestra***

Para el traslado de la muestra sea de forma efectiva y se siga conservando en óptimas condiciones se debe realizar conservando su cadena de frío, en este caso utilizaremos una hielera ya que del material del cual se encuentra fabricada (poliestireno expandido) ayudará a conservar el frío necesario durante el trayecto hacia el laboratorio de ingeniería mecánica; se procura que el desplazamiento sea lo más rápido posible para poder seguir utilizando el refrigerador presente en el laboratorio donde se realizara el ensayo, para así garantizar la integridad de la muestra.

**Figura 17.**

*Transporte de muestras*

**6.5 Preparación del ensayo*****6.5.1 Adecuación de la maquina MTS Bionix 370.02***

En esta etapa de la metodología nos centraremos en adecuación de la máquina de ensayos universales MTS Bionix 370.02. Para dicha adecuación nos centramos en el tipo de ensayo que nos disponíamos a realizar, que es un ensayo de indentación con un, valga la redundancia, indentador de punta esférica el cual fue seleccionado anteriormente.

Lo primero que se realizo fue verificar que el espacio de trabajo se encuentre apto para realizar el ensayo, que no haya ningún riesgo que comprometa la integridad de las personas y de la máquina y a su vez que las herramientas que se vayan a utilizar sean las adecuadas y que se encuentren en buenas condiciones, de esa forma poder garantizar que los resultados sean lo más exactos posibles.

Luego de asegurar el área de trabajo procedimos a verificar el estado de la máquina, haciendo una inspección detallada para asegurarnos que todo se encuentre correctamente y así evitar un fallo al momento de la realización del ensayo. Posteriormente instalamos en la maquina

universal de ensayos el indentador seleccionado para realizar la prueba, asegurándonos que quede sujeto y fijo en su lugar de acople.

Se procedió a revisar e inspeccionar la cámara Enviro-Bath (MTS Systems Corporation. s.f.) y asegurar que se encontrara en buenas condiciones. La cámara ambiental Enviro-Bath, cual es un accesorio de la maquina MTS Bionix 370.02 permite realizar pruebas mecánicas precisas y eficientes en muestras de dispositivos médicos y biomateriales en fluidos calentados a la temperatura corporal. Está diseñado para aplicaciones biomédicas y pruebas de materiales en general.

### **Figura 18.**

*Cámara Enviro-Bath*



#### **6.5.2 Sistemas de sujeción**

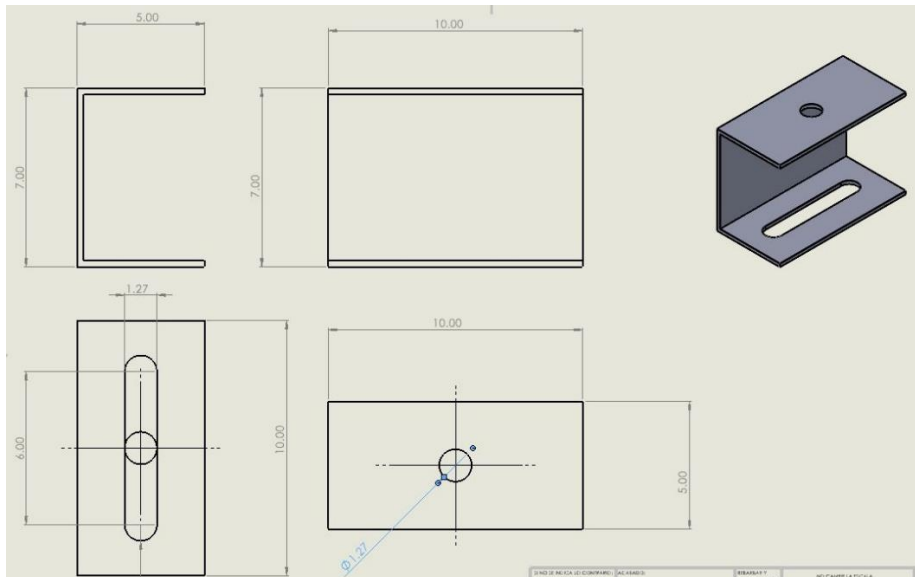
Para realizar el ensayo, fue necesario construir un sistema que permita sujetar la muestra de manera segura y ajustar el indentador y la muestra con precisión. La máquina MTS Bionix

370.02 cuenta con un accesorio que se fija en la parte inferior y servirá de apoyo para el sistema de sujeción de la muestra.

**6.5.2.1 Sujeción del indentador.** El sistema de sujeción del indentador debe actuar como un "puente" entre la máquina y el indentador; Esto, para evitar cargas aplicadas directamente a la rosca interna de la maquina y prevenir posible desgaste. Enfocándonos en la realización de un ensayo práctico y efectivo, su diseño debe ser sencillo y versátil, permitiendo una sujeción firme y facilitando el movimiento del indentador en el plano horizontal, lo que asegura la posibilidad de realizar pruebas en diferentes puntos de la superficie del cartílago articular. Considerando las necesidades, condiciones y el tipo de ensayo a realizar, se diseñó la siguiente pieza.

**Figura 19.**

*Plano de pieza sistema de sujeción del indentador*



La pieza cuenta con una parte superior diseñada para fijarse a la máquina MTS Bionix mediante un tornillo y sus respectivas tuercas, asegurando una conexión firme y estable. En su parte inferior, incorpora una ranura alargada que facilita el desplazamiento del indentador, proporcionando un grado de libertad, el cual, gracias a la rotación superior, le otorga un movimiento completo a lo largo del plano horizontal según se necesite, factor de gran importancia para efectuar pruebas en distintos puntos de la superficie de la muestra de manera sencilla.

**Figura 20.**

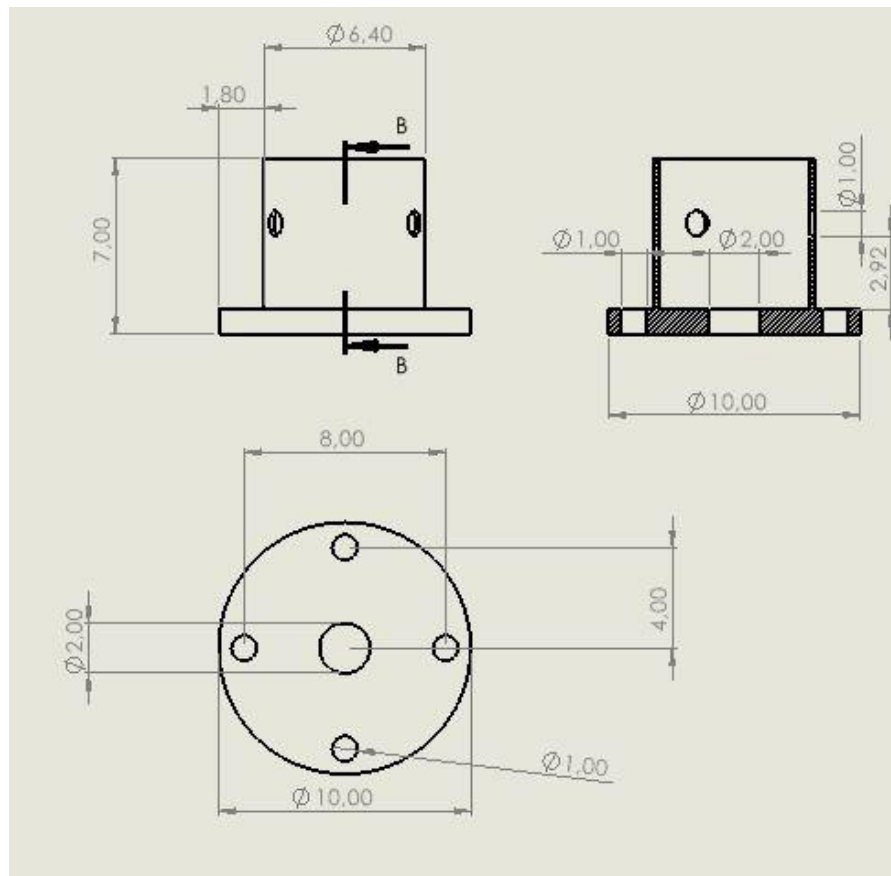
*Pieza sistema de sujeción del indentador fabricada*



**6.5.2.2 Sujeción de la muestra.** Durante la realización del ensayo es necesario que la muestra se encuentre sujeta y firme para evitar desplazamientos cuando se ejecute la indentación, para esto, así como en el sistema de sujeción del indentador también se realiza un diseño el cual pueda cumplir su función, de igual forma considerando las necesidades, condiciones y el tipo de ensayo a realizar, se diseñó la siguiente pieza

**Figura 21.**

*Plano vista de corte de pieza sistema de sujeción de la muestra*



La pieza tiene forma cilíndrica con una base circular. La base cuenta con 5 orificios, uno en el centro y 4 a los extremos de la base cada 90 grados, los cuales será utilizados para el anclaje de la pieza con el accesorio soporte de la máquina. Adicional a esto, su cuerpo (el cilindro) tiene otros 3 orificios en su superficie cada 120 grados, los cuales están diseñados estratégicamente para mediante el uso de tornillos permitir el aseguramiento de la muestra en la parte del hueso y de esta forma se sujete de manera firme y evitar movimientos que altere las condiciones en las que se debe realizar el ensayo y de esta forma poder obtener resultados confiables.

**Figura 22.**

*Pieza sistema de sujeción de la muestra fabricada*



### **6.5.3 Adecuación de la muestra en la máquina MTS Bionix 370.02**

**6.5.3.1 Adecuación de muestra para temperatura ambiente.** Para la primera parte del ensayo, que se llevará a cabo a temperatura ambiente, se procede a colocar la muestra en la máquina, prestando especial atención a su ubicación. Es crucial que la muestra quede alineada de manera precisa para garantizar que, al momento de realizar la prueba, el indentador deje la huella exactamente en el lugar deseado, o sea, el punto de indentación establecido con anticipación.

Para la realización del montaje es necesario instalar los sistemas de sujeción del indentador y de la muestra respectivamente

**Figura 23.**

*Montaje de sistemas de sujeción*



Luego del montaje de los sistemas de sujeción se procede a colocar la muestra previa al ensayo, la muestra debe ser fijada con precisión y firmeza para evitar movimiento o desplazamientos durante la realización del mismo y obtener resultados más precisos.

**Figura 24.**

*Montaje de muestra para prueba a temperatura ambiente*



**6.5.3.2 Adecuación de muestra para temperatura corporal controlada.** Se procede a revisar la cámara Enviro-Bath la cual contendrá la muestra al momento de hacer la prueba en condiciones de temperatura controlada. Verificamos que la muestra se ajusta correctamente a las dimensiones de la cámara y que esta pueda garantizar la temperatura controlada deseada.

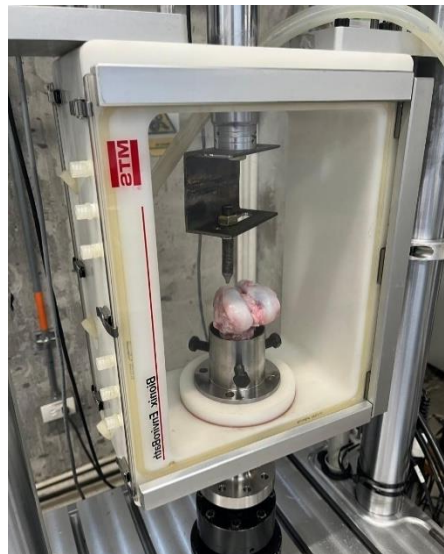
**Figura 25.***Montaje cámara Enviro-Bath*

Se realizó el montaje de la cámara enviro Enviro-Bath en la máquina de ensayos universal, posteriormente se adapta el sistema de sujeción dentro la cámara para así poder fijar la muestra.

Luego de realizado el montaje de la cámara se debió instalar nuevamente los sistemas de sujeción tanto del indentador como de la muestra, posterior a eso se instala la muestra verificando que esta quede en su sitio sujeta y firme para evitar movimientos y desplazamientos al momento de la prueba.

**Figura 26.**

*Montaje de muestra en cámara Enviro-Bath*



Finalmente, como último paso antes de realizar el ensayo de indentación en la muestra a temperatura corporal controlada, se requiere el bombeo del agua calentada por el sistema hacia la cámara, para así lograr las condiciones de temperatura deseadas en esta etapa del ensayo. Después de esto, y de verificar la correcta obtención de temperatura deseada, se podrá realizar el ensayo.

**6.6 Realización del ensayo**

Esta etapa la podemos dividir en 2 fases. En la primera se realiza el ensayo a temperatura ambiente, para esto, al momento de la ejecución de la prueba utilizaremos un termómetro para registrar la temperatura ambiente del lugar, en este caso el laboratorio de ingeniería mecánica de la Universidad Industrial de Santander que se encuentra ubicado en la ciudad de Bucaramanga, Santander, Colombia. Esta fase de la prueba consiste en realizar la prueba de indentación sobre la

muestra, el indentador puesto en la máquina desciende de forma vertical al punto de tocar la muestra con cierta fuerza aplicada y de esta forma dejar una huella sobre el cartílago articular.

La segunda Fase contiene el mismo principio de la primera, pero en este caso, la muestra se encuentra en la cámara Enviro-Bath, la cual mantiene la muestra a cierta temperatura controlada mediante agua que se bombea al interior de la cámara a una temperatura de 37°C, simulando un escenario de temperatura corporal.

Para el ensayo se cuenta con un total de 3 muestras, las cuales se someten en ambas condiciones, a temperatura ambiente y a temperatura corporal controlada y se realiza la indentación en diferentes puntos de las muestras. Estas muestras luego de colocarse correctamente reciben una carga de compresión de la cual se encarga el indentador anclado a la máquina de ensayos universal MTS Bionix.

Para la realización del ensayo en las dos condiciones establecidas, se decidió someter el mismo tejido articular en las dos condiciones para así reducir la variabilidad en las condiciones del ensayo, y poder tener una comparación más exacta; Esto se realizó siendo conscientes del efecto perturbador que genera una indentación en el tejido contiguo, por lo cual se estableció medidas mínimas de separación de aproximadamente 10mm entre un punto de indentación y otro según lo generalmente usado en la literatura, para así evitar el efecto perturbador anteriormente mencionado.

**Figura 27.**

*A Y B. Ensayo a temperatura ambiente y a temperatura corporal controlada*



A



B

### 6.7 Protocolo y toma de datos

En esta etapa está enfocada en la recolección y toma de datos que se obtienen de la realización del ensayo en la máquina MTS Bionix 370.2, verificando y supervisando que estos sean precisos, lógicos y coherentes, asegurando su congruencia con la realidad fenomenológica observada.

Las curvas de carga de indentación-relajación consistieron en una indentación y una porción de relajación como se podrá apreciar a continuación. En la porción de indentación, los indentadores se introdujeron en el tejido en los diferentes puntos predefinidos para cada una de las muestras en las dos condiciones de temperatura mencionadas y se mantuvieron en posición durante la porción de relajación durante 60s; El sistema de indentación se operó en modo de control de desplazamiento durante la carga (profundidad 0,2mm); Se calcularon las cargas pico registrada

por la maquina a la profundidad máxima de indentación y las cargas registradas en el tiempo para la fase de relajación; Entre las pruebas, se dejó que el espécimen se recuperara durante 300 s.

Para propósitos de una mejor apreciación del comportamiento viscoelástico del cartílago articular en las gráficas, se muestran las gráficas de carga vs tiempo, a partir de las cuales se puede extraer los datos pertinentes necesarios teniendo en cuenta que la profundidad de indentación la tenemos seteada a priori; y con el mismo objetivo en mente, se muestran hasta aproximadamente 20 segundos después de la realización del contacto.

### ***6.7.1 Ensayo a temperatura ambiente***

En primer lugar, se utilizaron las muestras para realizar el ensayo a temperatura ambiente, cada muestra será sometida a un total de 3 pruebas indentación en 3 lugares diferentes del cartílago articular para poder promediarlas y tener un resultado más preciso sobre la totalidad de la muestra.

### ***6.7.2 Ensayo a temperatura corporal controlada***

En esta segunda etapa, se utilizan las mismas 3 muestras usadas en el ensayo a temperatura ambiente, y de la misma forma, cada muestra será sometida a un total de 3 pruebas indentación en 3 lugares diferentes del cartílago articular para poder promediarlas y tener un resultado más preciso sobre la totalidad de la muestra. Para lograr esto, se utiliza la cámara Enviro-Bath, la cual cuenta con un sistema de bombeo que calienta el agua hasta simular una temperatura corporal que envía el agua previamente calentada a la cámara donde se encuentra la muestra sumergida, y así garantizar su temperatura mientras se realiza el ensayo.

### **6.7.3 Muestra #1**

La muestra #1 se somete a al ensayo de indentación 3 veces, cada una de estas indentaciones se realiza claramente en lugares diferentes del cartílago articular, en los puntos establecidos con anterioridad, escogidos aleatoriamente para cada espécimen; El orden de prueba fue aleatorio para cada espécimen a fin de minimizar los efectos del orden, pero asimismo teniendo en cuentas las zonas críticas de realización del ensayo dentro del cartílago como ya se especificó anteriormente. Se verifica antes de la realización de la prueba que la maquina se encuentre en las condiciones especificadas y bien posicionada, tanto verticalmente (en el límite de contacto con la muestra) como en el plano horizontal (punto de indentacion) para su respectiva toma de datos.

Para la realización del ensayo de indentacion en la muestra, pero a temperatura corporal controlada, se tiene que realizar un paso adicional, el cual consiste en comprobar el correcto estado inicial de la cámara Enviro-Bath (en cuestión de posicionamiento, acoplamiento y sello hermético) para proceder el bombeo del agua, espera de tiempo de estabilización de temperatura y finalmente, la indentación.

**Figura 28.**

*Muestra #1 ensayo a temperatura ambiente*

**Figura 29.**

*Muestra #1 ensayo a temperatura corporal controlada*



Para la realización de las indentaciones, se demarcaron los puntos en los cuales se realizó el procedimiento para así tener referencia de la zona de interés del cartílago articular, así como se mencionó anteriormente.

### **Figura 30.**

*Puntos de indentacion muestra #1*



#### **6.7.4 Muestra #2**

La muestra #3 se somete a al ensayo de indentación 3 veces, cada una de estas indentaciones se realiza claramente en lugares diferentes del cartílago articular, en los puntos establecidos con anterioridad, escogidos aleatoriamente para cada espécimen; El orden de prueba fue aleatorio para cada espécimen a fin de minimizar los efectos del orden, pero asimismo teniendo en cuentas las zonas críticas de realización del ensayo dentro del cartílago como ya se especificó anteriormente. Se verifica antes de la realización de la prueba que la maquina se encuentre en las condiciones especificadas y bien posicionada, tanto verticalmente (en el límite de contacto con la muestra) como en el plano horizontal (punto de indentacion) para su respectiva toma de datos.

Para la realización del ensayo de indentación en la muestra, pero a temperatura corporal controlada, se tiene que realizar un paso adicional, el cual consiste en comprobar el correcto estado inicial de la cámara Enviro-Bath (en cuestión de posicionamiento, acoplamiento y sello hermético) para proceder el bombeo del agua, espera de tiempo de estabilización de temperatura y finalmente, la indentación.

**Figura 31.**

*Muestra #2 ensayo a temperatura ambiente*



**Figura 32.**

*Muestra #2 ensayo a temperatura corporal controlada*



Para la realización de las indentaciones, se demarcaron los puntos en los cuales se realizó el procedimiento para así tener referencia de la zona de interés del cartílago articular, así como se mencionó anteriormente.

**Figura 33.**

*Puntos de indentacion muestra #2*



### **6.7.5 Muestra #3**

La muestra #1 se somete a al ensayo de indentación 3 veces, cada una de estas indentaciones se realiza claramente en lugares diferentes del cartílago articular, en los puntos establecidos con anterioridad, escogidos aleatoriamente para cada espécimen; El orden de prueba fue aleatorio para cada espécimen a fin de minimizar los efectos del orden, pero asimismo teniendo en cuentas las zonas críticas de realización del ensayo dentro del cartílago como ya se especificó anteriormente. Se verifica antes de la realización de la prueba que la maquina se encuentre en las condiciones especificadas y bien posicionada, tanto verticalmente (en el límite de contacto con la muestra) como en el plano horizontal (punto de indentacion) para su respectiva toma de datos.

Para la realización del ensayo de indentacion en la muestra, pero a temperatura corporal controlada, se tiene que realizar un paso adicional, el cual consiste en comprobar el correcto estado inicial de la cámara Enviro-Bath (en cuestión de posicionamiento, acoplamiento y sello hermético) para proceder el bombeo del agua, espera de tiempo de estabilización de temperatura y finalmente, la indentación.

**Figura 34.**

*Muestra #3 ensayo a temperatura ambiente*

**Figura 35.**

*Muestra #23 ensayo a temperatura corporal controlada*



Para la realización de las indentaciones, se demarcaron los puntos en los cuales se realizó el procedimiento para así tener referencia de la zona de interés del cartílago articular, así como se mencionó anteriormente.

### **Figura 36.**

*Puntos de indentacion muestra #3*



### **6.8. Ensayo de indentación.**

A la hora de realizar el ensayo de indentación, hay varios parámetros de interés en base a los cuales se trabajó todo el proceso, ya que estos datos de entrada son los que permitirán obtener los valores necesitados del cartílago articular para nuestro interés. Todo esto teniendo en cuenta los protocolos para realización de ensayos compresivos de indentación in situ, y a su vez, en igual grado de importancia, el material bibliográfico existente respecto a este tipo de ensayo enfocado en biomateriales, específicamente en el cartílago articular, ya que como se recalcó en capítulos anteriores, por su condición viscoelástica, responde de manera diferente.

Resolver las cuestiones pendientes nos ayudará a obtener parámetros más precisos y comparables para entender cómo responde el cartílago articular a la indentación cuando está sostenido por el tejido óseo subcondral. Estos datos son clave no solo para comprender mejor la biomecánica de la unidad osteocondral, sino también para avanzar en nuestros propósitos de evaluación del efecto de la temperatura en las condiciones mecánicas del tejido. Por lo mencionado anteriormente, para la prueba debemos definir y estandarizar los parámetros a utilizar durante su realización.

**Diámetro del indentador:** El diámetro del indentador influye en la distribución de tensiones dentro del cartílago articular, afectando la precisión de la medición. Un diámetro inadecuado puede generar compresión excesiva. Anteriormente en este proyecto se habló extensivamente de este punto; se estableció el diámetro a usarse de 3,175mm.

**Profundidad de indentación:** Además del diámetro del indentador, la profundidad de la indentación determina la extensión del área de contacto entre el indentador y la superficie del cartílago articular y, finalmente, el volumen de tejido sometido a gran deformación. Generalmente, los protocolos de indentación reportados en la literatura establecen una profundidad de indentación constante independientemente del espesor del tejido (Antons, 2018).

Por lo tanto, la profundidad de indentación se estableció en 0,20mm; Esto con el objetivo de no superar una deformación mecánica de 20%. Respecto al espesor estimado del cartílago articular. Se eligió una deformación pequeña (<20%) para el cálculo de la rigidez porque el módulo elástico permanece casi constante al aumentar la compresión, mientras que más allá de la respuesta de deformación pequeña (>20%), el cartílago exhibe un endurecimiento por deformación no lineal\*\*.

---

\*\* Towards a Reliable Characterisation of the Mechanical Behaviour of Brain Tissue: The Effects of post-mortem Time and Sample Preparation. *Biorheology* 44, 51–58.

En la práctica, la aplicación de un desplazamiento igual a un porcentaje fijo del espesor del cartílago articular (deformación nominal) también es usado en la realización del ensayo, debido a ciertas ventajas como permitir reducir la dispersión a la hora de la toma de datos. Sin embargo, este enfoque requiere que la medición a priori del espesor del cartílago articular se realice, y aparte de esto, que sea sin dañar el tejido en el punto de indentación, tema que descarta su empleo; más adelante se profundizara en este tema.

**La velocidad de indentación:** se estableció en 0,25 mm/s, basados en lo generalmente empleado en el material bibliográfico de este tipo de ensayos (Berni, et. al., 2022). Luego, el indentador se mantendrá en posición durante 120 s antes de separarlo del cartílago articular (tiempo de relajación). Por último, los datos se recopilaron con una frecuencia de adquisición de datos de 100 Hz (Nilsson, 1987).

**Espesor del cartílago:** Saber el espesor del cartílago antes de un ensayo de indentación es clave para interpretar correctamente los resultados biomecánicos. Si el cartílago es muy delgado, el hueso subyacente puede influir en la medición, haciendo que parezca más rígido de lo que realmente es. En cambio, un cartílago más grueso permite evaluar mejor sus propiedades reales. Además, el espesor es un factor esencial en la ecuación de Hayes, ya que ayuda a corregir la distribución de tensiones y a obtener valores más precisos del módulo de elasticidad

Aunque existen varios métodos efectivos para medir el espesor del cartílago articular, el sondeo con aguja se ha identificado como el más práctico, siempre que se tengan en cuenta las condiciones específicas de cada ensayo. En nuestro caso, la muestra de tejido se encuentra fijada dentro de una máquina de prueba de materiales (Shepherd & Seedhom, 1999), por lo cual, se ajusta a las condiciones generalmente requeridas para poder usar este método.

Para asegurar datos precisos, consideramos que la inserción de la aguja genera una pequeña

alteración en el cartílago, creando un micro orificio de aproximadamente 0,5 mm. Este detalle es importante, ya que podría afectar la respuesta del cartílago durante la indentación, especialmente cuando se utilizan indentadores de diámetro reducido. Por esta razón, es fundamental evitar que la aguja perfora el punto exacto de indentación o zonas demasiado cercanas antes del ensayo. Dado que el cartílago es un tejido continuo, asumimos que su espesor en la zona de indentación podía estimarse a partir de mediciones en áreas adyacentes. Para ello, tomamos mediciones en cinco puntos distintos de cada muestra, obteniendo así un valor representativo.

Para realizar la medición, utilizamos una aguja intradérmica de calibre  $27G \times \frac{1}{2}''$ , acoplada al actuador de la máquina MTS Bionix (Seidenstuecker, Watrinet & Bernstein, 2019). La aguja se insertó a una velocidad de 0,5 mm/s [11] con un desplazamiento vertical perpendicular a la superficie del cartílago, deteniéndose al alcanzar una carga de aproximadamente 15N (Sim, 2017).

El espesor del cartílago se determinó midiendo la diferencia entre dos posiciones clave:

1. El punto en el que la aguja entra en contacto con la superficie del cartílago, identificado por la primera variación en la carga de compresión.
2. El punto en el que se detecta un aumento significativo en la fuerza, lo que indica que la aguja ha alcanzado la interfaz entre el cartílago y el hueso subcondral<sup>54</sup>.

Si bien la superficie del cartílago no es completamente plana, la leve inclinación de la aguja respecto a la normal se consideró insignificante para nuestros cálculos. Finalmente, el espesor en el centro geométrico de la muestra se estimó como el promedio de los valores obtenidos de todos los puntos medidos.

Para validar nuestros resultados, realizamos una revisión bibliográfica comparándolos con estudios previos. Encontramos una alta concordancia con datos reportados en el Congreso de la Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (SECOT) (Aguilar Hernández, et. al.,

2020) el cual reporta un grosor medio del cartílago articular de aproximadamente 2,3mm, además de esto, su estudio de estado del arte muestra los valores reportados generalmente en los estudios de cartílago articular en porcinos, el cual va de rangos estimados en rangos de 1,5mm-2,5mm; lo que refuerza la fiabilidad de nuestras mediciones y nos brinda mayor confianza en su aplicación.

### ***6.8.1 Variables críticas del estudio***

Después de haber mencionado en la sección anterior los parámetros del ensayo de indentación, como lo son la geometría del indentador (incluyendo su radio), la velocidad de desplazamiento, el tiempo de relajación, condiciones ambientales como lo puede ser la temperatura, profundidad de indentación, distribución de los puntos de indentación, se hace necesario mencionar y controlar las demás variables críticas de estudio que no son de la misma categoría geométrica del indentador.

Las primeras variables críticas de estudio que entran en consideración son los factores de la muestra, los cuales vendrían siendo factores como la fuente de la muestra, el estado del tejido y la preparación de la muestra; todos estos tenidos a consideración a fondo y controlados mediante los protocolos adoptados para el cuidado de las muestras, así como su debida preparación y acoplamiento a la máquina cuando llega la hora de realización del ensayo.

VARIABLES DEL ÍNDOLE DE LA COMPOSICIÓN QUÍMICA DEL CARTÍLAGO COMO LO SERÍAN LA COMPOSICIÓN BIOQUÍMICA, ESTRUCTURA DEL TEJIDO, VISCOELASTICIDAD, PERMEABILIDAD, ANISOTROPÍA, SE TIENEN MUY PRESENTE A LA HORA DE LA REALIZACIÓN DEL ENSAYO, PARA CUESTIONES DEL PROPIO DISEÑO DE TODO EL ENSAYO EN SÍ, ES POR ESTO QUE TAMBIÉN SE DESARROLLA TODO UN CAPÍTULO PARA EL ESTUDIO ANATÓMICO Y FISIOLÓGICO

del tejido; a pesar de ser variables que no se puedan cuantificar, están altamente presentes a la hora de la ejecución de la indentación en el cartílago.

De esta categoría de variables, el espesor del cartílago es la única que se cuantifica y se desarrolla en su sección aparte debido a su vital importancia a la hora de la realización de ensayos de indentación debido a la necesidad a la hora de realizar los cálculos y de ser un factor clave a la hora de determinar la profundidad de indentación, variable de mucha importancia para minimizar los efectos de borde.

### ***6.8.2. Efectos de borde***

Siguiendo con la idea de enunciada en el anterior párrafo, la determinación de la profundidad de indentación es de vital importancia ya que, de acuerdo a esta se mitigan los efectos de borde a la hora de una correcta realización del ensayo de indentación, ya que esto no permitirá la medición de la VD de forma precisa o a obtener resultados no representativos debido a la incorrecta suposición teórica de un espacio semi-infinito. El protocolo de indentación, como se mencionó anteriormente consiste en una indentación con profundidad de 0,20mm (es decir, aproximadamente el 8,4 % del espesor de la muestra), lo cual se encuentra dentro del rango recomendado de espesor nominal inferior al 10 % para minimizar los efectos de borde (Garo et al., 2007).

Por otro lado, el espaciado entre el punto de indentación con el borde geométrico del tejido, así como el espaciado entre dos puntos de indentación en el cartílago articular también son de alta importancia para evitar los efectos perturbadores de una indentación con otra, y así mitigar los

efectos de borde; se recomienda un espaciado superior a una distancia de  $3a$ , siendo  $a$  el valor del radio de contacto del indentador con el cartílago (Berni, M. et al, 2022).

## 6.9 Análisis estadístico

Los datos obtenidos a partir de los ensayos de indentación se procederán a analizarse mediante pruebas estadísticas no paramétricas, debido al tamaño reducido de la muestra y a los resultados de la prueba de normalidad. Para evaluar el comportamiento mecánico del cartílago articular bajo dos condiciones térmicas distintas (temperatura ambiente y temperatura corporal controlada), se realizaron ensayos de indentación en las regiones de mayor contacto y carga del cartílago, aplicando una profundidad de penetración de 0.2mm.

El análisis estadístico fue realizado con el software SPSS versión 25, considerando un nivel de significancia estadística de  $p < 0.05$ . Con un intervalo de confianza del 95% y margen de error 5% con las siguientes hipótesis planteadas:

Hipótesis alternativa ( $H_1$ ): Sí existe relación directa de la temperatura a la que se somete el cartílago articular en las dos condiciones con respecto a rigidez y deformación obtenida.

Hipótesis nula ( $H_0$ ): No existe relación directa de la temperatura a la que se somete el cartílago articular en las dos condiciones con respecto a rigidez y deformación obtenida.

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

Si el valor de  $p \geq 0.05$  no se puede rechazar la hipótesis nula ( $H_0$ ). La correlación **no se considera estadísticamente significativa**. Esto significa que la correlación observada podría

deberse a la variabilidad del muestreo y no proporciona suficiente evidencia para concluir que existe una correlación real en la población bajo esa condición de temperatura.

### **6.10 Análisis de datos**

Los datos obtenidos y las gráficas plasmadas anteriormente nos permiten analizar y comprender el comportamiento de las muestras cuando se someten a diferentes condiciones. Podemos observar que las muestras cuando se someten a temperatura ambiente tienen valores de fuerza de compresión más altos comparados con los valores de fuerza de compresión cuando son sometidas a condición de temperatura corporal controlada.

Después de la realización efectiva del ensayo de indentación en las muestras, se procede a realizar el cálculo de la rigidez en cada una de ellas, esto gracias a los datos recolectados en el experimento, los cuales se manifiestan en la curva de esfuerzo-deformación y los datos que se extraen de esta.

Por definición, como se ha indicado anteriormente, el cálculo de la rigidez se podría obtener de manera fácil teniendo la razón de cambio de la carga respecto a su deformación, o sea, su derivada, pero este análisis no tiene en cuenta las condiciones específicas que se han enunciado a lo largo del trabajo (comportamiento viscoelástico). Debido a estas particularidades, en nuestro caso requerimos del uso de modelos matemáticos viscoelásticos para describir con mayor precisión la respuesta de los materiales cuando se someten a cargas o deformaciones sostenidas en el tiempo.

Para el cálculo de la deformación por indentación su formulación matemática es compleja ya que presenta varias deformaciones multidimensionales que surgen en la configuración del cartílago sobre el hueso y también depende de la naturaleza bifásica del tejido (Holmval, et. al.,

1995). Por ello, varios autores han desarrollado modelos elásticos para el análisis de datos experimentales sin necesidad de tener en cuenta el movimiento del fluido intersticial en el tejido. Varios autores han introducido el empleo del módulo elástico determinado en un tiempo específico.

A lo largo de la historia se han planteado múltiples soluciones matemáticas para el desplazamiento de un indentador que penetra en un semi-espacio viscoelástico, los cuales producen una solución simple para el módulo elástico (ME) partiendo de sus ecuaciones constitutivas del comportamiento del cartílago, utilizando como herramienta derivadas parciales y ecuaciones diferenciales, pero la matemática de las teorías para llegar a los modelos matemáticos están fuera del alcance de este trabajo; es por esto, que para la determinación del módulo elástico, se usó un modelo matemático para materiales viscoelásticos por indentación (Hayes, etl. al. 1972), el cual describe la solución para el caso de un indentador esférico, sin-fricción y rígido.

Finalmente, se procede a realizar el cálculo del módulo elástico (ME), el cual se determina en forma de un método de indentación utilizando un indentador esférico. Las curvas de carga-desplazamiento de indentación se realizaron en cada región utilizando la maquina MTS Bionix 370.02. Los parámetros de indentación se mantuvieron constantes para cada muestra (desplazamiento: 0,20 mm, tiempo de relajación: 60 s.). El EM en cada posición se determinó ajustando la curva de carga-desplazamiento con el espesor correspondiente (el cual asumimos constante durante toda la superficie del cartílago y, por ende, en todos los puntos de indentación) y un coeficiente de Poisson a el modelo elástico ya especificado anteriormente, el cual se ajusta a todas las condiciones de nuestro ensayo.

$$EM = \frac{P}{d} \cdot \left[ \frac{1 - \nu^2}{2 \cdot a \cdot f_k} \right]$$

Donde:

$P$  = carga

$d$  = profundidad de indentación

$a$  = radio de la región de contacto

$h$  = espesor de la muestra.

$\nu$  = coeficiente de Poisson

$F(k)$  = factor de corrección dependiente de  $a/h$  y  $\nu$ .

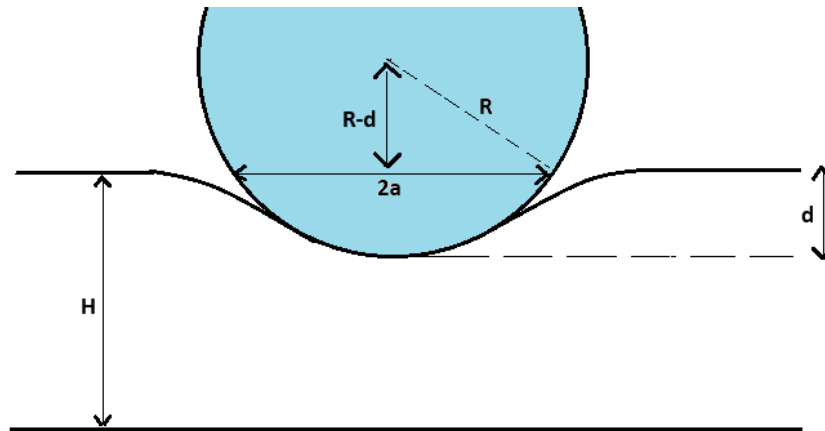
Para poder empezar a realizar el cálculo numérico, se debe asignar el valor numérico a cada una de las variables para después, poder reemplazar en la ecuación del modelo. Tanto la carga ( $P$ ) como profundidad de indentación ( $d$ ), son valores que se obtienen de la gráfica de esfuerzo-deformación para cada una de las muestras y sus diferentes puntos de indentación.

Por otro lado, el coeficiente de Poisson ( $\nu$ , razón de deformación lateral respecto a deformación longitudinal) efectivo se estimó en 0,28 para un cartílago articular porcino (Hamsayeh, Niasar & Li, 2025). Como se discutió anteriormente, el espesor ( $H$ ) del cartílago articular se asumió constante para toda su superficie, medición que después de promediar nos arrojó 2,38mm.

Para la determinación del radio de la región de contacto ( $a$ ), se utilizan cálculos geométricos en el área de contacto del indentador con el cartílago, donde su esquematización se muestra en la figura (33). Y a partir de estas relaciones, se despeja su valor.

**Figura 37.**

*Representación área de contacto del indentador con el cartílago*



Una vez realizado el análisis geométrico del proceso de indentación, se pudo utilizar relaciones trigonométricas para determinar el radio de contacto ( $a$ ).

$$R^2 = a^2 + (R - d)^2$$

Después de tener establecida la igualdad gracias al teorema de Pitágoras con el triángulo rectángulo que se forma, se pudo solucionar de manera fácil despejando el radio de contacto ( $a$ ) y reemplazando los valores ya conocidos del radio del indentador ( $R=1,5875$ ) y la profundidad de indentación ( $d=0,2\text{mm}$ ); como se puede apreciar, para todas las indentaciones, los valores de profundidad y radio del indentador son constantes, por lo cual el radio de contacto ( $a$ ) será el mismo para todos los cálculos.

Por último, se determinó el factor  $k$ , que es un factor de escala que se determina numéricamente a partir de una ecuación integral. Este factor de escala proporciona la corrección teórica para el espesor finito de la capa elástica y depende de ambos parámetros  $a/h$  (relación de aspecto  $A$ ) y el coeficiente de Poisson  $\nu$ ; su expresión se define así:

$$fk = \frac{1 + 1,133 \cdot k + 1,283 \cdot k^2 + 0,769 \cdot k^3 + 0,0975 \cdot k^4}{1 + k}$$

donde

$$k = \frac{a}{h}$$

Se puede apreciar la dependencia directa del factor k con el radio de contacto (a) y el espesor del cartílago (h), valores que ya conocemos y son constantes para todas las indentaciones realizadas, por lo cual el valor del factor k también es constante para todas las indentaciones realizadas en cada una de las muestras.

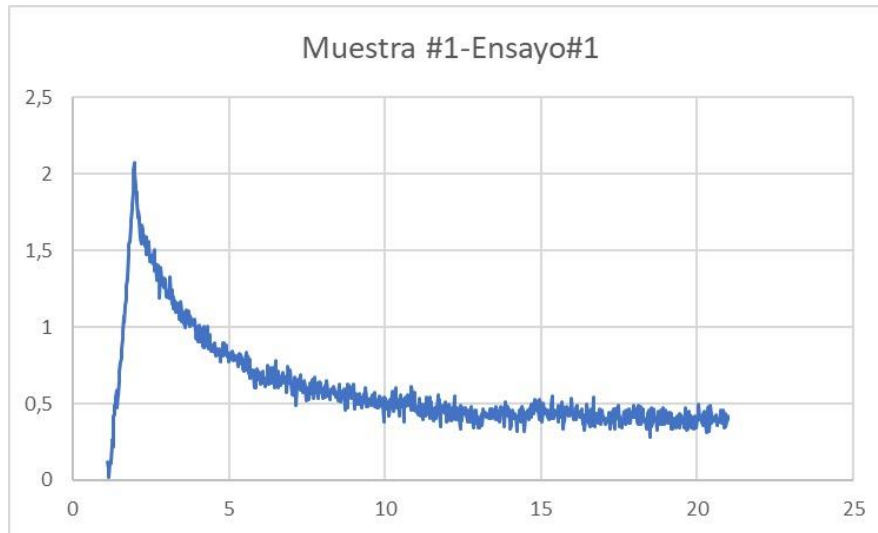
## 7. Análisis de resultados

Después de tener todo el paso a paso de cómo se procedería a realizar el ensayo de indentación en cada una de sus etapas y para cada una de las muestras, se procedió a ejecutar lo establecido con lo cual a través de la máquina MTS Bionix arrojo los datos tabulados del fenómeno, los cuales se presentarán a continuación gráficamente en las curvas de carga en función del tiempo:

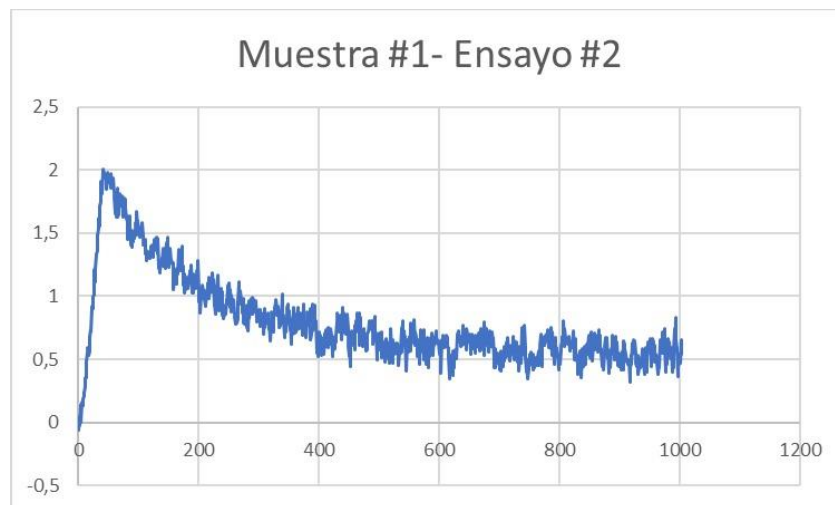
Para la muestra #1 a temperatura ambiente

**Figura 38.**

*Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #1 de la muestra #1 a temperatura ambiente.*

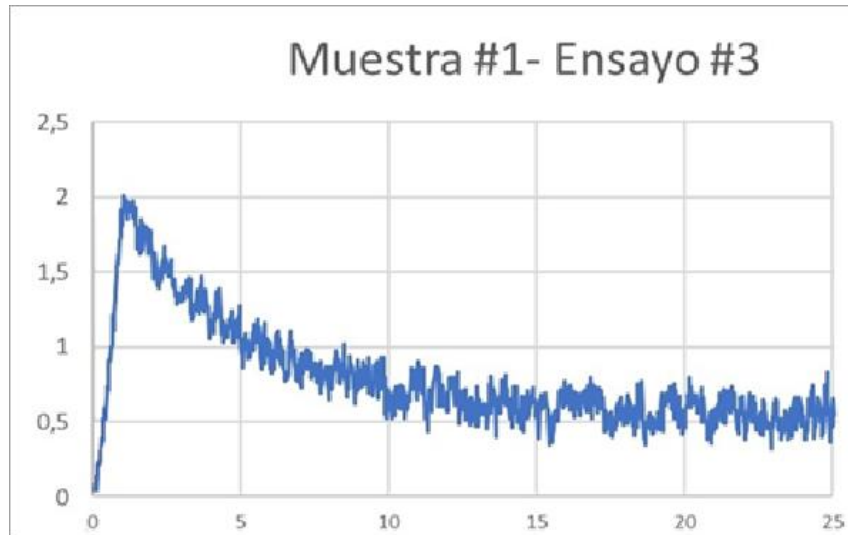
**Figura 39.**

*Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #2 de la muestra #1 a temperatura ambiente*



**Figura 40.**

*Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #3 de la muestra #1 a temperatura ambiente*



Para las gráficas anteriormente mostradas, se puede apreciar las curvas de carga tiempo mostraron la carga y la relajación del tejido hasta un desplazamiento de 0,20 mm en cada una de los 3 puntos determinados aleatoriamente para esta muestra en zonas especificadas con un indentador esférico de radio de 1,5875mm. El comportamiento mecánico presentado por el cartílago durante este estudio fue típico de los materiales biológicos viscoelásticos, con la región de rampa inicial mostrando un aumento no lineal en la carga con el desplazamiento aplicado asimilándose a lo que vendría siendo una “j” con la carga al principio siendo un poco más flexible y aumentando lentamente antes de volverse paulatinamente con más inclinación hasta que se alcanzó la profundidad máxima de indentación aplicada determinada anteriormente.

Los datos de la porción de relajación también presentan el comportamiento esperado por las características del cartílago articular y su condición de material viscoelástico. La curva mostró que la mayor parte del decaimiento de la carga máxima ocurrió en la fase inicial, cuando

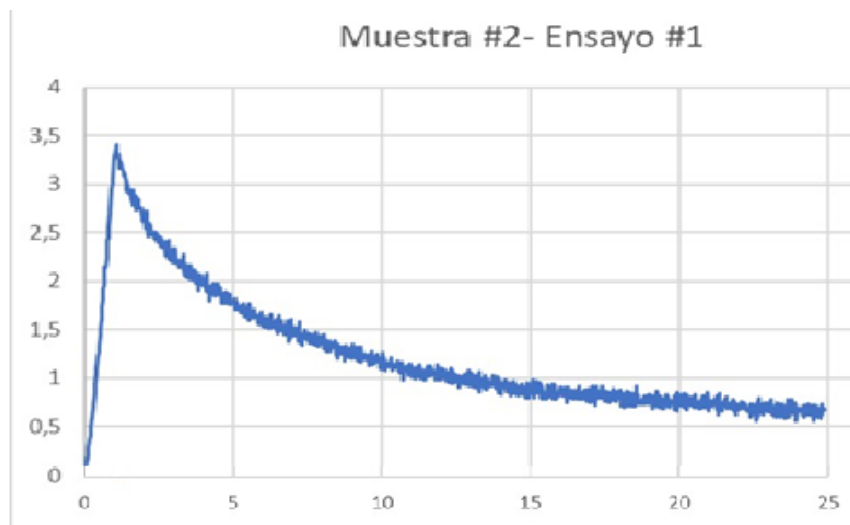
transcurrió aproximadamente 5 segundos. Después de aproximadamente 10 s, la carga convergió gradualmente hacia su valor de equilibrio estático. El grado de relajación de carga presente fue de aproximadamente 55–65% de la carga pico inicial durante el período de 20 s, es por esto que se ilustra hasta este punto habilitándonos de apreciar de mejor manera su comportamiento característico.

La gráfica inicial de las 3 anteriores nos muestra el valor máximo de fuerza ejercida para generar huella en la muestra es de **P=2,075 N**. (dato obtenido de los resultados arrojados en forma de tabla por la máquina MTS Bionix al momento de realizar la prueba), correspondiente al desplazamiento máximo de 0,2mm para la muestra#1 ensayo #1, de igual manera en las otras dos graficas se puede observar sus correspondientes valores máximos de P=2,05N para la muestra#1 ensayo #2, y de P=1,85N para la muestra#1 ensayo #3.

Para la muestra #2 a temperatura ambiente

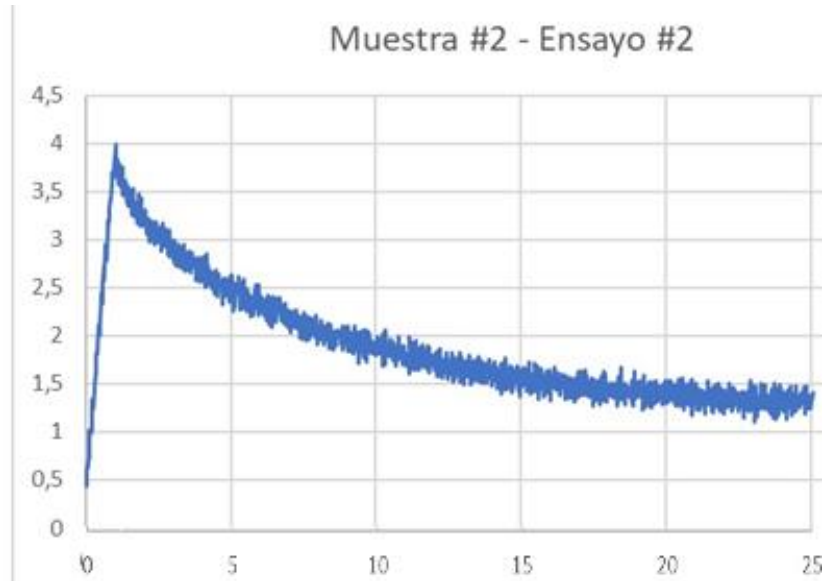
#### **Figura 41.**

*Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #1 de la muestra #2 a temperatura ambiente.*



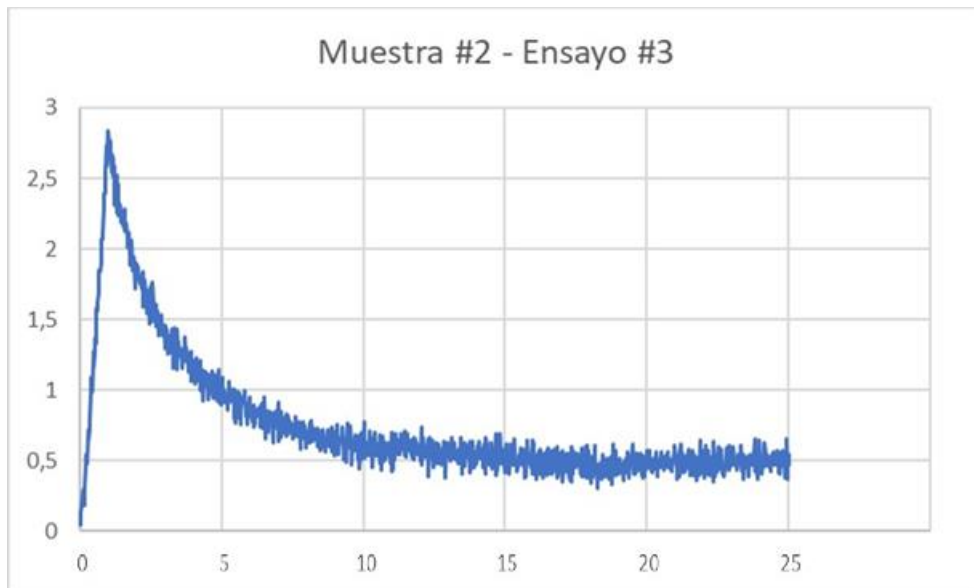
**Figura 42.**

*Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #2 de la muestra #2 a temperatura ambiente*



**Figura 43.**

*Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #3 de la muestra #2 a temperatura ambiente*



A partir de las gráficas anteriores, las cuales ilustran las curvas de carga-tiempo durante la carga y relajación del cartílago hasta 0.20 mm de desplazamiento en tres puntos aleatorios, utilizando un indentador esférico de 1.5875 mm de radio. El comportamiento mecánico observado fue característico de un material biológico viscoelástico, con una fase de carga inicial no lineal en forma de "J", mostrando una rigidez que aumentaba gradualmente hasta alcanzar la profundidad máxima de indentación.

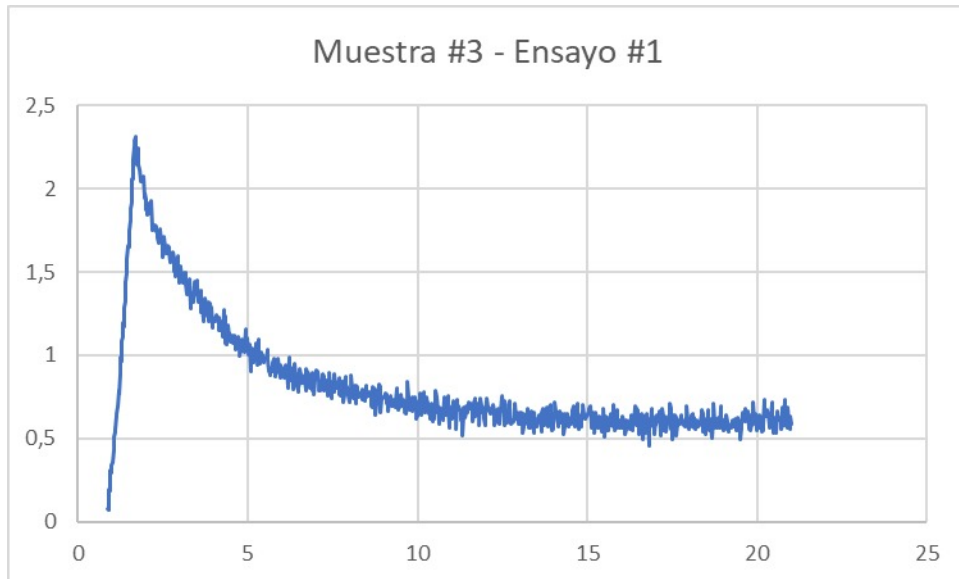
La fase de relajación, la cual se puede apreciar después del punto de carga máxima, exhibió el comportamiento viscoelástico esperado del cartílago articular. La mayor disminución de la carga máxima se produjo en los primeros 5 segundos, estabilizándose gradualmente hacia un valor de equilibrio estático después de unos 10 segundos. La relajación de carga alcanzó aproximadamente un 55–65% de la carga pico inicial en un periodo de 20 segundos, ilustrando claramente esta propiedad del material.

La gráfica en el ensayo#1 indica una fuerza máxima de 3.38 N (obtenida de la tabla de resultados de la máquina MTS Bionix) para alcanzar el desplazamiento máximo de 0.2 mm en la muestra #2. De manera similar, las otras dos gráficas muestran fuerzas máximas de 4.04 N para la muestra #2, ensayo #2, y de 2.88 N para la muestra #2, ensayo #3.

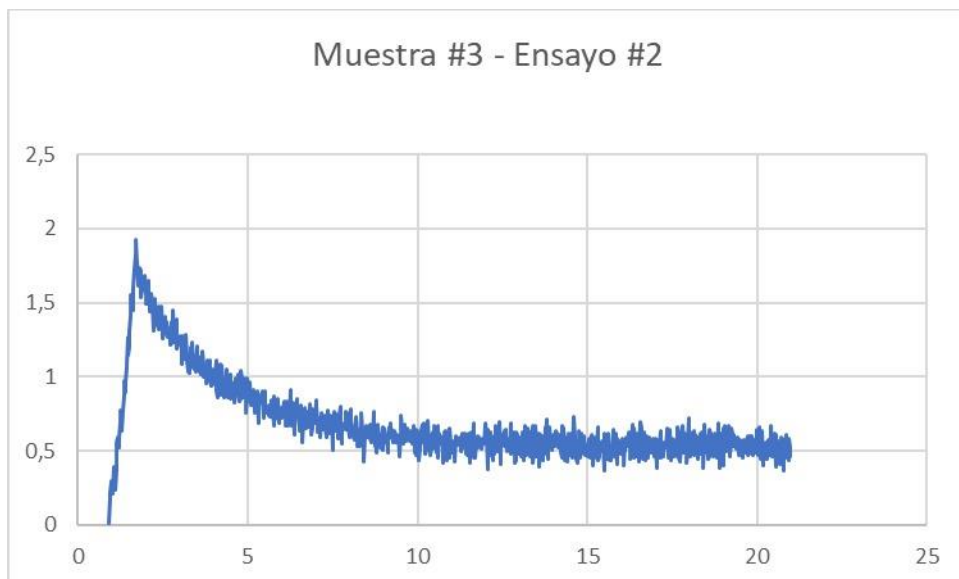
Para la muestra #3 a temperatura ambiente:

**Figura 44.**

*Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #1 de la muestra #3 a temperatura ambiente.*

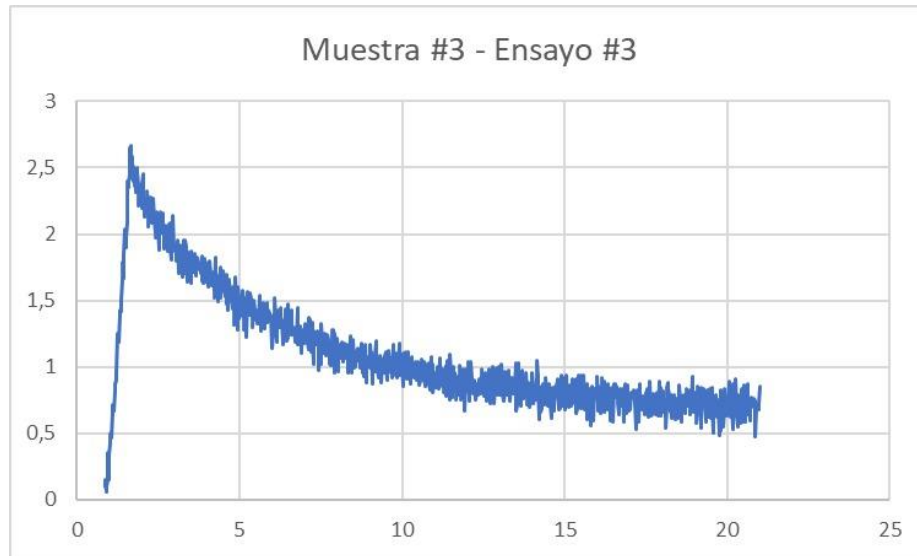
**Figura 45.**

*Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #2 de la muestra #3 a temperatura ambiente.*



**Figura 46.**

*Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #3 de la muestra #3 a temperatura ambiente*



Las gráficas de carga-tiempo, obtenidas, en las cuales se puede apreciar las dos fases, de carga y relajación, con una profundidad de indentación de 0.20 mm con un indentador esférico (radio 1.5875 mm) en tres puntos aleatorios, revelaron un comportamiento mecánico viscoelástico típico del cartílago. La fase de carga inicial mostró un aumento no lineal en forma, podría decirse de "J", con una rigidez (inclinación) que se incrementaba progresivamente hasta alcanzar la indentación máxima.

La fase de relajación, la cual se puede apreciar después del punto de carga máxima, exhibió el comportamiento viscoelástico esperado del cartílago articular. La mayor disminución de la carga máxima se produjo en los primeros 5 segundos, estabilizándose gradualmente hacia un valor de equilibrio estático después de unos 10 segundos. La relajación de carga alcanzó aproximadamente

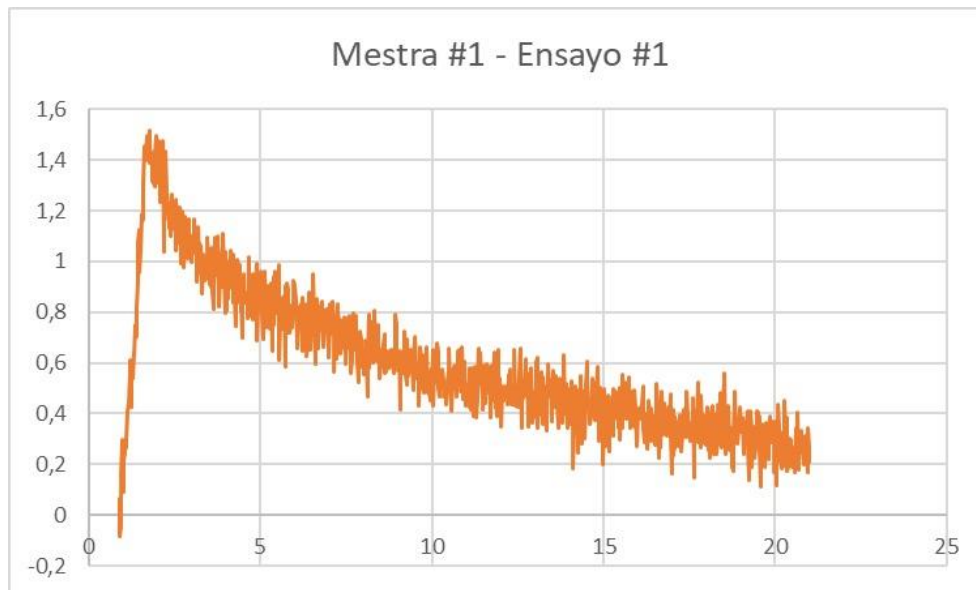
un 55–65% de la carga pico inicial en un periodo de 20 segundos, ilustrando claramente esta propiedad del material.

Analizando los datos cuantitativos que nos arrojan las gráficas, se puede apreciar que la gráfica en el ensayo #1 indica una fuerza máxima de 2.306 N (obtenida de la tabla de resultados de la máquina MTS Bionix) para alcanzar el desplazamiento máximo de 0.2 mm en la muestra #3. De manera similar, las otras dos gráficas muestran fuerzas máximas de 1.911 N para la muestra #3, ensayo #2, y de 2.67 N para la muestra #3, ensayo #3.

Para la muestra #1 a temperatura corporal controlada.

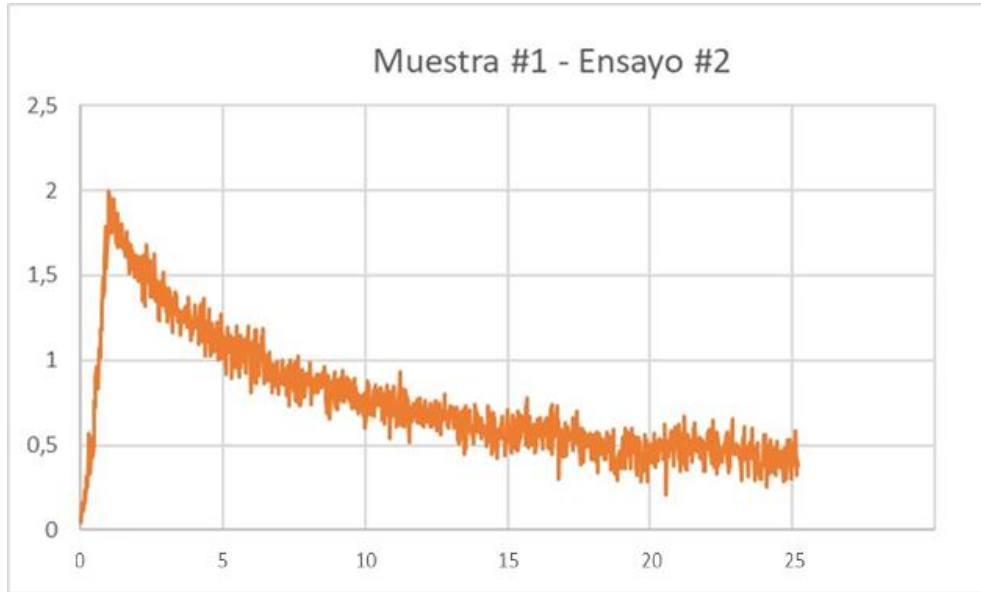
#### **Figura 47.**

*Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #1 de la muestra #1 a corporal controlada*



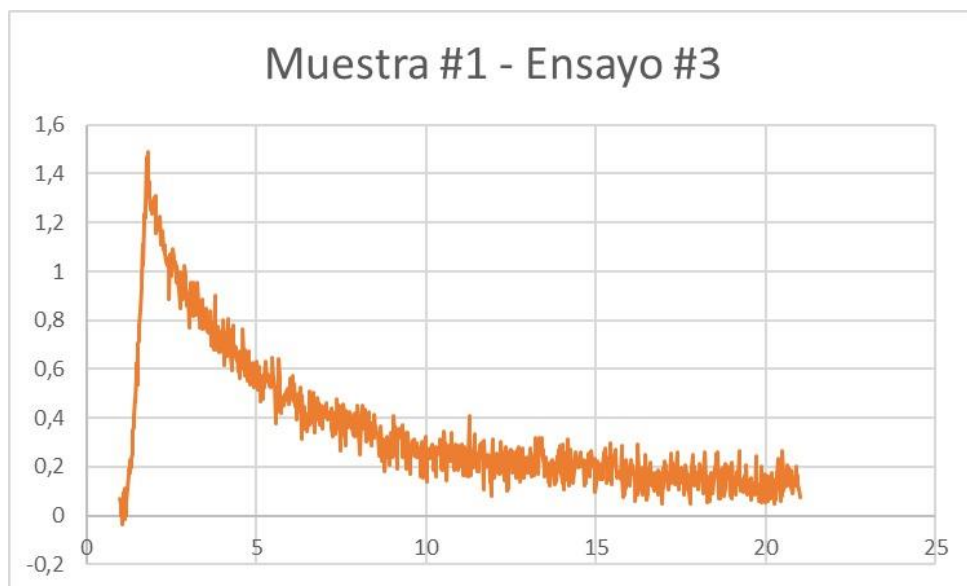
**Figura 48.**

*Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #2 de la muestra #1 a temperatura corporal controlada*



**Figura 49.**

*Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #3 de la muestra #1 a temperatura corporal controlada*



Para las gráficas anteriormente mostradas, se puede apreciar las curvas de carga tiempo mostraron la carga y la relajación del tejido hasta un desplazamiento de 0,20 mm en cada una de los 3 puntos determinados aleatoriamente para esta muestra en zonas especificadas de interés con un indentador esférico de radio de 1,5875mm, esto a la misma tasa de deformación (velocidad de desplazamiento del indentador a 0,25mm/s) y manteniendo la temperatura del cartílago como fue especificado usando la cámara enviro Bath.

El comportamiento mecánico presentado por el cartílago durante este estudio fue típico de los materiales biológicos viscoelásticos, con la región de rampa inicial mostrando un aumento no lineal en la carga con el desplazamiento aplicado asimilándose a lo que vendría siendo una “j” con la carga al principio siendo un poco más flexible y aumentando lentamente antes de volverse paulatinamente con más inclinación hasta que se alcanzó la profundidad máxima de indentación aplicada determinada anteriormente, no se observó diferencias significativas respecto a cuando no se usó el baño.

Los datos de la porción de relajación también presentan el comportamiento esperado por las características del cartílago articular y su condición de material viscoelástico. La curva mostró que la mayor parte del decaimiento de la carga máxima ocurrió en la fase inicial, cuando transcurrió aproximadamente 5 segundos. Después de aproximadamente 10 s, la carga convergió gradualmente hacia su valor de equilibrio estático. El grado de relajación de carga presente fue de aproximadamente 55–65% de la carga pico inicial durante el período de 20 s, es por esto que se ilustra hasta este punto habilitándonos de apreciar de mejor manera su comportamiento característico.

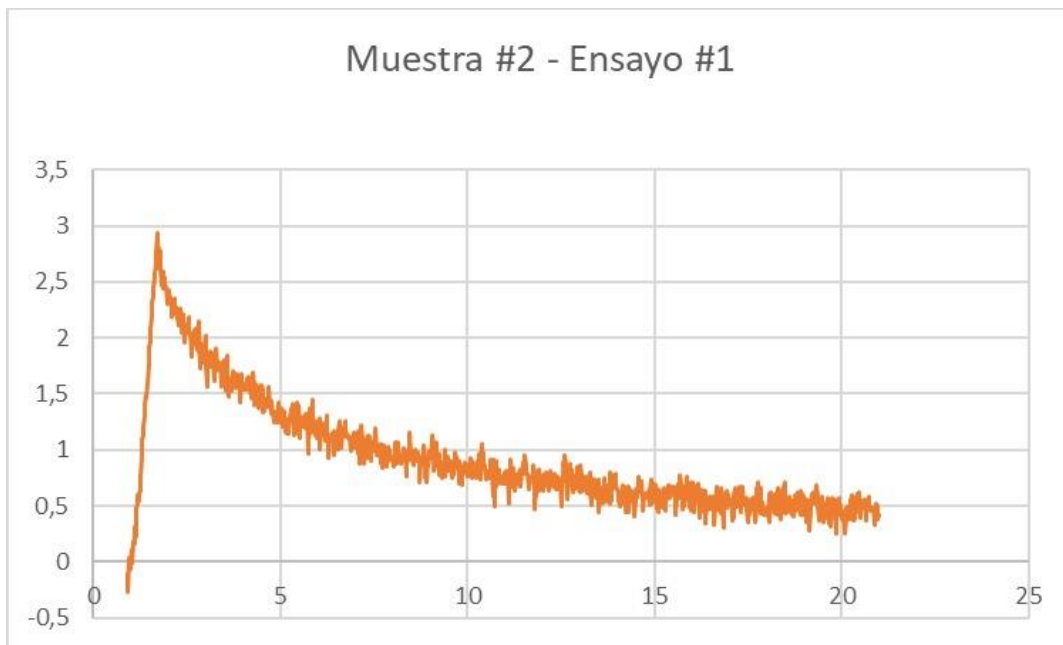
La gráfica anterior nos muestra el valor máximo de fuerza ejercida para generar huella en la muestra es de **P=1.528 N**. (dato obtenido de los resultados arrojados en forma de tabla por la

máquina MTS Bionix al momento de realizar la prueba), correspondiente al desplazamiento máximo de 0,2mm para la muestra#1 ensayo #1, de igual manera en las otras dos graficas se puede observar sus correspondientes valores máximos de  $P=2,025\text{N}$  para la muestra#1 ensayo #2, y de  $P=1,489\text{N}$  para la muestra#1 ensayo #3. Datos de fuerzas que se puede apreciar a priori que tienen una tendencia a ser más bajos, se evaluará esta conjetura más adelante.

Para la muestra #2 a temperatura corporal controlada:

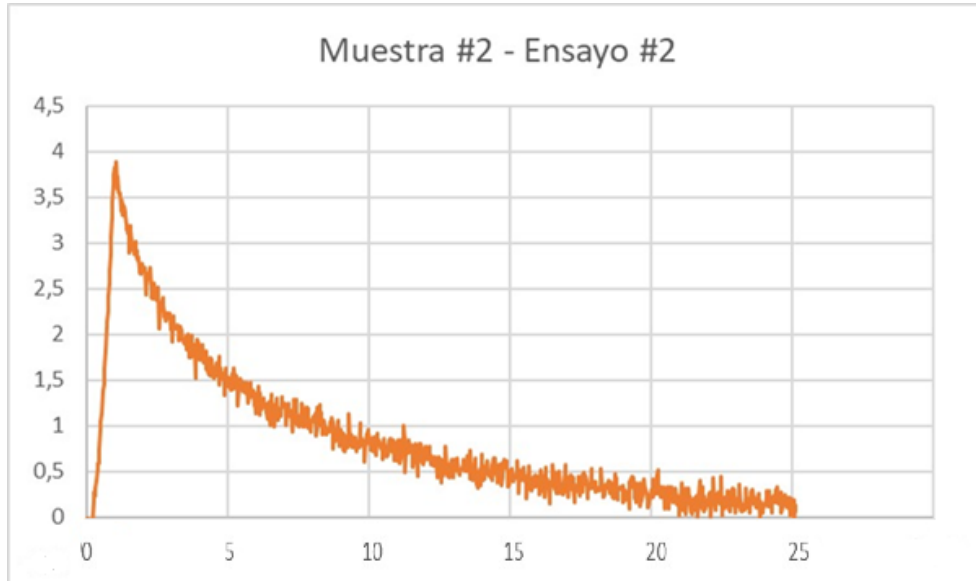
### Figura 50.

*Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #1 de la muestra #2 a temperatura corporal controlada*

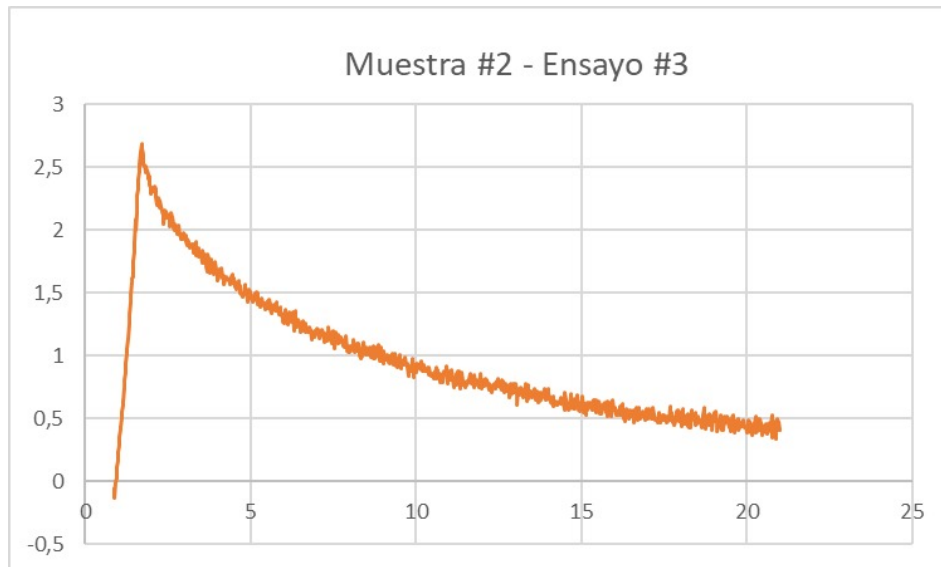


**Figura 51.**

*Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #2 de la muestra #2 a temperatura corporal controlada*

**Figura 52.**

*Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #3 de la muestra #2 a temperatura corporal controlada.*



A partir de las gráficas anteriores, las cuales ilustran las curvas de carga-tiempo durante la carga y relajación del cartílago hasta 0.20 mm de desplazamiento en tres puntos aleatorios, utilizando un indentador esférico de 1.5875 mm de radio, Datos de fuerzas que se puede apreciar a priori que tienen una tendencia a ser más bajos, se evaluará esta conjetura más adelante.

El comportamiento mecánico observado fue característico de un material biológico viscoelástico, con una fase de carga inicial no lineal en forma de "J", mostrando una rigidez que aumentaba gradualmente hasta alcanzar la profundidad máxima de indentación, no se observó diferencias significativas respecto a cuando no se usó el baño.

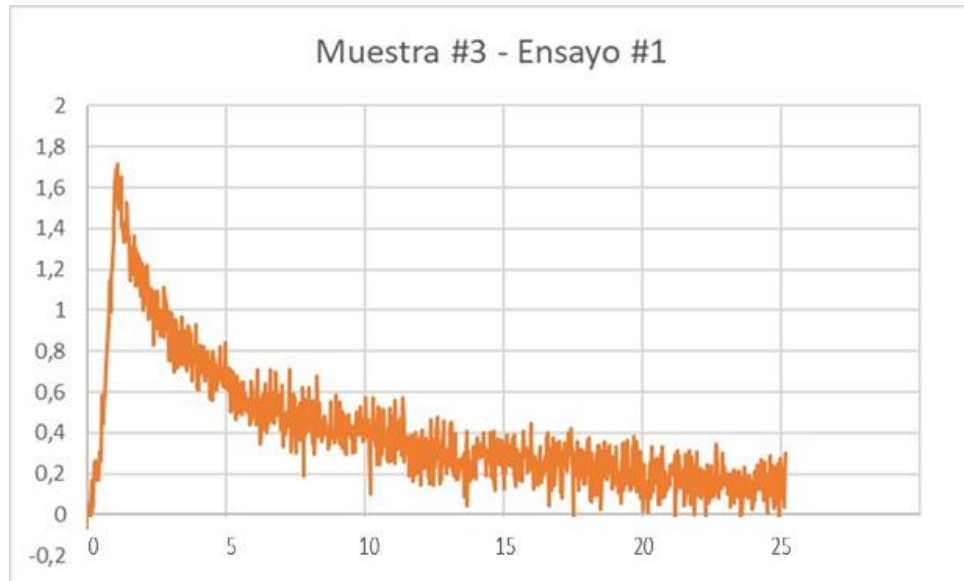
La fase de relajación, la cual se puede apreciar después del punto de carga máxima, exhibió el comportamiento viscoelástico esperado del cartílago articular. La mayor disminución de la carga máxima se produjo en los primeros 5 segundos, estabilizándose gradualmente hacia un valor de equilibrio estático después de unos 10 segundos. La relajación de carga alcanzó aproximadamente un 55–65% de la carga pico inicial en un periodo de 20 segundos, ilustrando claramente esta propiedad del material.

La gráfica en el ensayo #1 indica una fuerza máxima de 2.921 N (obtenida de la tabla de resultados de la máquina MTS Bionix) para alcanzar el desplazamiento máximo de 0.2 mm en la muestra #2. De manera similar, las otras dos gráficas muestran fuerzas máximas de 3.4236 N para la muestra #2, ensayo #2, y de 2689 N para la muestra #2, ensayo #3. Estos datos de fuerza máxima identificados en las curvas a priori indicarían que hay una tendencia a que sean más bajos, se evaluará esta conjetura más adelante.

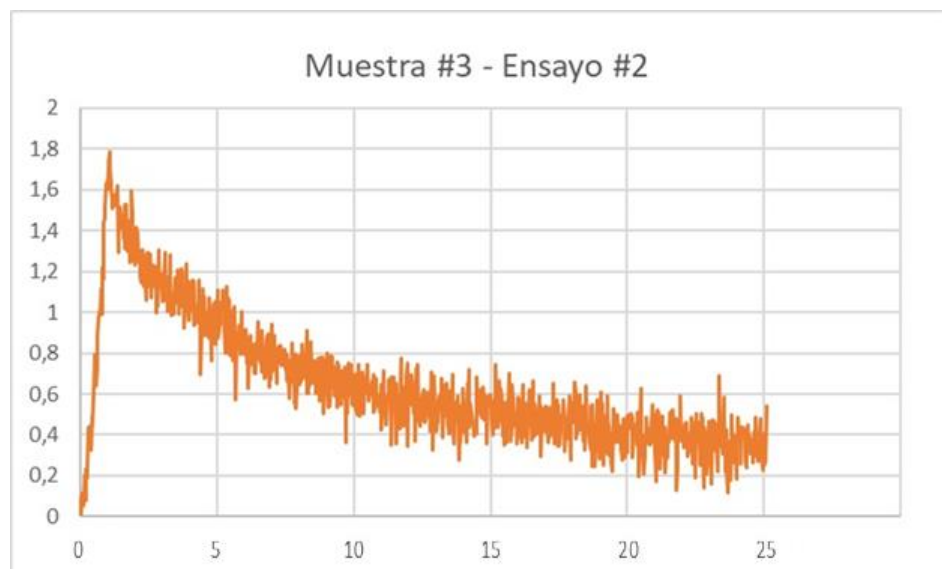
Para la muestra #3 a temperatura corporal controlada:

**Figura 53.**

*Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #1 de la muestra #3 a temperatura corporal controlada*

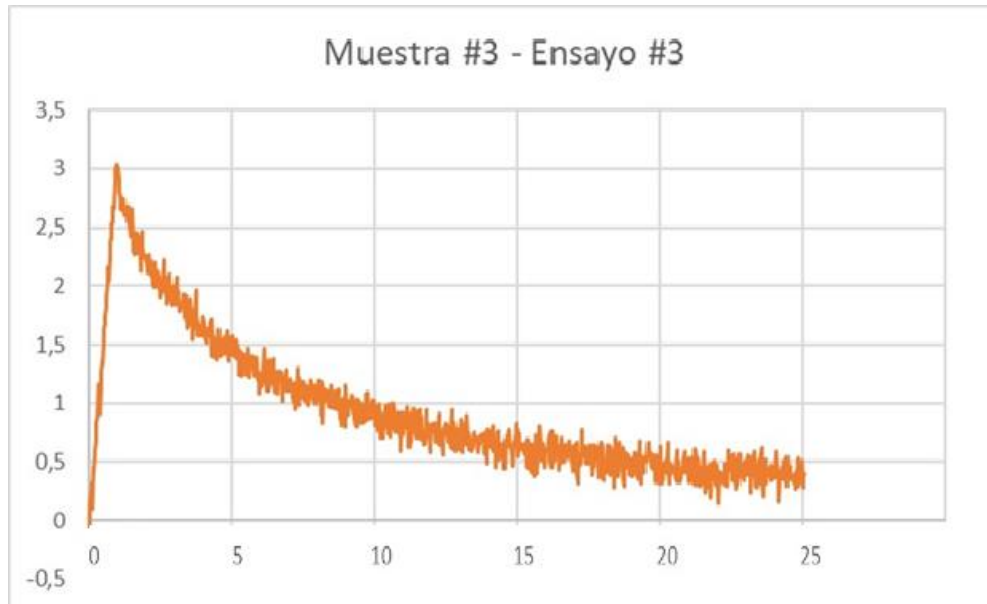
**Figura 54.**

*Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #2 de la muestra #3 a temperatura corporal controlada.*



**Figura 55.**

*Grafica fuerza [N] Vs Tiempo [s] de ensayo de indentación en prueba #3 de la muestra #3 a temperatura corporal controlada*



Las gráficas de carga-tiempo, obtenidas, en las cuales se puede apreciar las dos fases, de carga y relajación, con una profundidad de indentación de 0.20 mm con un indentador esférico (radio 1.5875 mm) en tres puntos aleatorios, esto a la misma tasa de deformación (velocidad de desplazamiento del indentador a 0,25mm/s) y manteniendo la temperatura del cartílago como fue especificado usando la cámara enviro Bath.

A partir de estos resultados se pudo observar un comportamiento mecánico viscoelástico típico del cartílago. La fase de carga inicial mostró un aumento no lineal en forma, podría decirse de "J", con una rigidez (inclinación) que se incrementaba progresivamente hasta alcanzar la indentación máxima, no se observó diferencias significativas respecto a cuando no se usó el baño.

La fase de relajación, la cual se puede apreciar después del punto de carga máxima, exhibió el comportamiento viscoelástico esperado del cartílago articular. La mayor disminución de la carga máxima se produjo en los primeros 5 segundos, estabilizándose gradualmente hacia un valor de equilibrio estático después de unos 10 segundos. La relajación de carga alcanzó aproximadamente un 55–65% de la carga pico inicial en un periodo de 20 segundos, ilustrando claramente esta propiedad del material.

Analizando los datos cuantitativos que nos arrojan las gráficas, se puede apreciar que la gráfica en el ensayo#1 indica una fuerza máxima de 1,75 N (obtenida de la tabla de resultados de la máquina MTS Bionix) para alcanzar el desplazamiento máximo de 0.2 mm en la muestra #3. De manera similar, las otras dos gráficas muestran fuerzas máximas de 1.775 N para la muestra #3, ensayo #2, y de 3.021 N para la muestra #3, ensayo #3, Datos de fuerzas pico que se puede apreciar a priori que tienen una tendencia a ser más bajos, comparándolos con los de temperatura ambiente., se evaluara esta conjetura más adelante.

### **7.1 Efecto de la temperatura en la carga**

Para evaluar la influencia de la temperatura en el cartílago, realizamos una serie de indentaciones simples en las dos condiciones de temperatura ya especificadas. Luego analizamos el comportamiento viscoelástico de la muestra durante el período de carga-relajación de indentación y registramos las curvas de carga promedio a diferentes temperaturas en cada una de las 3 muestras para el indentador esférico.

Las cargas pico promedio obtenidas a temperatura ambiente para cada una de las 3 muestras fueron respectivamente de 3.37 N, 4.04 N y 2.67 N; Por otro lado, los mismos valores pico para las 3 muestras a temperatura corporal controlada fueron de 1.49 N, 1.52 N y 1.75 N.

**Figura 56.**

*Carga vs desplazamiento*



*Nota:* Sensibilidad a temperatura de especímenes ex vivo en la porción de indentación. Las cargas de indentación aumentaron con el aumento de la temperatura.

En la anterior grafica comparativa, se ilustra el comportamiento del cartílago articular en la fase de carga, la cual se realiza hasta la profundidad de indentación seteada de 0,2mm, la cual nos permite apreciar el comportamiento proporcional del desplazamiento generado en el tejido a medida que se va aumentando la carga sobre este.

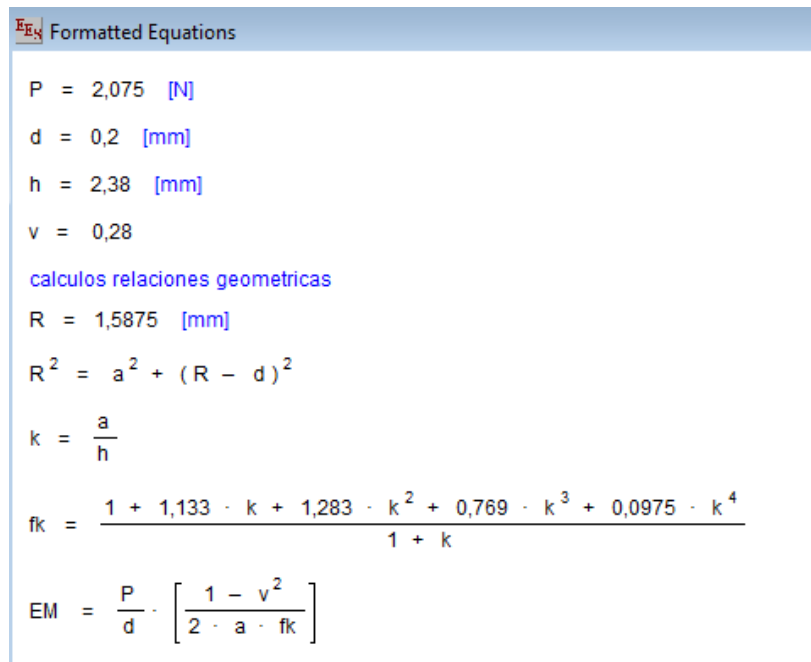
De manera inmediata se puede apreciar la tendencia creciente que tiene el cartílago articular de poseer una mayor resistencia a la deformación cuando se realiza el ensayo a temperatura más baja (temperatura ambiente), esto respaldando a priori nuestra hipótesis de la correlación existente entre la temperatura de la muestra con sus propiedades mecánicas, en este

caso, su rigidez y modulo elástico, que se puede evidenciar en una disminución de la deformación a medida que sube la temperatura.

A pesar de verse gráficamente esta tendencia, se deberá realizar los correspondientes análisis estadísticos respecto al EM para así corroborar la validez estadística del estudio y su aplicabilidad para futuros estudios, así como las conclusiones inferidas a partir de la comparación realizado con el método de correlación de pearsons.

## 7.2 Respuesta mecánica general

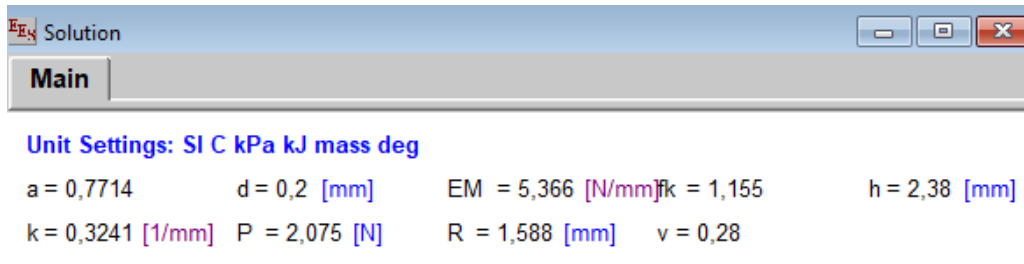
Por último, ya anteriormente habiendo explicado cada una de las variables y sus respectivos valores a utilizar, solo queda reemplazar estas con los datos de cada uno de los ensayos de indentación a lo largo de las diferentes muestras, esto realizado mediante el software de resolución de ecuaciones en ingeniería EES, introduciendo todas las ecuaciones con sus respectivos datos e incógnitas, como se podrá apreciar a continuación.



The screenshot shows the EES software interface with the following equations and variables:

- $P = 2,075 \text{ [N]}$
- $d = 0,2 \text{ [mm]}$
- $h = 2,38 \text{ [mm]}$
- $v = 0,28$
- calculos relaciones geometricas
- $R = 1,5875 \text{ [mm]}$
- $R^2 = a^2 + (R - d)^2$
- $k = \frac{a}{h}$
- $$fk = \frac{1 + 1,133 \cdot k + 1,283 \cdot k^2 + 0,769 \cdot k^3 + 0,0975 \cdot k^4}{1 + k}$$
- $$EM = \frac{P}{d} \cdot \left[ \frac{1 - v^2}{2 \cdot a \cdot fk} \right]$$

Los datos utilizados para ejemplificar el método de resolución de las ecuaciones son los tomados en el ensayo de indentación a temperatura ambiente para la muestra 1.1. Después de resolver, se despeja el módulo elástico y nos queda:



Asimismo, como se pudo apreciar en la ejemplificación anterior, se procedió a realizar el cálculo en todas las indentaciones realizadas, como se mencionó que se haría anteriormente, con lo cual se obtuvo el módulo elástico para todos los ensayos.

**Tabla 8.**

*Resultados de modulo elástico en diferentes condiciones*

Muestra /# de ensayo	EM	Muestra a temperatura corporal controlada [MPa]
	Muestra a temperatura ambiente [MPa]	
MUESTRA 1 / ENSAYO 1	5.37	3.95
MUESTRA 1 / ENSAYO 2	5.30	4.23
MUESTRA 1 / ENSAYO 3	4.80	3.85
MUESTRA 2 / ENSAYO 1	8.75	8.85
MUESTRA 2 / ENSAYO 2	10.46	7.55
MUESTRA 2 / ENSAYO 3	7.46	6.95
MUESTRA 3 / ENSAYO 1	5.96	4.52
MUESTRA 3 / ENSAYO 2	4.94	4.59
MUESTRA 3 / ENSAYO 3	6.90	7.81

En la anterior tabla podemos ver los resultados obtenidos del módulo elástico en las 3 muestras estudiadas sometidas a las 2 condiciones a evaluar. En la siguiente figura se representarán

gráficamente los resultados obtenidos, para así poder tener una apreciación más visual de lo que nos arrojan los resultados.

**Figura 57.**

*Diagrama cajas y bigotes modulo elástico.*



Se puede observar el diagrama de cajas y bigotes, el cual compara el módulo elástico determinado para cada una de las condiciones de temperatura en la indentación del cartílago articular, realizados en las mismas condiciones críticas ya especificadas para un indentador esférico de radio  $r$  de 1,5875mm, a una tasa de deformación de 0,25mm/s hasta la profundidad especificada de 0,2mm.

Como ya se había visto anteriormente en la interpretación de los gráficos de carga vs desplazamiento, una vez calculado el módulo elástico mediante el modelo de Hayes, se puede observar la clara tendencia de la respuesta del cartílago a ser dependiente de la temperatura de realización del ensayo, ya que los valores de rigidez calculados para las pruebas de temperatura ambiente son mayores a los arrojados por la prueba en temperatura corporal controlada.

Basándose en esta observación visual y para corroborar la tendencia observada de manera estadísticamente rigurosa, se procedió a aplicar la prueba de Wilcoxon de rangos con signo para muestras pareadas. Esta prueba no paramétrica fue seleccionada dada la naturaleza dependiente de las mediciones (cada muestra de cartílago se evaluó en ambas condiciones de temperatura) y el tamaño de la muestra. Los resultados de la prueba de Wilcoxon revelaron una diferencia estadísticamente significativa en la deformación del cartílago entre la temperatura ambiente y la temperatura corporal controlada nos mostró una disminución significativa en los valores de EM al aumentar la temperatura de indentación a la corporal controlada, para nuestras condiciones de prueba ( $p < 0.05$ ), lo que refuerza la suposición de que el módulo elástico del cartílago articular es sensible a las variaciones de temperatura.

### 7.3 Comparación mediante índice de correlación de Pearson

El índice de correlación de Pearson es el indicador numérico más utilizado para evaluar la relación entre dos variables cuantitativas. Se simboliza con la letra **r** y permite cuantificar el grado de asociación entre ambas variables. El cálculo del coeficiente de Pearson se basa en la covarianza de las variables dividida por el producto de sus desviaciones estándar. Matemáticamente, se expresa como:

$$r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}}$$

Donde

- $x_i$  son los promedios de los valores de rigidez por muestra a temperatura ambiente.

□  $y_i$  son los promedios de los valores de rigidez por muestra a temperatura controlada corporal.

□  $\bar{x}$  es la media de los valores de rigidez en temperatura ambiente.

□  $\bar{y}$  es la media de los valores de rigidez en temperatura controlada.

Interpretación del índice de correlación de Pearson

- Si el valor es 0, no hay relación lineal entre las variables.
- Si el valor es mayor que 0, hay una correlación positiva, es decir, las variables aumentan al mismo tiempo.
- Si el valor es menor que 0, hay una correlación negativa, es decir, las variables aumentan en sentido contrario.
- Si el valor es -1, hay una correlación negativa perfecta.
- Si el valor es +1, hay una correlación positiva perfecta.

#### 7.4 Comparación de rigidez mediante índice de correlación de Pearson

Para el calcular el índice de correlación de Pearson y de esta forma poder comparar los datos en las 2 condiciones del ensayo y así poder ver si son datos dependientes entre sí, tenemos los siguientes datos:

**Tabla 9.**

*Datos obtenidos de rigidez muestra 1*

<b>Muestra #1</b>	<b>Rigidez temperatura ambiente</b>	<b>Rigidez temperatura corporal controlada</b>
1	5,301	3,951
2	5,366	4,234
3	4,796	4,849

Teniendo los datos de la rigidez a temperatura ambiente y temperatura corporal controlada procedemos a hacer el cálculo del índice de correlación de Pearson para esta muestra, esto teniendo en cuenta que la condición de temperatura es categórica en este ensayo, por lo cual se procede a codificar numéricamente esta misma (la temperatura) asignándosele los valores establecidos a la hora de la realización del ensayo (23 y 37 grados centígrados respetivamente). El coeficiente de Pearson está diseñado para variables cuantitativas continuas. Interpretar la linealidad de la relación en este contexto puede ser problemático.

Esta correlación nos dirá si hay una tendencia lineal general entre el "nivel" de temperatura (ambiente vs. corporal) y la deformación, pero no analiza la relación dentro de cada condición de temperatura; Una vez establecidos estos dos puntos, se procede a utilizar el método, cuya ecuación de Pearson es:

$$r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}}$$

Procedemos a calcular los demás valores de la ecuación

$x_i$	$x_i - \bar{x}$	$y_i$	$y_i - \bar{y}$	$(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})$	$(x_i - \bar{x})^2$	$(y_i - \bar{y})^2$
23	-7	4.796	0.213	-1.491	49	0.045
23	-7	5.301	0.718	-5.026	49	0.516

$x_i$	$x_i - \bar{x}$	$y_i$	$y_i - \bar{y}$	$(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})$	$(x_i - \bar{x})^2$	$(y_i - \bar{y})^2$
23	-7	5.366	0.783	-5.481	49	0.613
37	7	3.951	-0.632	-4.424	49	0.400
37	7	4.234	-0.349	-2.443	49	0.122
37	7	3.849	-0.734	-5.143	49	0.539

Calculamos los sumatorios:

$$\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y}) = -24.003$$

$$\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 = 294$$

$$\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2 = 2.235$$

Reemplazamos datos y calculamos el valor de  $r$ :

$$r = \frac{-24.003}{\sqrt{294} \cdot \sqrt{2.235}}$$

$$r = \frac{7.545}{25.634}$$

$$r = -0.936$$

El índice de correlación de Pearson dado para la muestra número 1, utilizando el método de la codificación numérica de la variable categórica del estudio (la temperatura) es de **-0.936**.

Un coeficiente de correlación de -0.936 sugiere una correlación negativa fuerte entre la temperatura codificada (para ambiente y para corporal) y la deformación en esta muestra. Esto indica una tendencia clara a que a medida que la temperatura cuantificada aumenta (de ambiente a corporal), el módulo elástico tiende a disminuir en una relación lineal fuerte, hallazgo que coincide con lo planteado a priori en este estudio.

Utilizando una calculadora en línea (VassarStats), teniendo en cuenta el tamaño de muestra y los grados de libertad) al ingresar estos valores, obtenemos un valor  $p < 0,05$ , lo cual nos indica que el módulo elástico varía significativamente respecto al cambio de temperatura

La correlación con la temperatura codificada o con los valores reales de temperatura, aunque te da un número, puede ser una interpretación menos directa de la relación en este diseño experimental. Posiblemente no sea el método de análisis estadístico idónea para este tipo de experimento por la naturaleza categórica de la variable independiente, se plantea una interpretación mas exhaustiva en la sección de discusión.

## **8. Discusión**

En este trabajo, se caracterizó las propiedades mecánicas del cartílago articular porcino post mortem ex vivo, utilizando pruebas de indentación y describimos cuantitativamente la respuesta mecánica del tejido comprimido bajo una tasa de carga y profundidad de indentación definidas, a diferentes temperaturas de prueba.

Al realizarse el planteamiento del ensayo, se hace importante tener en cuenta las posibles diferencias respecto su anatomía y fisiología; Si bien el cartílago porcino comparte similitudes con el humano y se usa como modelo, diferencias en su composición y estructura podrían alterar su respuesta mecánica. Por ello, la extrapolación de los resultados de este ensayo porcino al cartílago humano debe realizarse con cautela, resaltando la necesidad de estudios futuros en tejido humano para confirmar la relevancia clínica de estos hallazgos.

Siguiendo la misma línea de ideas, La heterogeneidad inherente del cartílago articular, hablando de las propiedades mecánicas, las cuales varían significativamente según la zona de la superficie analizada, introduce una posible fuente de varianza en los resultados de indentación. Dado que las mediciones se realizaron en puntos específicos, las diferencias regionales en la composición de la matriz, la organización del colágeno y la densidad de condrocitos podrían haber afectado la respuesta a la carga y la relajación del tejido. Por lo tanto, a pesar de haberse tomado medidas para controlar esta variable crítica, al interpretar los datos es importante considerar que los valores obtenidos representan las propiedades mecánicas en las zonas puntuales evaluadas y podrían no reflejar la respuesta global o promedio de todo el tejido cartilaginoso.

Después de haberse mencionado las variables críticas en el anterior párrafo, se hace necesario hablar de estas, ya que a pesar de ser estudiadas en el marco teórico y por tanto, se procuro su control para una respuesta estadística mas significativa en el presente estudio, muchas de estas tienen un efecto muy significativo en la respuesta mecánica del cartílago articular.

Dentro de lo más destacable, la estimación del espesor del cartílago como constante es una suposición que podría considerarse generadora de varianza a la hora de realizar la determinación de las propiedades mecánicas del cartílago articular. A pesar de en el presente trabajo haberse encontrado diferencias depreciables en esta medida, se hace importante evaluar mas exhaustivamente el nivel de varianza de esta medida, y su efecto en la respuesta del tejido, y a partir de esto, evaluar cual es la opción mas optima debido a la variabilidad que supone la medición a priori del cartílago en su respuesta mecánica, como ya se especificó en este trabajo.

De la mano con la determinación del espesor del cartílago, se hace presente la discusión respecto a la profundidad de indentación, ya sea como una constante, o como una dependiente de del espesor (profundidad nominal, porcentual). Si bien a lo largo de los estudios se ha evidenciado

que la respuesta del cartílago genera menor dispersión de datos realizándose con una profundidad nominal, también hay que tener en cuenta la necesidad de conocimiento a priori del espesor local específico de esta zona del cartílago, lo cual hace que su uso sea mucho más complejo, como se explicó en el párrafo anterior.

La profundidad de indentación es una variable de suma importancia como ya se pudo evidenciar, por lo que ya hemos mencionado, pero aparte de esto juega un papel fundamental a la hora de evitar los efectos de borde; a pesar de haber tomado las medidas requeridas en pro de evitar estos efectos adversos (como la profundidad de indentación nominal inferior al 10%, o el mapeo de distancia mínima respecto a otros puntos de indentación superior a 3a), es importante plantearse si es suficiente para la implementación de estos modelos matemáticos con suposiciones de espacios semi infinitos.

Siguiendo el hilo de ideas planteado en la presente discusión, llegamos a uno de los puntos más relevantes a la hora de la realización del ensayo, y es el uso del modelo matemático de Hayes; habría que plantearse si es el modelo más óptimo a usarse, esto teniendo en cuenta su carácter monofásico, comparado con modelos que describen el carácter bifásico del cartílago articular, como el planteado por Mow y Lai. Se propone una evaluación futura del nivel de varianza que se podría generar respecto al uso de un modelo respecto a otro.

Por otra parte, considerando la naturaleza viscoelástica del cartílago articular, influenciada por factores dependientes del tiempo y la historia de carga, la decisión de emplear el modelo de Hayes et al. se alineó directamente con el objetivo de cuantificar propiedades como el módulo elástico y la viscosidad efectiva a partir de nuestras pruebas de indentación. La complejidad inherente a la implementación y parametrización de modelos bifásicos, como el de Mow y Lai, que requieren la determinación experimental de parámetros adicionales como la permeabilidad y

el módulo agregado, excedía el alcance y los recursos disponibles para esta investigación de pregrado. El modelo monofásico de Hayes ofreció un marco teórico manejable y directamente aplicable a nuestros datos experimentales de carga y desplazamiento en función del tiempo, permitiendo una caracterización inicial de la viscoelasticidad del cartílago bajo nuestras condiciones específicas.

Si bien los modelos bifásicos proporcionan una descripción más exhaustiva del comportamiento del cartílago al considerar la interacción sólido-fluido, la aplicación del modelo de Hayes et al. en este estudio sienta una base sólida para futuras investigaciones. La caracterización de la viscoelasticidad bajo nuestras condiciones experimentales específicas (rango de cargas, velocidades de indentación, tipo de muestra) puede ofrecer una contribución valiosa al conocimiento existente y ser comparable con estudios previos. En proyectos futuros, la incorporación de modelos bifásicos permitiría una comprensión más profunda al considerar la influencia del fluido intersticial, representando esta tesis una etapa inicial en la exploración de las propiedades mecánicas del cartílago articular.

Entrando en materia a lo que ya vendría siendo la interpretación de los datos obtenidos con el ensayo, se presentaron percances debido al tamaño de muestra reducido en ambas condiciones experimentales ( $n=9$  por grupo), por lo cual se hizo importante considerar la baja potencia estadística de este estudio. Esta limitación disminuye la probabilidad de detectar una correlación real existente en la población si el tamaño del efecto es pequeño o moderado, aumentando el riesgo de un error tipo II (no detectar una correlación verdadera). Por lo tanto, los coeficientes de correlación de Pearson calculados y la evaluación de su significancia estadística deben interpretarse con cautela, y la ausencia de significancia no implica necesariamente la inexistencia de una relación real entre las variables estudiadas. Se sugiere que futuras investigaciones con

tamaños de muestra mayores podrían proporcionar una mayor claridad sobre la verdadera magnitud y significancia de estas relaciones.

Por otro lado, teniendo en cuenta a priori el tamaño de muestra limitado en cada grupo experimental ( $n=9$ ) y sus contras, se podría plantear, con el fin de obtener un intervalo de confianza que proporcione una estimación más precisa, aunque con un menor nivel de certeza, optar por utilizar un intervalo de confianza del 80%. Un intervalo del 95% con este tamaño de muestra resultaría considerablemente más amplio, dificultando la identificación de tendencias potenciales. Si bien este nivel de confianza implica una mayor probabilidad de que el verdadero valor poblacional se encuentre fuera del intervalo (20%), se consideraría adecuado para la naturaleza exploratoria de este estudio (o para enfocarse en la magnitud potencial del efecto). Los resultados se interpretarían teniendo en cuenta esta limitación.

Siguiendo con el hilo del análisis estadístico, si bien se calculó el coeficiente de correlación de Pearson entre la temperatura y la deformación, es fundamental reconocer que la temperatura en este estudio es inherentemente una variable categórica con dos niveles distintos: ambiente y corporal. La aplicación del coeficiente de Pearson requirió una codificación numérica de estos niveles, lo que permite el cálculo, pero limita la interpretación directa de 'r' como una medida de relación lineal a lo largo de una escala continua de temperatura. En cambio, el valor obtenido refleja una tendencia general en los datos al transicional entre los grupos de temperatura codificados, sugiriendo una diferencia en la deformación entre las condiciones. Por lo cual, se plantea la posibilidad de implementación de un análisis más apropiado para evaluar el efecto de esta variable categórica sobre la deformación continua radica en la comparación directa de las medias o medianas de los grupos de deformación mediante pruebas estadísticas diseñadas para tal fin, como la prueba t de Student o la U de Mann-Whitney.

Como en todo trabajo experimental, este estudio tiene algunas limitaciones que vale la pena tener en cuenta. Una de las principales es que se trabajó con tejido inerte, lo cual no permite reproducir por completo las condiciones reales de un cartílago vivo. Si bien se siguieron protocolos de conservación estrictos para mantener sus propiedades, con el paso del tiempo es inevitable que el tejido sufra ciertos procesos de degradación y pérdida viabilidad celular, lo que puede alterar su comportamiento viscoelástico.

Estos cambios pueden afectar la manera en que el cartílago responde a las cargas durante los ensayos, por lo que es posible que los resultados no reflejen con total exactitud lo que ocurriría en un entorno biológico activo. Además, factores como la hidratación del tejido, la temperatura o la integridad de su estructura interna también pueden haberse visto modificados durante el almacenamiento. Por eso, aunque los resultados obtenidos son válidos y consistentes dentro del contexto experimental, es importante interpretarlos con cautela al intentar trasladarlos a condiciones reales dentro del cuerpo humano.

## **9. Conclusiones**

La selección del indentador fue crucial para garantizar la correcta toma de datos con la mejor precisión y confiabilidad en los resultados obtenidos. El indentador de punta redonda permitió una penetración controlada y sin concentración de esfuerzos en los cartílagos articulares de las muestras. Por otro lado, la selección de su radio también fue de vital importancia, ya que como se puede apreciar a lo largo del trabajo, su correcta selección es un factor determinante a la

hora de evaluar la rigidez del cartílago articular y evitar respuestas adversas no esperadas, lo cual aporta a una realización de indentación mucho más controlada, para poder evaluar la incidencia de la variable que deseamos. Además, el diseño y construcción del sistema de acople con la máquina MTS Bionix 370.02 garantizaron que la indentación se realizara de forma estable dando seguridad en el ensayo.

Los ensayos realizados bajo las condiciones de temperatura ambiente y temperatura controlada corporal denotaron diferencias en sus resultados de deformación. A temperatura corporal se observó una menor resistencia a la deformación en los cartílagos articulares de las muestras para los mismos valores de esfuerzo, lo que sugiere que a mayor temperatura el cartílago tiene a deformarse más. Lo contrario ocurre cuando la muestra es sometida a temperatura ambiente, en esa condición el cartílago presentó una mayor resistencia a la deformación, resultado que va de la mano con lo estudiado en las propiedades de los materiales y el efecto de la temperatura en su comportamiento; Este hallazgo es consecuente con la hipótesis que las propiedades mecánicas del cartílago articular son dependientes de la temperatura.

Los resultados de la rigidez del cartílago articular arrojaron diferencias en su tendencia a pesar de no ser tan altas, al observarse estas tendencias se puede apreciar resultados de rigidez a temperatura ambiente que fueron levemente mayor que a temperatura controlada corporal, lo cual nos dice que a temperatura ambiente el material viscoelástico del cartílago articular es ligeramente más rígido, respaldado por nuestros estudios y el nivel de significancia estadística.

El análisis estadístico que se realiza mediante el índice de correlación de Pearson nos muestra que hay una fuerte relación inversa entre la rigidez y la temperatura de realización del ensayo de indentación, lo cual nos permite ver la dependencia de las propiedades del cartílago respecto a la condición de temperatura de su realización.

Gracias a la realización de esta investigación y a la consulta del estado del arte respecto a indentaciones, se pudo conocer que es de general uso en este tipo de estudios ex-vivo configuraciones de muestras bañadas en solución salina para asimilar las concentraciones corporales y también temperaturas corporales; Por lo cual, a pesar de la determinación de la relevancia de la temperatura, se puede tener certeza en la fiabilidad de estos estudios; asimismo, hay diversos estudios que parametrizan y evalúan la relevancia de muchas otras variables a la hora de realizarse el ensayo de indentación, los cuales muestran una fuerte o mayor incidencia a lo estudiado en el presente trabajo; se podría realizar un estudio comparativo de que factores se les debería dar más énfasis y esfuerzo a la hora de la realización de un ensayo de indentación en tejidos viscoelásticos.

Los hallazgos de esta investigación abren nuevas líneas de estudio en la biomecánica del cartílago. Se recomienda realizar estudios adicionales para evaluar la variabilidad de las propiedades mecánicas del cartílago y su respuesta a la temperatura. A pesar de las limitaciones estadísticas ya mencionadas a lo largo del trabajo, este estudio proporciona evidencia clara de que la temperatura influye significativamente en la rigidez y deformación del cartílago articular, lo que tiene implicaciones importantes para aplicaciones biomédicas, como el diseño de dispositivos médicos relacionados con las articulaciones, así como potenciales tratamientos para afecciones relacionadas con la clase de tejidos estudiados, o incluso simplemente en el entendimiento a fondo de este tipo de materiales viscoelásticos.

### Referencias Bibliográficas

Acosta-Arias, C. M., & Arboleda-Triviño, A. F. (2021). Implementación de la matriz de toma de decisiones (método Pugh) para la adquisición de maquinaria, con el fin de reducir costos y optimizar recursos en empresas de construcción de pavimentos.

Aguilar Hernández, A., Vela, F. J., Sancho-Tello, M., Zurriaga Carda, J., Gómez Ribelles, J. L., & Carda Batalla, C. (2020). *Modelo porcino para investigación del cartílago articular: estudio histológico*.

Alvarez, J. V. (2001). Cartílago articular: estado actual del problema.

Antons, J., Marascio, M. G. M., Nohava, J., Martin, R., Applegate, L. A., Bourban, P. E., & Pioletti, D. P. (2018). Zone-dependent mechanical properties of human articular cartilage obtained by indentation measurements. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 29, 57.

Askeland, D. R. (s.f.). *Ciencia e ingeniería de materiales (7ª ed., p. 217)*.

ASTM International Committee E-28 on Mechanical Testing. (2019). *Standard test methods for Rockwell hardness of metallic materials*. ASTM International.

Athanasίου, K. A., Agarwal, A., Muffoletto, A., Dzida, F. J., Constantinides, G., & Clem, M. (1995). Biomechanical properties of hip cartilage in experimental animal models. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 316, 254–266.

Berni, M., Erani, P., Lopomo, N. F., & Baleani, M. (2022). Optimización del protocolo de indentación in situ para mapear las propiedades mecánicas del cartílago articular. *Materials*, *15*, 6331.

Bland, D. R. (2016). *The theory of linear viscoelasticity*. Courier Dover Publications.

Coletti, J. R., Akeson, W. H., & Woo, S. L. (1972). A comparison of the physical behavior of normal articular cartilage and the arthroplasty surface. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, *54*, 147–160.

Escalante Quispe, J. F., & Sanjines Hualpa, J. A. (2023). Implementación y estimación de la incertidumbre de un módulo de durómetros portátiles para evaluar la dureza superficial de componentes mecánicos según las normas ASTM A-956 y ASTM A-1038 para el laboratorio de materiales de la EPIMMEM de la UCSM.

Escobedo Juárez, I., Espinoza Picazo, A., Instituto Politécnico Nacional, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Unidad de Aprendizaje: Ingeniería de Materiales, & Laboratorio de Ensayo de Materiales. (2015). *Ensayo dureza Rockwell*.

Etxeberria, J. (1999). *Regresión múltiple*. Cuadernos de Estadística. La Muralla.

EUROLAB. (2017). Principio de medición de la prueba de dureza Rockwell.

EUROLAB. (2017). Principio de medición de la prueba Vickers.

Ferry, J. D. (1980). *Viscoelastic properties of polymers*. John Wiley & Sons.

García, J. J., & Cortés, D. H. (2006). A nonlinear biphasic viscohyperelastic model for articular cartilage. *Journal of Biomechanics*, *39*, 2991–2998.

Garriga Rodriguez, A. (2019). *Recursos en project management*.

Grajales, T. (2000). *Tipos de investigación* (pp. 112–116).

Gutiérrez Mayorga, J. S., & Méndez Chaverra, D. F. (s.f.). Entendiendo el comportamiento mecánico durante el ensayo de dureza de materiales nanocristalinos metálicos.

Hamsayeh Abbasi Niasar, E., & Li, L. (2025). Implication of region-dependent material properties of articular cartilage in the contact mechanics of porcine knee joint. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 26, 1–13.

Hayes, W. C., Keer, L. M., Herrmann, G., & Mockros, L. F. (1972). A mathematical analysis for indentation tests of articular cartilage. *Journal of Biomechanics*, 5, 541–551.

Hoch, D. H., Grodzinsky, A. J., Koob, T. J., Albert, M. L., & Eyre, D. R. (1983). Early changes in material properties of rabbit articular cartilage after meniscectomy. *Journal of Orthopaedic Research*, 1, 4–12.

Holmvall, K., Camper, L., Johansson, S., Kimura, J. H., & Lundgren-Åkerlund, E. (1995). Chondrocyte and chondrosarcoma cell integrins with affinity for collagen type II and their response to mechanical stress. *Experimental Cell Research*, 221, 496–503.

Lastra, M. L. (2018). Desarrollo de estrategias de ingeniería de tejidos para la regeneración ósteo-cartilaginosa (Tesis doctoral). Universidad Nacional de La Plata.

López Laguna, M. (2015). Regeneración de lesiones osteocondrales mediante el uso de aloinjerto óseo y poblaciones celulares condrogénicas embebidas en un hidrogel plasmático.

Mak, A. F., Lai, W. M., & Mow, V. C. (1987). Biphasic indentation of articular cartilage— I. Theoretical analysis. *Journal of Biomechanics*, 20, 703–714.

Margareta, N. O. R. D. I. N., & Víctor, F. (2004). *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético* (pp. 72–74).

Martín Hernández, C. (2002). Estudio mecánico, histológico e histomorfométrico del regenerado de cartílago a partir de injertos de periostio invertido.

Martínez Hernández, B., & Guerrero Rubio, T. M. (2014). Evaluación de la calidad de vida de acuerdo con la escala de WOMAC en pacientes con diagnóstico de enfermedad degenerativa articular de rodilla postoperados de artroplastia de rodilla del Centro Médico ISSEMYM Ecatepec.

Motifolio, Inc. (s.f.). *Kits de herramientas de dibujo de Motifolio*.

Mow, V. C., Gibbs, M. C., Lai, W. M., Zhu, W. B., & Athanasiou, K. A. (1989). Biphasic indentation of articular cartilage—II. A numerical algorithm and an experimental study. *Journal of Biomechanics*, 22, 853–861.

Mow, V. C., Gu, W. Y., & Chen, F. H. (2005). Structure and function of articular cartilage and meniscus. In *Basic orthopaedic biomechanics and mechano-biology* (pp. 181–258).

Mow, V. C., Kuei, S. C., Lai, W. M., et al. (s.f.). Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression: Theory and experiments.

MTS Systems Corporation. (s.f.). *Bionix EnviroBath*.

Nickmanesh, R., Stewart, R. C., Snyder, B. D., Grinstaff, M. W., Masri, B. A., & Wilson, D. R. (2018). Contrast-enhanced computed tomography (CECT) attenuation is associated with stiffness of intact knee cartilage. *Journal of Orthopaedic Research*, 36(10), 2641–2647.

Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1987). Adaptability in frequency and amplitude of leg movements during human locomotion at different speeds. *Acta Physiologica Scandinavica*, 129(1), 107–114.

Noll, W. (2003). The genesis of Truesdell's nonlinear field theories of mechanics. *Journal of Elasticity*, 70, 23–30.

Palastanga, N., Field, D., & Soames, R. (2007). *Anatomía y movimiento humano: Estructura y funcionamiento*.

Panepinto, L. (1996). Miniature swine breeds used worldwide in research. *Advances in swine in biomedical research*. Plenum Press.

Patel, J. M., Wise, B. C., Bonnevie, E. D., & Mauck, R. L. (2019). A systematic review and guide to mechanical testing for articular cartilage tissue engineering. *Tissue Engineering Part C: Methods*, 25(10), 593–608.

Reblar, B. (2022, marzo 28). Ensayo de dureza Knoop | *Ciencia de los Materiales*.

Rodríguez, R. R. (2017). Biomateriales, factores de crecimiento y células para regeneración de cartílago (Tesis doctoral). Universidad de La Laguna, España.

Seidenstuecker, M., Watrinet, J., & Bernstein, A. (2019). Viscoelasticity and histology of the human cartilage in healthy and degenerated conditions of the knee. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 14, 256.

Setton, L. A., Zhu, W., & Mow, V. C. (1993). The biphasic poroviscoelastic behavior of articular cartilage: Role of the surface zone in governing the compressive behavior. *Journal of Biomechanics*, 26(4–5), 581–592.

Shepherd, D. E., & Seedhom, B. B. (1999). Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 58(1), 27–34.

Sim, S., Chevrier, A., Garon, M., Quenneville, E., Lavigne, P., Yaroshinsky, A., Hoemann, C. D., & Buschmann, M. D. (2017). Electromechanical probe and automated indentation maps are sensitive techniques in assessing early degenerated human articular cartilage. *Journal of Orthopaedic Research*, 35(4), 858–867.

Soltz, M. A., & Ateshian, G. A. (2000). Interstitial fluid pressurization during confined compression cyclical loading of articular cartilage. *Annals of Biomedical Engineering*, 28(2), 150–159.

Swann, A. C., & Seedhom, B. B. (1989). Improved techniques for measuring the indentation and thickness of articular cartilage. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 203(3), 143–150.

Towards a reliable characterisation of the mechanical behaviour of brain tissue: The effects of post-mortem time and sample preparation. (2007). *Biorheology*, 44(1), 51–58.

Vaca-González, J. J., Gutiérrez, M. L., & Garzón-Alvarado, D. A. (2017). Cartílago articular: estructura, patologías y campos eléctricos como alternativa terapéutica. Revisión de conceptos actuales. *Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología*, 31(4), 202–210.