



**UNIVERSIDAD MICHOACANA
DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO**



FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

**MODELADO NUMÉRICO DEL CARTÍLAGO
SINOVIAL SUJETO A DEFORMACIÓN**

TESIS

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA MECÁNICA**

PRESENTA:

Ing. Nancy Martínez Gutiérrez

ASESORES:

Dra. Laura Alicia Ibarra Bracamontes

Doctorado en Ciencias (Física)

Dr. Sergio Ricardo Galván González

Philosophiae Doctor (Ph.D.) en Génie Mécanique (Aerothermique numérique)

Morelia Michoacán, Agosto del 2013.



DEDICATORIA

El presente trabajo está dedicado primeramente a Dios que me dio la oportunidad de vivir y estar rodeada de gente tan maravillosa.

Con mucho amor principalmente a mis padres que me dieron la vida y han estado conmigo en todo momento sin importar la distancia, por su ejemplo digno de superación y entrega, por impulsarme a seguir adelante para conseguir todos mis objetivos, por su ejemplo de lucha, porque a pesar de los momentos difíciles que hemos pasado siempre tienen una sonrisa para sacar lo positivo de cada situación difícil, porque sé que cuando hay tempestad en sus brazos está la calma. Los amo.

A mis hermanos Alfonso, Clemente, Livier y Lizeth, que con su amor me han enseñado a seguir adelante. Gracias por su paciencia por compartir sus vidas pero sobre todo gracias por estar en otro logro de mi vida.

*“Hay una fuerza motriz más poderosa que el vapor, la electricidad y la energía atómica.
Esa fuerza es la voluntad”
Albert Einstein*

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a dios por llenar mi vida de alegrías, aprendizaje y bendiciones.

Agradezco hoy y siempre a mi familia.

Agradezco a mis asesores: Dra. Laura Alicia Ibarra Bracamontes y el Dr. Sergio Ricardo Galván González por la disposición, la confianza, la ayuda brindada, por su apoyo y comprensión.

Agradezco a la Facultad de Ingeniería Mecánica y a sus profesores del programa de posgrado por la dedicación, el trabajo y el tiempo que me brindaron.

Agradezco a mis amigos de la facultad por el apoyo y lealtad, por compartir los ratos felices y las angustias, los tiempos libres y los tiempos difíciles.

Agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo monetario recibido bajo la convocatoria de posgrados de calidad.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE FIGURAS	VII
RESUMEN	10
ABSTRACT	11
INTRODUCCIÓN.....	12
CAPÍTULO 1	15
MARCO TEÓRICO	15
1.1 Articulaciones.	15
1.1.1 Clasificación de las articulaciones.	15
1.1.1.1 Articulaciones fibrosas.	15
1.1.1.2 Articulaciones sinoviales.....	17
1.2 Rodilla.....	19
1.2.1 Características esenciales.	19
1.2.2 Cartílago articular.....	20
1.2.2.1 Propiedades físicas y mecánicas del cartílago.....	21
1.2.2.2 Metabolismo del cartílago articular.....	24
1.2.2.3 Evolución del cartílago con la edad.	24
1.2.2.4 Reparación de las lesiones del cartílago.....	25
1.2.3 Función, lubricación y mecanismo de carga.	26
1.2.4 Líquido sinovial.....	29
1.2.4.1 Permeabilidad sinovial.	32
JUSTIFICACIÓN Y PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	33
OBJETIVOS.....	35
OBJETIVO GENERAL.....	35
OBJETIVOS ESPECÍFICOS:	35
HIPÓTESIS	35
ANTECEDENTES.	36
CAPÍTULO 2	39
MODELADO NUMÉRICO.....	39
2.1 Mallas Dinámicas.	40

2.1.1 Mallas Deslizables.....	40
2.1.1.1 Método de Remallado.	42
2.1.1.2 Método de suavizado basado en resortes.	42
2.1.2 Otros métodos de suavizado.....	43
2.1.2.1 Método de suavizado Laplaciano.	43
2.1.2.2 Método de suavizado en la capa límite.	44
2.2 Porosidad.	44
2.2.1 Ley de Darcy y la ecuación de continuidad.	45
2.3 Convergencia de malla.....	45
2.3.1 Consideraciones para un estudio de convergencia de malla.	46
2.3.2 Extrapolación de Richardson.	48
2.3.3 Índice de convergencia de malla.	51
2.3.4 Proporción efectiva de refinamiento de malla.....	52
CAPÍTULO 3	53
METODOLOGÍA.....	53
3.1 Verificación del modelo analítico.....	53
3.2 Aplicación de mallas dinámicas.....	55
3.3 Remallado.	57
3.4 Deformación.	58
3.5 Implementación de mecanismo biela-manivela.....	58
3.6 Metodología para validación del modelo numérico adaptado a Fluent®.	59
3.7 Metodología para la porosidad.....	61
3.8 Metodología para el estudio de convergencia de malla.	61
3.9 Metodología para la validación del modelo.....	62
3.9.1 Modelo analítico propuesto por Walicki et al.	63
3.10 Modelo analítico propuesto por Jurczak.	64
3.11 Geometría del segundo modelo de validación con datos de rodilla.	67
3.12 Geometría del modelo propuesto con datos de rodilla.....	69
CAPÍTULO 4.	73
RESULTADOS.	73

4.1 Estudio de convergencia de malla.....	73
4.2 Validación con el modelo propuesto por Walicki et al.....	75
4.3 Validación con el modelo propuesto por Jurczak.....	76
4.4 Primero modelo de estudio.	78
4.4.1 Variaciones en la viscosidad.	79
4.4.2 Variaciones en el desplazamiento de la deformación.	80
4.4.3 Variaciones en la velocidad de deformación.....	81
4.4.4 Variaciones en la porosidad.	83
4.5 Segundo modelo de estudio o modelo propuesto.	84
4.5.1 Variaciones de desplazamiento en el modelo propuesto.....	84
4.5.2 Variaciones de velocidad de deformación en el modelo propuesto.	85
4.6 Modificaciones de material sólido en la zona del cartílago.....	87
4.7 Modelo para el tobillo con la geometría propuesta por Ruggero et al.....	87
CAPÍTULO 5	89
CONCLUSIONES.....	89
5.1 Conclusiones del trabajo de investigación.....	89
5.2 Perspectivas del trabajo a futuro.	90
5.3 Limitaciones encontradas durante el estudio.	91
ACCIONES DE DIFUSIÓN	92
BIBLIOGRAFÍA	96

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. 1. Ilustración de articulaciones fibrosas a) Articulación fibrosa b) sindemiosis [13].	16
Figura 1. 2. Articulaciones cartilaginosas [13].	16
Figura 1. 3. Tipo de articulaciones sinoviales [9].	18
Figura 1. 4. Zonas del cartílago articular [15].	21
Figura 1. 5. Curvas esfuerzo-deformación de muestras de zona superficial, paralelas y perpendiculares a las fibras de colágeno [20].	22
Figura 1. 6. Esquemas de los diferentes tipos de lubricación articular [15].	28
Figura 1. 7. Diagrama de una articulación sinovial [22].	29
Figura 2. 1. Metodología seguida para la realización de las simulaciones.	40
Figura 2. 2. Ejemplo de Malla Deslizable [34].	41
Figura 2. 3. a) Posición inicial de Malla Deslizable, b) Posición final de la Malla Deslizable [34].	41
Figura 2. 4. a) Configuración inicial del cilindro, b) Configuración final del cilindro posterior a la deformación [34].	43
Figura 2. 5. a) Mallado antes de aplicar el método de suavizado en el borde de la capa límite, b) Mallado después de aplicar el método de suavizado en la capa límite [34].	44
Figura 3. 1. Geometría del modelo de validación [1].	51
Figura 3. 2. Gráfica del artículo de Jurczak con $\epsilon=0.1$ [1].	52
Figura 3. 3. Gráfica reproducida con $\epsilon=0.1$.	52
Figura 3. 4. Gráfica del artículo de Jurczak con $\epsilon=0.5$ [1].	53
Figura 3. 5. Gráfica reproducida con $\epsilon=0.5$.	53
Figura 3. 6 Aplicación de la pared móvil.	54
Figura 3. 7. Desplazamiento de pared móvil.	55
Figura 3. 8. Mallado tetraédrico.	55
Figura 3. 9. Mallado antes de la deformación.	56
Figura 3. 10. Mallado después de la deformación.	56
Figura 3. 11. Mecanismo biela- manivela del pistón.	56
Figura 3. 12. Determinación del desplazamiento del pistón [34].	58
Figura 3.13. Geometría para el modelo de validación para la geometría propuesta por Walicki et al.	61
Figura 3.14. Geometría para el modelo de validación para la geometría propuesta por Walicki et al.	61
Figura 3. 15. Geometría utilizada en el artículo de Jurczak [1].	62
Figura 3. 16. Interpretación de las zonas.	62
Figura 3.17 Articulación del tobillo analizada por A Ruggiero et al [9]	63

Figura 3. 18. Geometría propuesta por Ruggiero Alessandro et al., donde (1) hueso inferior, (2) hueso superior, (3) cartílago articular, (4) líquido sinovial [9].....	63
Figura 3. 19. Zona anatómica de la rodilla líquido-cartílago [18].....	66
Figura 3. 20. Geometría de la rodilla líquido-cartílago.	66
Figura 3. 21. Zona anatómica de la rodilla: Fémur [18].....	68
Figura 3. 22. Gráfica de desplazamiento para el caso de $\epsilon = 0.5$	69
Figura 3. 23. Geometría de la rodilla cartílago-líquido.	69
Figura 4. 1. Gráfica del estudio de convergencia de malla.....	73
Figura4. 2.Gráfica de los resultados de la presión total adimensional del modelo matemático de Walicki [6].	74
Figura 4. 3.Presión total adimensional del modelo numérico obtenido.	74
Figura 4. 4. Presiones adimensionales para $\epsilon = 0.1$ en modelo matemático de Jurczak [1].	75
Figura 4. 5. Presión adimensional obtenida en la simulación para $\epsilon = 0.1$	75
Figura 4. 6. Presión adimensionales para $\epsilon = 0.5$ en modelo matemático de Jurczak [1].	75
Figura 4. 7. Presión adimensional obtenida en la simulación para $\epsilon = 0.5$	75
Figura 4. 8. Geometría del primer modelo de estudio [1]	76
Figura 4. 9. Gráfica de variaciones de viscosidad en el primer modelo de estudio	77
Figura 4. 10. Gráfica de la distribución de vectores de velocidad al término de la deformación (m/s).....	78
Figura 4. 11. Gráficade variaciones de desplazamiento para los diferentes valores de ϵ	78
Figura 4. 12. Gráfica de contornos de presión total para variaciones de desplazamiento (Pa)	79
Figura 4. 13. Gráfica de variaciones de velocidad	80
Figura 4. 14. Gráfica de contornos de presión total para cambios de velocidad en l pared móvil.....	80
Figura 4. 15.Gráfica de variaciones de porcentaje de porosidad.....	81
Figura 4. 16.Gráfica de la presión total para diferentes valores de desplazamiento (ϵ) en modelo propuesto.	82
Figura 4. 17. Gráfica de contorno de presión total (Pa)para diferentes valores de desplazamiento.	83
Figura 4. 18.Gráfica de variaciones de velocidad ($\mu\text{m/s}$) en modelo propuesto.	84
Figura 4. 19. Gráfica de contorno de presión total (Pa) al variar la velocidad de deformación en el modelo propuesto.....	84
Figura 4.20. Gráfica de la presión total utilizando diferentes materiales seleccionados en Fluent para modelar el cartílago	85
Figura 4.21. Gráfica de los resultados de presión total en el tobillo.....	86

ÍNDICE DE TABLA

Tabla 1. 1. Propiedades del cartílago [18].	23
Tabla 1. 2. Coeficiente de fricción de diferentes materiales [15].	26
Tabla 1. 3. Valores normales del líquido sinovial [22].	31
Tabla 1. 4. Reseña de antecedentes.	36
Tabla 3. 1. Cálculos realizados para desplazamiento con $\beta = 90^\circ$.	57
Tabla 3. 2. Densidad de malla.	59
Tabla 3. 3. Valores numéricos de los parámetros para el caso del cartílago en tobillo [9].	64
Tabla 3. 4. Cálculos numéricos para diferente relación de desplazamiento y excentricidad.	65
Tabla 3. 5. Variación de los parámetros de estudio.	67
Tabla 3. 6. Cálculos numéricos para diferente relación de desplazamiento y excentricidad.	68
Tabla 3. 7. Variación de velocidad, viscosidad, porosidad y desplazamiento en modelo propuesto.	70
Tabla 4. 1. Valores promedios de presión de recuperación.	72
Tabla 4. 2. Estudio de convergencia de malla.	72

RESUMEN

En este trabajo se desarrolló una simulación numérica para modelar una articulación sinovial, analizada de forma mecánica como un biorodamiento. En la literatura consultada se pudo observar que la mayoría de los modelos matemáticos encontrados en donde consideran articulaciones sinoviales plantean su análisis solamente en la región del líquido sinovial. Por ello, inicialmente se presenta la validación del modelo en la región del líquido sinovial que está en contacto con el biorodamiento, presentando una deformación proporcional al desplazamiento inducido.

Posteriormente, la geometría utilizada para la validación del modelo numérico en el cual se plantean dos regiones correspondientes al líquido sinovial y cartílago articular, se basó en el estudio matemático propuesto por Jurczak [1], donde dicho modelo considera una deformación en la región del líquido sinovial y una porosidad de 0.2 para el cartílago articular. Adicionalmente a los resultados presentados, se propuso un nuevo modelo en donde se considera que la región de deformación se realiza en la zona del cartílago. Además se presentan resultados con un mayor rango de porosidad para el caso del cartílago con valores de 0.2, 0.5 y 0.8, así como diferentes valores de desplazamientos y velocidades, con la finalidad de representar diferentes movimientos o situaciones que pueden presentarse en una rodilla.

El modelado numérico del sistema se realizó haciendo uso de la Dinámica de Fluidos Computacional (*CFD* por sus siglas en inglés) mediante el software *Fluent*®, en donde una de las herramientas importantes empleadas fue la de mallas dinámicas (*dynamic meshes*). Utilizando esta herramienta se logró inducir un desplazamiento en una de las paredes del sistema simulando el desplazamiento del fémur por carga y generar un remallado dinámico.

Como resultado de las simulaciones se presenta la distribución de presiones en la zona de contacto entre el cartílago y el líquido sinovial (identificada como *interface*). Se presentan además la distribución de vectores de velocidad del líquido sinovial tanto en la región del fluido como en la región del cartílago, simulando este último como un medio poroso en la articulación.

ABSTRACT

In this work, a numerical simulation was developed to model a synovial joint, from a mechanical point of view and it was analyzed as a bio-bearing. Most of the literature reviewed show mathematical models and it is only analyzed in the synovial fluid region. For this reason, a validation study of the synovial fluid region in contact with the bio-bearing is presented at the beginning, this region show a deformation proportional to the induced displacement.

Subsequently, a geometry with two regions was used in the numerical model for validation corresponding to the synovial fluid and the articular cartilage. The geometry was based on the mathematical study proposed by Jurczak [1], on that work the region for the synovial fluid has a induced deformation and the cartilage has a porosity of 0,2. Additionally to the results obtained, a new model is proposed in which the deformation takes place on the cartilage region, and it was able to work in a wider range of porosity values of 0,2, 0,5 and 0,8. The results were obtained for different values in displacement and velocities, in order to simulate different movements or situations that might appear in a real knee.

The numerical model of the system was developed using Computational Fluid Dynamics (CFD) on *Fluent*®, where one of the most important tools used in the simulations was the dynamic mesh application. With this numerical tool, the moving wall has a displacement to simulate a deformation induced by a load through the femur bone besides to produce a dynamic remeshing in the system.

As a result of the simulations developed, the pressure distribution is obtained in the contact area between the cartilage and synovial fluid (which is identified as *interface*). The synovial fluid velocity vector distribution is also presented in the fluid region as well as in the cartilage zone, the last one was modelled as a porous medium in the joint.

INTRODUCCIÓN

Una articulación es la unión entre dos o más huesos o partes rígidas del esqueleto. Las articulaciones muestran una variedad de formas y funciones. Algunas articulaciones no tienen movimiento mientras que otras simplemente permiten movimientos leves. Para el caso de articulaciones sinoviales éstas poseen dos elementos importantes que son el cartílago y el líquido sinovial. El cartílago es un tejido relativamente sólido, que soporta peso, pero sin alcanzar la resistencia del hueso, es la parte de la articulación que amortigua los extremos de los huesos. El Líquido Sinovial (LS) o Líquido Articular es un fluido de alta viscosidad que permite la lubricación y nutrición del cartílago [2,3], siendo ésta la región de interés de la presente investigación.

La rodilla es la articulación más grande del ser humano y una de las más importantes de las articulaciones sinoviales, presenta características únicas y una complejidad en su funcionamiento. En la actualidad se han desarrollado diferentes estudios e investigaciones para poder encontrar soluciones a diferentes problemáticas que afectan el correcto funcionamiento de las articulaciones y con ello evitar que baje la calidad de vida en las personas debido a la presencia de dichas enfermedades en los diferentes tipos de articulaciones [4,5]. Entre las diferentes enfermedades que se pueden presentar, una de las características a tomar en cuenta es la viscosidad del líquido sinovial, ya que al ir disminuyendo la viscosidad se va perdiendo la calidad de la lubricación y con ello puede presentar mayor grado de fricción entre las superficies articulares dando lugar a un desgaste en el cartílago. Una ruptura del cartílago produciría que los huesos se rocen entre sí, causando dolor y pérdida de movimiento de la articulación.

Actualmente el modelado numérico de articulaciones está limitado por la complejidad del sistema y la variedad de factores involucrados durante el funcionamiento de la misma. Se han propuesto modelos que toman en cuenta las características de deformabilidad del cartílago articulado consideran propiedades poroelásticas del cartílago que permiten una mejor distribución de las cargas mecánicas [6]. Por otra parte, en los trabajos de Di Paolo et al. Se presentan modelos de lubricación para prótesis de cadera o rodilla utilizando técnicas de Elemento Finito [7]. Por su parte, autores como Ahirudh R. et al. han publicado acerca de la aplicación de la dinámica de fluidos en ingeniería de tejidos y resaltan la importancia de un modelo numérico enfocado al estudio del cuerpo humano [1,]. En cada uno de los trabajos mencionados, muestran un aspecto limitado en la modelación de las articulaciones sinoviales.

Tomando en cuenta aspectos y características de la rodilla, se propone en el presente trabajo un modelo que permita simular su funcionamiento y posibles variaciones en sus propiedades como consecuencia de alguna enfermedad que la pudiera afectar. Se ha partido de una geometría similar a la propuesta por P.Jurczak [1], en donde se modela el comportamiento del líquido sinovial en las articulaciones humanas, desde el punto de vista mecánico. En dicho trabajo se modela un rodamiento que desplaza una película delgada de fluido y que está en contacto con un medio poroso. P. Jurczak presenta resultados analíticos de la distribución de presiones en la zona del fluido.

El estudio que se muestra en el presente trabajo se basa la Dinámica de Fluidos Computacional (*CFD* por sus siglas en inglés) empleando el software *Fluent*®, con el cual se busca ayudar a tener una mejor comprensión del mecanismo de lubricación en las articulaciones humanas. Una de las herramientas empleadas para la modelación del sistema fue el asociado con mallas dinámicas, mediante la cual se puede obtener tanto el desplazamiento por carga como la deformación en la zona del líquido sinovial. El uso de esta herramienta permite remallar el sistema y así evitar la generación de volúmenes negativos dentro de las celdas de la geometría y con ello poder obtener las condiciones necesarias para la simulación. Algunas de las condiciones de frontera esenciales para el desarrollo del modelo fueron las siguientes:

- Porosidad
- Desplazamiento
- Deformación

Inicialmente se presenta la validación del modelo para el caso en que sólo se deforma la región del líquido sinovial en contacto con el bio-rodamiento y no se incluye una región para el cartílago articular. Posteriormente se implementaron las condiciones de frontera para una articulación sinovial en el caso del tobillo, incluyendo en esta ocasión una región para el cartílago tomada en cuenta como un medio poroso y considerando los valores y geometría propuesta por A. Ruggiero et al [9]. Finalmente se presenta un modelo con dimensiones más aproximadas a las reportadas para la rodilla, publicadas por Taner Ziyilan et al. [10] en 2001 en el artículo “An Analysis of Anatolian Human Femur Anthropometry”. En cada uno de los modelos estudiados se utilizó la técnica de mallas dinámicas para la generación del desplazamiento y con ello la deformación de alguna de las zonas de la articulación sinovial, haciendo variaciones en el valor del desplazamiento total y en la velocidad de deformación. Previo a los resultados obtenidos se realizó un estudio de convergencia de malla con la finalidad de obtener la densidad de malla adecuada y optimizar el tiempo de cómputo.

Tomando en cuenta aspectos y características de la rodilla, se propone un modelo que permite simular su funcionamiento y posibles variaciones en sus propiedades. El modelo de simulación presentado en este trabajo ha permitido modelar el comportamiento de la cavidad sinovial en donde se encuentran en contacto el cartílago y el líquido sinovial viéndose sometidos a diferentes fuerzas de compresión. Se ha modelado el cartílago como un medio poroso que permite la entrada del fluido sinovial. Por otra parte, la implementación de la técnica de mallas dinámicas ha permitido determinar parámetros para controlar el movimiento de las cargas aplicadas y la velocidad de deformación de la zona del fluido, permitiendo así el desplazamiento.

Unas de las limitaciones encontradas en los modelos teóricos en la literatura, han sido que dichos modelos están limitados a sistemas con baja porosidad ($K \ll 1$), además de las distribuciones de presión reportadas corresponden sólo a la región del fluido.

El presente modelo de simulación nos proporciona resultados para un amplio rango en los parámetros de la porosidad, velocidad y desplazamiento, además de las distribuciones de presión en la región interface fluido – medio poroso, tanto en el modelo de validación como en el modelo propuesto.

CAPÍTULO 1

MARCO TEÓRICO

Las articulaciones reciben sangre desde las arterias articulares que se forman alrededor de las mismas. Las arterias a menudo se comunican para formar redes para asegurar un aporte sanguíneo a la articulación en las diversas posiciones que ésta toma. Las venas articulares son venas comunicantes que acompañan a las arterias y, como éstas, se localizan en la cápsula articular, sobre todo en la membrana sinovial.

Las articulaciones transmiten un tipo de sensibilidad llamado propiocepción, que aporta conciencia de movimiento y posición de las partes de cuerpo. La membrana sinovial es relativamente insensible. Las fibras del dolor son abundantes en la capa fibrosa y ligamento asociados, lo que provoca un considerable dolor cuando se lesiona la articulación. Las terminaciones nerviosas sensitivas responden el estiramiento y la torsión que tiene lugar durante las actividades deportivas como el baloncesto.

1.1 Articulaciones.

La articulación es el lugar de unión entre dos o más componentes rígidos (huesos, cartílagos o incluso partes del mismo hueso). Muestran distintas formas y funciones. Algunas no tienen movimiento, otras permiten sólo un movimiento leve y algunas son libremente móviles, como la glenohumeral (hombro) [3].

1.1.1 Clasificación de las articulaciones.

Los tres tipos de articulación se clasifican según la forma o el tipo de material por lo cual se unen los huesos que se articulan, como se muestra a continuación:

1.1.1.1 Articulaciones fibrosas.

Están unidas por tejido fibroso; el grado de movimiento que ocurre en una articulación fibrosa depende en la mayoría de los casos de la longitud de las fibras que unen los huesos articulares. La sindesmosis es un tipo de articulación fibrosa que une los huesos mediante una lámina de tejido fibroso, ya sea un ligamento o una membrana fibrosa. En consecuencia, este tipo de articulación es parcialmente móvil [8]. En la figura 1.1 se ilustra un ejemplo de las articulaciones fibrosas:

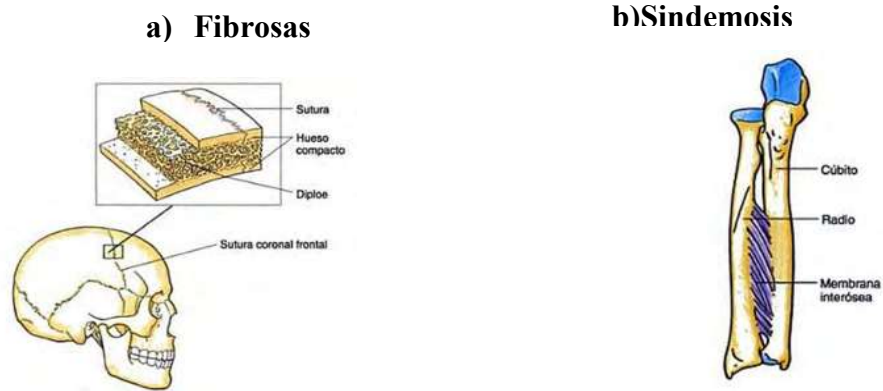


Figura 1. 1. Ilustración de articulaciones fibrosas a) Articulación fibrosa b) sindemiosis [13].

Están unidas por cartílago hialino o por fibrocartílago (una combinación de cartílago y tejido fibroso). En las articulaciones cartilagosas primarias, o sincondrosis, los huesos están unidos por medio de cartílago hialino, que permite ligeras incurvaciones durante los primeros años de vida. Las articulaciones cartilagosas primarias son usualmente uniones temporales, como las presentes durante el desarrollo de huesos largos. La sarticulaciones primarias permite el crecimiento y longitud de un hueso. Cuando se alcanza el crecimiento completo, la placa edificaría se convierte en hueso.

Las articulaciones cartilagosas secundarias, o sínfisis, son fuertes y ligeramente móviles unidas por fibrocartílago [8], como se ilustra en la figura 1.2.



Figura 1. 2. Articulaciones cartilagosas [13].

1.1.1.2 Articulaciones sinoviales.

Están cubiertas por cartílago y una cápsula fibrosa. Una membrana sinovial encierra las superficies articulares dentro de una cavidad articular. Las articulaciones sinoviales permiten un movimiento libre entre los huesos y son típicas de casi todas las articulaciones de los miembros. Las articulaciones sinoviales contienen líquido sinovial y están revestidas por una membrana sinovial que consiste en tejido conectivo vascular que produce líquido sinovial. Este líquido cumple la doble función de nutrir al cartílago articular y lubricar las superficies articulares [8].

Las características distintas de una articulación sinovial son:

- Una cavidad articular
- El cartílago articular cubre los extremos de los huesos
- Las superficies que se articulan y la cavidad articular están encerradas por una cápsula articular (cápsula fibrosa revestida por una membrana sinovial)

Las articulaciones sinoviales suelen estar reforzadas por accesorios como ligamentos (extrínsecos) o forman un engrosamiento de una parte de la cápsula fibrosa (intrínsecos). Algunas articulaciones sinoviales tienen otras características distintivas como discos articulares fibrocartilaginosos, que están presentes cuando las superficies articulares de los huesos no son congruentes. Los seis tipos principales de articulaciones sinoviales se clasifican según la forma de las superficies articulares y el tipo de movimiento que permiten o ambos.

1.- Articulaciones planas.

Permiten movimiento de deslizamiento en el plano de las superficies articulares. Las superficies opuestas de los huesos son planas, o casi planas, que tienen limitado su movimiento por sus tensas cápsulas articulares. Las articulaciones planas son numerosas y casi siempre pequeñas.

2.- Articulaciones trocleares (en bisagra).

Permiten sólo la flexión y extensión, movimientos que ocurren en un solo plano (sagital) alrededor de un único eje que corre transversalmente: por este motivo, las trócleas son articulaciones uniaxiales. La cápsula articular de estas articulaciones es delgada y laxa por delante y por detrás, donde se producen los movimientos; sin embargo, los huesos están unidos por fuertes ligamentos colaterales, situados a los lados.

3.- Articulaciones en silla de montar.

Permite la abducción y aducción así como la flexión y extensión, movimientos que tiene lugar alrededor de dos ejes en ángulo recto entre sí: por este motivo, las articulaciones en silla de montar son articulaciones biaxiales que permiten el movimiento en dos planos, sagital y frontal. La realización de estos movimientos en una secuencia circular (circunducción) también es posible.

Las superficies articulares enfrentadas tienen forma de silla de montar (es decir, son cóncavas y convexas recíprocamente).

4.- Articulaciones condíleas.

Permiten la flexión y extensión así como la abducción y aducción; por lo que también son biaxiales. Sin embargo, el movimiento en un plano (sagital) es usualmente mayor (con mayor libertad) que el otro. La circunducción es más restringida que en las de silla de montar, aunque también es posible.

5.- Articulaciones esferoideas.

Permiten movimiento en múltiples ejes y planos: flexión extensión, abducción y aducción, rotaciones medial y lateral y circunducción: por este motivo, son articulaciones multiaxiales. En estas articulaciones de alta movilidad, la superficie esferoide de un hueso se mueve dentro de la cavidad del otro.

6.- Articulaciones trocoides.

Permiten la rotación alrededor de un eje central; de este modo son uniaxiales. En estas articulaciones, una prominencia redondeada de hueso rota dentro de un manguito o anillo [3]. En la figura 1.3 se ilustra los tipos de articulaciones sinoviales:

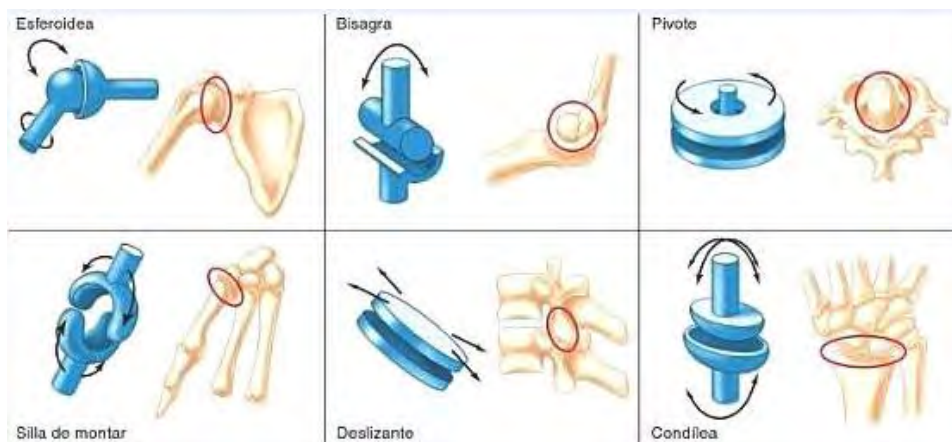


Figura 1. 3. Tipo de articulaciones sinoviales [9].

1.2 Rodilla.

La rodilla es una articulación biomecánicamente muy compleja. Precisa una gran solidez para transmitir el peso del cuerpo al suelo, pero, a la vez, debe contar con suficiente movilidad bajo carga, para que ese peso corporal se pueda desplazar. El terreno irregular requiere una adaptación, por lo que la rodilla debe mantener esa movilidad bajo carga en situaciones límite, para lo que precisa unos potentes estabilizadores. Al encontrarse en el extremo de los huesos más largos del cuerpo humano, la musculatura que lo dirige posee grandes brazos de palanca, esto permite al individuo equilibrar el peso corporal sobre la rodilla en el desplazamiento, pero se originan altas presiones de contacto.

La rodilla constituye un elemento fundamental y necesario, de la cadena cinemática de la extremidad inferior, para permitir al individuo realizar con normalidad actividades tan vitales como la marcha, la carrera, subir o bajar escaleras, arrodillarse o sentarse, su compleja anatomía le permite conjugar dos cualidades aparentemente contrapropuestas; movilidad y estabilidad[10].

El movimiento principal de la articulación de la rodilla, es el movimiento alrededor de eje transversal de flexión y extensión, su amplitud es muy variable, dependiendo de la posición previa de referencia. Como tal, se considera la postura erecta sobre el plano horizontal y la rodilla se allí prácticamente al final del recorrido de extensión de la misma, se puede lograr una hiperextensión de la rodilla que alcanza, como máximo 5°-10°. El movimiento contrario por lo cual la cara posterior de la pierna se acerca a la cara posterior del muslo, se conoce con el nombre de flexión, posee también una amplitud dependiente de la posición de la cadera; cuando la cadera se halla en flexión, la amplitud máxima de flexión activa de la rodilla viene a ser unos 135°. Por lo contrario cuando la cadera se halla en extensión, esta amplitud debido a la relación que experimentara los músculos insquiotibiales, apenas llegan a los 120°. Esto es por lo que se refiere a la flexión activa. La flexión pasiva, que se consigue en la posición en cuclillas, permite que el talón entre en contacto con el muslo y alcance una amplitud de 160°. Únicamente se halla limitada por el contacto elástico de las masas musculares de la pantorrilla y el muslo [11].

1.2.1 Características esenciales.

La rodilla tiene características únicas, como se muestra a continuación [12].

- De soporte: la transmisión de la carga gravitacional del cuerpo, que se encuentra en relación con el apoyo en el suelo a través del apoyo, este soporte se expresa de forma estática y de forma dinámica. En el primer caso, es bipodal, pero rara vez simétrica; en el segundo caso, es monopodal y simétrico alternado.
- La situación expuesta de la rodilla la hace muy vulnerable a traumatismos directos.

- Bolsa capsular común para dos articulaciones (femoro-rotuliana y femorotibial).
- No congruencia y no concordancia de las superficies articulares, lo que parece una paradoja en una unión tan estimulada por la carga.

La rodilla dirige por sí sola la rotación del segmento distal de la extremidad. Ello confiere a la rodilla una potencia aumentada, aunque en contrapartida, una mayor fragilidad debido a la interferencia de estos dos grados de movilidad asociados en el seno de un mismo conjunto. Esta potencia de rotación es necesaria por el hecho de que la rodilla hace girar menos el pie en relación con el cuerpo, que a la inversa.

1.2.2 Cartílago articular.

El cartílago es un tipo de tejido conjuntivo que se encuentra en diferentes partes del sistema musculoesquelético, y su cantidad en el organismo va cambiando a medida que se crece, en la adultez ha disminuido considerablemente en el organismo con relación al cartílago en un organismo neonato. El cartílago puede encontrarse en el cuerpo humano en tres tipos hialino, elástico y fibroso. El cartílago articular es de tipo hialino y es el más abundante en el organismo. Es un tejido elástico carente de nervios, vasos sanguíneos y linfáticos, localizado en las articulaciones y varía de grosor según las diferentes especies, desde 0,1 mm en el ratón hasta 6 milímetros en el hombre, es el encargado de reducir la fricción, transfiere y distribuye las sollicitaciones en distintas posiciones articulares y ofrece una superficie articular lubricada, que permite que los huesos se deslicen y giren uno sobre otro sin ser, posee unas células llamadas condrocitos, las cuales se nutren por difusión. Es un tipo especializado del tejido conectivo. Sus células, los condrocitos están distribuidos en toda la matriz extracelular. Está compuesto de agua, fibras de colágeno y por una red de proteínas (proteoglicanos), altamente anisotrópica, lo que le proporciona su comportamiento característico en respuesta mecánica. El cartílago es un tejido duradero y resistente, sometido a un promedio de 10 millones de ciclos de carga articular por año. Macroscópicamente es blanco, brillante y firme. Se nutre del líquido sinovial, por un mecanismo de difusión que se realiza durante la carga articular. Clásicamente se divide en tres zonas, la capa superficial, la capa de transición media o radial y el cartílago calcificado. En cada una de ellas varían la estructura y composición, el volumen y la forma celular, el diámetro y la orientación de las fibras de colágeno, así como la concentración de proteoglicanos [13,14].

En la figura 1.4 se muestra las zonas del cartílago articular.



Figura 1. 4. Zonas del cartílago articular [15].

El cartílago articular, así como la mayoría de los tejidos biológicos presentan un comportamiento mecánico difícil de modelar desde el punto de vista fenomenológico con los modelos constitutivos idealizados de los materiales de ingeniería más comunes. Por lo tanto se han dedicado gran cantidad de investigaciones y esfuerzos en aproximar el comportamiento que éste exhibe por medio de nuevos modelos constitutivos.

1.2.2.1 Propiedades físicas y mecánicas del cartílago.

El cartílago es un material biológico con propiedades mecánicas plásticas. Es capaz de deformarse disminuyendo la concentración de carga e incrementando el área total de soporte de la misma. Atendiendo a la disposición a las fibras en el cartílago hialino (Horizontal en la superficie, multidireccional en la zona media y vertical en la capa profunda), se puede describir el comportamiento mediante las cargas, cuando se inicia la carga, las fibras tienen una apariencia ondulada; se estiran progresivamente según aumenta la carga. Si la carga continuase, se rompería el cartílago [16].

El cartílago articular tiene tres funciones principales, como se indica a continuación [17]:

- Transferir fuerzas entre los huesos de la articulación
- Distribuir las fuerzas en las superficies articulares
- Permitir movimiento entre las superficies articulares con mínima fricción

Para poder cumplir con dichas funciones el cartílago tiene propiedades físicas y mecánicas especiales, y se da por hecho que se las proporciona su naturaleza. Para permitir

el deslizamiento de las superficies articulares, la estructura interna del cartílago en conjunto con el líquido sinovial le brinda un coeficiente de fricción a la articulación sinovial muy bajo (0.0025) [18].

El cartílago presenta anisotropía y no homogeneidad en sus propiedades, éstas varían dependiendo de la zona en que sean evaluadas debido a la cantidad y diferente orientación de las fibras de colágeno, como al contenido de proteoglicanos, condrocitos y agua. La principal diferencia en las propiedades tensiles se encuentran cuando se prueba paralelamente a la dirección predominante de las fibras de colágeno y perpendicular a estas. Por lo tanto, las propiedades tensiles del cartílago son anisotrópicas, como se muestra en la figura 5. La mayor no-homogeneidad se presenta en la función de la profundidad. La capacidad del cartílago para soportar carga a tensión va disminuyendo a medida que se desplaza hacia la zona profunda, lo que muestra que la superficie es la mejor condicionada para resistir cargas tensiles en la dirección paralela a la superficie articular [19].

También se presenta un grado de no linealidad en las propiedades tensiles, a medida que las líneas que no están totalmente alineadas, se alinean y asumen cargas, como se ilustra en la figura 1.5.

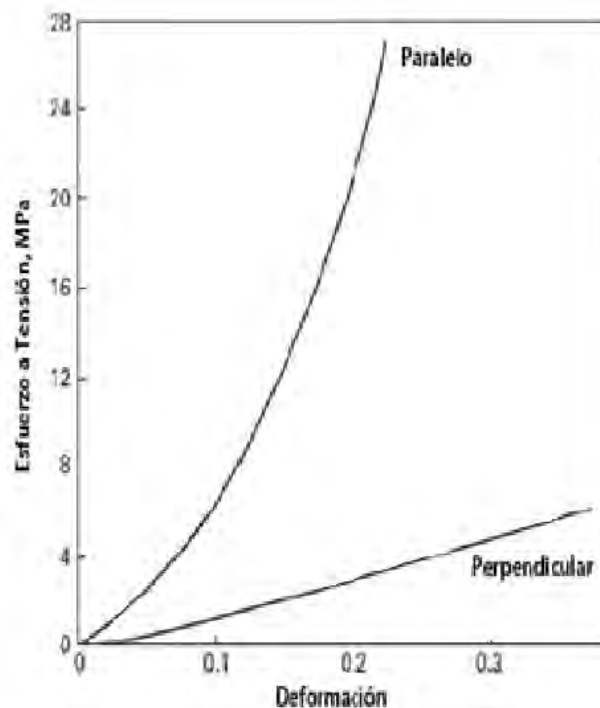


Figura 1. 5. Curvas esfuerzo-deformación de muestras de zona superficial, paralelas y perpendiculares a las fibras de colágeno [20].

Cada uno de los componentes del cartílago influye en sus comportamientos mecánicos globales, dependiendo de la cantidad en su composición. Las propiedades elásticas de las células vivas, como la de los condrocitos, como la mayoría de los tejidos tienen varios órdenes de diferencia con la mayoría de los materiales de ingeniería [19].

La resistencia a la compresión depende de la distribución de los proteoglicanos, los cuales aumentan la carga negativa dentro de la matriz, por lo que se generan fuerzas de repulsión, que hacen rígida la matriz con respecto a cargas compresivas, que deben vencer esas fuerzas repulsivas. Debido a esto la zona profunda tiene más capacidad de resistir cargas compresivas por ser la zona con mayor cantidad de proteoglicanos.

Algunas propiedades del cartílago han sido estimadas, y varios autores [18], las han seleccionado y publicado, como se indica en la tabla 1.

Tabla 1. 1. Propiedades del cartílago [18].

PROPIEDADES	VALORES
Módulo de Young (Mpa)	10
Permeabilidad	5E-15
Porosidad	0.8
Coefficiente de poisson	0.167
Módulo de compresión sólido (Mpa)	3400
Módulo de compresión líquido (Mpa)	2300

El cartílago puede presentar variaciones en las propiedades mecánicas dependiendo de la posición en la superficie articular en las articulaciones más grandes, como en el caso de la cadera. Esto es debido a las diferentes sollicitaciones que se presentan localizadamente como es el ciclo de marcha.

El comportamiento viscoelástico como se esperaría, también cambia en función de la proporción de las fibras y del agua, de cada zona del cartílago, y por ende de la del tejido completo. Aunque el cartílago presenta una porosidad relativamente alta, alrededor de 0.75-0.80 con un tamaño de porosidad efectivo de 2.0 a 6.5 nm, éste se caracteriza por una baja permeabilidad del orden de 10^{-15} a 10^{-16} m⁴/NS [21].

Otra importante variable que influye en el desempeño mecánico del cartílago es el estado de crecimiento de los huesos. En edades tempranas cuando aún el hueso está en crecimiento (existe cartílago de crecimiento “*open physis*”) el cartílago articular presenta un incremento de la resistencia a tensión y de la rigidez respecto a la profundidad, contrario a lo que se presenta en el cartílago maduro (sin cartílago de crecimiento “*no physis*”, donde

se presenta una disminución de la resistencia a tensión del cartílago a mayor profundidad desde la superficie articular [21].

1.2.2.2 Metabolismo del cartílago articular.

Como tejido avascular, el cartílago se nutre fundamentalmente a partir del líquido sinovial, proceso en el que está muy implicado el mecanismo de lubricación articular, aunque la capa más profunda (1/3 aproximadamente en cuanto a grosor) se puede nutrir a partir de la vascularización epifisaria.

El cartílago articular es una estructura en constante actividad y con relaciones muy interesantes desde el punto de vista clínico:

- Responsable de la síntesis del colágeno y de su catabolismo.
- Sintetiza y degrada los proteoglicanos.
- Relacionado con diversos factores de crecimiento que regulan la síntesis de cartílago articular [15].

1.2.2.3 Evolución del cartílago con la edad.

Igual que ocurre cambios durante el proceso de maduración del cartílago, aparecen cambios relacionados con la edad continuamente a lo largo de la vida, algunos de los cambios presentes es la presencia de un descenso de la hidratación del colágeno y de la concentración de glucosaminoglicanos especialmente del condrotín sulfato y del tamaño de proteoglicanos con la edad [15].

Se producen una serie de cambios que, de forma muy general, son:

- Los condrocitos se agrandan, pierden capacidad de reproducción, es decir, el cartílago se vuelve hipocelular.
- Disminuyen los PGs en cantidad y tamaño y cambian su proporción (disminuye el condroitín-4-sulfato y aumenta el queratán-sulfato).
- Aumenta el contenido en proteínas y disminuye el agua.

Todo esto se traduce en una disminución de la elasticidad y aumento de la rigidez del cartílago articular.

1.2.2.4 Reparación de las lesiones del cartílago.

El cartílago articular tiene una baja capacidad de regeneración que, además, se deteriora con la edad. El alcance de la reparación de un defecto intrínseco de cartílago depende de la profundidad de la lesión y de si el defecto penetra en la capa de hueso subcondral. Debido a su avascularidad, el cartílago se diferencia de la mayoría de los tejidos en su respuesta a la lesión, en general, los defectos parciales del cartílago no se regeneran porque los condrocitos no pueden migrar hacia el defecto y no hay acceso vascular para las células progenitoras. En los defectos profundos del cartílago, la interrupción de la placa de hueso subcondral puede iniciar respuestas vasculares como hemorragias, la formación de coágulos de fibrina y la inflamación, que permiten la invasión de células de la sangre o la médula ósea subyacente. La lesión se rellena con tejido de granulación, que es finalmente remplazado por fibrocartílago, pero rara vez de cartílago hialino sano. Por lo tanto la capacidad de los condrocitos adultos para regenerar la arquitectura normal de la matriz del cartílago, en las lesiones y en procesos degenerativos como la artrosis, a menos que se interrumpa el proceso destructivo. Los daños al cartílago pueden ocurrir como resultado de un trauma de la rodilla o por el desgaste natural de las articulaciones, hay algunas personas con el cartílago articular dañado que muestran pocos síntomas y no desarrollan osteoartritis sino que hasta que son ancianos. Aunque los síntomas pueden no aparecer hasta más tarde en la vida, los problemas del cartílago articular son muy comunes. Cuando el deslizado suave de la superficie articular de la articulación se ha perdido por defectos de su contenido se desarrolla un roce anormal que lleva al desgaste mayor del cartílago. Esto lleva a desarrollar la osteoartritis de la rodilla que llega a ser dolorosa [15].

La degeneración del cartílago articular es a menudo tratada sin cirugía. Algunas de las medidas que el médico puede recomendar son:

1. Pérdida de peso.
2. Ejercicios para fortalecer los músculos alrededor de la articulación.
3. Plantillas para amortiguar el caminado Shock.
4. Cambios en la actividad física.
5. Inyecciones de ácido hialurónico para mejorar la lubricación y reducir la fricción.

El médico generalmente prescribe medicamentos para tratar los síntomas del paciente y se observa el progreso. Aunque hay medicamentos que pueden tratar los síntomas asociados con el daño del cartílago articular, no existen medicamentos que pueden reparar o fomentar un crecimiento de nuevo de cartílago.

Tratamiento quirúrgico

En los últimos 10 años, ha habido muchos avances interesantes en el tratamiento quirúrgico de los defectos del cartílago articular. El más comúnmente utilizado implica el tratamiento de rasurado del cartílago afectado por medio de un procedimiento artroscópico. Sin embargo, importantes investigaciones en este campo de la medicina ha conducido al desarrollo de varias técnicas nuevas para abordar este difícil problema.

1.2.3 Función, lubricación y mecanismo de carga.

Una de las principales características del cartílago articular es el coeficiente de fricción, especialmente bajo en comparación con otros materiales como se muestra en la Tabla número 1.2.

Tabla 1. 2. Coeficiente de fricción de diferentes materiales [15].

MATERIALES	COEFICIENTE
Acero-Acero	0.6
PTFE-PTFE	0.04-0.2
Cartílago-Cartílago	0.002-0.02

Este coeficiente está condicionado por diferentes factores que lo disminuyen como son:

- Calidad del líquido sinovial.
- Deformación elástica del cartílago.
- Formación de una capa de fluido.
- Efusión del líquido desde el cartílago.

Sin embargo uno de los principales factores que lo aumenta es la fibrilación del cartílago, es decir pérdida de su estructura normal y, por lo tanto, de su función ideal.

El cartílago soporta enormes fuerzas, se calcula que en el hombre, una cadera o rodilla se va a ver sometida a fuerzas de hasta 10 veces el peso corporal en una superficie de 3 cm² de forma constante y durante un tiempo prolongado.

Toda articulación se ve sometida a fuerzas de giro y deslizamiento en algún momento de su función. Durante los movimientos, las superficies se protegen directamente con una capa lubricante que se adhiere al cartílago y en la que destaca una proteína, la lubricina, que

parece ser la responsable directa de este tipo de lubricación. Este fenómeno es independiente de las propiedades del lubricante y de las propiedades mecánicas de las superficies implicadas.

Los tipos de lubricación que se presentan en el cartílago son los siguientes:

1.- Lubricación por fluido.

Capa líquida que aumenta la separación entre las superficies. La carga se soporta por la presión ejercida sobre el fluido. Se pueden diferenciar dos subtipos:

****Lubricación hidrodinámica:*** producida por el desplazamiento de superficies no paralelas que originan una cuña de líquido sinovial, que se traduce en una Fuerza de elevación.

****Lubricación por capa comprimida:*** ocasionada por el movimiento perpendicular entre superficies de apoyo paralelas. La presión empuja al líquido alejándolo de la zona de contacto. Este mecanismo permite soportar cargas elevadas durante periodos cortos de tiempo. La viscosidad del líquido es un parámetro muy importante.

Este mecanismo permite soportar cargas elevadas durante periodos cortos de tiempo. La viscosidad del líquido es un parámetro muy importante a considerar.

Otros tipos de lubricación articular son:

****Lubricación elastohidrodinámica.*** Las superficies articulares pueden sufrir cierta deformación, en estos casos el área de contacto se incrementa y se reduce el espacio al que puede fluir el líquido sinovial, por lo que la capa lubricante aumenta. El soporte de carga es mayor gracias a este efecto.

****Autolubricación (weepinglubrication).*** El cartílago articular se comporta como una esponja y puede captar o soltar líquido debido a sus características estructurales (“porosidad” conferida por los PGs). De esta manera, cuando se produce una carga de peso, el cartílago deja salir fluido que recupera cuando la presión cesa. La permeabilidad del cartílago es mayor en casos de bajo esfuerzos y viceversa (permeabilidad no lineal).

****Lubricación de refuerzo.*** Al comprimir el líquido sinovial por efecto de una carga, se produce un flujo de éste hacia el cartílago. Pero no todo el líquido puede pasar, se produce un proceso de ultrafiltración de manera que las macromoléculas del líquido

sinovial (básicamente los complejos de ácido hialurónico) quedan entre las superficies articulares. Estos flujos de compuestos favorecen y son fundamentales para la nutrición del cartílago.

Los diferentes tipos de lubricación se ilustran en la figura 1.6.

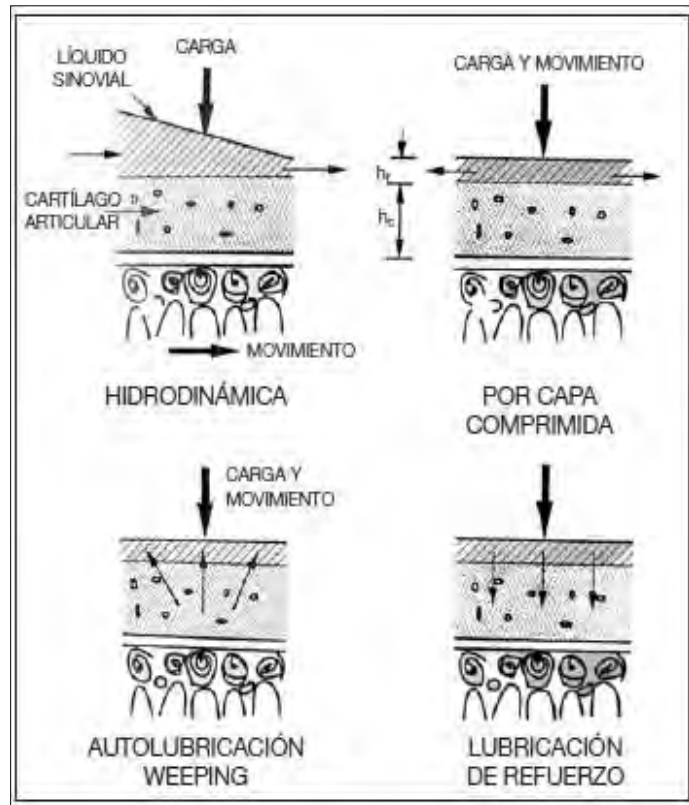


Figura 1. 6. Esquemas de los diferentes tipos de lubricación articular [15].

Para que el cartílago articular pueda llegar a tener una buena lubricación presenta dos características fundamentales:

- 1.- Muestra una respuesta elástica bajo una pequeña carga de corta duración con deformación plástica bajo grandes cargas.
- 2.- Marcada afinidad con el líquido sinovial, comportándose ambos como líquidos no-newtonianos, siendo expulsados el líquido sinovial del cartílago bajo la carga.

1.2.4 Líquido sinovial.

El líquido sinovial, a menudo denominado “líquido articular”, es viscoso y se encuentra en las cavidades de las articulaciones móviles (diartrosis) o articulaciones sinoviales. Los huesos en las articulaciones sinoviales están revestidos por cartílago articular liso y separados por una cavidad que contiene el líquido sinovial. La articulación está encerrada en una capsula articular fibrosa revestida por la membrana sinovial, que contiene células especializadas llamadas sinoviocitos. El cartílago articular liso y el líquido sinovial reducen la fricción de los huesos durante el movimiento de la articulación. Además de proporcionar lubricación a las articulaciones, el líquido sinovial proporciona los nutrientes al cartílago articular y disminuye el impacto de compresión de la articulación que se produce durante actividades como trotar o caminar [22].

En la figura 1.7 se muestra un diagrama de una articulación sinovial, mostrándose las zonas donde se encuentra el líquido sinovial:

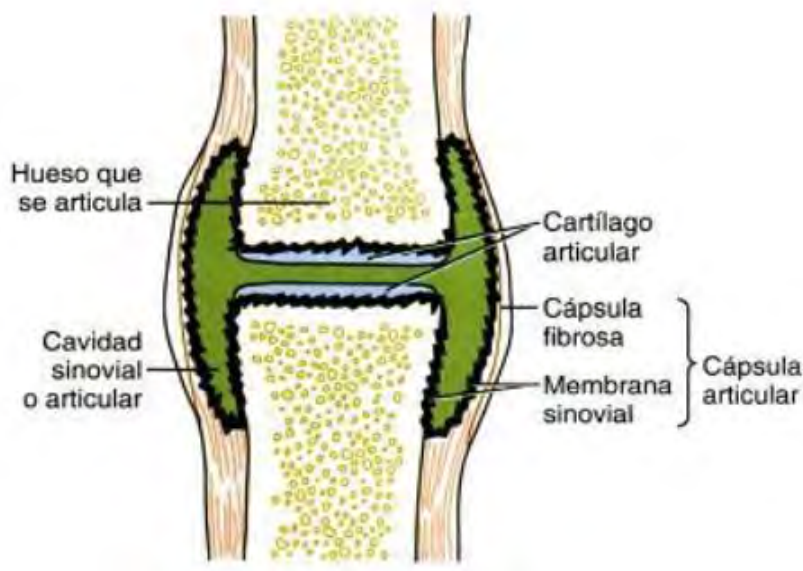


Figura 1. 7.Diagrama de una articulación sinovial [22].

El líquido sinovial se forma como un ultrafiltrado del plasma por la membrana sinovial. La filtración no es selectiva, salvo para la exclusión de proteínas de alto peso molecular. Por consiguiente la mayoría de los constituyentes químicos, aunque raras veces de importancia clínica, tiene concentraciones similares a los valores del plasma. Sin embargo ellos proporcionan los nutrientes para el cartílago deficiente en elementos vasculares. Los sinoviocitos secretan al líquido un mucopolisacarido que contiene ácido hialuronico y una cantidad pequeña de proteínas. Las moléculas grandes de hialuronato contribuyen a la viscosidad notable del líquido sinovial. El daño a las membranas

articulares produce dolor y rigidez de las articulaciones, en conjunto conocido como artritis [22].

El líquido sinovial presenta cuatro características importantes [23]:

- 1.- Es un líquido no newtoniano lo que le permite soportar una carga constante.
- 2.- Moja las superficies articulares por la afinidad química del ácido hialurónico y del cartílago articular.
- 3.- Por su elasticidad y dilatación instantánea al impacto evita su expulsión súbita fuera de la articulación.
- 4.- Buena conductividad del calor, que permite el paso rápido del calor de las superficies deslizantes.

1.2.4.1 Color y claridad del líquido sinovial.

El informe del aspecto macroscópico es una parte esencial del análisis del líquido sinovial, que en condiciones normales es incoloro o amarillo pálido. La palabra “sinovial” proviene del vocablo latino que significa huevo. El líquido sinovial viscoso normal se asemeja a la clara del huevo. El color se toma más oscuro en presencia de derrames no inflamatorios e inflamatorios y puede adquirir un tinte verdoso en la infección bacteriana como sucede con el líquido cefalorraquídeo, la presencia de sangre en el líquido sinovial de una artritis hemorrágica debe distinguirse de la sangre por una aspiración traumática. Esto se logra, sobre todo, al observar la distribución desigual de la sangre en las muestras obtenidas por aspiración traumática. En la Tabla 1.3 se muestra los valores de una articulación en condiciones normales del líquido sinovial [22]:

Tabla 1. 3. Valores normales del líquido sinovial [22].

PROPIEDADES	VALORES
Volumen	<3.5mL
Color	Incoloro a amarillo pálido
Claridad	Claro
Viscosidad	Capaz de formar un filamento de 4-6 cm de largo
Recuento de leucocitos	<200 células/ μ L
Neutrófilos	<25% del diferencial
Cristales	<ausentes
Diferencia con la glucosa Plasmática	< 10mg/dL de menor que la glucemia
Proteínas totales	< 3r/dL
Peso molecular	Ligeramente superior a 1
pH	7.2

1.2.4.2 Viscosidad.

El líquido sinovial debe su gran viscosidad y su comportamiento de flujo no newtoniano en gran parte al ácido hialurónico y su comportamiento biscoelástico además del complejo formado entre el ácido hialurónico y proteínas solubles (principalmente albumina). En vista de la concentración relativamente baja de ácido hialurónico la viscosidad a deslizamiento cero del líquido sinovial, es inusualmente alta varía entre 100 y 1.00 poise. Esto indica un extenso enmarañamiento de cadenas que produce una estructura en retículo por todo el líquido, así el líquido sinovial se asemeja a un gel débil altamente hidratado. Existen considerables variaciones entre las propiedades reológicas del líquido sinovial normal. Las propiedades reológicas del líquido sinovial están bien adaptadas a sus funciones. Su viscosidad es muy alta a velocidades de deslizamiento cero o muy bajas, combinada con su visco elasticidad le permite mantener la separación entre las superficies articuladas [24].

Su capacidad de lubricación es favorecida por su pronunciada pseudoplasticidad. Cuando una articulación se mueve rápidamente y cuando el deslizamiento y la presión inducidos por el movimiento son altos, la viscosidad aparente disminuye sustancialmente y la cantidad de energía disipada como el calor por la fricción viscosa se reduce en consecuencia [25]. Sin embargo, la cantidad de energía almacenada elásticamente durante la fase de carga de un ciclo de movimiento es prácticamente la misma que en reposo debido a que las propiedades elásticas del líquido sinovial sufren solo pequeñas alteraciones con el incremento de deslizamiento. Por lo tanto, la película lubricante de líquido sinovial entre la

superficies articular es aplastada solo muy lentamente por la presión y por ello protege al cartílago del deterioro [26].

1.2.4.1 Permeabilidad sinovial.

La membrana sinovial constituye una barrera hematoarticular, que elabora, en parte, los constituyentes del líquido sinovial y elimina los cuerpos extraños y los desechos metabólicos provenientes de la cavidad articular. Debido a la presión negativa que existe en la cavidad articular, el plasma y los solutos de poco peso molecular atraviesan fácilmente la pared vascular de los capilares superficiales [27].

JUSTIFICACIÓN Y PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

La rodilla es la articulación más grande del ser humano y una de las más importantes de las articulaciones sinoviales, presenta características únicas y una complejidad en su funcionamiento.

En la actualidad se han desarrollado diferentes estudios e investigaciones para poder encontrar soluciones a diferentes problemáticas que afectan el correcto funcionamiento de las articulaciones y con ello evitar que baje la calidad de vida en las personas debido a dichas enfermedades presentadas en los diferentes tipos de articulaciones.

Los factores por los que se llegan a presentar dificultades en la rodilla son diversos, algunos de ellos son:

- Postura incorrecta al estar parados por un tiempo prolongado.
- Mala alimentación o alimentación no balanceada.
- Patologías.

En la actualidad, una de las más importantes es el sobrepeso debido al exceso de cargas que tiene que soportar la articulación, además de que las cargas no están generalmente equilibradas lo que puede provocar que el cartílago articular se vaya desgastando más de un lado que de otro.

En las diferentes enfermedades que se pueden presentar, una de las características a tomar en cuenta es la viscosidad del líquido sinovial ya que al ir disminuyendo la viscosidad del líquido sinovial se va perdiendo la calidad de la lubricación y presentar mayor fricción entre las superficies articulares dando lugar a un desgaste en el cartílago. Se sabe que el líquido sinovial nutre al cartílago articular para que éste pueda realizar un correcto “amortiguamiento” y con ello pueda soportar las cargas a las que se ve sometido.

El hecho de realizar actividades físicas de manera inadecuadas, ha puesto el daño en rodilla como el primer lugar en atención ortopédica. Estudios han mostrado que 6 de cada 10 pacientes acuden a atención hospitalaria por esguinces. Estas son sólo algunas de las encuestas que el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) realizó en octubre del 2009, en el cual se hace énfasis en la importancia de las articulaciones, así como de los principales motivos por los que se puede llegar a tener problemas en los diferentes tipos de articulaciones.

El IMSS atiende al año más de 15 millones y medio de urgencias en sus unidades médicas, siendo traumatismo el más recurrente. Un claro ejemplo son las lesiones en

articulaciones, que son alguno de los principales motivos por los que derecho-habientes acuden a servicios de emergencia. Por ejemplo, en México la lesión de rodilla ocupa el primer lugar en articulaciones afectadas por realizar actividad física inadecuada, seguida por las de tobillo. Esto debido a que la rodilla es la parte del cuerpo que soporta mayor carga. Tan sólo en un hospital del IMSS diariamente son atendidos 150 nuevos pacientes y se ofrece cerca de mil 200 terapias por diferentes patologías.

Superar los 50 años de edad, el sobrepeso, así como golpes, torceduras o movimientos repentinos, son las principales causas de lesiones en las articulaciones, siendo rodilla, tobillos y caderas las partes más afectadas.

Entre las diferentes enfermedades que se pueden presentar en la rodilla, unas de las más importantes es la Osteoartritis (OA), la Artritis Reumatoide o Artritis Post-traumática, entre otras. En estas enfermedades se llegan a presentar los siguientes síntomas:

- Ablandamiento del cartílago y con ello provocar que se desgaste haciendo que los huesos se rocen entre sí, lo cual provoca un desgaste en los huesos y un gran dolor en los pacientes (osteoartritis).
- Endurecimiento o inflamación de la membrana sinovial, lo que provoca que el líquido sinovial se desborde del espacio de la articulación (artritis reumatoide) [9].
- Fracturas o lesiones serias en la rodilla, desgarre de los ligamentos causando un posible daño en el cartílago con el tiempo (artritis post-traumática).

En las enfermedades anteriormente mencionadas de las articulaciones, uno de los principales daños se encuentra en el cartílago debido principalmente a un cambio en la composición del líquido sinovial. Por tal motivo, consideramos importante estudiar el comportamiento del líquido sinovial en el cartílago, ya que el líquido sinovial es el encargado de nutrirlo y de proporcionar un amortiguamiento para las cargas existentes cuando se tiene un desplazamiento o alguna actividad física.

Teniendo una buena nutrición y características adecuadas en las propiedades del cartílago articular, se tendrá menos probabilidad de presentar alguna enfermedad o patología en un futuro.

Tomando en cuenta aspectos y características de la rodilla, se propuso un modelo que permita simular su funcionamiento y posibles variaciones en sus propiedades como consecuencia de alguna enfermedad que la pudiera afectar.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Validar un nuevo modelo numérico con el que se pueda estudiar el comportamiento de una articulación sinovial tomando en cuenta la interacción del biofluido con el cartílago.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- Modelar numéricamente una articulación sinovial.
- Estudiar el comportamiento del biofluido a diferentes viscosidades en el modelo propuesto.

HIPÓTESIS

El establecimiento de un modelo numérico de una articulación mecánica en un sistema poroso permitirá evaluar la distribución de presiones cuando la viscosidad del fluido sinovial sea cambiada.

ANTECEDENTES.

La necesidad del ser humano por entender el funcionamiento del cuerpo humano ha sido una de las principales líneas de investigación con el paso del tiempo, debido a la complejidad del comportamiento por lo que es considerado como una maquina perfecta, con un engranaje a base de articulaciones que posibilitan su capacidad de movimiento, zonas más sensibles al dolor, zonas más fuertes y pesadas capaz de soportar el peso corporal y sobre todo tiene una forma de moverse, totalmente diferentes a cualquier otra especie existente [28]. Sin embargo, la falta de muestras o donantes para dichos estudios está limitando por la complejidad de su extracción, lo que restringe su investigación, para poder obtener mayor información que pueda predecir movimientos o comportamientos.

Por ello se han propuestos diversos modelos tanto matemáticos como numéricos para predecir determinados comportamientos. Diversos autores se han centrado en el estudio de las articulaciones, dándole una relevancia importante a la articulación de la rodilla debido a la función tan importante que representa en el día a día de las personas, ya sea desde el desplazamiento o soporte del cuerpo hasta acciones más complejas cuando ya se trata de deportes extremos o de alto rendimiento. Por ello en la tabla 4 se presenta una línea de tiempo con algunas de las investigaciones realizadas, desde el punto de vista de la importancia del estudio de sus propiedades para comprender su funcionamiento así como las diversas simulaciones que ya se hay desarrollado con respecto a las articulaciones, primordialmente tomando como punto de interés dos de las principales características presentes en la rodilla, el estar conformada por cartílago articular y líquido sinovia, dos características primordiales para su correcto funcionamiento, así como la comparación con prótesis en la simulación.

Tabla 1. 4. Reseña de antecedentes.

AUTORES	AÑO	DESCRIPCIÓN
Endre A & Balazs, M.D [29]	1974	<i>The physical properties of synovial fluid and the special role of hyaluronic acid.</i> En este artículo se establecen las mediciones de las propiedades elásticas y viscosas del líquido sinovial y se concluye que el ácido hialurónico es una contribución importante para las propiedades de lubricación del fluido
Di Paolo J & Berli M.E.	2002	<i>Análisis por elemento finito de un modelo de lubricación 2D para una prótesis de cadera.</i> En este trabajo se resuelve numéricamente un modelo bidimensional de lubricación de prótesis de cadera con movimiento pleno en estado estacionario, mediante un sustrato genérico poroso de baja rigidez con capacidad de exudar y absorber líquido sinovial, generando un mecanismo de auto-lubricación

[30]		similar al del cartílago articular.
Sarma A& Ravigururaj T.S. [31]	2008	<i>Fluid Analysis for Arthritis.</i> La osteoartritis es uno de los tipos más comunes de artritis, que provoca la ruptura de los tejidos de la articulación, conocido como el cartílago. El cartílago es la parte de la articulación que amortigua los extremos de los huesos. Esta ruptura del cartílago provoca que los huesos se rocen entre sí, causando dolor y pérdida de movimiento. El objetivo de dicho trabajo fue estudiar la aplicación de la filtración del líquido a través del tejido
Berli M.E, Campana D, Ubal S& Di Paolo J. [32]	2010	<i>Solución numérica de un modelo de lubricación visco-elasto hidrodinámico para prótesis de rodilla.</i> El desgaste del polietileno que conforma el componente tibial de la prótesis de rodilla es reconocido como el principal problema limitante en la duración de estos implantes. En este trabajo se presenta un modelo de lubricación de una prótesis de rodilla compuesta por un componente femoral metálico y un componente tibial conteniendo en su superficie articular un material visco-elástico lineal. Debido al alto acoplamiento entre las ecuaciones y a la no linealidad del modelo, se utilizó un método numérico basado en elementos finitos (Galerki) para resolver el sistema

Sin embargo, la presente investigación se basa primordialmente en cuatro publicaciones, realizadas en los años 2000,2002, 2006 y 2013, debido a la relevancia de sus aportaciones y su contribución con respecto a los datos y condiciones de frontera planteada en el modelo numérico, por lo tanto a continuación se describe cada uno de los artículos mencionados.

En el 2000 Edward Walickiy Anna Walicka publicaron el Modelado matemático de algunos cojinetes biológicos, donde se plantea la simulación del comportamiento de una película estrujable de una articulación humana modelada como un cojinete, sin embargo en dicho modelo no plantean la zona de porosidad con la que cuenta una articulación sinovial, ya que solo se basan al estudio de la interacción en el líquido sinovial. En el cual concluyeron que la influencia del par de tensiones en las características del cojinete estudiado es significativa y no insignificante. Los efectos de las tensiones proporcionan una mejora en la distribución de la presión y de la capacidad de carga [33].

En el 2002 Taner Ziyilan y Khalil Awadh, Publicaron un estudio sobre un análisis de anatómico de Antropometría en fémur humano, donde evalúan la antropometría femoral a

partir de dos grupos diferentes de edades, se evaluó de acuerdo a las mediciones paramétricas normales. Los datos obtenidos fueron analizados estadísticamente, así como comparados con el factor de correlación [34].

Posteriormente en el 2006 P.Jurczak realizó una investigación acerca de la distribución de presiones en un bio-rodamiento mecánico con película estrujable y lubricado por líquido sinovial, en dicho trabajo se modela un rodamiento que estruja una película delgada de fluido y que está en contacto con un medio poroso. Se presentan resultados analíticos sobre la distribución de presiones en la zona porosa. El modelo presentado considera diferentes factores algunos de ellos geométricos como distancias radiales, espesores de la película fluida, excentricidad debida al desplazamiento provocado por una carga aplicada en el centro de gravedad, así como un parámetro de porosidad de la zona correspondiente al cartílago [6].

En Enero del 2013 A. Ruggiero et al, plantean un modelo aproximado de lubricación confinado de la articulación humana del tobillo teniendo en cuenta la porosidad de la matriz del cartílago y el comportamiento no newtoniano del fluido sinovial además de la permeabilidad del cartílago articular. El modelo se basa en la teoría de lubricación del cartílago por medio de la aplicación de una fuerza, obteniendo una expresión analítica de la zona sinovial de presión y de fuerza [6].

CAPÍTULO 2

MODELADO NUMÉRICO.

El poder llegar a la esencia de cualquier proceso prescindiendo de pruebas en la realidad, es una ventaja cuando se requiere utilizar esa esencia en desarrollos posteriores o cuando el sistema a analizar está limitado para su estudio, reduciendo significativamente costo y tiempo, en la caracterización de comportamientos bajo ciertas situaciones específicas. Si bien la simulación requiere de datos experimentales, no todas las pruebas que se pueden analizar en la simulación son requeridas en la experimentación para poder realizarla, ya que por medio de modelos se realiza una abstracción de la realidad y basándose en correctas hipótesis se puede realizar una adecuada simulación.

Para realizar una simulación, es necesario realizar una serie de consideraciones, generalmente con el objeto de idealizar un problema y proponer una solución aproximada. La simulación tiene como objeto predecir y no reproducir un fenómeno, la funcionalidad de una simulación es evaluada al comparar con los datos medidos en un sistema físico o con un modelo matemático. *Fluent*® es un programa informático de la técnica de modelado de flujo de fluidos y transferencia de calor en geometrías complejas, proporciona flexibilidad de malla completa, incluyendo la capacidad para resolver problemas de flujo utilizando mallas no estructuradas que se pueden generar sobre geometrías complejas con relativa facilidad, además de proporcionar diferentes tipos de mallas como triangular, tetraédrica, hexaédrica, mallas mixtas (híbridas), entre otras. *Fluent*® también permite refinar o engrosar la malla basado en la solución de flujo.

El estudio del sistema del cartílago articular y su interacción con el líquido sinovial, se encuentra restringido debido a la complejidad de realizar experimentación in vivo, así como sus limitaciones en cuanto a volumen de líquido sinovial disponible, por ello la simulación es una herramienta que nos permite analizar su comportamiento en una variedad de situaciones de interés médico. Para lograr lo anterior, la estructura del programa para la realización de la simulación fue la siguiente, como se ilustra en la figura 2.1.

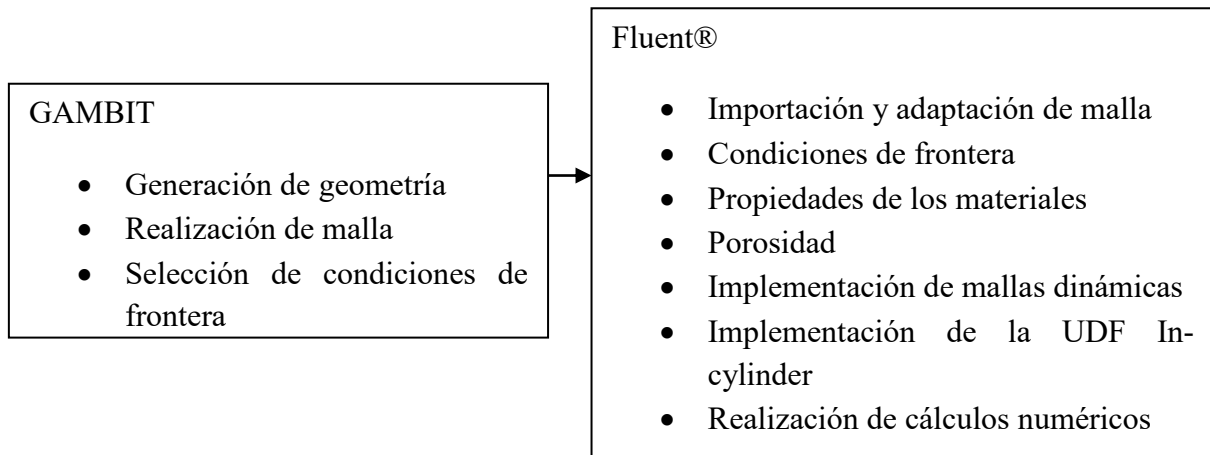


Figura 2. 1. Metodología seguida para la realización de las simulaciones.

A continuación se presentan algunas de las herramientas numéricas disponibles en *Fluent®* y empleadas en los cálculos numéricos del presente trabajo de tesis.

2.1 Mallas Dinámicas.

El método de Malla Dinámica en *Fluent®* puede utilizarse en modelos de flujo, donde la forma de la frontera está cambiando con el tiempo debido al movimiento de los límites de su frontera. El método de Malla Dinámica también puede ser utilizado para aplicaciones de estado estacionario. La actualización de la malla en un volumen determinado es manejado automáticamente por *Fluent®* en cada paso de tiempo, sobre la base de la nueva posición de los límites. Para utilizar el método de Malla Dinámica, es necesario proporcionar una malla de volumen inicial y la descripción del movimiento de todas las zonas que se desplazan en el modelo. *Fluent®* permite describir el movimiento usando cualquiera de los perfiles en los límites mediante funciones definidas por el usuario (*UDF* por sus siglas en inglés).

2.1.1 Mallas Deslizables.

El método de Malla Deslizable es uno de los métodos más precisos para la simulación de flujos en múltiples sistemas de referencia en movimiento, pero también uno de los más exigentes computacionalmente.

A menudo, la solución inestable que se busca en una simulación de Malla Deslizable es el periodo de tiempo, es decir, las repeticiones de soluciones inestables con periodo relacionados con la velocidad en las fronteras en movimiento. Sin embargo, también puede utilizarse el método para simular el deslizamiento en ciertas zonas de la malla, como se muestra en el ejemplo de la figura 2.2.

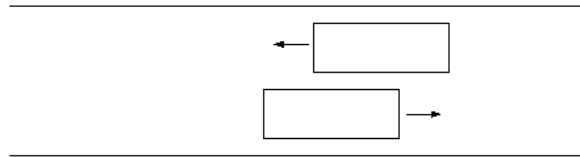


Figura 2. 2. Ejemplo de Malla Deslizable [34].

Para simulaciones de flujo donde no hay interacción entre las partes estacionarias y móviles, el dominio del cálculo se puede hacer estacionario y utilizar una Malla Deslizable.

En la técnica de Malla Deslizable se utilizan dos o más zonas de celdas y se genera la malla en cada zona de forma independiente. Cada zona está delimitada por al menos una zona de interfaz en donde se está en contacto con la zona de celda opuesta. Las dos zonas de las celdas se mueven una respecto a la otra a lo largo de la interfaz de la red.

En la figura 2.3 a y b se muestra un ejemplo de Malla Deslizable para la posición inicial y final respectivamente de dos rejillas.

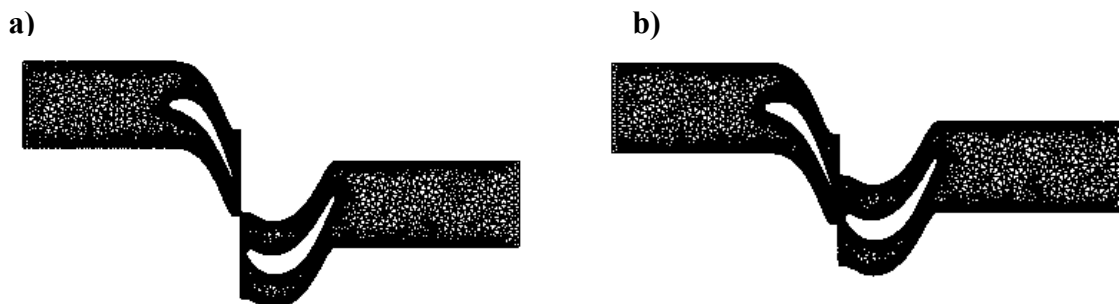


Figura 2. 3. a) Posición inicial de Malla Deslizable, b) Posición final de la Malla Deslizable [34].

El modelo de Malla Deslizante permite que la rejilla adyacente se deslice una con respecto a la otra, de este modo las caras de la red no necesitan estar alineadas en la red de la interfaz.

En el software *Fluent*® se encuentran disponibles tres métodos de renovación o actualización de mallas dinámicas. Para actualizar la malla del volumen en las regiones de deformación dependerá del movimiento definido en la frontera, pudiendo utilizarse alguno de los siguientes métodos para la renovación de las mallas:

- Métodos de remallado local.
- Métodos de suavizado.
- Capas dinámicas.

A continuación se describen algunos de estos métodos empleados.

2.1.1.1 Método de Remallado.

Cuando el límite de desplazamiento es grande comparado con los tamaños de celda locales, la calidad de las celdas se puede deteriorar o las celdas pueden distorsionarse. Esto puede invalidar a la malla ya que da lugar a volúmenes negativos de celda y por consiguiente, puede dar lugar a problemas de convergencia cuando la solución es actualizada para el próximo paso temporal. Para evitar este problema, *Fluent*® ofrece la opción del Método de Remallado. El remallado consiste en que si las nuevas celdas o caras satisfacen un criterio predeterminado de asimetría, entonces la malla se actualiza localmente con nuevas celdas, ya sea interpolando la solución a partir de las celdas viejas, o de lo contrario, se descartan las nuevas celdas.

Fluent® cuenta con varios métodos de remallado como son: remallado local, remallado de cara local (sólo para flujos en 3D), remallado en una región de la cara y remallado de superficie 2.5D (sólo para flujos en 3D). Estos métodos de remallado disponibles en el software trabajan para zonas con malla triangular y tetraédrica y para zonas mixtas donde los elementos no-triangulares/tetraédrica se omiten. La excepción es en el modelo 2.5D, en donde el método de remallado disponible sólo funciona con mallas hexagonales.

2.1.1.2 Método de suavizado basado en resortes.

El método de suavizado basado en resortes considera los bordes entre dos nodos de la malla idealizados como una red de resortes interconectados. Los espacios iniciales de los bordes entre nodos antes de cualquier movimiento constituyen el estado de equilibrio de la malla. Una vez realizado el desplazamiento en un nodo de la frontera deformable, se

generará una fuerza proporcional al desplazamiento a lo largo de todos los resortes conectados al nodo.

Un ejemplo de una geometría modificada por el método de suavizado basado en resortes se muestra en las figuras 2.4 a y b. En estas figuras se muestra una zona de celda cilíndrica, la cual presenta una zona del cilindro que se desplaza provocando una deformación en otra región del cilindro.

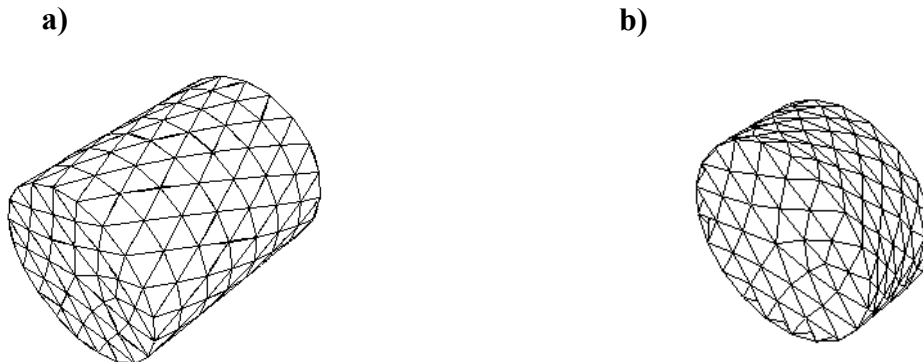


Figura 2. 4. a) Configuración inicial del cilindro, b) Configuración final del cilindro posterior a la deformación [34].

El método de suavizado basado en resortes puede utilizarse para actualizar cualquier celda o zona de la cara cuya frontera está en movimiento o presenta deformación.

Para la zona de celdas no tetraédricas (o no triangular en 2D), este método basado en resortes se recomienda cuando se cumplen las siguientes condiciones:

- 1.- La frontera de la zona de la celda se mueve predominantemente en una dirección.
- 2.- El movimiento es predominante normal a la zona límite.

Si las condiciones anteriores no se cumplen, las celdas resultantes pueden tener altos valores de asimetría ya que no todas las mallas se idealizan como resortes.

2.1.2 Otros métodos de suavizado.

2.1.2.1 Método de suavizado Laplaciano.

El método de suavizado Laplaciano es uno de los métodos más comúnmente usados al igual que el método de remallado simple. Este método ajusta la posición de cada vértice de la malla en el centro geométrico de sus vértices vecinos. Este método utiliza menor

tiempo de cómputo pero no garantiza una mejora en la calidad de la malla. En estos casos *Fluent*® sólo reubica el vértice y el centro geométrico de sus vértices vecinos sí y sólo si hay una mejora en la calidad de malla. Este suavizado Laplaciano mejorado puede habilitarse solamente en los límites de deformación (esto es, en la zona con elementos triangulares en 3D y zona con elementos lineales en 2D).

2. 1. 2. 2 Método de suavizado en la capa límite.

El método de suavizado en la capa límite se utiliza para deformar la capa límite durante una simulación de malla en movimiento por deformación. Para los casos en los que se tiene un movimiento de malla aplicada a una zona de las capas límites adyacentes, la capa límite se deforma de acuerdo con la *UDF* que se aplica a la zona de la cara. Este método de suavizado conserva la altura de cada capa límite y se puede aplicar a zonas de la capa límite para cualquier tipo de malla [10].

En la figura 2.5 a y b, se muestra un ejemplo para ilustrar el método de suavizado en la capa límite.

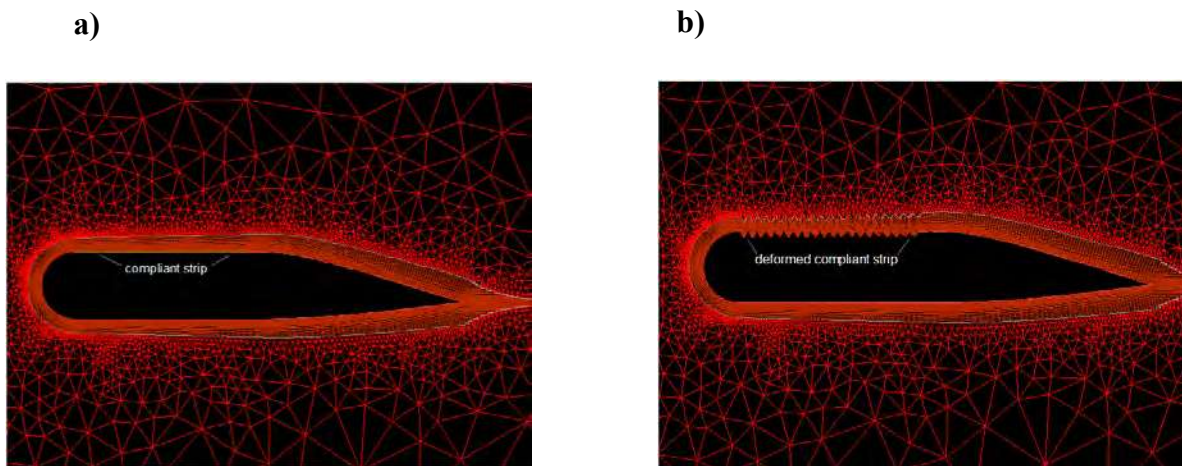


Figura 2. 5. a) Mallado antes de aplicar el método de suavizado en el borde de la capa límite, b) Mallado después de aplicar el método de suavizado en la capa límite [34].

2.2 Porosidad.

Definimos como un medio poroso a un material que consiste en una matriz sólida con interconexiones vacías. La matriz sólida puede estar en estado rígido (estado normal) o estar sometida a pequeñas deformaciones. Las interconexiones vacías, comúnmente llamados poros, permiten que uno o más fluidos pasen a través del material. En la situación simple “flujo de una sola fase”, los vacíos son saturados por un solo fluido, mientras que en

los fluidos bifásicos, dos fluidos comparten el mismo poro. Los fenómenos de transporte en medios porosos sigue siendo un área de actividad intensiva de investigación, debido a el hecho de que juegan un papel importante en una gran variedad de aplicaciones técnicas ingenieriles y las que abarcan desde los procesos de transporte en los sistemas biomecánicos, tales como el flujo laminar de sangre en los alveolos pulmonares, y la circulación a gran escala de la salmuera en un depósito geotérmico [28].

Un medio poroso puede tener una microestructura a una escala más pequeña que la escala de la microscopia de interés. Diversos fenómenos que surgen en los niveles de microscopía son descritos teniendo valores medios en cantidades microscópicas. La mayor razón para la elección de tal modelo que se tiene a disposición son técnicas de un buen modelo matemático que nos permiten demostrar la existencia y la unicidad de la solución, para construir la ecuación macroscópica y definir exactamente el coeficiente efectivo macroscópico. Con el uso de estos métodos es posible obtener un nuevo resultado acerca de diferentes ecuaciones de microscopia para derivadas de flujos a través de medios porosos, para indicar las condiciones de frontera adecuadas o para hacer más claros los parámetros adimensionales que son importantes en este tipo de fenómenos [28].

2.2.1 Ley de Darcy y la ecuación de continuidad.

Podemos considerar un flujo de fluido Newtoniano en un dominio formado por cavidades de un sólido poroso rígido periódicamente distribuido en el espacio. La representación simple de un medio que está formado por un material poroso formado por tubos paralelos en tres direcciones, con una no vacía. Así una geometría periódica tiene una estructura porosa, el período de las cuales es pequeña con respecto a los otros parámetros geométricos [28].

2.3 Convergencia de malla.

La examinación de la convergencia espacial de una simulación, es un método para determinar el error de truncamiento ordenado en una simulación *CFD*. El método involucra realizar la simulación en dos o más mallas sucesivamente más finas. El estudio de convergencia de malla es equivalente al término “estudio de refinamiento de malla”, término comúnmente usado.

Como la malla es refinada (las celdas cuadrículadas se reducen y el número de celdas se incrementan en el dominio del flujo) y el paso del tiempo refinado (reducido) los errores de truncamiento espaciales y temporales, respectivamente, debería asintóticamente aproximarse a cero, excepto el error de redondeo de la computadora.

Los métodos para examinar la convergencia espacial y temporal de simulaciones *CFD* se replantean en el libro por Roache. Se basa en el uso de extrapolación de Richardson. Un resumen del método del método es presentado en este trabajo.

En su mayor parte probablemente queremos determinar el rango de error para las cantidades obtenidas a partir de las soluciones de la malla más fina. Sin embargo, si las simulaciones *CFD* representan gran parte del estudio, entonces podemos querer usar una malla más gruesa. Así también podemos querer determinar el error en la malla más gruesa.

2.3.1 Consideraciones para un estudio de convergencia de malla.

El enfoque más sencillo para la creación de la serie de mallas es, generar una malla con lo que se podría considerar el espaciamiento de la malla fina como base, para alcanzar el límite superior de tolerancia para la generación de una malla o en espera de la malla a converger.

Entonces se puede obtener mallas más gruesas mediante la eliminación de líneas de la malla en cada dirección de coordenadas. Esto puede ser seguido para crear niveles adicionales de mallas más gruesas.

En la generación de malla fina, se puede construir en n niveles de mallas gruesas, asegurándose de que el número de puntos de las mallas en cada dirección de coordenadas, satisfaga la relación:

$$N = 2^n m + 1 \quad (1)$$

Donde m es un entero

Por ejemplo, si dos niveles de mallas más gruesas son deseadas (es decir, fina, media y mallas gruesas) y luego el número de puntos de cuadrícula en cada dirección de coordenadas debe ser igual a $4m+1$, m puede ser diferente para cada dirección de coordenadas.

Es importante mantener los mismos parámetros de generación de malla como los de la malla original. Un método consiste en seleccionar varios espaciamientos de malla como espaciamiento de cuadrícula de referencia. Uno debe de ser el espacio de malla normal a las paredes, otros pueden estar espaciados en los límites de flujo, en las juntas de las geometrías, o en las zonas de interfaces.

Al escoger la relación con la que la malla debe ser refinada o engrosada, esta misma relación se aplica a estas distancias. El número de puntos de la red se ajustarán conforme a los parámetros de calidad de la malla. La superficie y las mallas de volumen se generan a continuación utilizando los mismos métodos que la red original.

La relación de refinamiento de la malla debe ser un mínimo de $r \geq 1.1$, para permitir que el error de desratización pueda diferenciarse de otras fuentes de error (errores de convergencia iterativa, ordenador apagado etc).

2.3.2 Orden de convergencia de malla.

El orden de convergencia de malla implica el comportamiento del error de soluciones definido como la diferencia entre la solución discreta y la solución exacta.

$$E = f(h) - f_{exact} = ch^p + H.O.T. \quad (2)$$

Donde c es una constante, h es una medida de espaciamento de la malla, y p es el orden de convergencia.

Un “segundo orden” de solución tendría $p=2$

Un código *CFD* utiliza un algoritmo numérico que servirá de orden teórico de la convergencia. Sin embargo, las condiciones de contorno, los modelos numéricos, y la malla reducirán este orden para que el orden observado de la convergencia probablemente sea más bajo.

Despreciando términos de orden superior y tomando el logaritmo de ambos lados de la ecuación anterior resulta:

$$\log(E) = \log(C) + p \log(h) \quad (3)$$

El orden de convergencia p se puede obtener de la pendiente de la curva de $\log(E)$ en función de $\log(h)$.

Si tales puntos de datos están disponibles, la pendiente se puede leer en la gráfica o la pendiente se puede calcular de un ajuste de mínimos cuadrados de los datos. Será probablemente inexacto si sólo hay unos pocos puntos de datos.

Una evaluación más directa de p se puede obtener a partir de tres soluciones mediante un constante de perfeccionamiento de mallas de proporción r .

$$P = \ln \left(\frac{f_3 - f_2}{f_2 - f_1} \right) / \ln(r) \quad (4)$$

r = constante de perfeccionamiento de malla

2.3.2 Extrapolación de Richardson.

La extrapolación de Richardson es un método para obtención de un mayor orden de la estimación del valor del continuo (valor en cero, espaciamentos de la malla) de una serie de valores discretos de orden inferior.

Una simulación que produzca una cantidad f que se puede expresar en forma general por la expansión de la serie:

$$f=f_{h=0}+g_1 *h+g_2 *h^2+g_3 *h^3+..... \quad (5)$$

Donde h es el espaciado de la malla y las funciones de g_1, g_2 y g_3 , son independientes de los espacios de mallas. La cantidad f es considerado de “segundo orden”, si $g_1=0.0$. La $f_{h=0}$ es el valor continuo a cero espaciamiento de la malla.

Si se supone un segundo orden de solución y ha calculado f en dos mallas de separación h_1 y h_2 donde h_1 es la malla más fina (más pequeña), entonces uno puede escribir dos ecuaciones para la expansión anterior, sin tomar en cuenta un tercer orden y términos superiores, y resolver para $f_{h=0}$ para estimar el valor continuo.

$$f_{h=0}=f_1+\left(\frac{f_1-f_2}{r^2-1}\right) \quad (6)$$

Donde la proporción de refinamiento de malla es:

$$r=h_2/h_1 \quad (7)$$

La extrapolación de Richardson se puede generalizar para un método de orden p -th y r valor de índice de la malla (que no tiene que ser un número entero) como.

$$f_{h=0}=f_1+\left(\frac{f_1-f_2}{r^p-1}\right) \quad (8)$$

En teoría, las ecuaciones anteriores para la extrapolación de Richardson proporcionarán una estimación de cuarto orden de $f_{h=0}$, si f_1 y f_2 se calcularon utilizando exactamente los métodos de segundo orden.

De lo contrario, será una estimación de tercer orden. En general, se considera $f_{h=0}$ para $p+1$ orden exacto. La extrapolación re Richardson se puede aplicar para la solución en cada punto de la malla, o soluciones funcionales, como la recuperación de función o de arrastre. Esto supone que la solución es a nivel global de segundo orden, además de a nivel local y que la solución se calcula utilizando métodos coherentes de segundo orden de discretización,

Para nuestro propósito, vamos a suponer que f es una solución funcional (la recuperación de presión). La $f_{h=0}$ es entonces como una estimación de f en el límite cuando el espaciamiento de la malla tiende a cero. Uno de los usos de $f_{h=0}$ es reportar el valor como una estimación de la mejora de f_1 a partir del estudio de CFD, sin embargo, uno tiene que entender las advertencias antes mencionadas que van junto con este valor.

2.3.3 Índice de convergencia de malla.

Roache sugiere un índice de convergencia de la malla *GCI* para proporcionar de forma coherente en los informes de los resultados de los estudios de la convergencia de la malla y tal vez proporcione una banda de error en la convergencia de la malla de la solución. El *GCI* se puede calcular utilizando dos niveles de la malla, sin embargo, se recomiendan tres niveles con el fin de estimar con exactitud de 1er orden de convergencia y para comprobar que las soluciones están dentro del rango asintótico de convergencia.

Un análisis numérico coherente proporcionara un resultado que se acerca al resultado real como la resolución de la cuadrícula se aproxime a cero. Así, las ecuaciones discretizadas se acercan a la solución de las ecuaciones reales.

Una cuestión importante en los cálculos numéricos es si el nivel de resolución de la malla es la adecuada.

Hay que reconocer la diferencia entre un resultado numérico que se aproxima a un valor numérico asintótico y uno que se acercará a la verdadera solución. Es de esperar que a medida que la malla se refina y se mejora la resolución, la solución calculada no vaya a cambiar mucho y se acerque a un valor asintótico (la solución numérica verdadera). Todavía puede haber error en este valor asintótico y la solución física real de las ecuaciones.

Roache ha proporcionado una metodología para la presentación de información de los estudios de refinamiento de la malla. “la idea básica es de relacionar aproximadamente los resultados de cualquier examen de refinamiento de la malla a los resultados esperados de una duplicación de la malla utilizando un método de segundo orden”.

El *GCI* se basa en una malla de refinamiento que estima el error derivado de la teoría de “La extrapolación de Richardson” generalizada.

La extrapolación de Richardson se utiliza realmente para mejorar la precisión y, en algunos casos, incluso si las condiciones de la teoría no se aplican estrictamente, el objetivo es proporcionar una medida de la incertidumbre de la convergencia de la malla.

El *GCI* es una medida del porcentaje del valor calculado que esta fuera del valor numérico asintótico. Indica una banda de error de hasta qué punto la solución es asintótico. Esto indica lo mucho que cambiaría la solución con un mallarperfeccionamiento de la malla. Un pequeño valor de *GCI* indica que el cálculo se encuentra dentro del rango asintótico.

El *GCI* en la malla fina es definido como:

$$GCI_{fine} = \left(\frac{F_S \varepsilon}{r^{p-1}} \right) \quad (9)$$

Donde F_S es un factor de seguridad de 1.25. El refinamiento que puede ser espacial o en el tiempo. El factor de seguridad se recomienda que tenga $F_S = 3.0$ para las comparaciones de dos mallas o para tres mallas.

Cuando un diseño o el análisis implicaran numerosas simulaciones de CFD, uno puede utilizar la malla de grueso h_2 . Es entonces necesario cuantificar el error de la malla más gruesa.

El GCI para la malla gruesa se define como:

$$GCI_{COARSE} = \left(\frac{F_S \varepsilon r^p}{r^{p-1}} \right) \quad (10)$$

Es importante que cada malla, dé soluciones a nivel de rendimiento que estén en el rango asintótico de convergencia para la solución calculada. Esto se puede comprobar mediante la observación de dos valores de GCI , calculados en tres mallas.

$$GCI_{2,3} = (r^P GCI_{1,2}) \quad (11)$$

2.3.4 Proporción efectiva de refinamiento de malla.

Si uno genera una malla más fina o más gruesa y está dudosos del valor de proporción cuadrículada de refinamiento que debe usar, entonces uno puede computar una proporción cuadrículada efectiva de refinamiento como:

$$r_{effective} = \left(\frac{N_1}{N_2} \right)^{\left(\frac{1}{D} \right)} \quad (12)$$

Donde N es el número total de proporciones cuadrículadas usadas para la cuadrícula y D es la dimensión del dominio del flujo. Esta proporción cuadrículada efectiva de refinamiento también puede servir para cuadrículas no estructuradas.

CAPÍTULO 3

METODOLOGÍA.

En el siguiente capítulo se presenta la metodología empleada para los modelos de validación y modelo propuesto. Inicialmente se plantea la forma de la implementación de las mallas dinámicas en Fluent®, así como la adaptación de la herramienta In-Cylinder al mecanismo Biela-manivela, para la adaptación a nuestro modelo numérico. Además de mostrarse los pasos a seguir para el estudio de convergencia de malla en el cual se basó los modelos numéricos, tanto los de validación como el propuesto. También se propone una serie de casos considerando propiedades de deformación, velocidad de desplazamientos, viscosidades y porosidades para su estudio.

3.1 Verificación del modelo analítico.

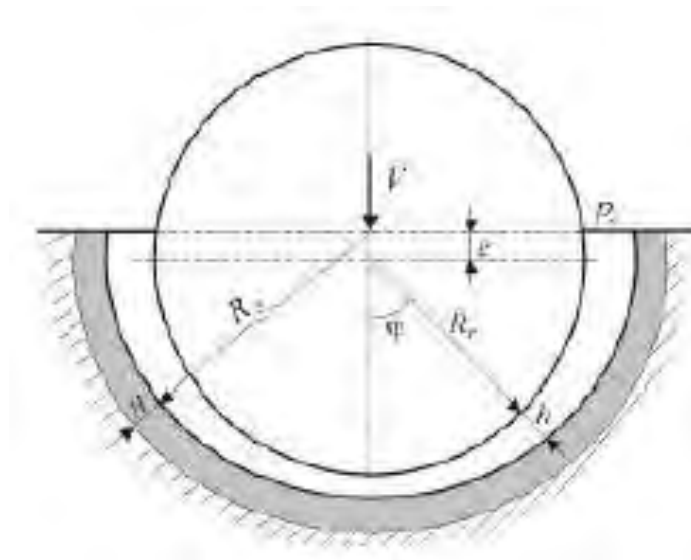


Figura 3. 1. Geometría del modelo de validación [1].

Basado en el artículo de P.Jurczak (2006) [1] “Distribución de presiones en un bio-rodamiento mecánica con película estrujable y lubricado por líquido sinovial” donde propone la geometría mostrada en la figura 3.1.

En dicho trabajo se modeló un rodamiento que estruja una película delgada de fluido y que está en contacto con un medio poroso. Se presentan resultados analíticas sobre la distribución de presiones en la zona porosa. El modelo presentado considera diferentes factores algunos de ellos geométricos como distancias radiales, espesores de la película fluida, excentricidad debida al desplazamiento provocado por una carga aplicada en el centro de gravedad, así como un parámetro de porosidad de la zona correspondiente al cartílago. Para la interpretación correcta de cada uno de los parámetros considerados en el modelo planteado en el artículo, fue necesario inicialmente reproducir las curvas reportadas en el modelo matemático, haciendo uso del software *MATHEMATICA*.

En las figuras 3.3 y 3.5 se muestran los casos para la distribución de presiones adimensional en el que se tomó los valor del parámetro asociado a la excentricidad del sistema para los valores de $\varepsilon = 0.1$ y 0.5 respectivamente. En ambos casos se consideraron los mismos valores para el número de Reynolds (Re), un parámetro asociado con la velocidad y aceleración de la deformación (A), un parámetro asociado con el tipo de fluido Newtoniano o no (l^*) y el grado de porosidad (k), además en las figuras 3.2 y 3.4 se muestran las propuestas por Jurczak.

$\varepsilon=0.1, Re=0, A=0, l^*=0.1, k=0.2$

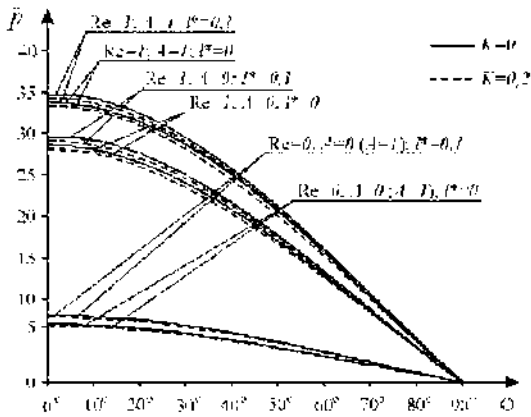


Figura 3. 2. Gráfica del artículo de Jurczak con $\varepsilon=0.1$ [1].

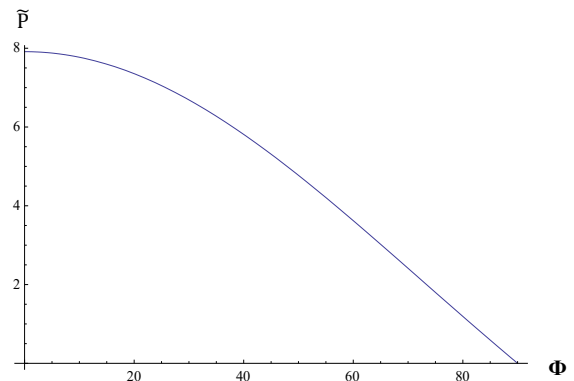


Figura 3. 3. Gráfica reproducida con $\varepsilon=0.1$.

$\varepsilon=0.5, Re = 0, A=0, I^* = 0.1, k=0.2$

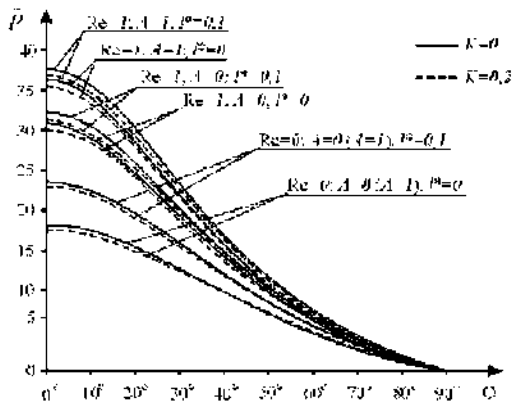


Figura 3. 4. Gráfica del artículo de Jurczak con $\varepsilon=0.5$ [1].

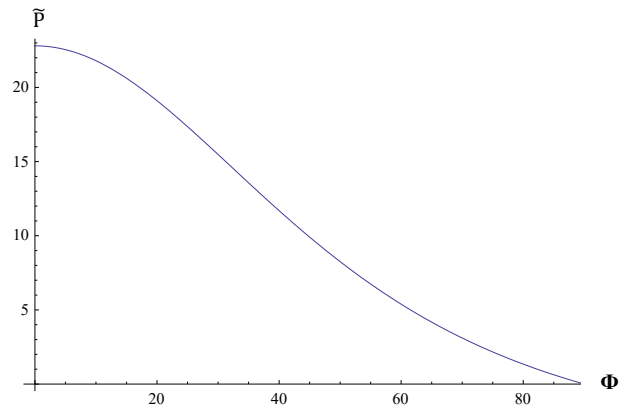


Figura 3. 5. Gráfica reproducida con $\varepsilon=0.5$.

Para la validación del modelo se analizó las diversas ecuaciones que el artículo propone, sin embargo se encontraron limitaciones debido a que no proporciona la información completa de los parámetros involucrados en el modelo. Entre los parámetros detectados se encontró el ángulo ϕ_0 y la presión inicial P_0 . Debido a lo anterior se desarrollaron diferentes simulaciones variando la presión inicial y se fijó un valor al ángulo $\phi_0=90^\circ$ por la rotación del sistema de coordenadas utilizado en el artículo. Adicionalmente a las limitaciones ya expuestas, no muestra de manera clara la región respecto a la cual se calcula la distribución de presiones en el sistema. Todo lo anterior nos rezagó en la interpretación de resultados y en la implementación de los parámetros y condiciones de frontera en el software de Dinámica de Fluidos Computacional.

3.2 Aplicación de mallas dinámicas.

En la investigación se planteó un movimiento aproximado al desplazamiento de la rodilla, ya sea para el estudio a futuro del análisis de un ciclo de marcha o en nuestro caso para el análisis de la lubricación del cartílago con respecto al líquido sinovial, para lo cual se planteó la utilización de herramientas que proporcionaran un desplazamiento.

Inicialmente se planteó utilizar la herramienta de *MESH MOTION* en *Fluent*®, para lo cual se planteó un desplazamiento en el eje Y con sentido negativo, aplicada en la zona del líquido sinovial, en la pared móvil, como se muestra en la figura 3.6.

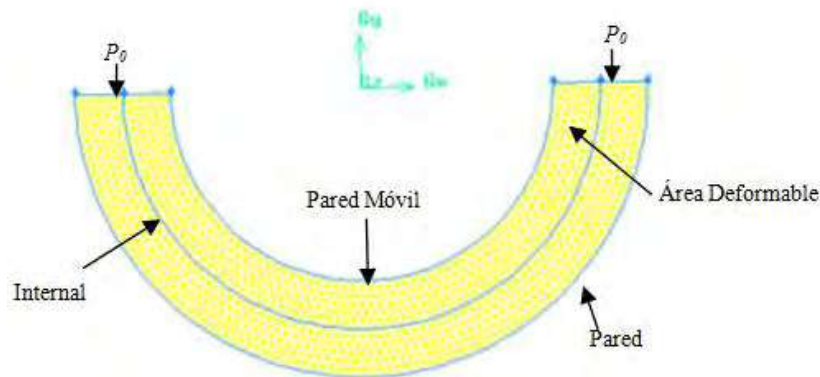


Figura 3. 6. Aplicación de la pared móvil.

Sin embargo se pudo observar que dicho método solo era aplicable para desplazamientos pequeños, por lo cual, el modelo utilizado presentó inconvenientes debido a que la simulación no podía converger al momento de introducir un desplazamiento en la dirección negativa del eje Y, debido a la generación de volúmenes negativos dentro del mallado. Sólo se obtuvieron resultados convergentes para pequeños desplazamientos en los nodos de la malla, limitando con ello el estudio de la deformación.

Debido a la limitante mencionada, fue necesario seguir investigando y probar nuevas herramientas de *Fluent*® para la simulación del modelo de interés. La herramienta que se utilizó para el desarrollo de la investigación hace uso de la técnica de *MALLAS DINÁMICAS*. Este tipo de técnicas permite el remallado en las regiones deformables, evitando con ello la obtención de volúmenes negativos que se pudieran generar durante el desplazamiento y deformación del sistema.

Para asentar que la pared móvil se trasladó con valores de desplazamientos mayores a los requeridos, se graficó las coordenadas iniciales y finales de la geometría para observar el comportamiento de la herramienta empleada, como se indica en la figura 3.7.

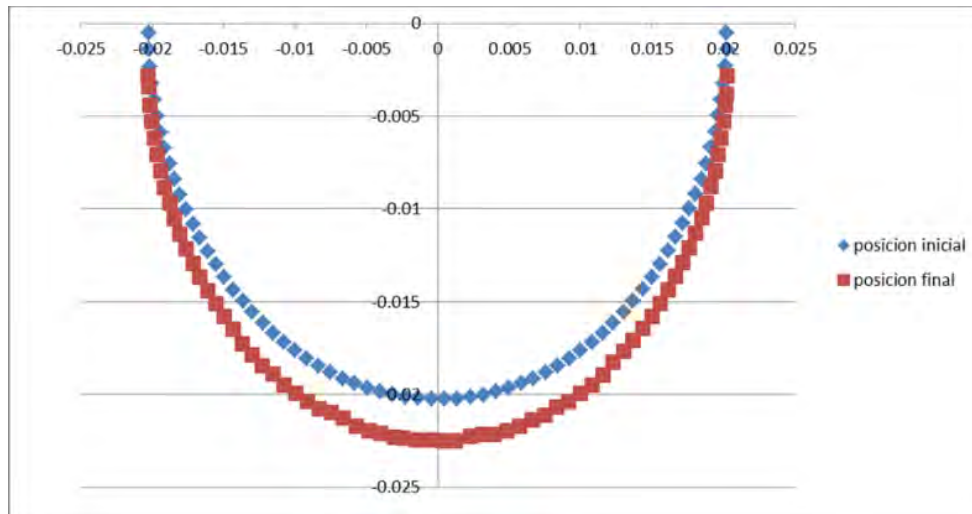


Figura 3. 7. Desplazamiento de pared móvil.

3.3 Remallado.

Como se mencionó en la sección anterior, el uso de *MESH MOTION* en el modelo para validación presentó volúmenes negativos en las mallas para grandes deformaciones, generando errores durante la simulación. La herramienta de *remallado* en *MALLAS DINÁMICAS* permite modificar y actualizar la malla del modelo al paso del tiempo. Esto quiere decir que la malla se va modificando automáticamente conforme se va realizando el desplazamiento y es detenida hasta alcanzar el límite programado para su desplazamiento.

Como primer paso se modificó el mallado de la geometría, inicialmente se contempló un mallado estructurado. Sin embargo, para aplicar el método de remallado y suavizado basado en resortes, se requiere utilizar una malla tetraédrica, como se muestra en la figura 3.8.

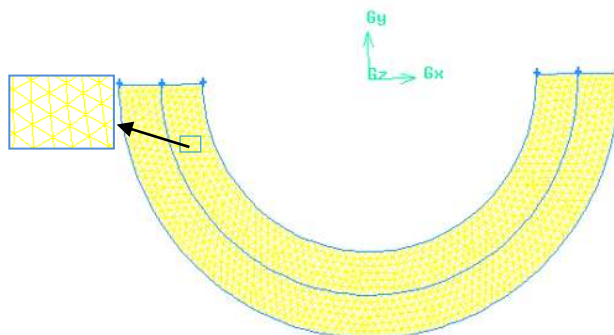


Figura 3. 8. Mallado tetraédrico.

Una vez obtenido el mallado tetraédrico en la geometría del modelo, se implementó la malla dinámica utilizando un suavizado en el remallado basado en resortes. El remallado fue aplicado sobre las mallas de las zonas asociadas al cartílago y al líquido sinovial, para obtener una deformación en el líquido sinovial.

3.4 Deformación.

Al obtener la adaptación de la malla correspondiente para el remallado en la geometría, se establecieron las condiciones para la generación de la deformación en la zona del líquido sinovial, de acuerdo con el modelo de validación.

En las figuras 3.9 y 3.10 se muestra la comparación de la malla sin deformación y una vez aplicada la deformación en la zona del líquido sinovial.

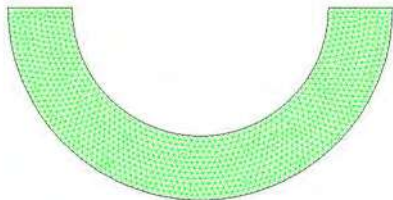


Figura 3. 9. Mallado antes de la deformación.

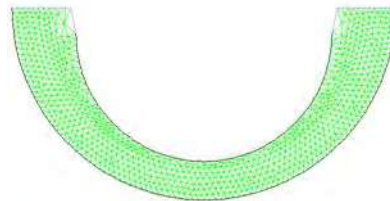


Figura 3. 10. Mallado después de la deformación.

3.5 Implementación de mecanismo biela-manivela.

Para la realización del modelo numérico y la adaptación a *Fluent*® se tomó en cuenta las ecuaciones del mecanismo biela manivela del pistón, relacionando dicho mecanismo con un desplazamiento de la rodilla, la figura 3.11 esquematiza el mecanismo utilizado, así como las ecuaciones planteadas para la solución de desplazamiento, velocidad y aceleración para los diversos cálculos requeridos con cada uno de los desplazamientos en los cuales fue estudiado el comportamiento de la articulación.

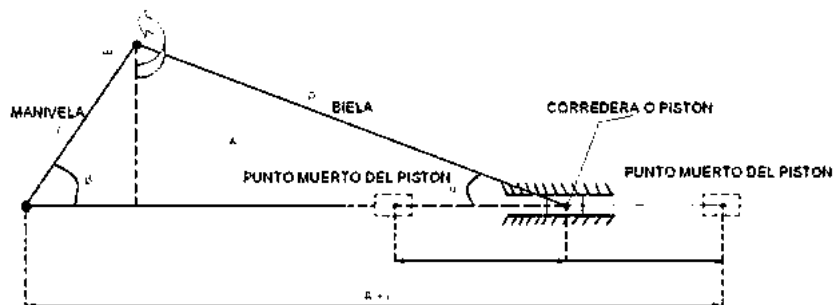


Figura 3. 11. Mecanismo biela- manivela del pistón.

Ecuación de desplazamiento del pistón

$$x = r - r \cos \beta + \frac{r^2}{2R} \text{Sen}^2 \beta \quad (13)$$

Ecuación de velocidad del pistón

$$v = r\omega \text{Sen} \beta + \frac{r^2}{2R} \omega \text{Sen} 2\beta \quad (14)$$

Ecuación de aceleración del pistón

$$a = r\omega^2 \left(\cos \beta + \frac{r}{R} \cos 2\beta \right) \quad (15)$$

Con las formulas anteriores, se realizó el análisis para la interpretación y adaptación del mecanismo con la geometría de validación [1] a la de la articulación, a diferentes ángulos, desplazamientos y velocidades, de lo cual se obtuvo lo indicado por la tabla 3.1.

Tabla 3. 1. Cálculos realizados para desplazamiento con $\beta = 90^\circ$.

X =e (mm)	V (m/s)
0.007250	0.000036250
0.002900	0.000014500
0.003625	0.000018125

3.6 Metodología para validación del modelo numérico adaptado a Fluent®.

Al termino del análisis, se prosiguió con la adaptación e interpretación a nuestro sistema, para ello al demostrar y relacionar el funcionamiento del pistón en el software utilizado, *Fluent®*, se empleó la herramienta *In-cylinder*, que proporciona el comportamiento de un pistón, así como las ecuaciones por la que se rige, para lo cual se realizó la interpretación y adaptación a nuestro sistema, para validar la definición de la relación del mecanismo biela-manivela con el sistema manejado en la presente investigación (Biofluido-cartílago).

La opción de *in-cylinder*, es una herramienta de malla dinámica para problemas transitorios, en la cual se debe de especificar la velocidad del eje del cigüeñal, el Ángulo de inicio del cigüeñal y el periodo de manivela, que se utiliza para convertir entre tiempo de paso y ángulo del cigüeñal. También debe de especificar el intervalo de tiempo que se utilizará para avanzar en la solución en términos de ángulo de cigüeñal (*Crank Angle Step Size*).

Ansys Fluent proporciona una función incorporada que puede definir la ubicación del émbolo en función del ángulo del cigüeñal. Esta función es llamada **** pistón-Full ****, en la cual se selecciona el perfil del movimiento (*UDF*) como parte del movimiento del cuerpo rígido. La determinación del desplazamiento del pistón así como las ecuaciones que rigen dicho mecanismo, en la herramienta *In-cylinder* proporcionada por *Fluent®* [35], como se ilustra en la figura 3.12.

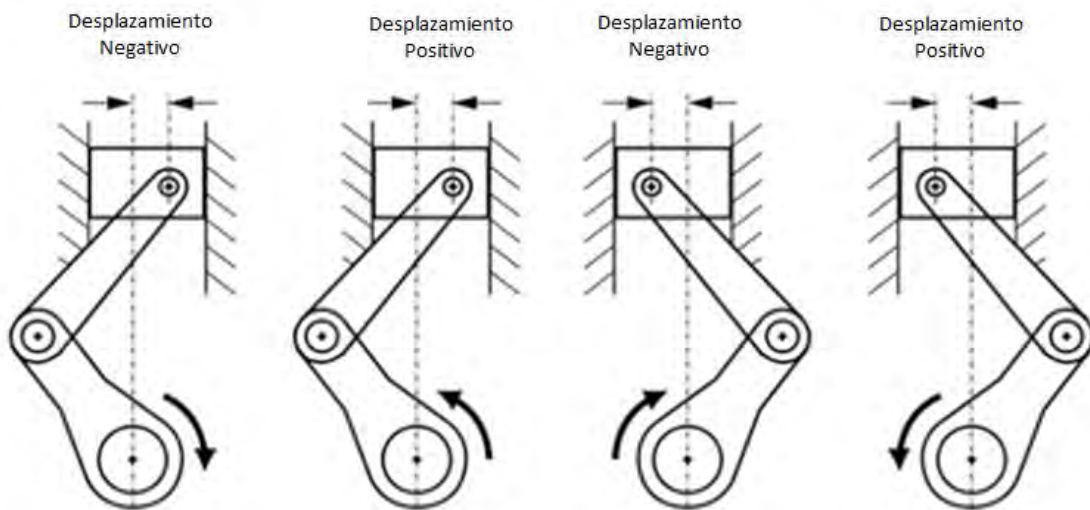


Figura 3. 12. Determinación del desplazamiento del pistón [34].

$$P_S = \sqrt{(r_c + L)^2 - x_{offset}^2} - r_c \cos(\theta_c) - \sqrt{L^2 - (r_c \sin(\theta_c) + x_{offset})^2} \quad (16)$$

$$\theta_c = \theta_s + t\Omega_{shaft} \quad (17)$$

Donde

P_S = Posición del pistón

r_c = Radio de la manivela

L = Longitud de la biela

x_{offset} = Desplazamiento en x

θ_c = Ángulo actual de manivela

θ_s = Ángulo de inicio de la manivela

Ω_{shaft} = Velocidad angular del eje de la manivela

3.7 Metodología para la porosidad.

La acción del líquido sinovial como lubricante reduce drásticamente la fricción, aun cuando la articulación está sometida a una sobrecarga fisiológica [36], una propiedad importante a considerar es la porosidad del cartílago articular en relación con el líquido sinovial, debido al grado de porosidad presente se regula la lubricación y nutrición del cartílago.

La metodología empleada para determinar un medio poroso numéricamente se plantea a continuación:

1. Definir la zona porosa.
2. Identificar el fluido que pasa a través del medio poroso.
3. Plantear la resistencia de la velocidad relativa.
4. Establecer los coeficientes de resistencia viscosa.
5. Establecer el grado de porosidad del medio.
6. Seleccionar el material del medio poroso.

3.8 Metodología para el estudio de convergencia de malla.

Al realizar un estudio de convergencia de malla se obtiene la cantidad de celdas adecuadas para la realización de cada uno de los estudios numéricos, con la finalidad de reducir el tiempo de convergencia del caso de estudio.

Para el estudio de convergencia de malla de la investigación, como primer paso se plantearon las tres mallas con su respectiva cantidad de nodos para su estudio, por lo cual las densidades de mallas utilizadas se muestran en la tabla 3.2.

Tabla 3. 2. Densidad de malla.

Caso	Densidad de malla (nodos)
1	66276
2	132593
3	264547

Donde para cada uno de los casos se consideraron los mismos parámetros de estudio así como la información proporcionada, de lo cual se extrajo el promedio de la presión de recuperación de la zona interna, debido a que es el límite entre la zona

del líquido sinovial y el cartílago articular, además de ser la zona donde se tomaran los datos para la validación del modelo numérico.

Con los datos de la presión de recuperación se calculó la proporción de refinamiento de malla y la relación de presiones con las ecuaciones 4 y 7, para obtener la extrapolación de Richardson (Pr), con la ecuación 18.

$$Pr = f_1 + \frac{f_1 - f_2}{r^p - 1} \quad (18)$$

Posteriormente se obtuvieron los errores relativos con las ecuaciones 19 y 20, para posteriormente calcular los índices de refinamiento de malla con las ecuaciones 21 y 22.

$$e_1 = \frac{f_1 - f_2}{f_1} \quad (19)$$

$$e_2 = \frac{f_2 - f_3}{f_2} \quad (20)$$

$$GCI_{12} = \left[\frac{F_s * e_1}{r^p - 1} \right] * 100 \quad (21)$$

$$GCI_{23} = \left[\frac{F_s * e_2}{r^p - 1} \right] * 100 \quad (22)$$

Por último se calculó si la solución está en el rango de convergencia permitido con la ecuación 23.

$$\frac{GCI_{23}}{r^p GCI_{12}} \quad (23)$$

3.9 Metodología para la validación del modelo.

A continuación se muestra las condiciones de frontera así como las características del modelo propuesto analíticamente por Walicki et al. en el 2000. En dicho modelo consta de solo la región del líquido sinovial, partiendo inicialmente de la generación de la geometría en *GAMBIT*.

3.9.1 Modelo analítico propuesto por Walicki et al.

Inicialmente se planteó el análisis de solo la región del líquido sinovial debido a los antecedentes de modelos numéricos desarrollados en *ANSYS*, o modelos matemáticos, en donde se puede observar que la mayoría de los autores realizaron estudios en la zona de líquido sinovial. [23], por lo tanto se validó inicialmente solo la región del líquido sinovial con el artículo de Edward Walicki et al, publicado en el 2000 [8]. Donde propone una geometría en la cual consta de la zona del hueso y la región del líquido sinovial, sin considerar el cartílago articular, para lo cual propone como solución las distribuciones adimensionales de presiones para los casos en condiciones de fluido newtoniano y no newtoniano. En la figura 3.13 se muestra la geometría propuesta por Edward Walicki et al y en la 3.14 la generada en *GAMBIT*, para la simulación numérica.

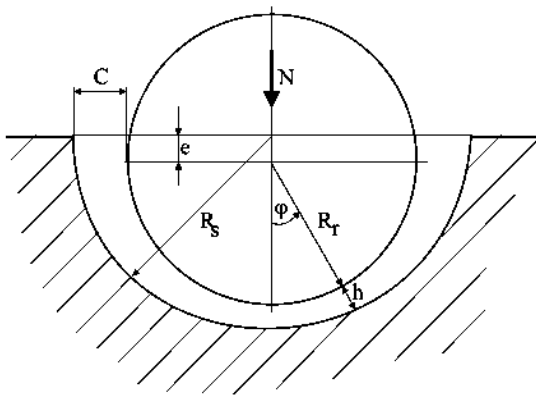


Figura 3.13. Geometría de validación propuesta por Walicki et al. [8].

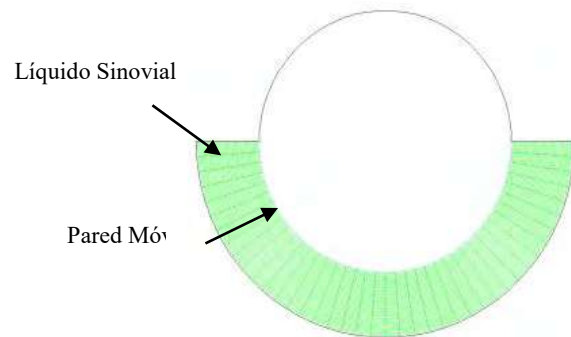


Figura 3.14 Geometría para el modelo de validación para la geometría propuesta por Walicki et al.

Las condiciones de frontera utilizadas en el caso de solo líquido sinovial para la modelación y validación en el modelo numérico fueron las siguientes:

- Fluido Newtoniano
- Deformación en el líquido sinovial
- Desplazamiento

3.10 Modelo analítico propuesto por Jurczak.

Al término de la validación de la región de solo líquido sinovial se continuo con el desarrollo de la investigación, donde se validó un nuevo modelo para el cual la geometría es modificada debido a la implementación de la zona del cartílago articular, considerando la porosidad en esta zona, en particular presenta un comportamiento mecánico difícil de simular mediante los modelos constitutivos de los materiales de ingeniería más comunes [25] el modelado de validación fue basado en la geometría y ecuaciones propuesta en el artículo de P.Jurczak (2006) donde modela matemáticamente la distribución de presiones en un bio-rodamiento mecánico con película estrujable y lubricado por líquido sinovial, en el cual plantea la geometría mostrada en la figura 3.15, además en la figura 3.16 se muestra cada una de las zonas.

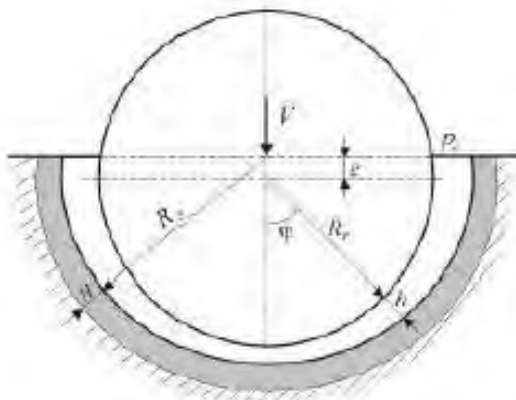


Figura 3.15. Geometría utilizada en el artículo de Jurczak [1].

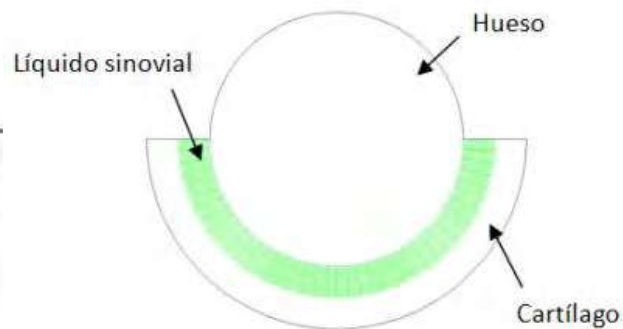


Figura 3.16. Interpretación de las zonas.

El modelo numérico propuesto en la presente investigación se validó con el artículo de P.Jurczak del 2006 [1], además de ser complementado con el artículo de A.Ruggiero et al del 2013 [9], debido a que en dicho artículo proponen un mecanismo similar al propuesto por Jurczak pero proporciona datos aproximados de los valores de la geometría del tobillo, que es una articulación sinovial similar a la de la rodilla, la zona anatómica del tobillo analizada se ilustra en la figura 3.17.



Figura 3.17. Articulación del tobillo analizada por A. Ruggiero et al. [9].

La geometría y datos proporcionados por A.Ruggiero et al del 2013 y con los cuales se realizó la adaptación, son mostrados en la figura 3.18 y en la tabla 3.3.

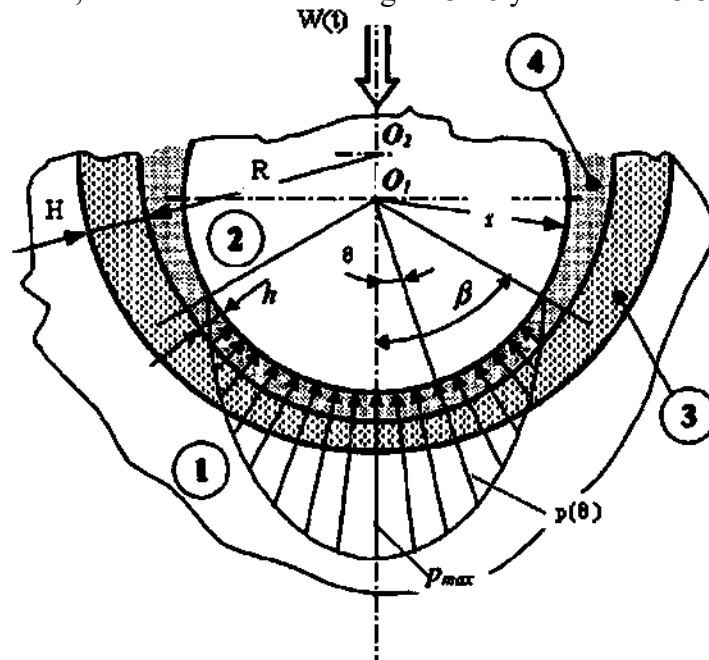


Figura 3. 18. Geometría propuesta por Ruggiero Alessandro et al., donde (1) hueso inferior, (2) hueso superior, (3) cartílago articular, (4) líquido sinovial [9].

Tabla 3. 3. Valores numéricos de los parámetros para el caso del cartílago en tobillo [9].

PARÁMETRO	NOMENCLATURA	VALOR NUMÉRICO
Juego Radial	c	$0.725 \times 10^{-7} \text{ m}$
Espesor del cartílago	H	$2.15 \times 10^{-3} \text{ m}$
Permeabilidad de la matriz porosa	Φ	10^{-18} m^2
Radio	R	0.035m
Ángulo	β	4×10^{-2}
Viscosidad	μ	10^{-2} Pa s
Parámetro de esfuerzo	l^*	[0.1:0.7]
Longitud equivalente del biorodamiento	L	$28 \times 10^{-3} \text{ m}$

Se utilizaron las constantes planteadas por Ruggiero Alessandro et al. [9]. En la geometría de validación con las ecuaciones propuestas por Juarczak (2006), para los cálculos necesarios, comenzando con el planteamiento de Juarczak donde propone dos valores para el desplazamiento adimensional (ε), es decir la razón entre los valores del desplazamiento (e) y la excentricidad o espesor de la zona del fluido (c), con valores para el desplazamiento adimensional ε de 0.1 y 0.5.

Con las ecuaciones 24, 25, 26, 27 y 28 propuestas por Juarczak se calculó la velocidad de desplazamiento, la presión adimensional del sistema, la porosidad de la zona del líquido sinovial además de la excentricidad.

$$C=R_S-R_r \tag{24}$$

$$\varepsilon=\frac{e}{C} \tag{25}$$

$$\dot{\varepsilon}=\frac{d\varepsilon}{dt} \tag{26}$$

$$\tilde{p}=\frac{(p-p_0)C^2}{\mu\varepsilon R_r^2} \tag{27}$$

$$K = \left(\frac{12 \Phi H}{C^3}\right)^3 \quad (28)$$

Con las formulas enumeradas anteriormente, se realizaron los cálculos correspondientes para cada una de las relaciones presentes entre el desplazamiento y la excentricidad, como se ilustra en la tabla 3.4.

Tabla 3. 4. Cálculos numéricos para diferente relación de desplazamiento y excentricidad.

ε	$C (m)$	$e(mm)$	$\dot{\varepsilon}$	K
0.1	725×10^{-7}	0.00725	2	0.2
0.4	725×10^{-7}	0.02900	0.8	0.2
0.5	725×10^{-7}	0.03625	1	0.2

3.11 Geometría del segundo modelo de validación con datos de rodilla.

Al finalizar la validación de la investigación, se planteó una geometría elaborada en el programa *GAMBIT*, similar a la propuesta por Jurczak con dimensiones aproximadas a las reales de la rodilla propuestas por Taner Ziylan et al, empleando cada una de las herramientas y condiciones mencionadas anteriormente, en la figura 3.19 se ilustra la zona anatómica analizada en la rodilla, correspondiente a la tibia.



Figura 3.19. Zona anatómica de la rodilla líquido-cartílago [18].

Para la simulación numérica se realizó los parámetros similares a los de la validación, con la diferencia de la adaptación de dimensiones aproximadas a la rodilla, la parte estudiada es la parte inferior de la rodilla, como se ilustró en la figura 3.19, donde se localiza la tibia. En la figura 3.20 se ilustra la geometría utilizada para el modelo numérico.

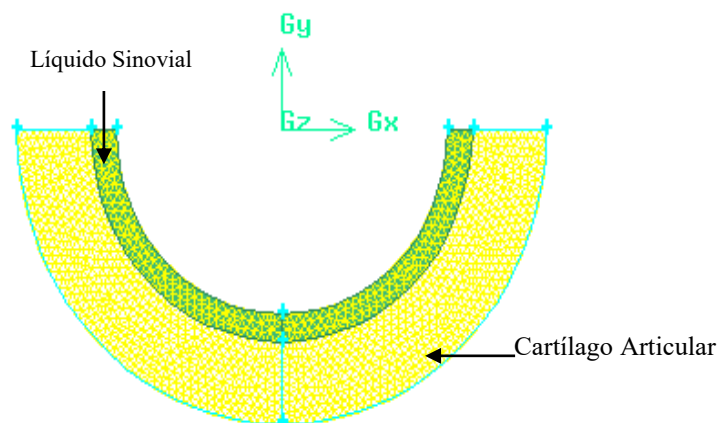


Figura 3.20. Geometría de la rodilla líquido-cartílago.

Tomando como base la geometría 3.20 se realizaron modificaciones en las variables tanto de velocidad, porosidad y desplazamientos para su análisis, aproximando a cambios de la relación líquido-cartílago probables en la rodilla, ya sea desde una actividad física o la forma de lubricar y nutrir el cartílago. En la Tabla 3.5 se muestran los valores utilizados al variar los parámetros de estudio, donde μ_a corresponder al valor de la viscosidad del agua.

Tabla 3. 5. Variación de los parámetros de estudio.

Viscosidad	Desplazamiento		Porosidad	Velocidad de deformación			
	μ (Kg/ms)	e (mm)		ϵ	k	ω (rad/seg)	V (m/s)
μ_a	0.01062	0.1	0.8		30	0.000005310	0.2
μ_a	0.04248	0.4	0.8		30	0.000021240	0.4
μ_a	0.05310	0.5	0.8		30	0.000026550	0.5
x 10 μ_a	0.01062	0.1	0.8		30	0.000005310	0.2
x100 μ_a	0.01062	0.1	0.8		30	0.000005310	0.2
x10 μ_a	0.01062	0.1	0.5		30	0.000005310	0.2
x10 μ_a	0.01062	0.1	0.8		20	0.000003539	0.2
x10 μ_a	0.01062	0.1	0.8		10	0.000001769	0.2
x10 μ_a	0.01062	0.1	0.2		30	0.000053100	0.2
x10 μ_a	0.01062	0.1	0.8		100	0.000017690	0.2

3.12 Geometría del modelo propuesto con datos de rodilla.

El cartílago articular es el elemento que brinda la característica viscoelástica de las áreas que intervienen en las articulaciones sinoviales. A diferencia de los huesos, posee una limitada capacidad de regeneración [29], lo que significa una irrecuperable condición de normalidad una vez el proceso de degradación empieza a darse. Esta degradación puede ser por enfermedades, tanto congénitas como adquiridas [30], así como procesos biológicos que modifiquen las propiedades físicas del cartílago sano o por traumatismos que afectan la integridad del tejido.

El estudio del cartílago en la actualidad se encuentra limitado por la complejidad de la obtención de muestras, por ello se hace uso de los modelos matemáticos y numéricos para encontrar una aproximación de los valores de esfuerzos, presiones o diversos factores que están presentes en su funcionamiento. El modelo de estudio que se propone se indica en la figura 3.21.



Figura 3.21. Zona anatómica de la rodilla: Fémur [18].

En la tabla 3.6 se muestra los cálculos para diferentes relaciones de desplazamiento y excentricidad, que se utilizaron para el modelado numérico del modelo propuesto.

Tabla 3. 6. Cálculos numéricos para diferente relación de desplazamiento y excentricidad.

ε	$H (m)$	$e(mm)$	$\dot{\varepsilon}$	K
0.1	0.006	0.0006	0.2	0.8
0.4	0.006	0.0024	0.8	0.8
0.5	0.006	0.003	1	0.8

Para corroborar que los desplazamientos evaluados se están realizando en el modelo propuesto se graficó las coordenada de la pared móvil antes y después de desplazarse, como se indica en la figura 3.22.

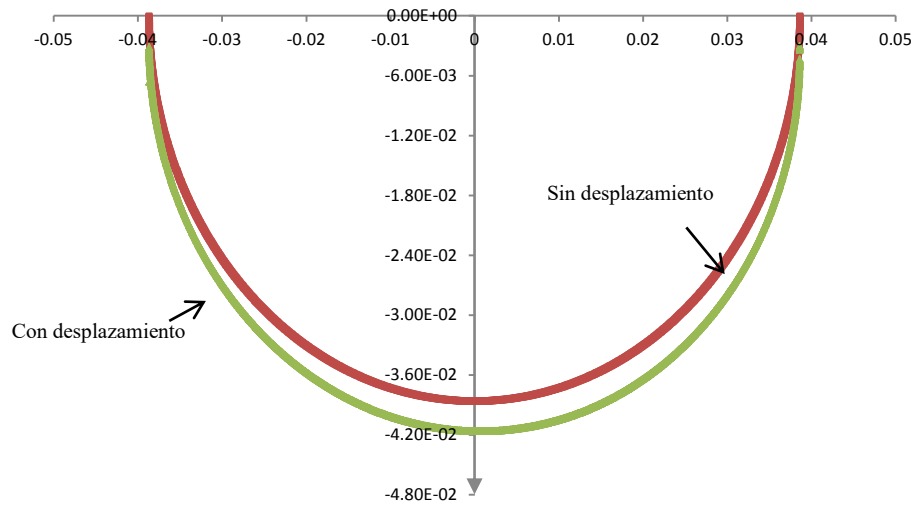


Figura 3.22. Gráfica de desplazamiento para el caso de $\epsilon = 0.5$.

La zona anatómica propuesta es la localizada en el hueso del fémur zona distal, que está localizada en la parte superior de la rodilla, dicha zona fue elegida debido a la deformación presente en la zona del cartílago articular, a diferencia de la propuesta tanto por P.Jurczak y Ruggero et al, en las cuales proponen deformación en el líquido sinovial y un mecanismo de lubricación diferente del presente en el modelo propuesto, la geometría planteada para el modelo numérico propuesto se indica en la figura 3.23.

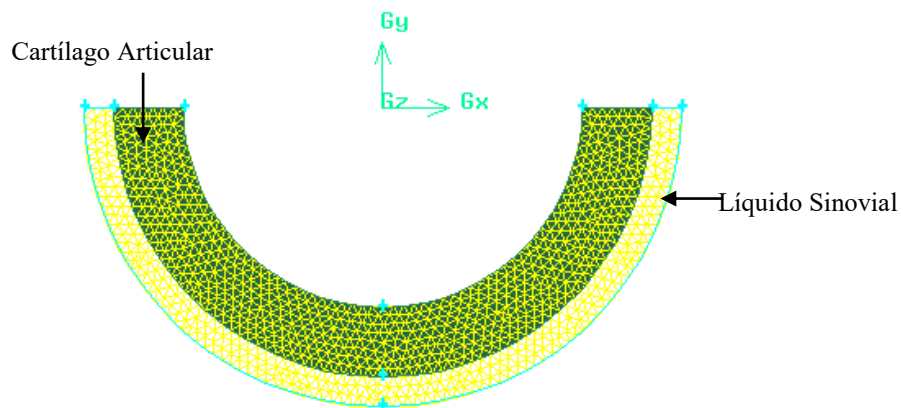


Figura 3.23. Geometría de la rodilla cartílago-líquido.

Análisis computacionales basados en modelos de rodilla natural sanos, han demostrado que la porosidad del cartílago es fundamental en la obtención de bajos coeficientes de fricción debido a que induce un proceso de exudación-absorción que permite a la rodilla auto lubricarse [32]. Debido a lo planteado, el modelo propuesto además de modelar otra zona de interés de la rodilla, también se propone un porcentaje de porosidad de 0.8, debido a que es el porcentaje máximo que puede presentar el cartílago articular.

Para el estudio de lo mencionado, se realizó una serie de combinaciones donde se hace cambio en las variables de velocidad de desplazamiento, porcentaje de porosidad, desplazamiento y viscosidad como se indica en la tabla 3.7.

Tabla 3. 7. Variación de velocidad, viscosidad, porosidad y desplazamiento en modelo propuesto.

μ (Kg/ms)	e (mm)	k	ω (rad/seg)	V (m/s)
Agua	0.6	0.8	30	0.00030000
Agua	2.4	0.8	30	0.00120000
Agua	3.0	0.8	30	0.00150000
X 10	0.6	0.8	30	0.00030000
X 100	0.6	0.8	30	0.00030000
X 10	0.6	0.5	30	0.00030000
X 10	0.6	0.8	20	0.00019990
X 10	0.6	0.8	10	0.00009990
X 10	0.6	0.2	30	0.00099990
X 10	0.6	0.8	100	0.00099996

CAPÍTULO 4.

RESULTADOS.

En este capítulo se muestran los resultados obtenidos del estudio de convergencia de malla con el cual se determinó la cantidad de nodos ideal para las geometrías utilizadas y así poder obtener un buen desempeño en el tiempo de cómputo para las diferentes condiciones de frontera propuestas en cada uno de los casos. Se analizaron diferentes condiciones para la viscosidad, desplazamiento en la deformación, velocidad de deformación y porosidad, para cada uno de los modelos de estudio. Inicialmente se presentan los resultados para la validación con un modelo analítico propuesto por Walicki et al. en 2000[8] en donde sólo se considera una zona para el líquido sinovial, sin considerar un medio poroso. Posteriormente, se presenta la validación del modelo numérico a partir de los resultados obtenidos de un modelo matemático propuesto por P.Jurczak en el 2006 [1], en el cual se consideran dos regiones, una para el medio poroso y otra para el líquido sinovial. En dicho modelo las cargas que sufre la rodilla se representan por una deformación en la región del líquido sinovial. Finalmente, se presentan los resultados de un modelo que proponemos, en el cual la deformación por la carga se representa por una deformación en el cartílago. A continuación se muestran los resultados para cada uno de los casos anteriormente mencionados.

4.1 Estudio de convergencia de malla.

El tiempo de cómputo en la dinámica de fluidos computacional (*CFD*), es un parámetro trascendental en modelos numéricos, el cual se ve afectado por la densidad de malla en la geometría del sistema de estudio. Para determinar la densidad de malla se debe de considerar la cantidad de celdas necesarias para obtener resultados confiables en la solución numérica, generalmente se maneja una alta densidad de malla con el objetivo de lograr resultados lo más confiable posible. Sin embargo, al trabajar con altas densidades de malla se incrementa demasiado el tiempo de cómputo. Para obtener una densidad de malla óptimo se requiere realizar un estudio de convergencia de malla, en dicho estudio se propusieron tres valores de densidad de malla: 66276 nodos, 132593 nodos y 264547 nodos. Con cada densidad de malla se calculó la presión de recuperación promedio. Las presiones de recuperación promedio y los parámetros obtenidos del estudio de convergencia de malla se muestran en la Tabla 4.1 y 4.2, siguiendo la metodología señalada en el capítulo 3. Los datos del promedio para la presión de recuperación para cada una de las densidades de malla se muestran.

Tabla 4. 1. Valores promedios de presión de recuperación.

Malla Normalizada (Grid Normalizado)	Espaciamiento de malla (Grid Spacing)	Presión de recuperación (Pressure Recovery, Pr)
1	1	156.56863
2	2	157.38852
3	4	159.75201

Tabla 4. 2. Estudio de convergencia de malla.

PARÁMETROS	VALORES	
Proporción de refinamiento de malla (r)	2	
Presión total promedio (P)	1.527	
extrapolación de Richardson (Pr)	157.132	
Errores relativos (e)	$e_1 = -0.00523$	$e_2 = -0.0150$
Índice de refinamiento de malla (GCI)	$GCI_{12} = -0.347$	$GCI_{23} = -0.996$
Factor de seguridad (F_s)	1.25	
Rango de convergencia	1.5	

Una vez obtenidos los resultados anteriores, se observa que el rango de convergencia (Rc) obtenido fue de 1.5%, ubicado dentro del rango permitido que va desde 1 - 5%, con un valor de interpolación de Richardson (Pr) de 157.132. Con el valor Pr y con la obtención de la presión promedio de recuperación calculada en cada una de las densidades de malla mostradas en la Tabla 4.1. En la figura 4.1 se ilustran los valores obtenidos para cada densidad de malla, así como para la extrapolación de Richardson.

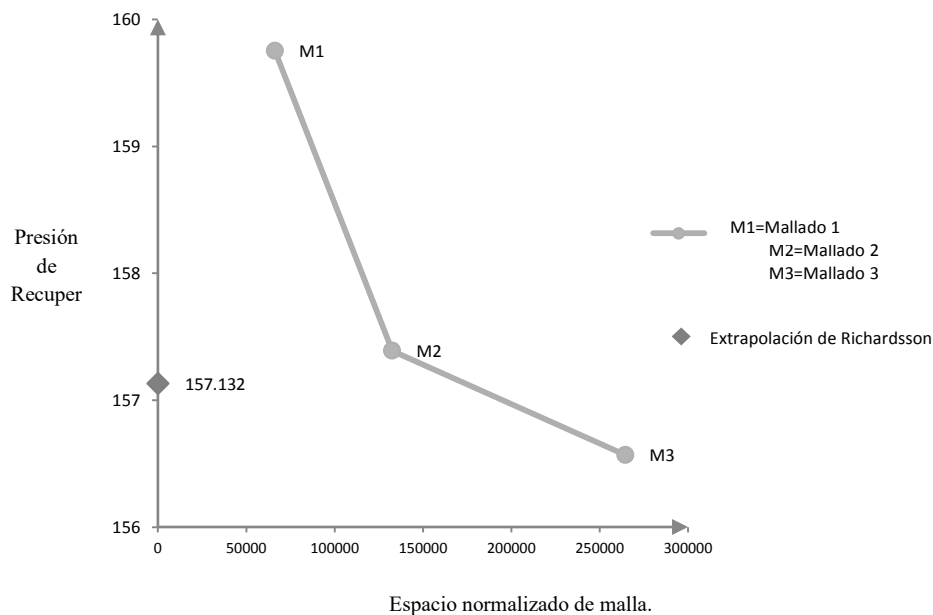


Figura 4. 1. Gráfica del estudio de convergencia de malla.

Se puede observar de la figura 4.1 que el valor más próximo al de la extrapolación de Richardson es de 157.132, que es el correspondiente al de la malla 2, con una cantidad de nodos de 132593. Por lo anterior, dicho valor fue seleccionado como la densidad de malla a utilizar tanto para los casos de validación como del modelo propuesto.

4.2 Validación con el modelo propuesto por Walicki et al.

En el primer modelo de validación se analizó un modelo que sólo considera una región con biofluido y que es sometida a deformación en una geometría en 2D.

Como primera validación se tomó la geometría empleada en el artículo de Edward Walicki et al, publicado en el 2000 [8], donde modela matemáticamente una articulación que solo consta de una película de líquido, donde su modelo proporciona una mejora en la distribución de la presión y de la capacidad de carga. Basada en esta geometría se realizó el modelo numérico con las siguientes condiciones de frontera:

- Solo región fluida
- Deformación en la zona del fluido
- Desplazamiento de 0.04248mm
- Fluido newtoniano

Con las consideraciones anteriores se obtuvo los valores de la presión adimensional en un rango aproximado con respecto a la propuesta en el artículo de validación, como se indica en la comparación de las gráficas figura 4.2 y 4.3.

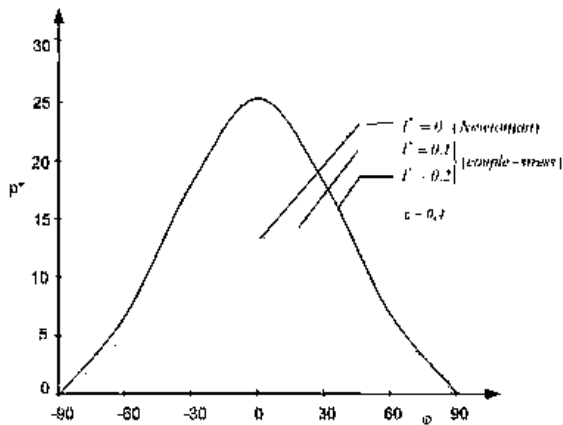


Figura 4. 2. Gráfica de los resultados de la presión total adimensional del modelo matemático de Walicki [6].

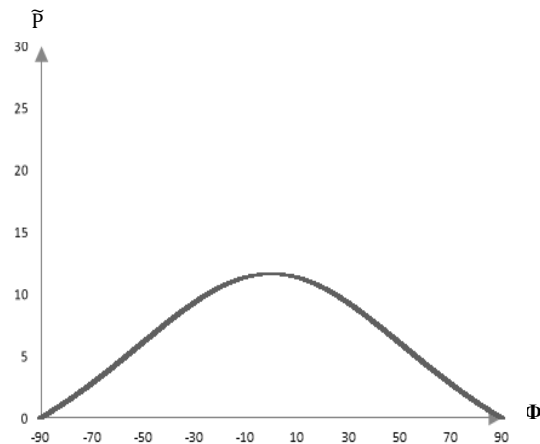


Figura 4. 3. Presión total adimensional del modelo numérico obtenido.

4.3 Validación con el modelo propuesto por Jurczak.

Una vez validado el modelo de Walicki que considera solamente la deformación de una zona de fluido, se procedió a validar el modelo de Jurczak propuesto en 2006[7], en el cual se consideró una región para el líquido sinovial y otra región para el cartílago articular, quedando unidas por una cara interna para la interacción de las dos regiones.

Las condiciones de frontera empleadas en este caso fueron las siguientes:

- Medio poroso
- Deformación en la zona de líquido sinovial
- Desplazamiento
- Fluido newtoniano
- $P_0=0$
- Velocidad de desplazamiento
- Zona interna
- Dimensiones aproximadas a la de la rodilla

Con las condiciones de frontera mencionadas anteriormente, así como con la implementación de mallas dinámicas, se logró valores de presión adimensional

aproximados a los obtenidos en el modelo matemático propuesto por P.Jurczak. La adimensionalización de los resultados se realizó como el propuesto en la fórmula 27 del Capítulo 3. Los resultados obtenidos con el modelo numérico para la presión adimensional se muestran en las figuras 4.5 y 4.7, que a su vez se compara con las figuras 4.4 y 4.6, que son las propuestas por Jurczak, para los valores del desplazamiento adimensional ε de 0.1 y 0.5 respectivamente.

$\varepsilon=0.1, Re=0, A=0, l^*=0.1, k=0.2$

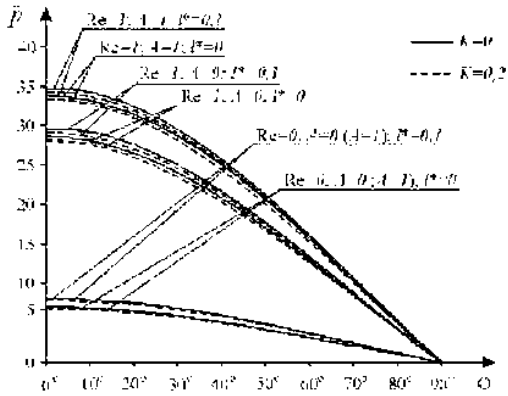


Figura 4. 4. Presiones adimensionales para $\varepsilon = 0.1$ en modelo matemático de Jurczak [1].

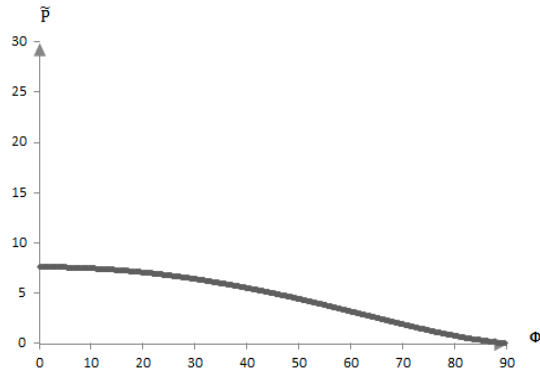


Figura 4. 5. Presión adimensional obtenida en la simulación para $\varepsilon = 0.1$.

$\varepsilon=0.5, Re=0, A=0, l^*=0.1, k=0$

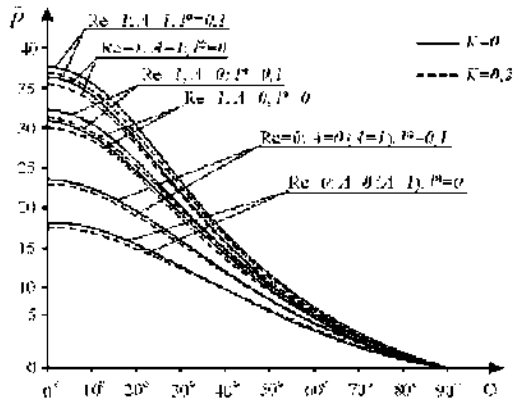


Figura 4.6. Presiones adimensionales para $\varepsilon = 0.5$ en modelo matemático de Jurczak [1].

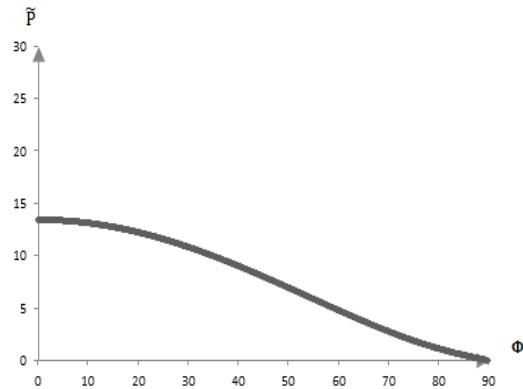


Figura 4.7. Presión adimensional obtenida en la simulación para $\varepsilon = 0.5$

4.4 Primero modelo de estudio.

Una vez validado el modelo de Jurczak, se tomó éste como primer modelo de estudio y se le aplicaron parámetros reportados en la literatura [1] sobre el cartílago y el líquido sinovial en rodilla. Para su estudio se proponen diferentes valores para la viscosidad, desplazamientos en la deformación, velocidades de deformación y porosidad.

Se analizó la distribución de presiones en la zona interna, es decir en la región de contacto entre el líquido sinovial y el cartílago articular. En este primer modelo de estudio la geometría en donde la región del líquido sinovial sufre la deformación, de tal manera que corresponde al caso representado en la figura 3.19, en donde el cartílago está en contacto con la cabeza del hueso de la tibia y la geometría propuesta es la que se ilustra en la figura 3.20. Al asociar la región de deformación a la zona del líquido sinovial, se está considerando el modelo de lubricación del cartílago del tipo de carga comprimida como se explicó en el Capítulo 1 (ver figura 1.6).

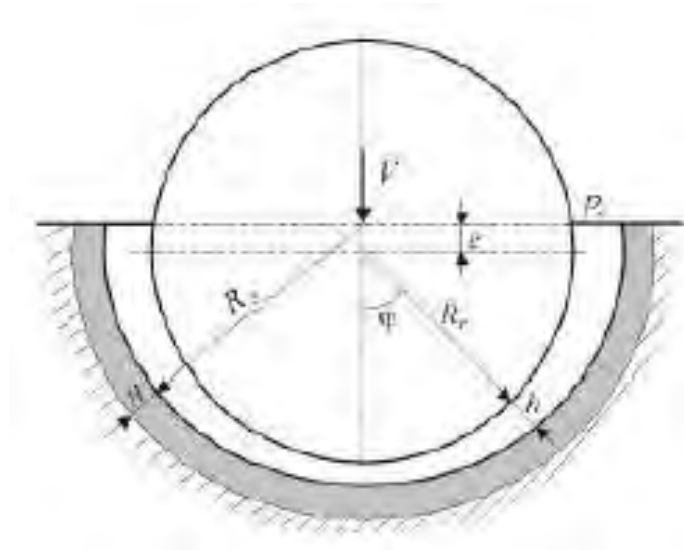


Figura 4.8. Geometría del Primer modelo de estudio [1].

4.4.1 Variaciones en la viscosidad.

Debido a las diferentes enfermedades que pueden estar presentes en una articulación sinovial, desde adelgazamiento del cartílago por la pérdida de sus propiedades hasta el cambio en la viscosidad del líquido sinovial debido a una mala alimentación, son solo una de las problemáticas que pueden llegar a presentarse en una articulación sinovial, por ello el comportamiento de la viscosidad es un factor que afecta tanto la lubricación como el “amortiguamiento” de una extremidad en un desplazamiento. El estudio del comportamiento del cambio de la viscosidad se analizó considerando tres valores de viscosidades diferentes, partiendo de la viscosidad del agua como base (μa) y posteriormente incrementado 10 a 100 veces el valor del agua. En la figura 4.9 se ilustra la presión total en la zona interna con las variaciones de viscosidad.

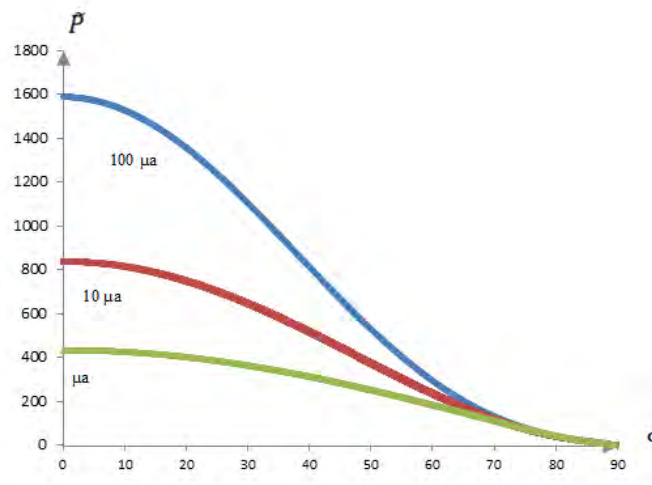


Figura 4.9. Gráfica de variaciones de viscosidad en el primer modelo de estudio.

En la figura 4.9, se puede observar que la mayor presión se localiza siempre en el ángulo cero ya que corresponde a la posición de aplicación de la carga sobre el sistema cartílago – líquido sinovial. Para explicar la figura 4.10, es necesario entender el patrón de desplazamiento del fluido, cuando la zona del líquido se deforma mediante el desplazamiento de su cara superior o pared móvil, el fluido se mueve desde la región central hacia los extremos. Cuando la viscosidad aumenta el líquido ofrece mayor resistencia al movimiento y esto permite que mayor cantidad de flujo entre al medio poroso en esta región, produciendo un aumento de presión proporcional al aumento en la viscosidad del fluido. El patrón de desplazamiento se ilustra en la figura 4.10.

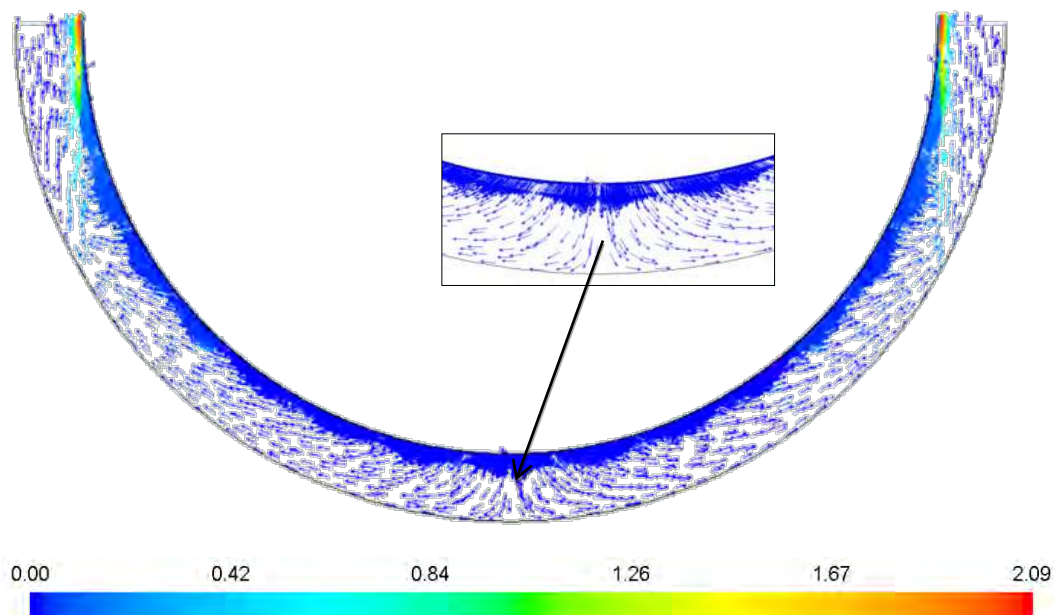


Figura 4.10. Gráfica de la distribución de vectores de velocidad al término de la deformación (m/s).

4.4.2 Variaciones en el desplazamiento de la deformación.

Como sabemos, los movimientos realizados en un día cotidiano someten a la rodilla a diferentes cargas y con ello dan lugar a un desplazamiento sobre la región del líquido sinovial. Para su estudio se plantearon 3 desplazamientos diferentes con valores de ϵ (relación entre el desplazamiento y el espesor de la región del fluido) de 0.1, 0.4 y 0.5.

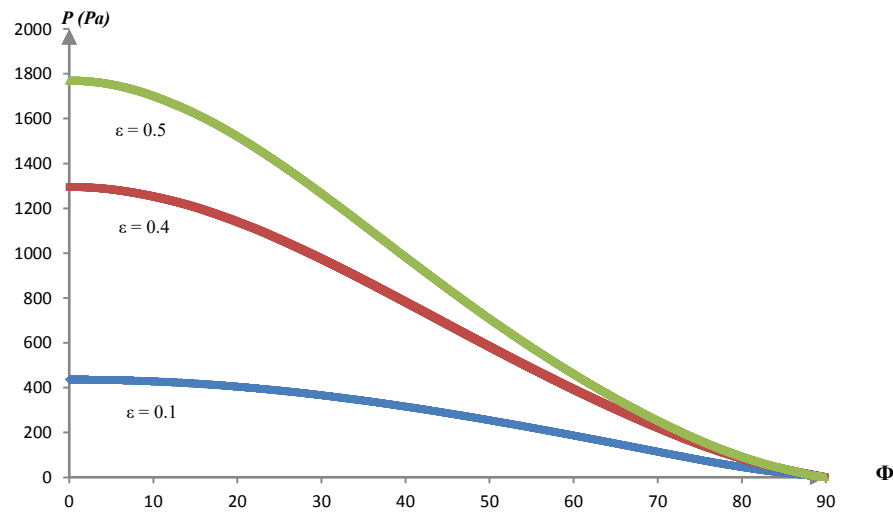


Figura 4.11. Gráfica de variaciones de desplazamiento para los diferentes valores de ϵ .

En la figura 4.11 se ilustra que el incremento de presión es directamente proporcional al desplazamiento, debido a que a mayor deformación se ejerce mayor presión sobre el fluido y logrando así un mayor desplazamiento del fluido de la región central.

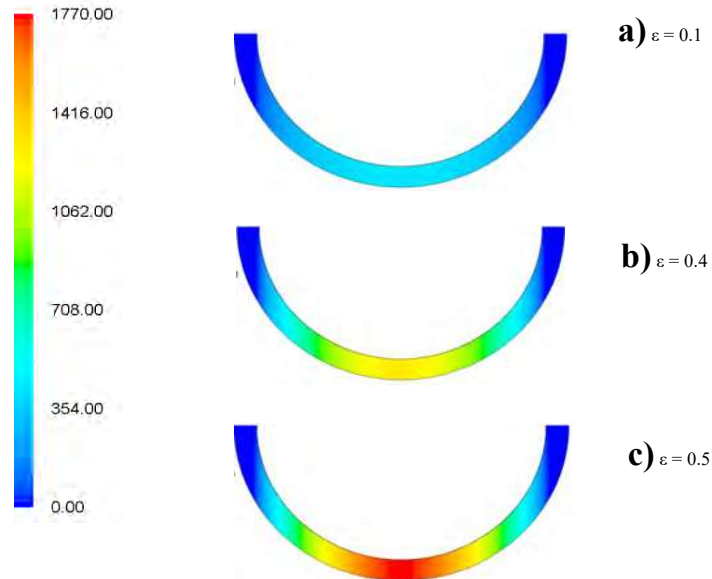


Figura 4.12. Gráfica de contornos de presión para variaciones de desplazamiento (Pa).

En la figura 4.12 se pueden observar los contornos de presión total para los diferentes casos en la deformación provocada sobre el cartílago sinovial. A mayor deformación se observa que alcanza valores de presión mayor en la región central del sistema.

4.4.3 Variaciones en la velocidad de deformación.

Los movimientos realizados en la vida diaria desde el correr, trotar o el simplemente el desplazamiento que realizamos día con día, nos permite imaginar el cambio de velocidades a las que está sujeta constantemente la rodilla. A continuación en la figura 4.13 se presentan los resultados obtenidos para diferentes valores de velocidad de la deformación inducida.

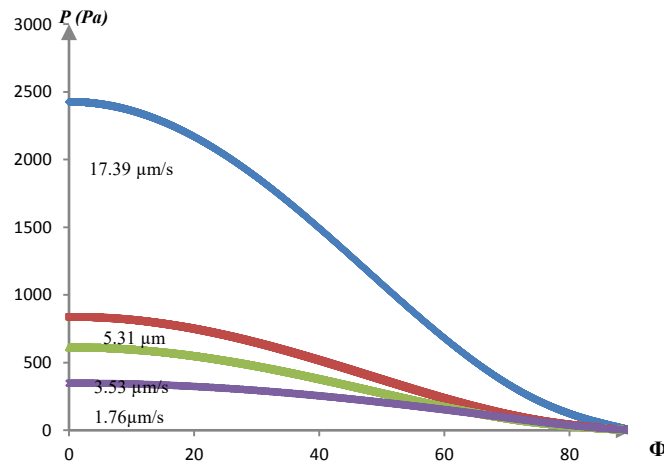


Figura 4.13. Gráfica de variación de velocidad.

Las variaciones con respecto a la velocidad de deformación en la región del fluido se pueden observar en la figura 4.14, tal que a mayor velocidad de la pared móvil se obtiene una mayor presión sobre el sistema. Esto provoca que el fluido entre con mayor presión en el medio poroso.

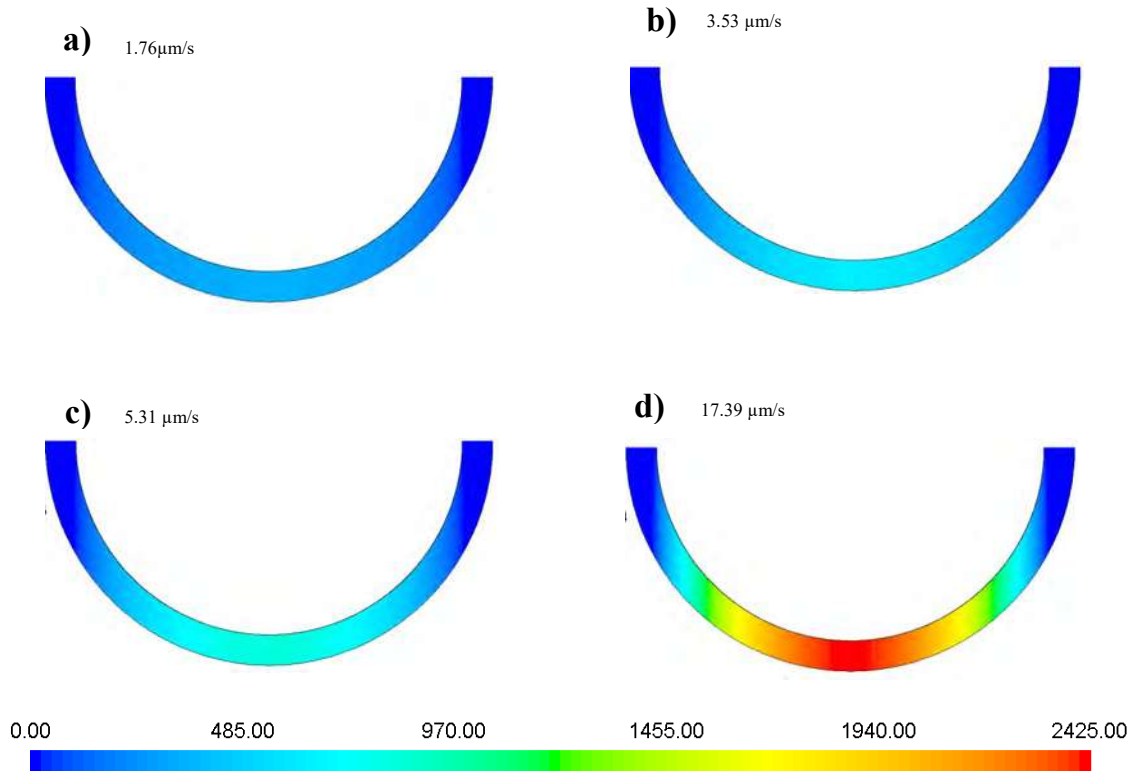


Figura 4.14. Gráfica de contornos de presión total para cambios de velocidad en la pared móvil (Pa).

En la figuras 4.14, se ilustra el cambio de los valores de presión en la geometría, cuando se modifican los valores de velocidad para el desplazamiento en la pared móvil. Aquí se puede observar que a mayor velocidad de deformación se alcanzan valores de presión mayor en la región central del sistema.

4.4.4 Variaciones en la porosidad.

En la literatura se ha reportado que la porosidad del cartílago sinovial sano se encuentra en un rango de 0.75 – 0.80 [15]. Utilizando el valor de porosidad de 0.2 aplicado en el modelo matemático de Jurczak [1], así como el valor de 0.8 en la porosidad del cartílago de rodilla y un valor intermedio de 0.5, se realizaron los cálculos respectivos mostrándose en la figura 4.15.

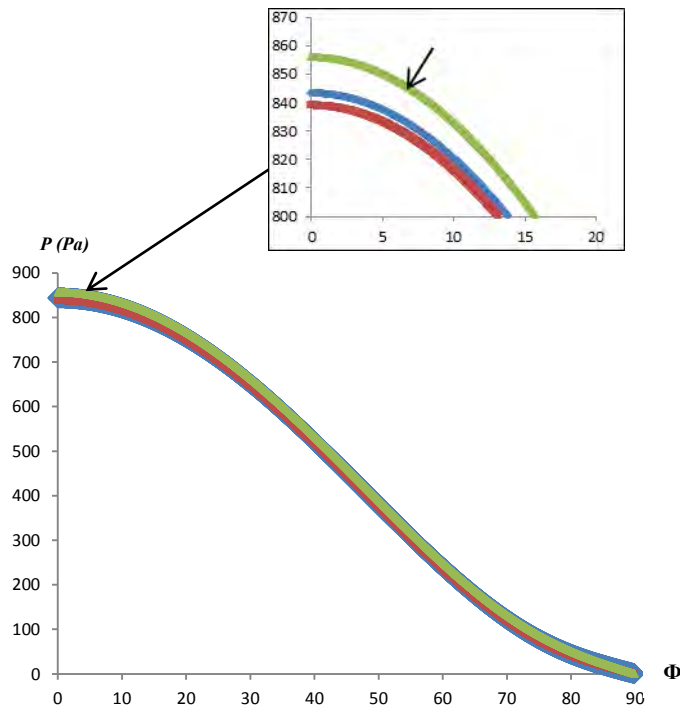


Figura 4.15. Gráfica de variaciones de porcentaje de porosidad.

En la figura 4.15, se puede observar con más detalle que a menor porosidad en el cartílago se obtiene una mayor presión en el sistema. Esto se puede entender que entre mayor porosidad posea el cartílago y la región del líquido sinovial se someta a deformación, entonces el fluido tendrá mayor oportunidad a desplazarse dentro del medio poroso.

4.5 Segundo modelo de estudio o modelo propuesto.

Para el segundo modelo de estudio, se propuso un modelo diferente a los reportados en la literatura [6 - 9], en nuestro caso propuesto se plantea que la región de deformación corresponde al cartílago (ver figura 3.21). Esto es, que se estudia la zona en donde el cartílago está en contacto con la cabeza del hueso del fémur. Similarmente al caso de estudio anterior, se variaron los parámetros para la viscosidad, el desplazamiento de la deformación, su velocidad y la porosidad del cartílago.

Al asociar la región de deformación a la zona del cartílago articular, se está considerando en este caso el modelo de lubricación del cartílago del tipo “weeping” o de auto-lubricación (ver figura 1.6).

4.5.1 Variaciones de desplazamiento en el modelo propuesto.

A continuación se muestran los resultados para la distribución de presión total en la interface del cartílago y el líquido sinovial para diferentes valores del desplazamiento en la deformación. La deformación adimensional ε en este caso se escala con respecto al espesor del cartílago H , esto es $\varepsilon = e/H$. La figura 4.16 muestra el comportamiento de la presión total para los casos en que el desplazamiento adimensional toma los valores de 0.1, 0.4 y 0.5.

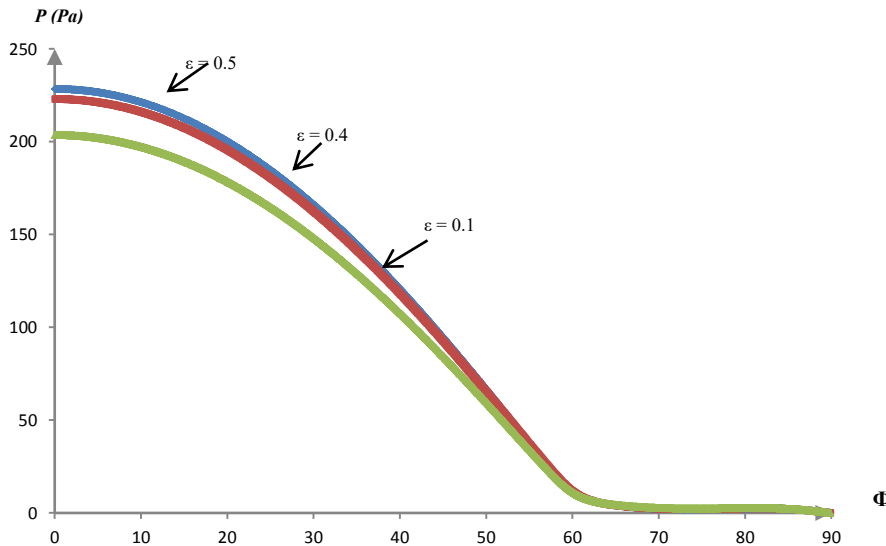


Figura 4.16. Gráfica de la presión total para diferentes valores de desplazamiento (ε) en modelo propuesto.

En la figura 4.16, se observa al igual que en el primer modelo de estudio que a mayor deformación se obtiene un mayor valor de la presión en la dirección de aplicación de la fuerza, es decir a un ángulo $\sigma = 0^\circ$.

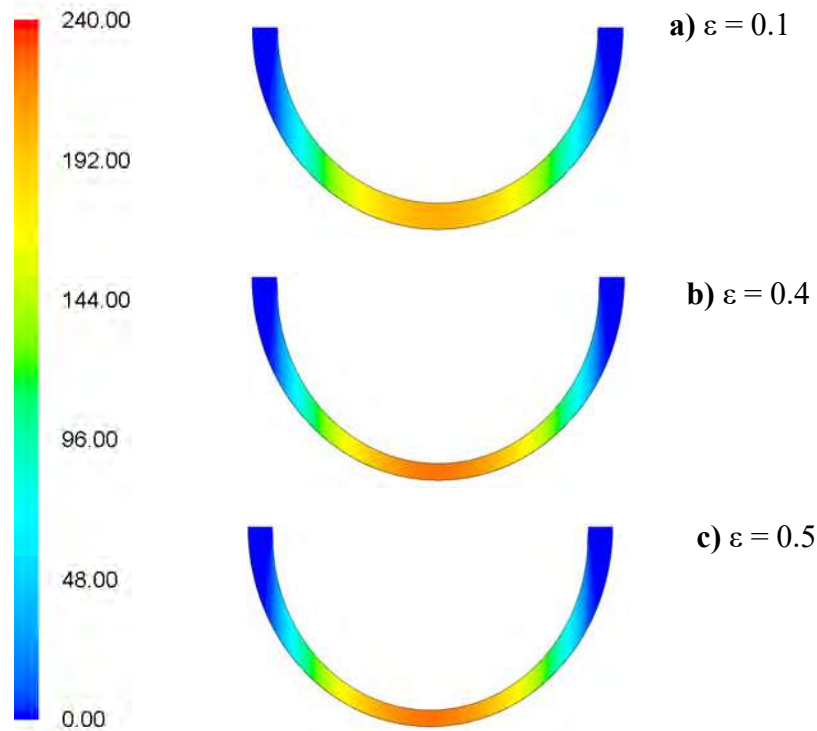


Figura 4.17. Gráfica de contornos de presión total (Pa) para diferentes valores de desplazamiento.

En la figura 4.17, se muestran los contornos de presión total para los diferentes casos en el valor del desplazamiento para la deformación y se corrobora que a mayor deformación el valor máximo para la presión total aumenta.

4.5.2 Variaciones de velocidad de deformación en el modelo propuesto.

La velocidad de deformación en el modelo propuesto, mantiene el mismo comportamiento que el primer caso de estudio, donde a mayor velocidad es mayor la presión total, como se ilustra en la figura 4.18.

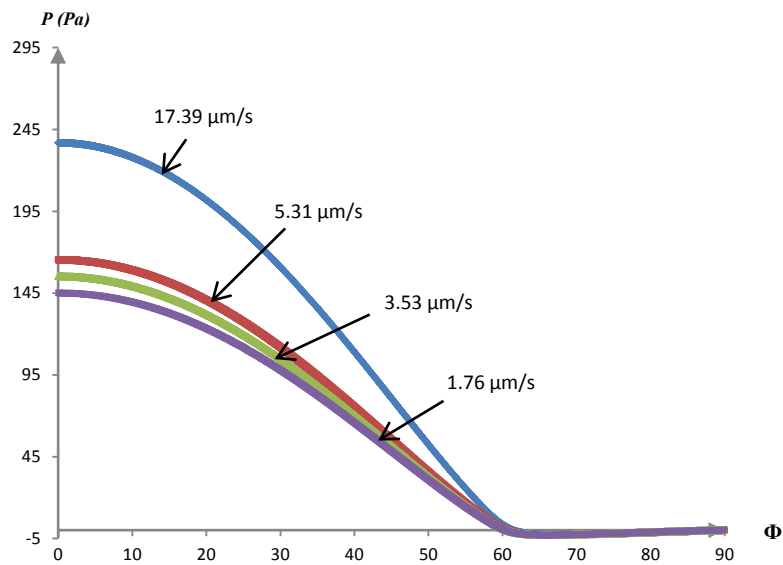


Figura 4.18. Gráfica de variaciones de velocidad ($\mu\text{m/s}$) en modelo propuesto.

A continuación en la figura 4.19 se puede observar los contornos de velocidad para los diferentes valores de velocidad aplicados en la pared móvil, donde se puede observar que a mayor velocidad de deformación se obtiene un valor de presión mayor también.

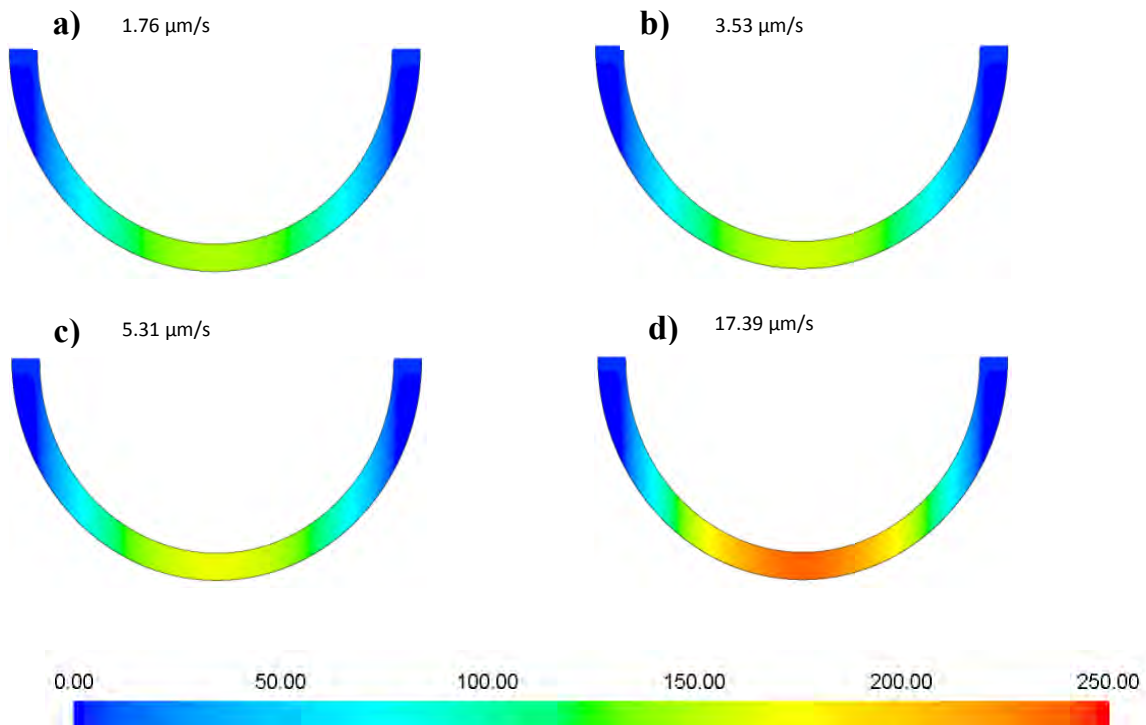


Figura 4.19. Gráfica de contorno de presión total (Pa) al variar la velocidad de deformación en el modelo propuesto.

4.6 Modificaciones de material sólido en la zona del cartílago.

Una de las limitaciones encontradas en el modelo numérico propuesto fue el no poder asociarle un módulo de elasticidad a la zona del cartílago, para con ello modelar deformaciones elásticas sobre el cartílago articular. Por lo anterior, se requirió probar diferentes materiales disponibles en la base de datos del software para asociarlos en el material del medio poroso, con los cuales se pudo observar que la variación de presión total fue mínima al momento de modificar el material, como se indica en la figura 4.20.

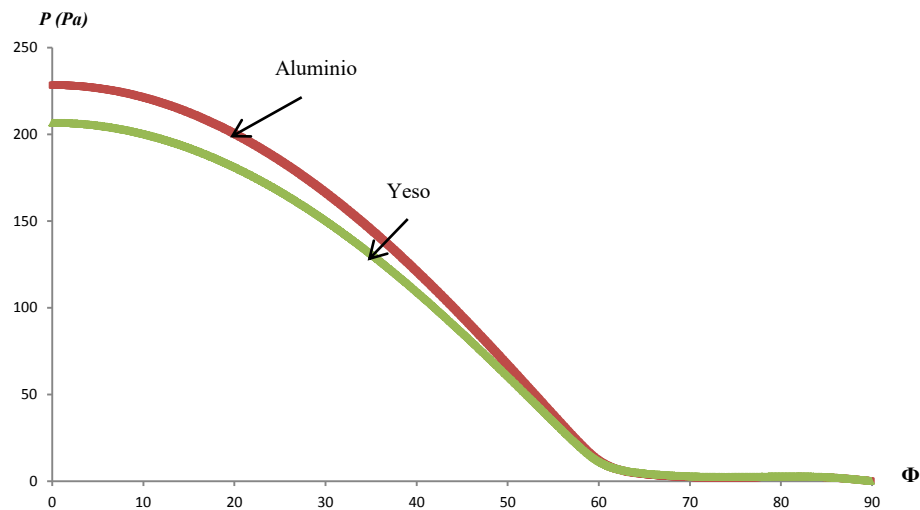


Figura 4.20. Gráfica de la presión total utilizando diferentes materiales seleccionados en Fluent® para modelar el cartílago.

4.7 Modelo para el tobillo con la geometría propuesta por Ruggero et al.

Para el modelado del tobillo se consideraron las dimensiones propuestas por Ruggero et al [9], mostrados en la tabla 3.3 para los valores de desplazamiento de $\epsilon=0.1$ y $\epsilon=0.5$, para la presión total, obteniendo los siguientes resultados:

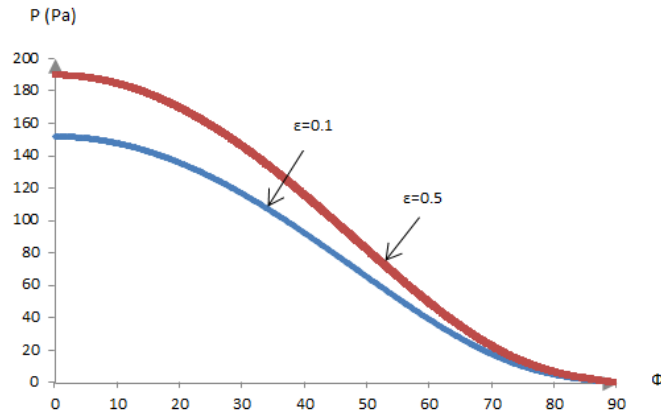


Figura 4.21. Gráfica de los resultados de presión total en el tobillo.

En las gráficas 4.21 se puede observar que los rangos para la presión total son menores con respecto a los obtenidos en el primer modelo de estudio para la articulación de la rodilla. Estas diferencias se pueden asociar a que se consideraron diferentes dimensiones para el caso de tobillo y la rodilla.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES.

En este trabajo se desarrolló un modelo numérico de la zona anatómica de la rodilla que permite estudiar el cartílago articular, así como el líquido sinovial. Ambas regiones en la simulación fueron asociadas a las propiedades de las mismas, como porosidad y deformación. Para poder realizar los modelos propuestos fue necesario iniciar con la validación tanto de un modelo que está compuesto de sólo la región del líquido, como de otro modelo que incluye además una región porosa. Para el presente estudio se hizo uso de la herramienta numérica llamada Mallas Dinámicas, así como de un estudio de convergencia de malla en la geometría propuesta para la determinación de la densidad de malla que permitiera la obtención de resultados confiables en un tiempo de cómputo adecuado. Se obtuvieron los resultados para dos casos de estudio: El primer caso de estudio incluye una geometría para la articulación sinovial en donde la región de deformación corresponde a la zona del líquido sinovial; en el segundo caso de estudio la deformación se realiza en la zona del cartílago.

5.1 Conclusiones del trabajo de investigación.

El trabajo de simulación computacional con *CFD* descrito en esta tesis permite variar la porosidad (K), en un amplio rango de valores a diferencia de los modelos analíticos encontrados en la literatura que permiten sólo valores pequeños para la porosidad.

En los modelos numéricos propuestos en esta tesis, la mayor presión se localiza siempre en el ángulo cero ya que corresponde a la posición de aplicación de la carga sobre el sistema.

En el primer caso de estudio cuando la viscosidad aumenta, el líquido ofrece mayor resistencia al movimiento y esto permite que mayor cantidad de flujo entre al medio poroso en esta región, produciendo un aumento de presión proporcional al aumento en la viscosidad del fluido.

El incremento de presión es directamente proporcional al desplazamiento, debido a que a mayor deformación ejercida se obtendrá mayor presión sobre el fluido, logrando así

un mayor desplazamiento del flujo en la región central, lo cual se observa en ambos modelos de estudio.

A mayor velocidad de desplazamiento de la pared móvil, es decir a mayor velocidad de deformación se obtiene una mayor presión sobre el sistema. Esto provoca que el fluido entre con mayor presión en el medio poroso, lo cual se observa en ambos modelos de estudio.

En el segundo caso de estudio, la mayor presión se localiza en el ángulo cero debido a la posición de la aplicación de la carga, sin embargo se observó que la presión cae drásticamente en la posición aproximada de 60° . Lo anterior es debido a que la deformación se realiza sobre el cartílago amortiguando de alguna manera el efecto de la carga sobre la región del líquido sinovial, decayendo las presiones a menores distancias respecto al eje de simetría (ángulo cero) a lo largo de la región del fluido, alcanzando rápidamente los valores mínimos de presión en los extremos.

5.2 Perspectivas del trabajo a futuro.

Uno de los modelos de estudio propuestos en la presente tesis, utilizan un espesor de cartílago (H), el cual puede deformarse al estar sujeto al desplazamiento de la pared móvil. Sin embargo, con el modelo actual después de aplicada la deformación al medio poroso no se logra que regrese a sus dimensiones iniciales. Por lo anterior, uno de los estudios a futuro se puede enfocar a modelar el ciclo de marcha utilizando el modelo desarrollado para la articulación sinovial sometida a deformaciones periódicas.

Otro de los estudios a futuro se puede enfocar a considerar variaciones en el espesor del cartílago debido a desgastes producto de alguna enfermedad en rodilla.

Un estudio posterior también podría incluir distribuciones de carga no simétricas provocadas por malas posturas o deficiencias congénitas en la anatomía de la rodilla.

Un modelo más realista podría incluir la construcción de geometrías más complejas que asemejen la forma real de la membrana sinovial y del cartílago en rodilla. Así también se pueden incluir geometrías que permitan modular diferentes grados de porosidad así como diferentes tamaño de poro.

Adicionalmente se podría proponer un modelo de cartílago que esté conformado por capas de medios porosos estratificadas con diferente grado de porosidad en relación a la distancia de contacto con el hueso.

5.3 Limitaciones encontradas durante el estudio.

La simulación computacional fue realizada en el software *Fluent*®, el cual no permite involucrar o determinar un módulo de elasticidad en los materiales empleados para simular el medio poroso, lo cual fue una de las limitaciones encontradas durante el modelado del cartílago articular.

ACCIONES DE DIFUSIÓN

Como acciones de difusión de los resultados de la presente investigación se participó en el 4th Congreso Internacional de Supercómputo en México, realizado del 3 al 7 de marzo del 2013 en Manzanillo Colima, en la modalidad de ponencia con el tema: “Modelado de cartilago articular sinovial sometido a compresión”. A continuación se muestra la constancia de participación en dicho evento académico.



Se participó en el II Simposium Internacional de Bioingeniería organizado por el Cuerpo Académico de Bioingeniería consolidado de la Facultad de Ingeniería Mecánica de la UMSNH, dentro de las actividades de la Red Temática de Investigación en Materiales aplicables a la Bioingeniería, en Morelia Michoacán del 30 al 31 de agosto del 2012, con la ponencia titulada: “Modelado numérico del cartílago y el biofluido en una articulación sinovial”.



Se obtuvo el tercer lugar en el Concurso de Presentaciones en la modalidad de CARTEL dentro del II Simposium Internacional de Bioingeniería realizado en Morelia Michoacán del 30 al 31 de agosto del 2012, con el tema “Modelado numérico del cartilago y el biofluido en una articulación sinovial”. A continuación se presenta la constancia y el cartel presentado.



UNIVERSIDAD MICHOACANA DE
SAN NICOLÁS DE HIDALGO




LA FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
OTORGA EL PRESENTE RECONOCIMIENTO A:


Nancy Martinez Gutierrez


Por haber logrado el TERCER LUGAR en el concurso de presentaciones
en la modalidad de CARTEL



Dentro del marco del II SIMPOSIUM INTERNACIONAL DE
BIOINGENIERÍA organizado por el CUERPO ACADÉMICO CONSOLIDADO
DE BIOINGENIERÍA de la Facultad de Ingeniería Mecánica, dentro de las
actividades de la RED TEMÁTICA DE INVESTIGACIÓN EN MATERIALES
APLICABLES A LA BIOINGENIERÍA. Morelia, Michoacán, 30 y 31 de Agosto
de 2012



Dr. Crisanto Mendoza Covarrubias
Director, Facultad de Ingeniería
Mecánica, UMSNH


Dr. Marco Antonio Espinosa Medina
Representante del Cuerpo Académico
Consolidado de Bioingeniería, FIM-UMSNH



MODELADO NUMÉRICO DEL CARTÍLAGO Y EL BIOFLUIDO EN UNA ARTICULACION SINOVIAL

Dr. L. A. Barva Bracamonte, Dr. S. Galván González, Ing. N. Martínez Gutiérrez
División de Estudios de Posgrado de Ingeniería Médica, Área Biomecánica,
Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo.
lbarva_97@hotmail.com



RESUMEN

En el presente trabajo se muestra un nuevo modelo numérico para estudiar el comportamiento de una articulación sinovial, como el caso de la rodilla, tomando en cuenta la interacción del biofluido con el cartilago. En este estudio se considera el cartilago como un medio poroso. La simulación se desarrollo haciendo uso de técnicas de Dinámica de Fluidos Computacional (CFD). Se propone una geometría circular, la cual fue utilizada para su análisis numérico y se plantearon condiciones de frontera.

INTRODUCCIÓN

La rodilla es la articulación más grande del ser humano y la más importante, presenta una complejidad en su funcionamiento y características únicas. En la actualidad se han desarrollado diferentes estudios e investigaciones para poder encontrar soluciones a diferentes problemáticas que afectan el correcto funcionamiento de las articulaciones y con ello evitar que baje la calidad de vida en las personas por diferentes enfermedades presentadas. Actualmente el modelado numérico de articulaciones está limitado por la complejidad del sistema y la variedad de factores involucrados durante el funcionamiento de la articulación.




Figura 1. Anatomía de la Rodilla.

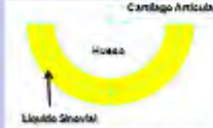


Figura 4. Ilustración de un lado de un cartilago (ligado sinovial).

METODOLOGÍA PARA REALIZACIÓN DE LAS SIMULACIONES

En general para realizar una simulación de CFD se recomienda un procedimiento que consta de los siguientes pasos:

- Generación de la geometría.
- Generación de la malla.
- Condiciones de frontera.
- Condiciones de frontera en las superficies móviles (paredes).
- Condiciones de frontera de flujo de entrada o flujo de salida.
- Definición de materiales.

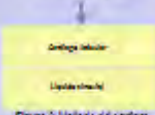


Figura 2. Ilustración de un lado de cartilago y Líquido sinovial.

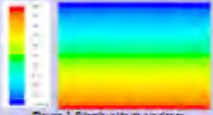


Figura 3. Distribución de presión de cartilago.

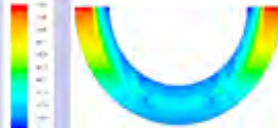


Figura 5. Distribución de presión en 2D cartilago (ligado sinovial).

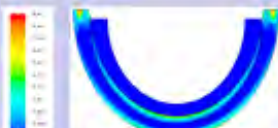


Figura 6. Distribución de presión Dinámica.

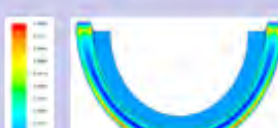


Figura 7. Distribución de Velocidad.

CONCLUSIONES

Se han propuesto diferentes modelos para representar el comportamiento del cartilago sometido a cargas en interacción con líquido sinovial. La aplicación de cargas se ha podido implementar con la presión de entrada en la parte superior del cartilago o mediante un estrechamiento del cartilago hacia la zona de confinamiento del líquido sinovial. Sin embargo, se han encontrado limitaciones para representar de manera más real el sistema.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] **Jurczak P.** *Pressure distribution in a squeeze film biobearing lubricated by a synovial fluid.* Int.J. of Applied Mechanics and Engineering. Poland 2006. Vol. 11, págs. 857-864.
- [2] **Moore K L y Dalley II A F.** *Anatomía con orientación clínica.* Ed Médica Panamericana. México D.F. 2007.
- [3] **Jayanth K, Zhongmin J, Ingham E & Fisher J.** *Biotribology of articular cartilage. A review of the recent advances.* Medical Engineering and Physics, 2008, Vol. 30, pág. 1349.
- [4] **Mirea D.A, Trunfio-Sferghiu A M, Matei C I, Munteanu B, Piesnoir A, Rieu J R, Blanchin M G & Berthier.** *Role of the biomolecular interactions in the structure and tribological properties of synovial fluid.* Tribology International. France, 2012, pág 2.
- [5] **Seifzadeh A, Oguamanam D C D, Trutiak N, Hurting M & Papini M.** *Determination of nonlinear fibre-reinforced biphasic poroviscoelastic constitutive parameters of articular cartilage using stress relaxation indentation testing and an optimization finite element analysis.* Computer methods and programs in biomedicine in biomedicine. Canada. 2012. Vol. 107, págs. 315-326.
- [6] **Berli E y Di Paolo José,** *Predicciones numéricas de una prótesis total de rodilla con elemento tibial deformable y microporosos.* Mecánica computacional. Argentina. 2004, Vol. 23, págs. 1-14.
- [7] **Hung G & Ateshian A.** *The natural synovial joint : properties of cartilage.* Engineering Tribology. New York. 2006, Vol. 220, pág. 657.
- [8] **Walicka E & Walicki A.** *Mathematical Modelling of Some Biological Bearings.* IOP Science. Technical University of Zielona G'ora, Department of Mechanics. 2000, Vol. 9, págs. 280-283.
- [9] **Ruggiero A, Gómez E & Amato R.** *Approximate closed-form solution of the synovial fluid film force in the human ankle joint with non-Newtonian lubricant.* Tribology International. Italy. 2013. Vol. 57, págs. 156-161.
- [10] **Agur y Moore K L.** *Fundamentos de Anatomía.* Ed. Panamericana, México D.F. 2007. págs. 17-20.
- [11] **Harvey L.** *Tratamiento de la Lesión muscular.* Ed. Medica Panamericana, México D.F, 2010, pág. 316.

- [12] **Viladot A y Voegeli.** *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor.* Springer 2009. pág. 197.
- [13] **Smith A V, Ferrés T E y Montesinos M.** *Manual de Embriología y Anatomía General.* Servei de publicacions, 2000. pág. 359.
- [14] **Pillu, Dufour M y Michel.** *Biomecánica Funcional.* Masson. Barcelona España ;, 2006. pág. 143.
- [15] **Geneser F.** *Histología.* Ed.Médica Panamericana,Buenos Aires, Argentina,2000 págs. 263-267.
- [16] **Pawlina y Ross.** *Histología, Texto y Atlas, Color con Biología Celular y Molecular.* 5.Ed Medica Panamericana, México, D.F ;, 2008. pág. 198.
- [17] **Juncosa S, Carrillo P S, Rubio Z M, Redondo G J, Serra A I y Soler I C.** *Armas Frente a la patología articular.* Valencia. 2001.
- [18] **Izquierdo M.** *Biomecánica y Bases Neuromusculares de la Actividad Física y el Deporte.* México , D.F : Medica Panamericana, 2008. pág. 497.
- [19] **Mow V & Lai W** *Recent Developments in Synovial Joint Biomechanics* .Society for Industrial and Applied Mathematics , 2006, Vol. 22.
- [20] **Benno M, Nigg & Waiter H.** *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System.* s.l. : Wiley, 2007.
- [21] **Meyers M A & Chawla K K.** *Mechanical Behaviour of Materials.* Cambridge University Press s.n., 2009.
- [22] **Cacho F, Elbichger P J, Rodríguez J F ,Doblere & Holzapfel.** *Constitutive model for fibrous tissues considering collagen fiber crimp.:* International Journal of Non-Linear Mechanics, 2007, Vol. 42, págs. 391-402.
- [23] **Alemán y Caballero P J** .*Análisis Computacional del Comportamiento Mecánico de Cartílago Articular Basado en un Modelo Viscoelástico.* Bogotá, Colombia : Universidad Nacional de Colombia, 2012.
- [24] **Strasinger L.** *Análisis de orina y de los líquidos corporales.* México D.F : Medica Panamericana, 2010. pág. 217.
- [25] **Ortega A, Rodríguez M yCarro A.** *Recambios protésicos de rodilla.* México, D.F : Medica Panamericana, 2001. pág. x.

- [26] **Wilikins & Lippincott W.***Remington Farmacia*. México, D.F : Medica Panamericana, 2003. pág. 399.
- [27] **Quintero, Monfort y Mitivic.***Osteoartritis*. México, D.F : Medica Panamericana, 2010. pág. 45.
- [28] **Derek B, Ingham, Bejan A, Mamut E & Loan P.***Emerging Technologies and Techniques in Porous Media*. London : Science Series II.Mathematics,Physics and Chemistry, 2003. pág. 1.
- [29]**Anirudh R, Jadeep, Podichetty T, Sundararajan V &Madihally.***Application of computational fluid dynamics in tissue engineering*. 2, United States : Journal of bioscience and Bioengineering, 10 de January de 2012, Vol. 114, págs. 123-132.
- [30] **Ende A & Balazs** *The physical properties of synovial fluid and the special role of hyaluronic acid*Philadelphia : T.B. Lippicott Company, 1974, págs. 63-75.
- [31] **Di Paolo J y Berli M E.***Analisis por elemento finitos de un modelo de lubricación 2D para una protesis de cadera*. Argentina : Mecanica Computacional, Octubre de 2002, Vol. 21, págs. 2440-2455.
- [32] **Anilkumar S& Ravigurujan T S.***Fluid analysis for arthritis therapy*. Whichita Sate University, Abril de 2008, págs. 27-28.
- [33] **Berli M E, Campana D, Ubal S yDi Paolo J.** Buenos Aires Argentina : Asociación Argentina de Mecánica Computacional, 15 de Noviembre de 2010, Vol. 29, págs. 6415-6431
- [34] **Ansys inc.***Fluent, User's guide*. 2006.

