



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN, INNOVACIÓN Y
TRANSFERENCIA DE TECNOLOGÍA**

CENTRO DE POSGRADOS

**TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO
DE MAGÍSTER EN MANUFACTURA Y DISEÑO ASISTIDOS POR
COMPUTADOR**

**TEMA: “ANÁLISIS DE ESFUERZOS DESDE EL PUNTO DE VISTA
BIOMECÁNICO EN LA RODILLA POR MEDIO DE ELEMENTOS
FINITOS, RECONSTRUIDA DIGITALMENTE POR MEDIO DE UNA
TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA.”**

AUTOR: LANAS PÉREZ, ROBERTO DAVID

DIRECTOR: ING. OLMEDO SALAZAR, JOSÉ FERNANDO MSc.

SANGOLQUÍ

2018



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN, INNOVACIÓN Y TRANSFERENCIA DE
TECNOLOGÍA

CENTRO DE POSGRADOS

MAESTRÍA EN MANUFACTURA Y DISEÑO ASISTIDOS POR COMPUTADOR

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, ***“ANÁLISIS DE ESFUERZOS DESDE EL PUNTO DE VISTA BIOMECÁNICO EN LA RODILLA POR MEDIO DE ELEMENTOS FINITOS, RECONSTRUIDA DIGITALMENTE POR MEDIO DE UNA TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA”*** fue realizado por el señor ***Lanas Pérez Roberto David*** el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, 05 de abril del 2018



José Fernando Olmedo Salazar

C.C.: 1708186307



VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN, INNOVACIÓN Y TRANSFERENCIA DE
TECNOLOGÍA

CENTRO DE POSGRADOS

MAESTRÍA EN MANUFACTURA Y DISEÑO ASISTIDOS POR COMPUTADOR

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, **Lanas Pérez Roberto David**, con cédula de identidad n° 1803460821, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **“ANÁLISIS DE ESFUERZOS DESDE EL PUNTO DE VISTA BIOMECÁNICO EN LA RODILLA POR MEDIO DE ELEMENTOS FINITOS, RECONSTRUIDA DIGITALMENTE POR MEDIO DE UNA TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA”** es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Sangolquí, 05 de abril del 2018

Roberto David Lanás Pérez

C.C.: 1803460821



VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN, INNOVACIÓN Y TRANSFERENCIA DE
TECNOLOGÍA

CENTRO DE POSGRADOS

MAESTRÍA EN MANUFACTURA Y DISEÑO ASISTIDOS POR COMPUTADOR

AUTORIZACIÓN

Yo, **Lanas Pérez Roberto David**, con C.C. n° 1803460821 autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca Virtual de la institución el presente trabajo de titulación “**ANÁLISIS DE ESFUERZOS DESDE EL PUNTO DE VISTA BIOMECÁNICO EN LA RODILLA POR MEDIO DE ELEMENTOS FINITOS, RECONSTRUIDA DIGITALMENTE POR MEDIO DE UNA TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA**” en el repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Sangolquí, 05 de abril del 2018

C.C. 1803460821



DEDICATORIA

El presente trabajo está dedicado a todas aquellas personas que creyeron en mí y nunca se dieron por vencidos, en especial a mis abuelitos, Concepción López y Vidal Pérez (+), que son las personas que siempre estuvieron presentes en mis momentos difíciles, los que nunca me dejaron solo y siempre me apoyaron para que yo saliera adelante y fuese un hombre de bien, siempre teniendo presente todos los valores que me inculcaron, es gracias a ellos y al favor del todo poderoso que me encuentro en este momento tan importante en mi vida profesional.

ROBERTO DAVID LANAS PÉREZ



AGRADECIMIENTO

Un agradecimiento al Coronel Luis Lanas y al laboratorio Optimagen ya que gracias a ellos me permitieron obtener la información de la tomografía de un paciente para realizar el presente trabajo, al Ingeniero Jorge Cepeda y su empresa Coinav S.A. que me permitió y asesoro solo el uso del programa Hyperworks, al Ingeniero José Olmedo quien me tutoró en la realización del presente proyecto, a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE que a lo largo de mi educación superior fue un gran baluarte para realizarme profesionalmente, y a todos mis profesores que a lo largo de toda mi vida estudiantil me supieron inculcar todos los conocimientos que hoy me ayudan a ser un profesional capaz.

ROBERTO DAVID LANAS PÉREZ

ÍNDICE DE CONTENIDOS**CARÁTULA**

CERTIFICACIÓN	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	ii
AUTORIZACIÓN	iii
DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTO	v
ÍNDICE DE CONTENIDOS	vi
ÍNDICE DE TABLAS	viii
ÍNDICE DE FIGURAS	ix
RESUMEN	xiv
ABSTRACT	xv
CAPÍTULO 1	1
1 INTRODUCCIÓN	1
1.1 Planteamiento de problema	1
1.2 Desarrollo del problema	1
1.3 Formulación del problema a resolver	3
1.4 Hipótesis	3
1.5 Objetivos	3
1.6 Antecedentes	4
1.7 Justificación	9

1.8 Alcance.....	10
1.9 Organización del trabajo.....	11
CAPÍTULO 2	12
2 MARCO TEÓRICO	12
2.1 La rodilla.....	12
2.2 Partes de la rodilla.....	16
2.3 Estados de carga sobre la rodilla	23
2.4 Biomecánica de la rodilla	31
2.5 Ejes de la rodilla	36
2.6 Cinemática de la rodilla	40
2.7 Cinética de la rodilla	49
2.8 Propiedades mecánicas	54
2.9 Descripción de la geometría de la rodilla	64
2.10 Criterios de fractura.....	68
2.11 Método de los elementos finitos	79
CAPÍTULO 3	82
3 MODELO NUMÉRICO	82
3.1 Validación del modelo	82
3.3 Estudio de calidad de la malla.....	87
3.2 Convergencia de la malla	90
CAPÍTULO 4	93

4 ANÁLISIS DE RESULTADOS	93
4.1 Recopilación de resultados	93
4.2 Discusión.....	113
CAPÍTULO 5	116
5 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	116
5.1 Conclusiones.....	116
5.2 Recomendaciones.....	117
6 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	119

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 <i>Planos y ejes de movimiento de la rodilla</i>	36
Tabla 2 <i>Propiedades físicas seleccionadas del cartilago</i>	56
Tabla 3 <i>Propiedades mecánicas del hueso</i>	58
Tabla 4 <i>Características del hueso y de las componentes de las articulaciones</i>	61
Tabla 5 <i>Esquema de todos los criterios de fractura</i>	75
Tabla 6 <i>Estudio de calidad de la malla establecida entre tres tipos diferentes</i>	88
Tabla 7 <i>Estudio de la convergencia de la malla.</i>	91
Tabla 8 <i>Carga distribuida en función del peso aplicado para los diferentes ensayos.</i>	101
Tabla 9 <i>Formatos de salida de cada uno de los archivos</i>	101
Tabla 10 <i>Valores iniciales para el análisis estático</i>	102

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Escala de Hounsfield	8
Figura 2. Calibración del TAC	8
Figura 3. Segmentación de una tibia humana	9
Figura 4. Clases de articulaciones	13
Figura 5. Partes del fémur	14
Figura 6. Articulación de la rodilla, la rotula	15
Figura 7. Huesos de la extremidad inferior	16
Figura 8. Anatomía de un menisco	17
Figura 9. Distribución de carga	18
Figura 10. Ligamentos laterales de la rodilla	19
Figura 11. Ligamento Cruzado Posterior (LCP).....	19
Figura 12. Ligamento Cruzado Anterior (LCA).....	20
Figura 13. Ligamentos rotulianos.....	20
Figura 14. Anatomía de la rodilla	23
Figura 15. Centro de rotación articular de la rodilla	24
Figura 16. Variación de las fuerzas actuantes	25
Figura 17. Ubicación del centro instantáneo.....	26
Figura 18. Centro instantáneo y vector velocidad.....	27
Figura 19. Fuerzas Q del cuádriceps	31
Figura 20. Aplicación de la fuerza Q del cuádriceps	31
Figura 21. Plano Sagital	33
Figura 22. Plano Frontal	33
Figura 23. Plano Horizontal	34

Figura 24. Eje sagital	34
Figura 25. Eje frontal o transversal	35
Figura 26. Eje longitudinal	35
Figura 27. Ejes de movimiento de la rodilla	37
Figura 28. Flexión de la rodilla.....	37
Figura 29. Extensión de la rodilla.....	38
Figura 30. Rotación de la rodilla	39
Figura 31. Rotación axial pasiva.....	39
Figura 32. Rotación axial automática.....	40
Figura 33. Modelo de bisagra	42
Figura 34. Diagrama Sagital	43
Figura 35. Modelo Esquemático de la teoría de las cuatro barras.....	44
Figura 36. Modelo de bola y rotula	45
Figura 37. Tipos de movimientos	48
Figura 38. Artrocinematica en la flexo-extensión de la rodilla.....	49
Figura 39. Distribución de la carga	52
Figura 40. Genu-Varo	53
Figura 41. Genu-Valgo	53
Figura 42. Curvas deformación-esfuerzo.....	55
Figura 43. Curvas experimentales	56
Figura 44. Diagrama carga-deformación	59
Figura 45. Curva de fatiga	61
Figura 46. Columna articulada.....	62
Figura 47. Columna semi-articulada	62

Figura 48. Columna fija.....	63
Figura 49. Curvas de fémur y tibia.....	63
Figura 50. Caracterización del Movimiento de la Rodilla	65
Figura 51. Momentos articulares	67
Figura 52. Rodilla normal en el apoyo monopodálico	70
Figura 53. Modelación por elementos finitos	80
Figura 54. Momentos articulares	84
Figura 55. Obtención de la imagen del TAC	84
Figura 56. Imagen de los huesos de la rodilla	85
Figura 57. Parte de la rodilla en formato .stl.....	85
Figura 58. Modificación del modelo de la rodilla	86
Figura 59. Reconstrucción de la malla.....	86
Figura 60. Cargas aplicadas en la parte superior	87
Figura 61. Comparación entre los tres tipos de malla.....	89
Figura 62. Comparación entre la malla gruesa y la malla fina	89
Figura 63. Comparación entre la malla media y la malla fina	90
Figura 64. Convergencia de la malla	92
Figura 65. Vista de cortes en tres planos	94
Figura 66. Archivo cargado.....	96
Figura 67. Selección de la parte de la rodilla para su análisis posterior	96
Figura 68. Segmentación del hueso	97
Figura 69. Volumen generado	97
Figura 70. Modificación del modelo en software de diseño mecánico	98
Figura 71. Reconstrucción de la malla.....	99

Figura 72. Formas tetraédricas de la malla del modelo a modelar	99
Figura 73. Perfil de distribución de cargas.....	100
Figura 74. Creación de la malla en 2D y 3D	103
Figura 75. Ubicación de las constricciones en el modelo	103
Figura 76. Análisis de los desplazamientos con el peso nominal de 70 kg	104
Figura 77. Análisis del esfuerzo de Von Mises con el peso nominal de 70 kg.....	104
Figura 78. Diagrama Esfuerzo Deformación para un peso de 70 kg	105
Figura 79. Análisis de los desplazamientos con un peso de 300 kg.....	105
Figura 80. Análisis del esfuerzo de Von Mises con un peso de 300 kg	106
Figura 81. Diagrama Esfuerzo Deformación para un peso de 300 kg	106
Figura 82. Análisis de los desplazamientos con un peso de 500 kg.....	107
Figura 83. Análisis del esfuerzo de Von Mises con un peso de 500 kg	107
Figura 84. Diagrama Esfuerzo Deformación para un peso de 500 kg	108
Figura 85. Diagrama Esfuerzo Deformación comparativo entre los tres pesos	108
Figura 86. Análisis de desplazamientos producidos en la tibia con un peso de 70 kg.....	109
Figura 87. Análisis del esfuerzo de Von Mises producidos en la tibia con un peso de 70 kg.....	109
Figura 88. Diagrama Esfuerzo Deformación producidos en la tibia para un peso de 70 kg.....	110
Figura 89. Análisis de desplazamientos producidos en la tibia con un peso de 300 kg.....	110
Figura 90. Análisis del esfuerzo de Von Misses producidos en la tibia con un peso de 300 kg.....	111

Figura 91. Diagrama Esfuerzo Deformación producidos en la tibia para un peso de 300 kg.....	111
Figura 92. Análisis de desplazamientos producidos en la tibia con un peso de 500 kg.....	112
Figura 93. Análisis del esfuerzo de Von Mises producidos en la tibia con un peso de 500 kg.....	112
Figura 94. Esfuerzo Deformación producidos en la tibia para un peso de 500 kg..	113

RESUMEN

Los softwares de análisis por elementos finitos son ampliamente utilizados para análisis de tipo mecánico estructural e incluso en otras áreas como la medicina. La presente investigación consiste en el análisis de esfuerzos que se producen en los dos huesos más importantes que forman parte de la articulación de la rodilla a partir de una tomografía axial computarizada, y propone una metodología para poder obtener dichos esfuerzos. A partir de la simulación de la geometría de una rodilla real, se han obtenido curvas de esfuerzo-deformación para su posterior análisis; en dicha simulación la articulación de la rodilla está formada por dos geometrías independientes correspondientes a los dos huesos más importantes que componen esta articulación, dichas geometrías fueron obtenidas a partir de una tomografía axial computarizada y posterior procesamiento en un archivo de formato CAD. Los resultados obtenidos a partir de la simulación mostraron que el patrón de esfuerzos se encuentra en un valor de 10.97 Mpa en la zona entre la eminencia intercondilar y la muesca intercondilar y una deformación unitaria de $1,05 \times 10^{-2}$ mm para el fémur y $8,5 \times 10^{-4}$ mm en tibia. Por medio de este trabajo se puede determinar zonas en donde se pueden producir lesiones en el caso de la articulación de la rodilla.

Palabras Clave:

- **ARTICULACIÓN**
- **RODILLA**
- **MALLA**
- **ESFUERZOS**
- **DEFORMACIONES**

ABSTRACT

Finite element analysis software is widely used for mechanical structural analysis type and even in other areas such as medicine. The present investigation consists of the stress analysis that take place in the two most important bones that are part of the articulation of the knee from a computerized axial tomography, and proposes a methodology to be able to obtain such stress. From the simulation of the geometry of a real knee, stress-strain curves have been obtained for its later analysis; In this simulation the knee joint is formed by two independent geometries corresponding to the two most important bones that make up this joint, these geometries were obtained from a computerized axial tomography and subsequent processing in a CAD format file. The results obtained from the simulation showed that the stress pattern is at a value of 10.97 Mpa in the area between the intercondylar eminence and the intercondylar notch and a unit strain of 1.05×10^{-2} mm for the femur and $8,5 \times 10^{-4}$ mm in warm. Through this work you can determine areas where injuries can occur in the case of the knee joint.

Keywords:

- **ARTICULATION**
- **KNEE**
- **MESH**
- **STRESS**
- **STRAIN**

CAPÍTULO 1

1 INTRODUCCIÓN

1.1 Planteamiento de problema

Objeto de Estudio. Esfuerzos en la rodilla desde el punto de vista biomecánico

Campo de Acción. Análisis mediante el uso de un programa de elementos finitos.

Análisis de los esfuerzos que se producen en la rodilla gracias a un software de elementos finitos, previo a la obtención del modelo geométrico gracias a una TAC (Tomografía Axial Computarizada).

El software de elementos finitos es una herramienta de mucha utilidad en el campo de la ingeniería mecánica, ya que gracias a ello se puede realizar el análisis de esfuerzos que se producen en muchos prototipos, para ello es que la geometría del objeto este bien definida para que la simulación sea lo más real posible. Es por esto que es importante definir correctamente la geometría de la rodilla con la mayor precisión posible, mediante la simulación a partir de una tomografía axial computarizada y analizar los resultados para determinar las posibles causas de lesiones.

1.2 Desarrollo del problema

En la actualidad la medicina está muy relacionada tanto con la ingeniería como con la tecnología y cada vez es más importante y notoria la relación estrecha que existe entre estas ciencias. Es gracias a estos avances que la medicina en los días de hoy se permite, por ejemplo, realizar operaciones de manera virtual, poder realizar implantes que se acerquen más de manera real al del cuerpo humano (Bucco, 2016).

Esto ha llevado que la ingeniería asistida por computadora se involucre de tal manera en el ámbito medicinal que gracias a los software de elementos finitos se puede determinar, por ejemplo, la posibilidad de que una persona pueda sufrir un infarto gracias al análisis por dinámica de fluidos computacional, CDF por sus siglas en inglés, y determinar si una arteria presenta posibles causa congénitas que conlleven al deceso de una persona (Robayo, 2016); o incluso partiendo de una tomografía de una parte de cuerpo humano que puede ser un elemento óseo o un órgano y llegar a su reconstrucción gracias a las impresoras 3D en polímeros o incluso gracias al cultivo de tejidos humanos, lo que se conoce como la regeneración de órganos.

La biomecánica es un objeto de estudio muy importante ya que al ser el cuerpo humano un mecanismo bastante complejo que al momento de estar en movimiento conlleva a generar una serie de esfuerzos, tanto desde el punto de vista cinemático como dinámico, es por ello que el estudio de dichos esfuerzos desde el punto de vista mecánico, posibilitará determinar el máximo esfuerzo permisible que admiten ciertas articulaciones como es el caso de la rodilla y de esta manera poder determinar las causas de las lesiones ocurridas en las personas.

Para poder obtener todas estas características se parte de la simulación de la rodilla reconstruyendo la malla de la misma partiendo de una tomografía axial computarizada de una rodilla real, permitiendo con esto obtener valores lo más reales y exactos posibles.

1.3 Formulación del problema a resolver

El escaso conocimiento en nuestro país de los procesos para poder obtener una figura en formato CAD partiendo de una tomografía axial computarizada, impide realizar análisis y cálculos de los esfuerzos que se producen en las articulaciones del cuerpo humano mediante software de elementos finitos.

1.4 Hipótesis

Si se logra una correcta caracterización y reconstrucción de la malla de una rodilla obtenida a partir de una tomografía axial computarizada, será posible determinar los esfuerzos que se producen en la misma y determinar posibles lesiones que se pueden producir en dicha articulación.

1.5 Objetivos

1.5.1 General

Desarrollar los procedimientos que permitan la reconstrucción de la malla de una rodilla a partir de una tomografía axial computarizada para su posterior análisis de esfuerzos mediante un software de elementos finitos.

1.5.2 Específicos

- Revisar el desarrollo y la evolución del análisis por elementos finitos en la biomecánica.
- Desarrollar una metodología que permita obtener un modelo CAD a partir de una tomografía axial computarizada.
- Obtener una malla computacional de los huesos principales que componen la rodilla a partir de un modelo CAD.

- Analizar los resultados obtenidos en la simulación y determinar posibles lesiones que se pudieran generar.

1.6 Antecedentes

De los primeros investigadores que publicaron sobre el tema de la simulación ósea a partir de tomografías computarizadas son Weaver y Chalmers (1966), quienes realizaron una investigación en la cual hacían hincapié a la influencia de la densidad ósea relacionada con la edad de diferentes pacientes y el esfuerzo de fractura a compresión del hueso trabecular de las vértebras. Los mencionados investigadores demostraron que el esfuerzo de fractura está relacionado con el contenido de mineral del hueso y es independiente de la edad y del sexo del paciente. Posteriormente, Mc. Elhaney (1970) observó una relación positiva entre la densidad aparente del hueso y el esfuerzo a compresión y módulo de elasticidad.

Carter y Hayes (1977) publicaron la relación existente entre la densidad aparente del hueso y las propiedades mecánicas, que todavía es vigente. Los mencionados investigadores realizaron pruebas con probetas de hueso trabecular humano y bovino, y sugirieron, como otros investigadores previos, y mencionan que “que el hueso se puede clasificar como compacto o como trabecular dependiendo de su porosidad que es proporcional al volumen ocupado por el tejido no mineral” (p. 11). Por los estudios realizados y los resultados obtenidos ellos afirmaron que “las propiedades del hueso trabecular son similares al hueso compacto cuando se observa en forma microscópica” (p. 13).

$$S = S_c \dot{\epsilon}^{0.06} \left(\frac{\rho}{\rho_c} \right)^2$$

Ecuación 1

S = esfuerzo de compresión [MN/m²]

ρ = densidad aparente [gr/cm³]

$\dot{\epsilon}$ = velocidad de deformación [1/seg]

S_c = esfuerzo de compresión del hueso compacto con una densidad ρ_c a una tasa de deformación de 1.0 [1/seg]

Además, establecieron una relación similar entre el módulo de elasticidad y la densidad aparente

$$E = E_c \dot{\epsilon}^{0.06} \left(\frac{\rho}{\rho_c} \right)^3 \quad \text{Ecuación 2}$$

ϵ = Módulo de Elasticidad a la compresión [MN/m²]

E_c = Módulo de Elasticidad a la compresión del hueso compacto con una densidad ρ_c a una tasa de deformación de 1.0 [1/seg]

Existen varios modelos de huesos utilizando el método de elementos finitos, dentro de los primeros trabajos está el realizado por Huiskes y Chao (1983), otro de dichos estudios utilizando elementos finitos en combinación con las tomografías axiales computarizadas son los realizados por: Huang et.al (1980), Steiz y Rügsegger, (1983), Rhodes et.al (1985).

En los últimos tiempos se ha intentado utilizar las tomografías computarizadas para hacer modelos de elementos finitos personalizados para cada paciente. Esto todavía no se ha logrado de forma automática (Cely, 2009). Por el contrario, realizar una malla 3D donde se reproduzca las complicadas superficies del hueso requiere un enorme esfuerzo manual (Müller, 2001).

En la investigación de Keyak, (1990), presento un “método basado en una caja de pixeles o arreglo de propiedades (voxel based method), para generar un modelo 3D para pacientes específicos”, donde tanto la geometría como las propiedades del hueso son extraídas de tomografías axiales computarizadas. Dicho método utiliza elementos hexaedros de ocho nodos con funciones de interpolación lineales, tres grados de libertad translaciones por nodo y propiedades de material isotrópicas.

Otra investigación realizada por Marom y Linden (1990) en la cual utilizan datos de TAC para generar un modelo tridimensional del hueso, en la cual reconstruyeron las secciones transversales de imágenes pixel por pixel, de manera de crear una matriz tridimensional de información de las TAC para obtener un acceso directo a los datos estructurados. La malla de elementos finitos 3D se creó a partir de estas secciones transversales bidimensionales.

Kullmer et. al. (1998) desarrollaron diferentes subrutinas para el modelado óseo a partir de TAC, proponiendo dos métodos: el primero en el cual se extrae la superficie de las imágenes y se malla el sólido con un software comercial y el segundo donde se construye una malla de hexaedros donde cada pixel representa un elemento.

Viceconti et. al. (1998) propusieron unos lineamientos para un adecuado protocolo de adquisición de imágenes para el modelado de huesos utilizando el MEF.

Zannoni et. al. (1998), desarrollaron algoritmos para la generación de malla de elementos y la adquisición de propiedades mecánicas a partir de las tomografías computarizadas. También desarrollaron una técnica para asignar propiedades

mecánicas a los elementos (constantes en todo el elemento) a partir de los grises de las imágenes y utilizando las relaciones propuestas por Carter y Hayes (1977).

Kerner, et. al. (1999) construyeron un modelo tridimensional de elementos finitos a partir de una densitometría ósea y realizaron remodelación ósea a partir del modelo.

Van Rietbergen et. al. (1999) desarrollaron un modelo de la parte proximal de un fémur canino utilizando micro tomografías. Esto fue traducido en un modelo de micro elementos finitos con 7.9 millones de elementos adecuadamente refinados para representar las trabéculas.

El uso de TAC se ha convertido en una práctica común en todos los estudios de biomecánica, la cantidad y la calidad de información que contiene cada valor de gris de una sección, denominada resolución espacial, incrementa con el número de mediciones de atenuaciones en diferentes ángulos.

Las imágenes están formadas por cierta cantidad de elementos o "píxeles" que al tomar en cuenta la distancia entre las imágenes se puede hablar de elementos de volumen o "voxels" de la imagen. A cada voxel se le asigna un valor numérico que representa el valor de atenuación, que corresponde al promedio de la irradiación absorbida por el tejido en ese pixel, por lo cual la densidad de la tomografía computarizada es directamente proporcional al coeficiente de absorción. El valor o tono de gris de cada pixel se expresa en unidades de Hounsfield (HU). Cuando el tomógrafo esta calibrado, la densidad tomográfica del agua es considerada como 0 HU y la del aire como -1000 HU. A cada uno de los diferentes tejidos del cuerpo en

estudio se le asignará un valor relativo a la escala de Hounsfield que se muestra en la figura 1.

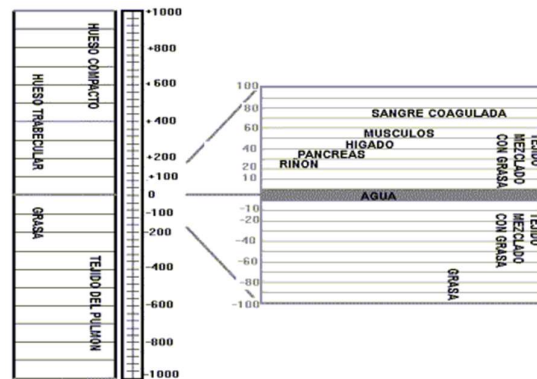


Figura 1. Escala de Hounsfield
Fuente: (Müller, K., 2001)

Las imágenes del tomógrafo salen en formato DICOM1 que contiene la información en unidades Hounsfield, están son traducidas en muchos casos en formato TIFF.

Cann y Genant (1980) desarrollaron un proceso de calibración por medio de un dispositivo con cilindros de hueso de densidad conocida el cual se digitaliza con el cuerpo que se desea estudiar, ellos encontraron que las densidades óseas conocidas se relacionaban con una escala lineal a los números de Hounsfield, como se aprecia en la figura 2.

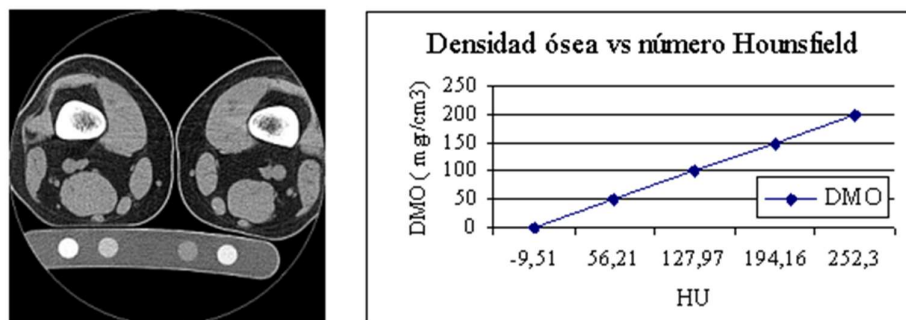


Figura 2. Calibración del TAC
Fuente: (Müller, K., 2001)

La conversión de TAC en modelos tridimensionales es un proceso complicado que requiere varios pasos, los mismos que se deben realizar adecuadamente porque caso contrario generaría errores.

Dicho proceso de reconstrucción ósea depende de la utilización que se le vaya a dar al modelo, ver figura 3. Por ejemplo, se pueden generar modelos para el cálculo de deformaciones y tensiones utilizando el Método de Elementos Finitos, para el cual es necesario crear un modelo sólido que será discretizado por programas comerciales. Para esto se requiere reproducir inicialmente la geometría externa basándose en TAC.

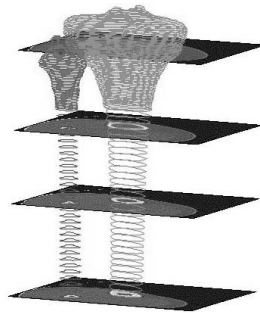


Figura 3. Segmentación de una tibia humana
Fuente: (Müller, K., 2001)

1.7 Justificación

El presente trabajo se realiza con la finalidad de involucrar a la ingeniería con la medicina ya que la bioingeniería es una de las ramas de la ingeniería donde se aplican los principios y herramientas de la ingeniería, para resolver problemas presentes en la medicina y biología, por lo que se necesita de grandes avances en investigaciones que puedan aportar soluciones que faciliten la vida a las personas. El rol que desempeñan los ingenieros es importante en este campo, ya que tratan de aportar a la búsqueda de modelos que permitan asemejar el comportamiento del cuerpo a elementos mecánicos para ser capaces de estudiarlos y analizar su comportamiento.

El estudio del comportamiento de los huesos que conforman el esqueleto humano durante el desarrollo de varias actividades diarias, como la más común que es caminar, por ejemplo, puede predecir su comportamiento y de esta forma ayudar a buscar soluciones a posibles problemas.

En el presente trabajo se hace énfasis en la articulación de la rodilla, ya que es la que confiere al ser humano una gran movilidad, puesto que en la posición de flexión permite al cuerpo alzarse, caminar, correr, agacharse, etc.; por otro lado, en posición extendida contribuye a la estabilidad del mismo, aunque al mismo tiempo soporta la presión del peso del cuerpo, y es por este motivo que es la articulación más vulnerable. Por todo esto la rodilla es la articulación que más lesiones presenta en el cuerpo humano luego del tobillo, en la realización de cualquier actividad deportiva y la cuarta en el mundo laboral, por lo tanto, el estudio, desde el punto de vista de la biomecánica, puede ayudar a prevenir el riesgo de fractura y/o incluso a mejorar modelos de prótesis que ya existen.

El desarrollo de programas informáticos que implementen el método de elementos finitos, actualmente es de suma importancia en la actualidad, ya que ha dado lugar a la obtención a resultados y criterios con los cuales se puede estudiar el comportamiento mecánico con mayor precisión.

1.8 Alcance

En este trabajo se plantea el análisis de esfuerzos que se producen en la rodilla mediante el análisis de elementos finitos previo a la obtención de la geometría de la articulación por medio de una tomografía axial computarizada que puedan permitir establecer posibles criterios de lesiones en el ser humano.

Esto será posible gracias al planteo de una metodología experimental que permita obtener los datos de las mayores zonas de afectación debido a las cargas a las que se encuentra sometida la articulación de la rodilla. Se procederá a la reconstrucción de la malla posterior a la obtención de un archivo en formato CAD. Luego gracias a la ayuda de un software de análisis por elementos finitos se procederá a determinar obtener los valores de esfuerzo y deformación, los mismos que permitirán emitir un criterio y recomendaciones futuras para profundizar en el tema de la biomecánica.

1.9 Organización del trabajo

Capítulo 1

1 Introducción

Capítulo 2

2 Marco Teórico

Capítulo 3

3 Modelo Numérico

Capítulo 4

4 Análisis de Resultados

Capítulo 5

5 Conclusiones y Recomendaciones

Capítulo 6

6 Referencia Bibliográfica

CAPÍTULO 2

2 MARCO TEÓRICO

2.1 La rodilla

La rodilla es la articulación más grande, más flexible y más compleja presente en el cuerpo humano, dicha articulación es de tipo troclear, es decir, el extremo de un hueso se inserta en soporte óseo a modo de polea, el cual permite dos movimientos flexión y extensión, (G. Doménech, 2010).

En esta articulación tenemos la participación de dos huesos, por un lado se encuentra la tibia la cual es la encargada de aportar en su extremo proximal con dos superficies curvadas y cóncavas separadas por una cresta antero-posterior, y por otro lado el fémur que aporta en su extremo distal con dos cóndilos¹ convexo que articulan con las glenoides² o patillos tibiales, además de que se encuentra con una escotadura intercondilea en donde se encuentran las espinas tibiales, (Panesso, 2009). Por lo tanto, la articulación de la rodilla está constituida de la siguiente manera:

- Articulación Femoro-Tibial: entre el fémur y la tibia
- Articulación Femoro-Patelar: entre el fémur y la rotula

Hay que mencionar que cuando la rodilla se mueve, también lo hace el peroné, pero dicho movimiento es relativamente insignificante, por lo cual no se toma en cuenta con la articulación de la rodilla. La rodilla tiene una articulación de tipo sinovial,

¹ Un cóndilo es la cabeza, eminencia o protuberancia redondeada en la extremidad de un hueso que encaja en el hueco de otro para formar una articulación.

² Cavidad articular poco profunda que permite amplios movimientos, como la del radio y la del omóplato

es decir, que dicha articulación está envuelta en una capsula en cuyo interior se encuentra liquido sinovial, el cual actúa como lubricante.

La zona donde se une tanto el extremo distal del fémur, como el extremo proximal de la tibia es un extremo casi plano (platinos tibiales) este puede ser externo o interno, siendo el extremo el más alejado de la otra rodilla, (G. Doménech, 2010).

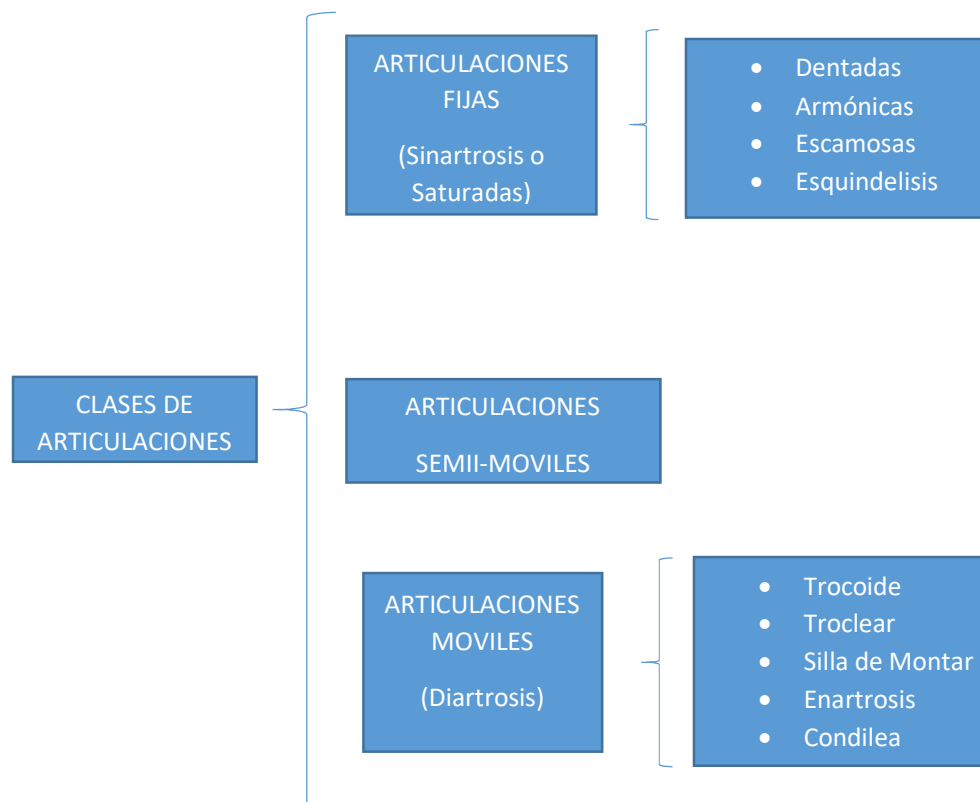


Figura 4. Clases de articulaciones

La zona donde se une tanto el extremo distal del fémur, como el extremo proximal de la tibia es un extremo casi plano (platinos tibiales) este puede ser externo o interno, siendo el extremo el más alejado de la otra rodilla. Los huesos en su zona de contacto son unidos por un cartílago, ya que sin la presencia de este cartílago podrían sufrir daños estructurales. Los tres huesos principales que forman la rodilla son:

Fémur. - El fémur, es el hueso de mayor longitud en el cuerpo humano, ver figura 5, su forma es oblicua hacia la parte interna, puesto que la distancia existente entre las caderas es mayor que la existente entre las rodillas, y es debido a esto que las tibias se encuentran separadas (Barone, 2000).

Por su parte superior el fémur se conecta con la cadera, presenta una estructura tubular, la cual sirve de inserción para los músculos presentes en el muslo, y de esta manera poder transmitir las líneas de fuerza desde el tronco hasta la rodilla (Barone 2000).

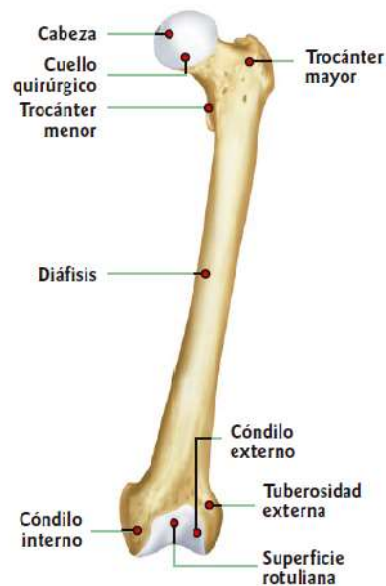


Figura 5. Partes del fémur
Fuente: (Barone, C., 2000)

Rótula. - Es un hueso de apariencia ovalada, de forma plana que se prolonga hacia abajo por su vértice interior (Barone, 2000), ver figura 6. Está formada por dos caras:

- **Cara Anterior:** Su forma es convexa, sirve de polea entre los tendones del cuádriceps y rotuliano (Barone, 2000).

- *Cara Posterior:* Su forma es cóncava, está orientada hacia la parte interior de la articulación, dicha cara está formada por dos partes, una interna y una externa que contactan con la forma convexa de los cóndilos femorales (Barone, 2000).

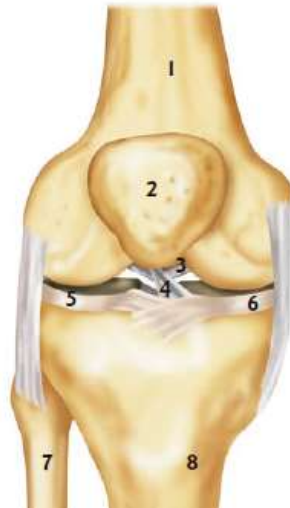


Figura 6. Articulación de la rodilla, la rotula
Fuente: (Barone, C., 2000)

Tibia. - Soporta el peso corporal, transmitiendo la fuerza desde la rodilla hacia el tobillo (Barone, 2000).

En la parte superior de la tibia tenemos los platillos tibiales tanto interno como externo, en los cuales van apoyados los cóndilos femorales, por otro lado en su extremo inferior tenemos el maléolo³ interno del tobillo que en conjunto con el maléolo externo situado en el peroné forman una abrazadera encargada de soportar al astralago⁴. Hay que mencionar que la tibia en su parte superior conjunto con el peroné, como se muestra en la figura 7, forman una articulación que es prácticamente fija en la cual solo se produce movimientos de deslizamiento (Barone, 2000).

³ Cada una de las partes que sobresalen de la tibia y del peroné en el inicio del pie.

⁴ Hueso corto, parte del tarso, en el pie en los humanos y demás plantígrados.

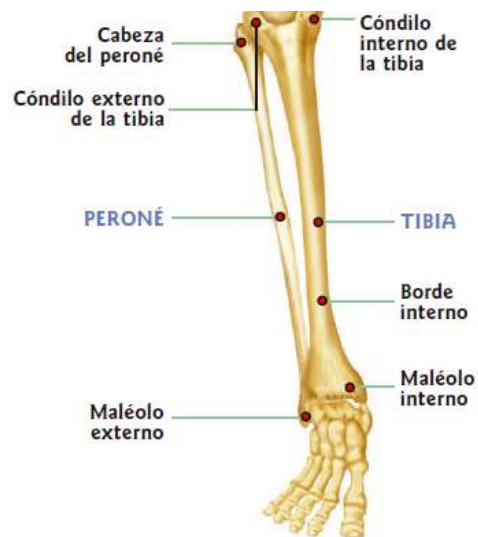


Figura 7. Huesos de la extremidad inferior

Fuente: (Barone, C., 2000)

La rodilla desde el punto de vista mecánico debe hacer posible dos aspectos, la transmisión de grandes cargas dentro de un amplio rango de movilidad, además de que debe compaginar dos aspectos contradictorios, poseer una gran estabilidad y alcanzar una gran movilidad. Además la rodilla sirve de apoyo y distribución de cargas en bipedestación⁵ (Barone, 2000).

2.2 Partes de la rodilla

Meniscos.- También llamados discos articulares, ver figura 8 son tejidos hidratados fibrocartilagosos en forma de C, tenemos la presencia de dos, el menisco lateral y el media, estos de gran importancia en el movimiento que existe entre el fémur y la tibia, los meniscos se encuentra ubicados en la región intercondilea⁶ de la meseta tibial y debido a su elasticidad cumplen la función de amortiguamiento cuando se está transmitiendo el peso a través de los huesos de la articulación ver figura 9 (Barone, 2000).

⁵ Capacidad de los animales bípedos para andar sobre las dos extremidades inferiores

⁶ Donde se encuentran las espinas tibiales y los ligamentos cruzados anterior y posterior

Los meniscos se encuentran fijos a la capsula de la rodilla; el menisco medial se inserta en la capsula de la articulación y al ligamento colateral tibial, mientras que el menisco lateral no está unido a la capsula resultando ser más móvil. Los meniscos están unidos entre si y estos a su vez con los cóndilos por los ligamentos (Doménech, 2000).

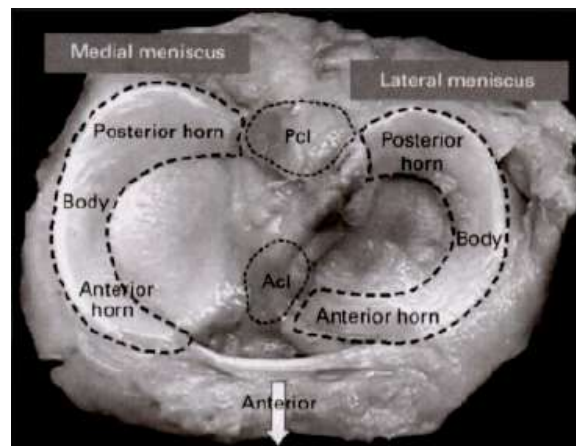


Figura 8. Anatomía de un menisco

Fuente: (Doménech, G., 2010)

Para los cálculos y debido a las características de los meniscos se los ha considerado como un material elástico lineal e isótropo con un módulo elástico $E = 50$ [MPa] y con un coeficiente de Poisson $\nu = 0.45$

Dentro de las funciones de los meniscos tenemos:

- Amortiguación
- Distribución de la carga
- Congruencia
- Estabilización
- Desplazamiento articular
- Nutrición y lubricación
- Propiocepción

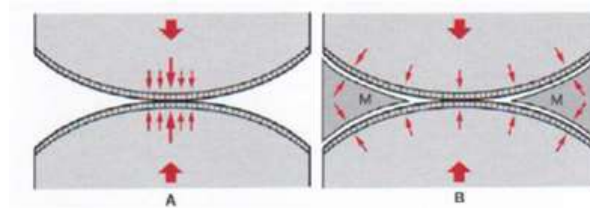


Figura 9. Distribución de carga

Fuente: (Píña, G., 2011)

Los meniscos están unidos a los platillos tibiales por el ligamento coronario, al fémur por los ligamentos menisco-femorales, lo cual proporciona la estabilidad.

Ligamentos. - Para poder conectar los extremos de los huesos tenemos los ligamentos, ver figura 10, que son tejidos en forma de tiras, los cuales estabilizan el movimiento en bisagra de la rodilla (Barone, 2000).

Tenemos los siguientes ligamentos importantes:

- Ligamento lateral externo (LLE)
- Ligamento lateral interno (LLI)
- Ligamento cruzado posterior (LCP)
- Ligamento cruzado anterior (LCA)

En el caso de los dos primeros están ubicados a los lados de la rodilla, el externo va fijo desde la cara posterior del cóndilo hacia la cabeza del peroné mientras que interno va desde la cara posterior media del cóndilo interno hacia la tibia (Barone, 2000).

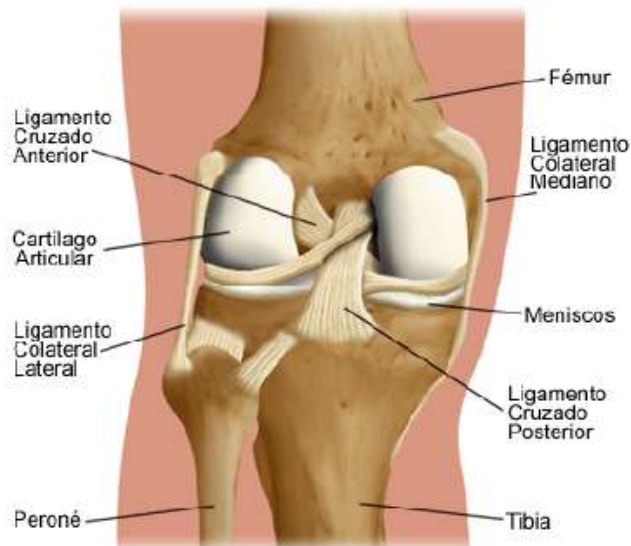


Figura 10. Ligamentos laterales de la rodilla
Fuente: (Barone, C., 2000)

El ligamento cruzado posterior, ver figura 11, está fijo en la parte posterior de la tibia y la cara interna del cóndilo interno, este ligamento es el responsable del deslizamiento del cóndilo hacia atrás cuando está en extensión, es decir, evita que la tibia se desplace muy por detrás del fémur, además de evitar la rotación interna de la rodilla (Barone, 2000).

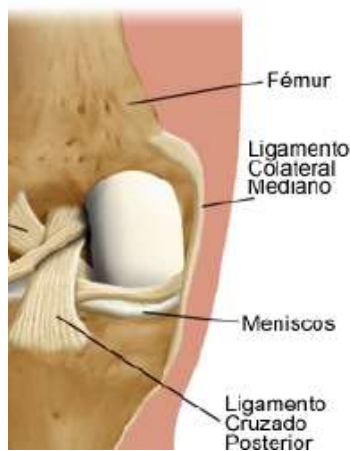


Figura 11. Ligamento Cruzado Posterior (LCP)
Fuente: (Barone, C., 2000)

El ligamento cruzado anterior, como se puede apreciar en la figura 12, se encuentra fijo entre la parte anterior de la tibia y la cara externa del cóndilo externo.

Durante la flexión este ligamento es el responsable del deslizamiento del cóndilo hacia adelante, es decir, evita que la tibia se desplace muy por delante del fémur. Por otro lado, evita la rotación interna con la rodilla en extensión (Barone, 2000).



Figura 12. Ligamento Cruzado Anterior (LCA)
Fuente: (Barone, C., 2000)

También podemos citar a los ligamentos aleros-meniscos rotulianos, ver figura 13, dichos ligamentos están fijos a la rótula a los cóndilos femorales, y ayudan a mantener una estabilidad transversal en la rótula (Barone, 2000).



Figura 13. Ligamentos rotulianos
Fuente: (Barone, C., 2000)

Además, podemos citar:

- Ligamento adiposo
- Ligamento rotuliano

- Ligamento semimembroso
- Ligamento femoro-rotuliano

Músculos y tendones

Extensores. - El cuádriceps femoral es el musculo extenso más grande y más importante, está conformado por:

- Recto Anterior
- Vasto Interno
- Vasto Externo
- Vasto Intermedio

Todos estos se unen con el tendón de los cuádriceps (tendón de mayor tamaño), dicho tendón es el encargado de sujetar a la rótula en su parte superior, pasando sobre ella para posteriormente convertirse en el tendón rotuliano. La función de dicho tendón es la de extender a la rodilla sin perder el equilibrio de la rótula, y de esta manera se pueda deslizar de una manera adecuada y correcta sobre la escotadura intercondilea.

La Cintilla ileotibial, es un musculo que puede actuar como flexor o extensor dependiendo de la posición en la cual se encuentre la rodilla, dicho musculo cubre el muslo en su parte lateral y va inserto en una prominencia ósea⁷ de la tibia (Tubérculo

⁷ Toda estructura que sobresale de un órgano con relación a su entorno.

de Gerdy)⁸ la cual está ubicada entre la tuberosidad tibial y la cabeza del peroné, (Rodríguez, 2011).

Flexores. - Son músculos que están ubicados en la parte posterior del muslo ver figura 14, y tenemos:

- Musculo semitendinoso y semimembranoso, cuando la pierna es flexionada provoca la rotación interna.
- Bíceps Femoral, luego de la flexión provoca una rotación externa ya que se encuentra ubicado en la parte lateral del muslo.
- Pata de Ganso (Músculos Isquiotibiales), es la confluencia de tres músculos: semitendinoso, recto interno y sartorio.
- Musculo Gastrocnemio (Gemelo), va desde la cara posterior del fémur y llega hasta el talón llegando al tendón de Aquiles.
- Poplíteo, está formado desde el cóndilo externo hasta la tibia por su parte posterior, su función es la de flexionar a la rodilla además de crear una rotación externa.

⁸ Tubérculo del musculo tibial anterior, Se encuentra lateral a la tuberosidad tibial y es donde se va a insertar el tracto iliotibial y el filete más alto del musculo tibial anterior.

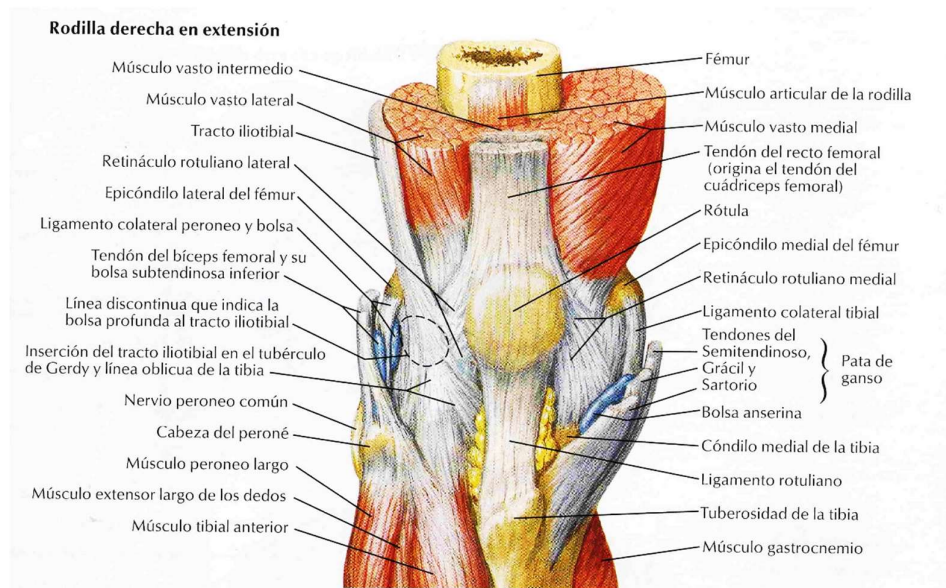


Figura 14. Anatomía de la rodilla

Fuente: (Barone, C., 2000)

2.3 Estados de carga sobre la rodilla

Por la biomecánica de los huesos largos se sabe que la mayor parte de los esfuerzos tiene lugar en las articulaciones, por lo tanto, se procederá a calcular los esfuerzos en la articulación conformada por el fémur y la tibia, (Rodríguez, 2011).

La rodilla debe cumplir con los siguientes requerimientos:

- Resistir las cargas que inciden sobre el pie en el contacto con el suelo.
- Proporcionar las fuerzas y momentos necesarios para poder superar las fuerzas inerciales durante la fase de desplazamiento de la marcha.

En varios estudios de investigación realizados que tienen relación con el análisis de las fuerzas de contacto con el suelo, se pudo establecer que durante diferentes actividades ambulatorias dichas fuerzas varían desde 1.3 veces el peso corporal durante la marcha normal hasta 2 veces el peso corporal durante la carrera.

Durante el ciclo de marcha, las fuerzas de contacto que existen entre el pie y el suelo varían en cuanto a su dirección, las fuerzas se dirigirán hacia arriba y hacia atrás cuando se produce el choque del talón, ver figura 15, mientras durante la posición de media marcha, ver figura 16, la fuerza se dirigirá hacia adelante, (Rodríguez, 2011).

Para ambos casos el momento de la articulación de la rodilla poseerá una magnitud que estará en función del centro real de rotación o del punto de contacto de la articulación.

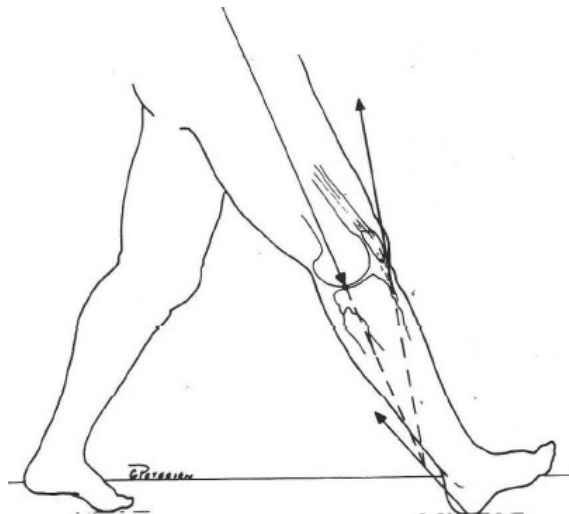


Figura 15. Centro de rotación articular de la rodilla
Fuente: (Rodríguez, I., 2011)



Figura 16. Variación de las fuerzas actuantes
Fuente: (Rodríguez, I., 2011)

El momento que se produce en la articulación de la rodilla debe ser resistido tanto por el grupo muscular agonista⁹ y la fuerza que debe ejercer dicho grupo; mientras que para equilibrar este momento entra en función el centro de rotación de la articulación (Rodríguez, 2001).

Cuando una persona se encuentra en marcha normal el centro de rotación articular tiende a desplazarse desde su posición posterior a una posición más anterior para el cálculo de esta situación hay que tomar en cuenta lo siguiente: carga funcional, fuerza muscular y reacción articular, dichos factores proporcionan el equilibrio a la pierna (Rodríguez, 2001).

El estudio de Rodríguez Santa I. et al del 2011 encontró lo siguiente:

En los estudios de la articulación de la rodilla se ha aplicado el concepto de centro instantáneo de movimiento relativo la mecánica de dicho movimiento

⁹ Los músculos antagonistas y agonistas, trabajan en parejas para realizar una amplia gama de movimientos y acciones. El músculo agonista siempre se contrae para iniciar el movimiento.

articular exige que este centro instantáneo este ubicado a lo largo de una línea perpendicular a las superficies articulares en el punto en el que dichas superficies contactan. (p. 9)

Esta afirmación acaba de decir que las caras articulares tienden a desplazarse una sobre otra en un funcionamiento normal y de esta manera se puede afirmar que, el centro instantáneo debe encontrarse a lo largo de la línea perpendicular a las superficies articulares como se ve en la figura 17; mientras que si las caras articulares no se deslizan una sobre otra sino que se separan, esto quiere decir que el centro instantáneo estará fuera de la línea perpendicular, ver figura 18, esto suele suceder cuando las superficies óseas o las estructuras ligamentosas no se encuentran en posiciones anatómicas normales o en su defecto si se coloca un dispositivo de fijación u ortésico¹⁰ en la rodilla.

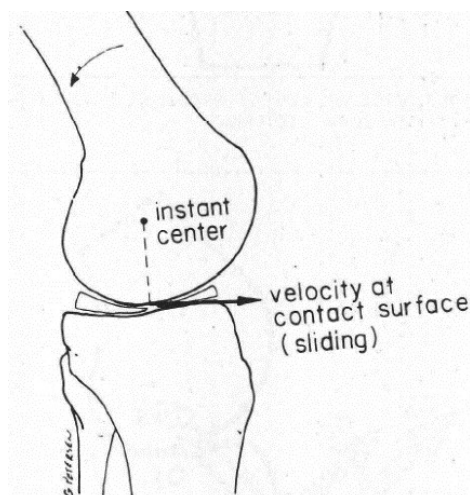


Figura 17. Ubicación del centro instantáneo

Fuente: (Rodríguez, I., 2011)

¹⁰ Dispositivo externo (aparato) aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético.

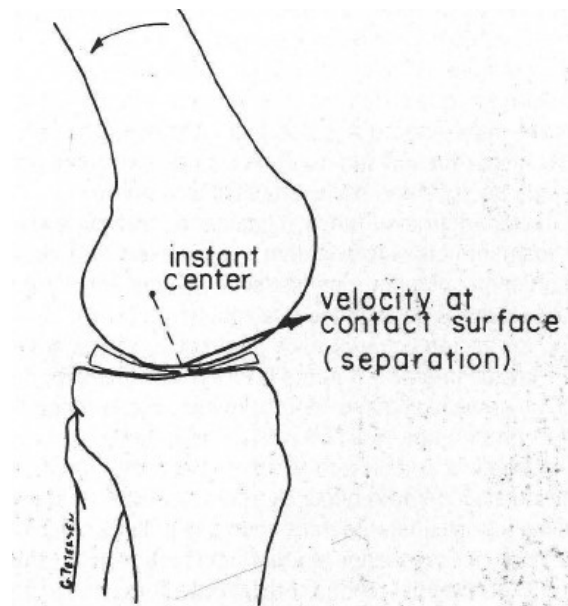


Figura 18. Centro instantáneo y vector velocidad
Fuente: (Rodríguez, I., 2011)

El estudio de Rodríguez Santa I. et al del 2011 encontró lo siguiente

Cuando más congruentes son las superficies articulares mayor es el cambio que ocurre en el punto de contacto entre las caras articulares al realizar desplazamientos de la rodilla y en las superficies menos congruentes son necesarios grandes desplazamientos para producir el mismo movimiento del punto de contacto. (p. 9)

La articulación de la rodilla está sometida a las siguientes fuerzas:

- Fuerzas Antero-Posteriores
- Fuerzas Laterales
- Fuerzas Rotacionales

La estabilidad antero-posterior viene dada por:

1. Evitar la flexión, esto ocurre en la posición erecta a cargo del musculo cuádriceps, (Rodríguez, 2011).

2. Evitar la hiperextensión, por medio de: los elementos capsula-ligamentos, como son el ligamento poplíteo arqueado, ligamentos laterales y ligamento cruzado posterior. Se puede decir que el ligamento cruzado anterior se tensa en la extensión y que el ligamento cruzado posterior se tensa en la flexión, (Rodríguez, 2011).

Los movimientos articulares de varo-valgo¹¹ son forzados por fuerzas laterales, por lo tanto las estructuras encargadas de soportar estas fuerzas son:

- a) Sistema de trabeculaciones óseas, que son líneas de fuerza mecánica de los extremos óseos de la rodilla, teniendo en el extremo inferior del fémur las trabéculas, dispuestas de la siguiente manera:

- Desde las corticales internas hacia el cóndilo homolateral (fibras de compresión)
- Desde las corticales externas hacia el cóndilo contralateral (fibras de tracción)
- Un sistema de las fibras horizontales entre ambos cóndilos.

Mientras que en el extremo superior de la tibia tenemos dos sistemas de trabeculaciones dispuestas de la siguiente manera:

- Desde la cortical interna de la tibia hacia el platillo tibial homolateral (fibras de compresión)

¹¹ "Genu", significa rodilla, en tanto que "Varo" es al alejamiento de los miembros de la línea media del cuerpo, y "Valgo" es el acercamiento de los mismos.

- Desde la cortical externa de la tibia hacia el platillo tibial contralateral (fibras de tracción)
 - Un sistema de fibras horizontales que es el encargado de unir los dos platillos tibiales.
- b) Ligamentos laterales, como están ubicados a ambos lados de la articulación evitan los movimientos de varo-valgo y de esta manera aseguran una mayor estabilidad gracias a unos elementos musculares que se convierten en ligamentos activos de la articulación.

Las expansiones del cuádriceps ayudan a brindar estabilidad en la parte lateral de la rodilla, ya que en la cara anterior de la articulación da lugar a la formación de una cubierta fibrosa y de esta manera impide la apertura de la interlinea articular. Mientras tanto los ligamentos cruzados y laterales controlan las fuerzas de rotación y son, por lo tanto, las que brindan la estabilidad rotatoria, ya que se producen los siguientes movimientos:

- Durante la rotación interna se tensa el ligamento cruzado anterior y se distiende el ligamento cruzado posterior.
- Durante la rotación externa se tensa el ligamento cruzado posterior y se distiende el ligamento cruzado anterior.

Por otro lado, mientras se produce la marcha, de manera involuntaria se produce una rotación automática, y esto da lugar a que mientras se produce la flexión se origina una rotación interna, y cuando se tiene lugar la extensión se produce una rotación externa, esto es por efecto al mayor retroceso del cóndilo femoral externo mientras tiene lugar la flexión con una rotación interna de la tibia. Se establece que, tanto la

mecánica de la articulación femoro-tibial y la articulación femoro-patelar son diferentes.

El estudio de Rodríguez Santa I. et al del 2011 encontró lo siguiente:

La rótula dentro de su función mecánica, es la de proporcionar un medio para un cambio mecánicamente compatible con la dirección de la fuerza, además menciona que si se denomina Q a la fuerza del cuádriceps a la rótula, ver figura 19, la misma se puede descomponer en dos vectores, Q_1 que sería la fuerza dirigida hacia el eje de flexión extensión, que es la que aplica la rótula contra la tróclea, y Q_2 que sería la fuerza dirigida hacia la prolongación del ligamento rotuliano; por otro lado la fuerza Q_2 que estaría aplicada sobre la tuberosidad anterior de la tibia se la puede descomponer en dos vectores que serían perpendiculares entre sí, Q_3 que estaría dirigida hacia el eje de flexión-extensión, que es la que aplica la tibia bajo el fémur y Q_4 (tangencial), que sería la única componente eficaz de la extensión. Por otro lado si se realiza la extirpación de la rótula (patelectomia) y se procede con el análisis de fuerzas se obtiene que Q es la fuerza del cuádriceps, como se puede apreciar en la figura 20, la misma que estaría aplicada tangencialmente a la tróclea y directamente a la tuberosidad tibial anterior, de la misma manera que se la puede descomponer en dos vectores Q_5 fuerza de coaptación que aplica la tibia contra el fémur, Q_6 fuerza eficaz de la extensión, por lo tanto la diferencia entre Q_5 y Q_6 sería mucho mayor ($Q_5 > Q_6$). (p. 10)

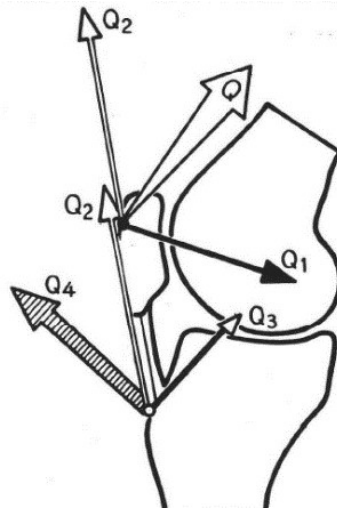


Figura 19. Fuerzas Q del cuádriceps
Fuente: (Rodríguez, I., 2011)

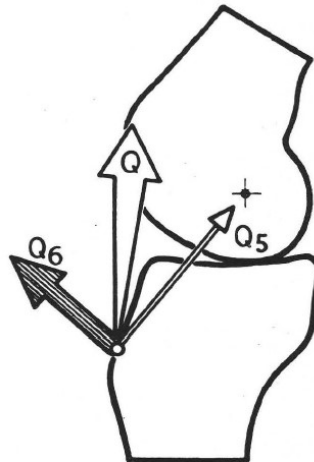


Figura 20. Aplicación de la fuerza Q del cuádriceps
Fuente: (Rodríguez, I., 2011)

Si se realiza una sobre posición de las dos fuerzas eficaces en los dos casos expuestos anteriormente, se puede apreciar que la fuerza Q_4 es aproximadamente 50% mayor que Q_6 la rótula aumenta notoriamente la eficacia del cuádriceps ya que brinda una gran ayuda en la extensión de la rodilla y es por este motivo que su extirpación no es recomendable, sino en un caso extremadamente necesario.

2.4 Biomecánica de la rodilla

Funcionalidad. - En la publicación de Panesso María Claudia et al. (2009) menciona que:

Según la American Society of Biomechanics, la biomecánica es el estudio de la estructura y función de los sistemas biológicos a través de métodos mecánicos. Considerada una especialidad multidisciplinaria utilizada por fisioterapeutas, deportólogos, ingenieros ergónomos y educadores físicos, entre otros, quienes aplican los principios mecánicos de la física al cuerpo humano y describen movimientos y fuerzas desde las leyes de la mecánica. (p 5)

Básicamente, la biomecánica de la rodilla tiene un grado de libertad de movimiento, flexión y extensión, gracias a este movimiento la rodilla puede regular la distancia existente entre la separación del cuerpo con el suelo, esto lo consigue al ir acercando o alejando el extremo de la pierna con la raíz de la misma; además a parte de este grado de libertad la rodilla cuenta con otro grado de libertad adicional, dicho movimiento es el de la rodilla sobre el eje longitudinal de la pierna, el mismo que actúa solamente en flexión.

La rodilla realiza dos funciones:

- 1) Al encontrarse en extensión completa, brinda estabilidad, aquí la rodilla soporta el peso del cuerpo humano (Panesso, 2009).
- 2) En flexión, brinda una gran movilidad, ya que provee al pie de una buena orientación (Panesso, 2009).

Planos de Movimiento del Cuerpo Humano. - Tenemos tres planos que son perpendiculares entre sí, teniendo un punto de intersección, dicho punto puede ser el centro de la articulación que se va a estudiar, o el centro de masa de todo el cuerpo, dichos planos son:

- Plano Sagital: Conocido como plano antero-posterior, ver figura 21, es aquel plano vertical que va desde la parte posterior hacia la parte frontal, dividiendo de esta manera al cuerpo en mitad derecha y mitad izquierda.

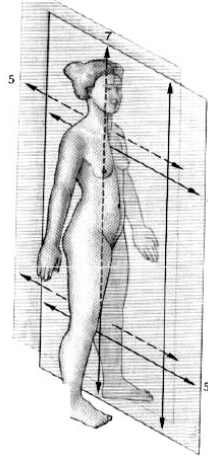


Figura 21. Plano Sagital
Fuente: (Fernández, M., 2008)

- Plano Frontal: Conocido también como plano coronal, ver figura 22, es un plano vertical similar al plano sagital, dividiendo al cuerpo en dos mitades, mitad anterior y mitad posterior, ya que va de derecha a izquierda.

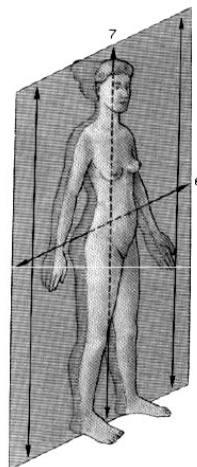


Figura 22. Plano Frontal
Fuente: (Fernández, M., 2008)

- **Plano Horizontal:** Conocido también como plano transversal, ver figura 23, divide al cuerpo en dos mitades mitad superior y mitad inferior.

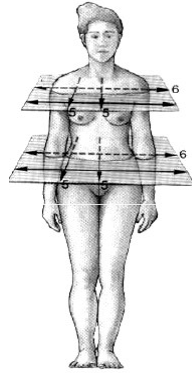


Figura 23. Plano Horizontal
Fuente: (Fernández, M., 2008)

Ejes de Movimiento del Cuerpo Humano. - Tenemos tres ejes de rotación gracias a la intersección de los tres planos antes mencionados, estos son:

- **Eje Sagital:** Es el eje formado de la intersección entre el plano sagital y el plano horizontal, ver figura 24. Pasa horizontalmente desde la mitad posterior a la mitad anterior.

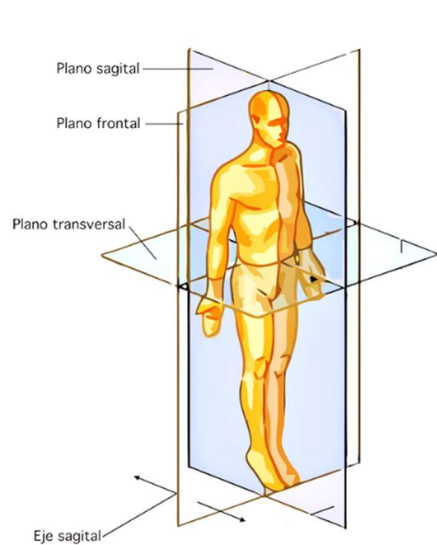


Figura 24. Eje sagital
Fuente: (Fernández, M., 2008)

- **Eje Frontal:** es el eje formado por la intersección entre el plano frontal y el plano horizontal, ver figura 25. Pasa horizontalmente de izquierda a derecha.

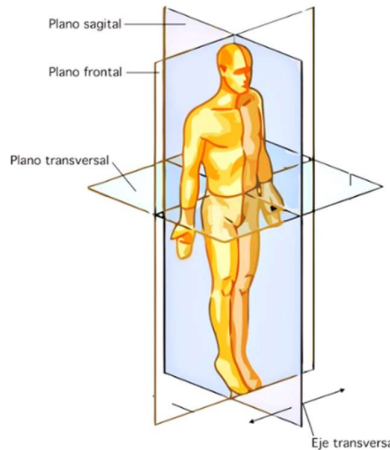


Figura 25. Eje frontal o transversal

Fuente: (Fernández, M., 2008)

- **Eje Longitudinal:** Es el eje que resulta de la intersección entre el plano sagital y el plano frontal, ver figura 26. Pasa verticalmente desde la mitad inferior hacia la mitad superior. También es conocido como eje vertical.

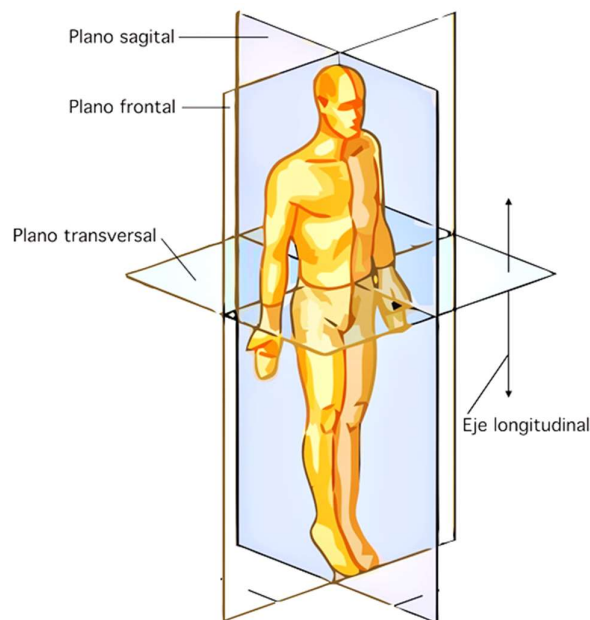


Figura 26. Eje longitudinal

Fuente: (Fernández, M., 2008)

2.5 Ejes de la rodilla

Como ya se ha mencionado la rodilla posee los movimientos de flexión y extensión, dichos movimientos ver tabla 1, se realizan sobre su eje transversal en el plano sagital, por otra parte, el eje transversal atraviesa los cóndilos femorales horizontalmente tomando su vista desde el plano frontal. Dicho eje forma un ángulo de 81° con el fémur y de 93° con la pierna, es por esta razón que en el momento de flexión de la rodilla (flexión completa), el eje de la pierna no se encuentra posicionado exactamente detrás del eje del fémur (Fernández, 2008).

Tabla 1
Planos y ejes de movimiento de la rodilla

PLANO	EJE	MOVIMIENTO
Sagital	Perlateral	Flexión-Extensión
Frontal	Antero-Posterior	Flexión-Extensión
		Abducción-Adducción
Horizontal	Cefalo-Podalico	Rotación Interna
		Rotación Externa

Fuente: (Anatomía espacial relación entre Planos y Ejes, 2008)

Por lo tanto, se podría decir que el primer grado de libertad de la rodilla está condicionado por el eje transversal X-X' alrededor del cual se efectúan los movimientos de flexo-extensión en el plano sagital (Fernández, 2008). Dicho eje está incluido dentro del plano frontal y atraviesa horizontalmente los cóndilos femorales, ver figura 27.

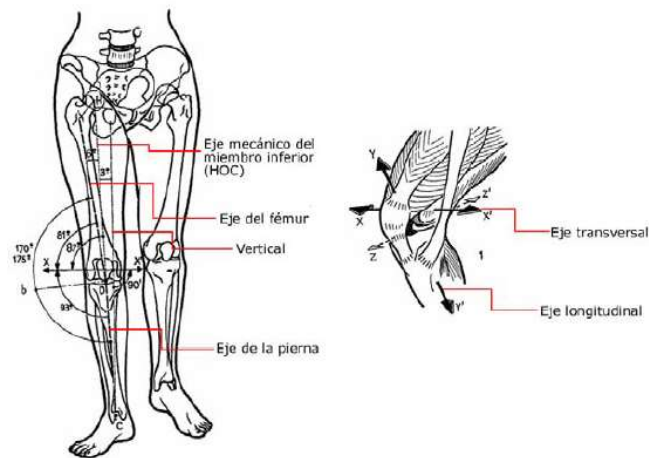


Figura 27. Ejes de movimiento de la rodilla

Fuente: (Fernández, M., 2008)

- **Flexión.** - Es el movimiento en el cual dos segmentos que están adyacentes, aproximan de tal manera sus extremos que de esta manera se reduce el ángulo articular, ver figura 28 (Fernández, 2008).



Figura 28. Flexión de la rodilla

Fuente: (Fernández, M., 2008)

- **Extensión.** - Este movimiento (opuesto a la flexión) se da cuando los segmentos tienden a ponerse en prolongación o en línea, es decir, es el alejamiento de dos segmentos adyacentes de tal manera que aumenta el ángulo articular, ver figura 29 (Fernández, 2008).



Figura 29. Extensión de la rodilla
Fuente: (Fernández, M., 2008)

- **Rotación.** - Es aquel movimiento en el cual el miembro gira sobre el eje vertical, pudiendo ser esta rotación interna o externa (Fernández, 2008).

En el caso de la rodilla, la rotación de la misma se la evalúa sobre el eje longitudinal de la pierna, denotada (Y_s), es el ángulo que se forma entre el eje sagital de la pierna (X_s) y el eje sagital del muslo (X_t) que se proyectan a un plano que es perpendicular al eje longitudinal de la pierna (Y_s), si el valor de dicho ángulo es positivo se dice que la rotación es interna, por el contrario, si el valor del ángulo es negativo la rotación es externa. La rotación de la rodilla tiene lugar solo durante la flexión (flexión de 90°), teniendo como eje de movimiento al eje longitudinal de la rodilla. Cuando la rodilla realiza la rotación interna, la punta del pie es llevada hacia adentro durante la aducción del pie¹² y el valor del ángulo es de 30° , ver figura 30 a (Pascual, 2010).

Cuando la rotación de la rodilla es externa, la punta del pie es llevada hacia afuera más de lo normal, esto se produce durante la aducción del pie, aquí el ángulo varía en función de cuan flexionada este la rodilla, por ejemplo, si la pierna esta flexionada con un ángulo de 30° , se dice que el ángulo de la rotación externa es de 32° , y si la

¹² Es el movimiento por el que una parte del cuerpo se aproxima al plano de simetría medial o coronal de éste (hacia la línea media).

rodilla tiene una flexión en ángulo recto, el ángulo de la rotación externa es de 42° , ver figura 30 c (Pascual, 2010).

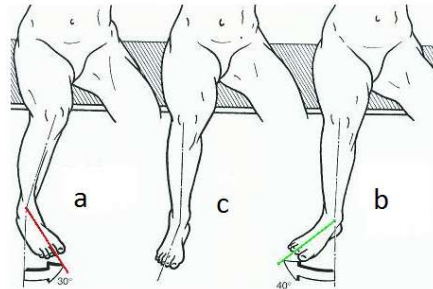


Figura 30. Rotación de la rodilla

Fuente: (Pascual, J., 2010)

Adicional la rodilla posee dos movimientos de rotación, el uno llamado movimiento pasivo y el otro llamado movimiento axial.

El primero ocurre cuando a una persona se la coloca boca abajo con las rodillas flexionadas a 90° , ver figura 31, para posteriormente hacer girar el pie hacia afuera y hacia adentro, en el primer caso se tiene un ángulo de giro entre 45° a 50° y en el otro un ángulo de giro entre 30° a 35° (Pascual, 2010).

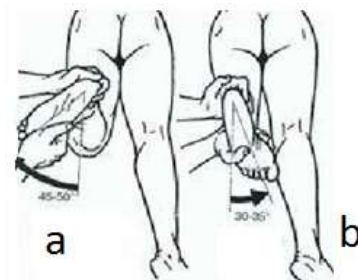


Figura 31. Rotación axial pasiva

Fuente: (Pascual, J., 2010)

En el caso del movimiento axial (movimiento automático), este ocurre de manera inevitable e involuntario, cuando se dan los movimientos tanto de flexión como de extensión, ver figura 32, en especial al final de la extensión y al inicio de la flexión, es decir al momento que la rodilla inicia la extensión hay una rotación externa

automática, mientras que al inicio de la flexión hay una rotación interna automática (Pascual, 2010).

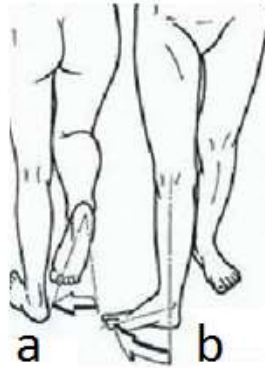


Figura 32. Rotación axial automática

Fuente: (Pascual, J., 2010)

- **Varo/Valgo.** - Es un ángulo formado entre el ángulo del eje longitudinal de la pierna (Y_s) y el eje longitudinal del muslo (Y_t) que se proyecta en el plano formado por el eje de flexión de la rodilla (Z_t) y el centro articular del tobillo (SO), dicho plano es perpendicular al eje que resulta del eje de flexión de la rodilla usando (X_t) y el eje de rotación de la rodilla utilizando (Y_s) (Pascual, 2010).

El ángulo de valgo es mayor en el caso de las mujeres, puesto que la separación en la cadera de ellas es mayor, dicha separación forma un ángulo de 3° entre el eje mecánico y la vertical. Se puede mencionar un tercer eje de movimiento en la rodilla, pero no es un movimiento en sí, sino el eje donde existe un pequeño desplazamiento lateral cuando la rodilla está en flexión, este movimiento no afecta directamente a la rodilla, sino que transmite un cierto movimiento al tobillo de 1 a 2 cm de amplitud (Pascual, 2010).

2.6 Cinemática de la rodilla

“La Cinemática es el estudio de las relaciones entre las posiciones, velocidades y aceleraciones de cuerpos rígidos sin preocuparse de cómo son causados los

movimientos, o sea la cinemática describe la geometría del movimiento". (Sanjuan Cerveró, et al. 2005, pp. 38-39)

En la publicación de Panesso María Claudia et al. (2009) menciona que

Según Levangie y Norkin en el complejo de la rodilla los movimientos primarios son de flexión y extensión y en menor amplitud la rotación interna y externa, estos últimos ocurren solo en la articulación femorotibial. A consecuencia de la incongruencia articular y la variación en la elasticidad de los ligamentos la rodilla realiza movimientos de deslizamiento anterior o posterior de la tibia o el fémur según sea el tipo de cadena cinemática que se esté realizando, y está a la vez, está acompañada de una ligera abducción o aducción las cuales buscan equilibrar las fuerzas en varo o en valgo que ocurren en esta articulación. (p. 14)

Como se ha descrito anteriormente la rodilla realiza dos movimientos, en el plano sagital realiza el movimiento de flexo-extensión, mientras que en el plano frontal realiza el movimiento de rotación, pero debido a la plasticidad articular la rodilla admite algunos movimientos de muy escasa amplitud en el plano frontal, así por ejemplo, durante el movimiento de flexo-extensión, los cóndilos femorales ruedan y se deslizan al mismo tiempo sobre las glenoides tibiales, de tal manera que el eje en torno al cual se deslizan varía constantemente de dirección y sentido.

A lo largo del tiempo se han presentado distintos modelos de la cinemática de la rodilla, que se basan fundamentalmente en la movilidad articular relativa entre dos cuerpos rígidos unidos por la rodilla detallados a continuación:

- 1) **Modelo de Bisagra.** - Se basa en el principio de que la movilidad se efectúa gracias a la rotación por un eje único ubicado entre el miembro fijo, ver figura 33, dicha rotación viene a ser la flexión de la rodilla. Este modelo solo se basa en dos planos (Fernández, 2008).

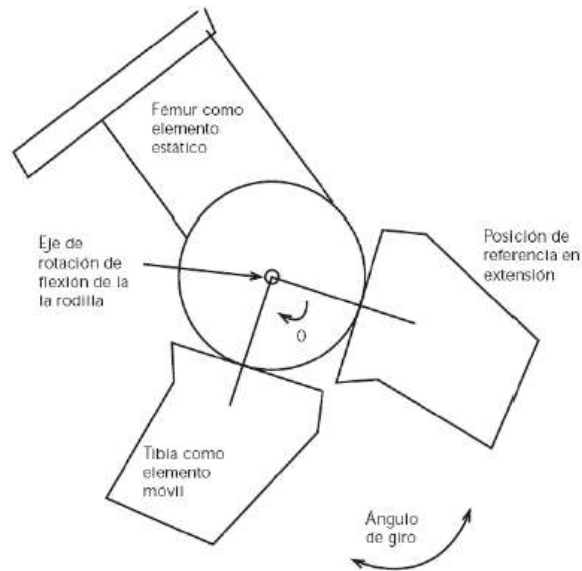


Figura 33. Modelo de bisagra
Fuente: (Fernández, M., 2008)

- 2) **Modelo Planar o del Centroide.**- Este modelo menciona que dos cuerpos en movimiento relativo presentan un punto que no se mueve y que el mismo actúa como centro de rotación, este modelo también es de dos grados de libertad establecidos de modo paralelo (Fernández, 2008).

Para poder establecer dicho centroide hay que trazar una bisectriz perpendicular a dos puntos de referencia, los mismos que se pueden establecer por medio de rayos X (Rx) de perfil de la rodilla, luego se superpone otra radiografía con una variación en la movilidad del fémur de esta manera se establecen otros dos puntos que al unirlos se puede calcular su perpendicularidad. Al repetir este proceso encontramos todos los centros

instantáneos de rotación que al unirlos da como resultado la poloide o cardioide del centro instantáneo de rotación, ver figura 34 (Fernández, 2008).

Para poder establecer el valor del movimiento se procede a trazar un vector que sea perpendicular a la línea que une tanto al centroide con el punto de contacto femorotibial y tangente a la tibia.

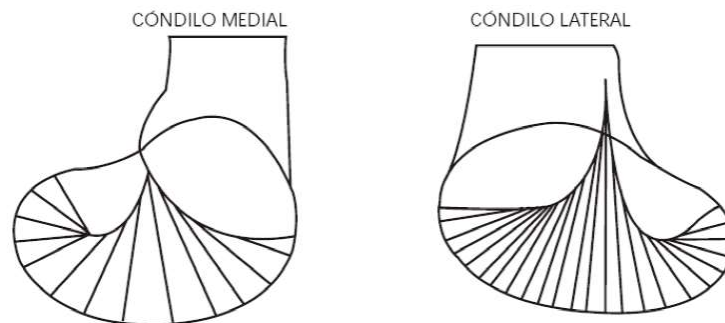


Figura 34. Diagrama Sagital
Fuente: (Fernández, M., 2008)

Debido a que existe dificultad para marcar los puntos de referencia de Rx y que no se pueda representar la movilidad en tres dimensiones, este modelo no es aplicable.

- 3) **Mecanismo de Unión Cruzada de Cuatro Barras.** - Es un mecanismo de eslabonamiento mecánico que establece dos eslabones óseos (intersecciones de los ligamentos cruzados en tibia y fémur unidas por una línea cada una de ellas) y dos eslabones ligamentosos (LCA y LCP), ver figura 35 (Fernández, 2008).

Aquí se establece a la flexo-extensión dentro del plano sagital y el rodamiento del fémur sobre la tibia, esto debido a la tensión isométrica en todas las fibras de los ligamentos. Esto quiere decir que los ligamentos cruzados se los considera como una barra rígida cuyo centro de rotación se encuentra

ubicado en el punto donde se cruzan las mismas. Esto no es viable ya que los ligamentos cruzados actúan con fibras de distinta tensión y no como un todo como aquí se pretende establecer (Fernández, 2008).

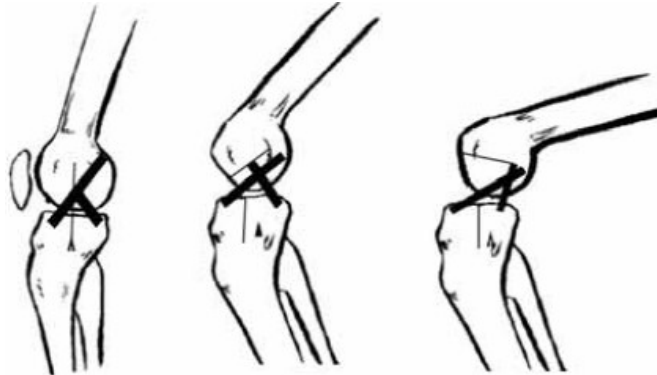


Figura 35. Modelo Esquemático de la teoría de las cuatro barras
Fuente: (Fernández, M., 2008)

- 4) **Modelo de Rotula y Bola.** - Ver figura 36, aquí se considera a la rodilla como una esfera con tres grados de libertad establecido por tres planos ortogonales describiendo que la movilidad se la realiza por medio de tres esferas concéntricas en el centro de la articulación; (González, 2015) siendo estos ejes los siguientes:

- a) **Eje Condilar Posterior:** Se extiende desde las intersecciones de los ligamentos laterales de la rodilla hasta la intersección de los ligamentos cruzados. Es efectivo cuando la flexión es de 15° a 150° y forma un ángulo de 7° con el eje sagital.
- b) **Eje Condilar Distal:** Se logra cuando la rodilla está extendida completamente, aquí el radio de curvatura es mayor que el eje condilar posterior.

- c) Eje Longitudinal de Rotación: Es controlado por los ligamentos colaterales mediales y el ligamento cruzado anterior y por la geometría de los platillos tibiales y los meniscos.

Se considera para la articulación femoropatral un eje independiente.

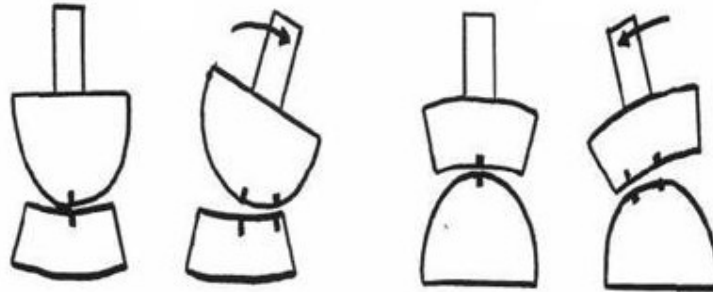


Figura 36. Modelo de bola y rotula

Fuente: (González, F., 2015)

- 5) Modelos Específicos con dos grados de Libertad. - Se presentan dos variantes, en el primero se considera una barra para restringir el movimiento, o el deslizamiento y de esta manera permitir la flexo-extensión y la abducción-aducción durante el movimiento. En el segundo caso tenemos rotaciones sobre dos ejes del centro articular (flexión y rotación tibial).

- l) La articulación de Seis grados de Libertad. - Consiste en traslación y rotación de dos cuerpos de uno en relación con el otro, o también, la traslación de puntos específicos de dos miembros uno en relación con el otro. Tenemos tres casos de desplazamientos:

1. Flexo-Extensión: Se establece sobre un eje medio-lateral, definido como una línea cuyo origen puede tener las siguientes posibilidades:
 - a) Una línea perpendicular a la intersección proximal del LCP y paralela a la línea epicondilea.

- b) Una línea que pasa entre los orígenes de los ligamentos colaterales medial y lateral.
 - c) Una línea que pasa por el centro de los cóndilos laterales
2. Aducción-Abducción: Se establece sobre un eje anteroposterior en el centro de la rodilla y está conectado con la tibia, está ubicado posterior al centro del platillo tibial en el caso de que las flexiones sean medias, pero si las flexiones son entre 0° y 120° pasa justo por el punto medio de la espina tibial.
 3. Rotación Interna-Externa: Se establece sobre un eje tibial con intersección de la línea transepicondilar justo en el punto medio de los epicondilos.

Por lo tanto, se podría decir que es la bisectriz del ángulo que se forma entre las proyecciones de los ángulos femorales en el plano transversal, esto quiere decir que en el momento que existe abducción o aducción se establece el fenómeno de despegue.

También se establecen tres traslaciones, así:

1. Medio-Lateral: Se establece sobre un eje medio-lateral que conecta los puntos más distales de los cóndilos femorales.
2. Antero-Posterior: Se establece sobre un eje antero-posterior con respecto a la tibia. Dicho movimiento tiene lugar cuando el fémur se traslada antero-posteriormente sobre las superficies articulares de la tibia justo en la flexo-extensión.

3. Compresión-Distracción: Se establece sobre la longitud proximal distal de la tibia, con un ángulo de 2° medido sobre el eje longitudinal de la tibia.

II) El Sistema Helicoidal. - Se establece como el movimiento relativo en función de los desplazamientos sucesivos, y más no es la sucesión instantánea de posiciones.

La motricidad se produce por el desplazamiento de un cuerpo desde una posición a otra como una rotación y una traslación a través de un eje helicoidal o en forma de tornillo.

III) Sistema de las dos Ruedas. - Aquí el eje de flexo-extensión no es el único eje sino se establece como un eje variante, dependiendo del grado de la flexo-extensión.

Dicha variación se produce en el momento en el cual podemos encontrar la superficie condilar con respecto a un plano de contacto, en este caso la superficie tibial, aquí tendremos dos centros de rotación con distinto radio por cóndilo.

Osteocinematica. - Es la encargada de estudiar el movimiento que tiene los huesos en el espacio, ver figura 37, sin que las superficies articulares sean tomadas en cuenta; dichos movimientos son:

- Spin o Giro: Movimiento del hueso alrededor de un eje de movimiento perpendicular al plano de la superficie articular.
- Balanceo: Movimiento que se lleva a cabo fuera del eje perpendicular al plano de la superficie articular.

- **Deslizamiento:** Es cuando una superficie se traslada sobre otra superficie que esta estacionaria.



Figura 37. Tipos de movimientos
Fuente: (González, F., 2015)

Artrocinemática. - Es la encargada de estudiar el movimiento intrínseco de la articulación, ver figura 38, en otras palabras, la relación que existe entre dos planos articulares cuando hay la presencia del movimiento. Dichos movimientos son:

- **Giro:** Movimiento de una superficie articular en un mismo punto, sobre otra superficie articular alrededor de su eje mecánico.
- **Rodamiento (Roll):** Esto se da en superficies que tiene diferentes radios de curvatura (articulaciones incongruentes), quiere decir que nuevos puntos de una superficie toman nuevos puntos en otra superficie.
- **Deslizamiento:** Aquí un punto de una superficie articular toma puntos nuevos en otra superficie articular, este movimiento va combinado con rodamiento.
- **Rock:** Movimiento que tiene lugar en la superficie articular y tiene lugar al final del giro con diferentes ejes o con un eje que está cambiando de planos.
- **Rotación Conjunta:** No es un movimiento libre, ya que tiene lugar en la misma articulación, en este movimiento es acompañado de un balanceo.

- Rotación Congruente: Tiene lugar en articulaciones adyacentes y dan facilidad a los patrones funcionales.
- Rotación Incongruente: Tiene dirección contraria al de la articulación adyacente, resulta en patrones no funcionales de movimiento.

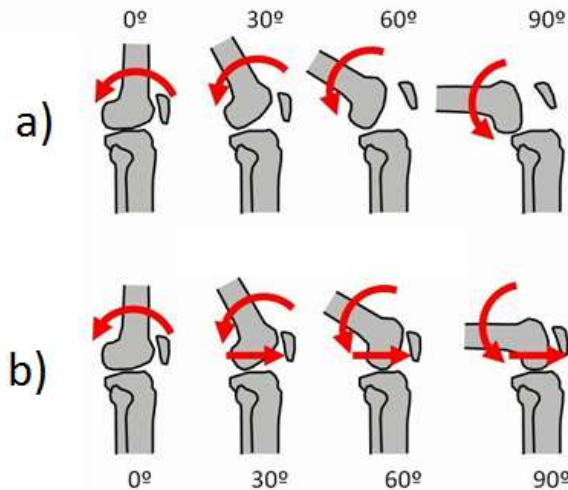


Figura 38. Artrocinemática en la flexo-extensión de la rodilla
Fuente: (González, F., 2015)

2.7 Cinética de la rodilla

“La cinética es una parte de la física que se encarga del estudio de las fuerzas que producen o cambian el estado de reposo o movimiento.” (Panesso Maria Claudia et al. 2009, p. 5)

La cinética de la rodilla teniendo en cuenta los componentes pasivos (capsuloligamentosos) y activos (músculos) que son los que brindan la estabilidad a la rodilla, además de las fuerzas que actúan en ella. Tanto la posición que presenta la rodilla, las articulaciones vecinas, la magnitud y dirección de las fuerzas generadas, y la disponibilidad de restrictores secundarios, depende la contribución que puedan brindar tanto los componentes pasivos como los componentes activos.

Por ejemplo, cuando una persona está en posición de pie sin movimiento, existe la presencia de una estabilización pasiva, que tiene lugar debido al bloqueo de las superficies articulares y la generación de un momento en la extensión en la rodilla al paso de la gravedad; esta fuerza es contrarrestada por la tensión que se presenta en la capsula posterior y los ligamentos asociados a esta, y es por este motivo que el trabajo que realizan los músculos es mínimo.

Las estructuras óseas son las que brindan la estabilidad al final de la extensión, sin embargo, los tejidos blandos son los encargados de brindar la restricción durante casi toda la movilidad de la articulación.

Doménech Ratto et al. en su investigación del 2010 menciona que

La articulación de la rodilla trabaja en compresión, las fuerzas que actúan sobre la parte proximal del fémur se concentran en una gruesa cortical de su diáfisis, pero al llegar a la epífisis distal se difunden en el tejido óseo esponjoso presente en los cóndilos femorales que ofrecen una amplia superficie de contacto a través de los meniscos hacia las glenoides tibiales. (p. 197).

Mientras tanto el hueso esponjoso subyacente a las glenoides concentra las fuerzas que recibe hacia la cortical diafisaria para poder ser transmitida distalmente a todo lo largo de la tibia, una fuerza normal de reacción del a misma magnitud actúa en sentido contrario (Doménech, 2010).

Existen tres cartílagos que se interponen entre cada cóndilo femoral y el platillo tibial: los cartílagos articulares tanto del fémur como de la tibia y el menisco, estos elementos son importantes no solo en la transmisión de fuerzas, sino en la amortiguación de parte de estas (Doménech, 2010).

La adaptación de los meniscos a la forma de los cartílagos articulares aumenta considerablemente el área de contacto en la zona de transmisión, con ello se logra disminuir la magnitud de la compresión por unidad de superficie que estará presente en el cartílago articular (Doménech, 2010).

El menisco lateral cubre aproximadamente el 80% del platillo tibial mientras que el medial cubre alrededor del 60% de su platillo, esto significa que en una rodilla en carga el 70% y el 50% de las fuerzas presentes en los lados respectivos son transmitidas a través de los correspondientes fibrocartílagos (Doménech, 2010).

Para que esto suceda es necesario que los meniscos estén fijos por sus cuernos a la tibia, demostrándose experimentalmente que la desinserción de dichas fijaciones o de la sección transversal de un menisco hace que la adaptación del mismo con las superficies articulares sea imposible. Sin embargo, si a un menisco se le ha extirpado su parte central, pero tiene aún presente tanto sus inserciones como su parte periférica, dicho menisco es capaz aun de transmitir un porcentaje alto de las cargas (Doménech, 2010).

Esto quiere decir que, si los meniscos no tuviesen la función de distribuir las cargas, ver figura 39 B, dichas cargas actuarían directamente en la zona de contacto entre los cartílagos articulares, y debido a que es una superficie de menor contacto las sobrecargas serían grandes afectando de esta manera la integridad del tejido cartilaginoso (Doménech, 2010).

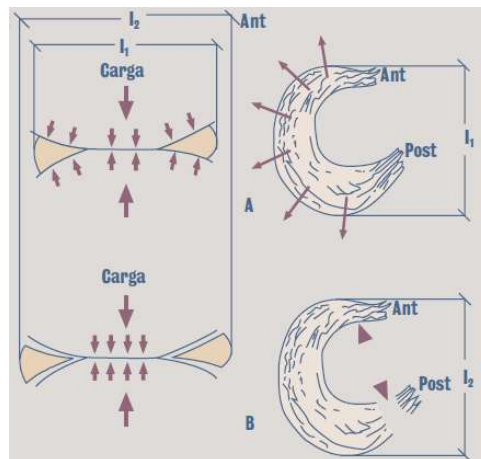


Figura 39. Distribución de la carga
Fuente: (Doménech, G., 2010)

En posición normal (apoyo bipodal), cada rodilla soporta la misma carga que aproximadamente es el 43% del peso corporal (P), dicho peso actúa a lo largo de la línea de gravedad del cuerpo que atraviesa a ambas rodillas para proyectarse en el triángulo de sustentación; en esta posición las fuerzas musculares que están presentes en las rodillas son despreciables (Doménech, 2010).

Por otro lado, si el apoyo del cuerpo ocurre en posición unipodal la rodilla soporta una carga de aproximadamente el 93% del peso, pero dichas fuerzas se ven incrementadas debido a la acción de los músculos laterales del muslo (ML), los mismo que actúan de tal manera que neutralizan la tendencia que tiene el cuerpo de caer al lado sin apoyo.

La fuerza transmitida por la rodilla, es la resultante de (P) y (ML) que trabajan medialmente y lateralmente, cuyos momentos son los mismos ya que:

$$P * a = ML * b$$

Ecuación 3

De esta ecuación se puede deducir que:

Para cualquiera de los dos casos expuestos se considera un apoyo unipodal, durante la ejecución de una marcha, carrera o salto o incluso subir o bajar escaleras, hay que tomar en cuenta a las fuerzas de inercia que son el resultado de las aceleraciones positivas y negativas, con esto los esfuerzos presentes en la rodilla pueden llegar a representar hasta seis veces el peso corporal (Doménech, 2010).

2.8 Propiedades mecánicas

Las propiedades mecánicas de un material reflejan la relación entre la fuerza aplicada y su deformación. Las propiedades mecánicas más importantes son la resistencia, la dureza la ductilidad y la rigidez. La respuesta de los materiales a las fuerzas aplicadas depende del tipo de enlace, la disposición estructural de los átomos o moléculas y el tipo y número de imperfecciones que están presentes en el material.

Los materiales, de acuerdo con el mecanismo que ocurre durante su deformación por efecto de las fuerzas aplicadas se pueden clasificar en:

- Materiales Elásticos (cristales iónicos y covalentes)
- Materiales Elastoplásticos (metales estructurales)
- Materiales Viscoelásticos (plásticos y vidrios)

Los tres tipos de deformaciones de los materiales son:

- Elástico
- Plástico
- Viscoso

El Cartílago. - “El cartílago debe cumplir las siguientes condiciones:” (Caballero Alemán, 2012, p. 11)

- Transferir las fuerzas entre los huesos de la articulación.
- Distribuir las fuerzas en las superficies articulares.
- Permitir movimiento entre las superficies articulares con mínima fricción.
- Absorción de energía durante la deformación compresiva

El cartílago en conjunto con el líquido sinovial tiene un coeficiente de fricción articular muy bajo aproximadamente de 0.0025, esto permite el deslizamiento de las superficies articulares. El cartílago presenta anisotropía, la misma que varía en función de la zona en donde se vaya a evaluar debido a la cantidad y diferente orientación de las fibras de colágeno, así como al contenido de proteoglicanos condrocitos y agua.

Las propiedades tensiles del cartílago son anisotrópicas, como se aprecia en la figura 42, ya que las mismas son evaluadas paralelamente a la dirección predominante de las fibras de colágeno y perpendicular a estas.

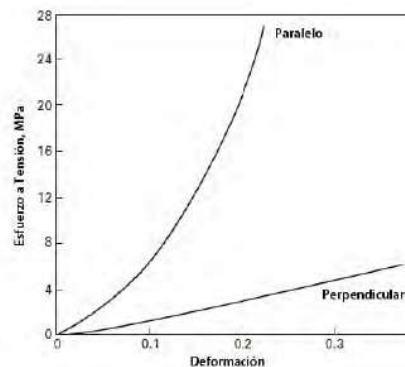


Figura 42. Curvas deformación-esfuerzo
Fuente: (Caballero, P., 2012)

El cartílago va perdiendo su capacidad de soportar carga a tensión a medida que se desplaza a la zona profunda. Existe un grado de no linealidad en la propiedad tensil, a medida que las fibras que no están totalmente alineadas se alinean y asumen carga.

El cartílago tiene un comportamiento viscoelástico el mismo que incluye anisotropía, no homogeneidad y no linealidad en ensayos de compresión-tensión, esto se debe al flujo de agua en su interior.

Hay una relación entre el flujo de fluido y el gradiente de presión que hay dentro del cartílago el mismo que se caracteriza por la permeabilidad, ver figura 43, la cual depende del estado de deformación del cartílago.

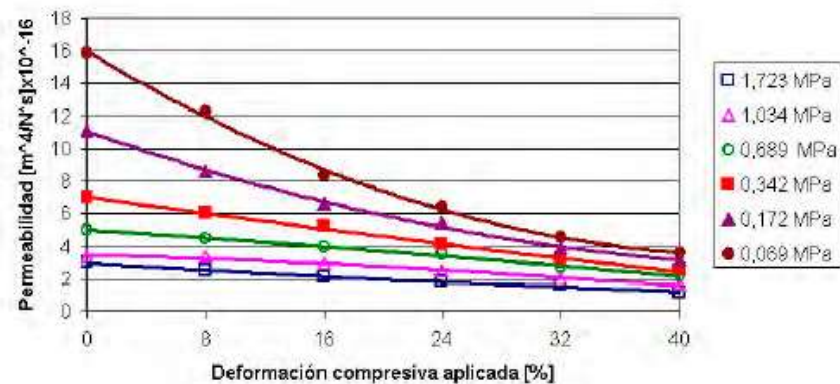


Figura 43. Curvas experimentales
(Fuente: Caballero, P., 2012)

Las propiedades mecánicas del cartílago pueden variar en función de la posición en la superficie articular en las articulaciones más grandes; también el comportamiento viscoelástico cambia en función de la proporción de las fibras y de agua de cada zona del cartílago.

Tabla 2

Propiedades físicas seleccionadas del cartílago

PROPIEDAD	VALOR	UNIDAD
Densidad	1300	[Kg/m ³]
Contenido de Agua (peso húmedo)	75	%

CONTINÚA



Contenido Orgánico (peso húmedo)	20	%
Contenido Orgánico (peso seco)	90	%
Esfuerzo Ultimo a Compresión*	5	[Mpa]
Coefficiente de Fricción (seco)	0.0025	
Coefficiente de Fricción en Articulación Saludable**	≤ 0.020	
Espesor de Película de Fluido en articulación***	0.5	[μm]

Fuente: (Caballero, P.; 2012, p. 14)

Hueso. - El hueso es un material anisotrópico, exhibiendo diferentes propiedades mecánicas, (ver tabla 3), cuando es cargado en diferentes direcciones, en el caso de un hueso maduro por ejemplo es más fuerte y rígido en compresión.

El hueso presenta las siguientes características:

- Posee un comportamiento mecánico viscoelástico, esto quiere decir resiste mejor a los esfuerzos rápidos que a los lentos, posee cadencia, una relajación de tensión e histéresis. Cabe mencionar que en sollicitaciones mecánicas habituales el hueso tiene un comportamiento elástico.
- Es un material poroso, en un hueso cortical la porosidad es del 5% mientras que en un esponjoso es del 90%.

- Es transversalmente isotrópico, por ejemplo, en huesos largos las propiedades son iguales sin importar la dirección radial.

Tabla 3*Propiedades mecánicas del hueso*

PROPIEDAD	HUESO CORTICAL		HUESO
	TRANSVERSAL	LONGITUDINAL	TRABECULAR
Resistencia en Compresión [MPa]	106 – 133	167 – 213	50
Resistencia en Compresión [MPa]	51 – 56	78 – 150	8
Módulo de Young	6 – 13	14.5 – 34.3	0.05 – 0.4

El hueso presenta tres propiedades mecánicas fundamentales:

- Resistencia
- Rigidez
- Elasticidad

Para realizar el análisis de estas propiedades, analizamos la curva esfuerzo deformación en un espécimen de hueso, ver figura 44, en la cual se puede apreciar que en la primera parte correspondiente al segmento A-B a medida que la carga se

incrementa también lo hace la deformación, y por el contrario cuando la carga cesa la muestra recupera su forma inicial cumpliendo con la ley de Hooke, la cual dice que la deformación es proporcional a la carga, esta es la región elástica. Luego partiendo desde el punto B que es el límite elástico incrementamos la carga la muestra sigue deformándose hasta llegar al punto C que es el punto de rotura, este segmento B-C se llama región plástica, en la cual a pesar de que ya no se someta ninguna carga a la muestra está ya no recupera su forma original, por lo tanto, permanecerá deformada.

La forma de esta curva varía en función de la velocidad con la que se aplique la carga, es decir que para romper un hueso bruscamente se necesita de mayor fuerza.

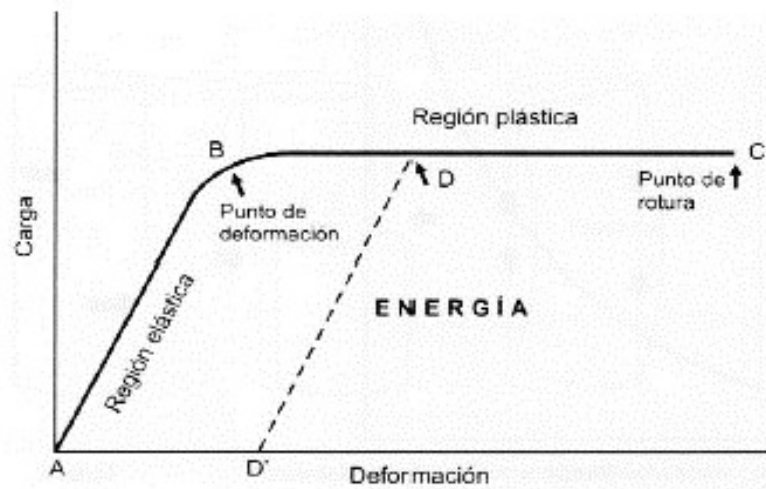


Figura 44. Diagrama carga-deformación

Fuente: (Caballero, P., 2012)

La resistencia puede valorarse de la siguiente forma:

- a) La carga que soporta antes de romperse
- b) La deformación que soporta antes de romperse.
- c) La energía que puede almacenar el hueso antes de romperse

La rigidez puede determinarse por la pendiente de la curva en la zona elástica y puede medirse gracia al módulo de Young, que resulta de dividir la fuerza en un lugar de la zona elástica por la deformidad en el mismo punto, y cuanto más grande sea el valor del módulo de Young más rígido será el hueso.

Debido a que el hueso cortical y el hueso esponjoso presentan estructuras diferentes, presentaran también un comportamiento mecánico distinto, por ejemplo el hueso cortical es más rígido y soporta más carga pero sufre menos deformación que un hueso esponjoso, así el hueso cortical se fractura al exceder el 2% de su longitud inicial mientras que el hueso esponjoso puede soportar hasta un 7% de deformación, por otro lado el hueso esponjoso debido a su estructura presenta una mayor capacidad para almacenar energía.

Por otro lado, un hueso seco es más resistente que un hueso hidratado, puesto que el hueso hidratado es mucho más resistente y presenta mayor capacidad para absorber energía, esto se debe a la viscoelasticidad que presenta el hueso.

Fatiga Ósea. - Un hueso se fractura cuando la carga que se aplica sobre el mismo rebasa su resistencia, o también si se aplica una carga en forma repetitiva llamándole a esta fractura por fatiga.

El hueso se fatiga con mayor rapidez a medida que a la carga aplicada tiende a acercarse al punto de rotura. En la figura ver figura 45, se puede apreciar que a medida que se incrementa el número de repeticiones con determinada frecuencia la magnitud que se necesita para producir la fractura disminuye.

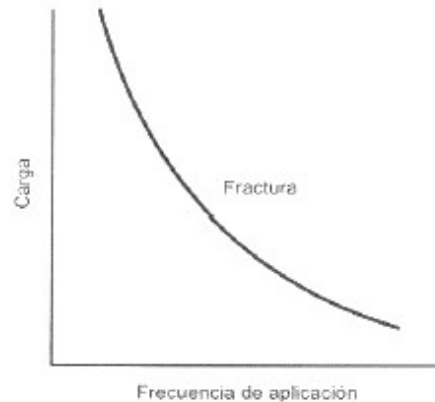


Figura 45. Curva de fatiga

Fuente: (Caballero, P., 2012)

“Con respecto a las características del hueso y de las componentes de las articulaciones, se manejan materiales isotrópicos lineales” (Caldas Juan et al. 2015, p. 87), ver tabla 4.

Tabla 4

Características del hueso y de las componentes de las articulaciones

COMPONENTE	MODULO ELASTICO [MPa]	COEFICIENTE DE POISSON
Hueso Cortical	17000	0.3
Meniscos	59	0.49
Hueso Trabecular	1500	0.33
Cartílagos	15	0.3

Fuente: (Caldas Juan et al. 2015, p. 87)

Fernández Espinosa, (2008) afirma que “las curvas generales de los huesos del miembro inferior representan los esfuerzos que actúan sobre ellos, obedecen a las leyes de las columnas con cargas externas de Euler”, (p. 22-24) así:

- i) Cuando una columna está articulada, ver figura 46, en sus dos extremos la curva ocupa toda su altura (curva de concavidad posterior de la diáfisis femoral)

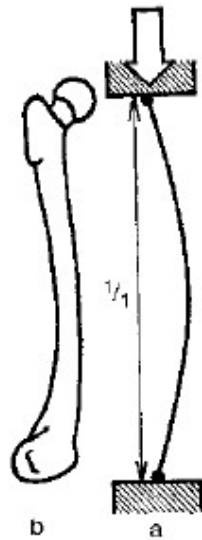


Figura 46. Columna articulada

Fuente: (Fernández, M., 2008)

- ii) Cuando la columna es fija abajo y móvil arriba, ver figura 47, existen dos curvas opuestas, la más alta ocupa los dos tercios de la columna (Fémur en el plano frontal)

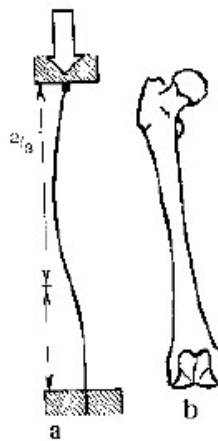


Figura 47. Columna semi-articulada

Fuente: (Fernández, M., 2008)

- iii) Cuando la columna es fija en sus dos extremos, ver figura 48, la curva ocupa las dos cuartas partes centrales (curvas de la tibia en el plano frontal, como se aprecia en la figura 49)

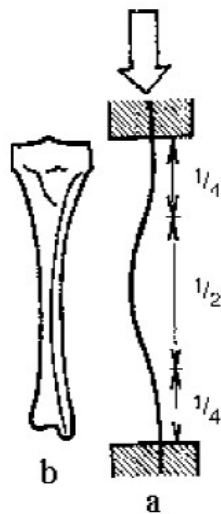


Figura 48. Columna fija
Fuente: (Fernández, M., 2008)

Por otra parte, desde el plano sagital, la tibia presenta tres alternativas:

- Rotación (T) desplazamiento
- Retroversión (V) aquí los patillos tibiales presentan un declive hacia atrás de 5° a 6°
- Retroflexión (F) es una curva de concavidad posterior (columna móvil en ambos extremos)

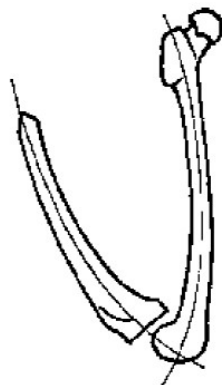


Figura 49. Curvas de fémur y tibia
Fuente: (Fernández, M., 2008)

2.9 Descripción de la geometría de la rodilla

Ciclo de la marcha humana. - La marcha o acción de caminar es una sucesión de pasos o zancadas ver figura 50, que son ejecutadas por los miembros inferiores, dicha zancada está constituida de dos pasos que es el espacio que recorren cada una de las dos extremidades inferiores (Pascual, 2010).

El primer paso corresponde desde el apoyo que realiza un pie en el suelo hasta el apoyo del pie contrario también en el suelo, mientras que el segundo paso está comprendido desde este momento hasta que se vuelve a apoyar el talón del primer pie (Pascual, 2010).

Durante una zancada se producen dos fases:

- Fase de apoyo, es el tiempo en el cual el pie permanece apoyado en el suelo, produciéndose tres momentos: doble apoyo (los dos pies en contacto), apoyo simple (la extremidad contraria pasa a la fase de balanceo), doble apoyo (cuando la extremidad contraria acaba su fase de balanceo).
- Fase de balanceo, en este tiempo la extremidad que está retrasada respecto al tronco se desplaza por el aire hacia adelante, para quedar en una posición adelantada en relación con el tronco, y termina con el golpe del talón con el suelo. En esta fase podemos distinguir las siguientes sub fases:
 - a) Aceleración, el miembro inferior correspondiente tiende a continuar debido a la aceleración obtenida por el impulso.
 - b) Balanceo Medio, para evitar que la pierna roce con el suelo, existe una retracción total de la extremidad.

- c) Desaceleración, aquí el movimiento de la pierna hacia adelante se frena para de esta manera controlar la posición del pie antes de que haya contacto con el suelo.
- La fase de apoyo constituye el 60% de la zancada, mientras que el 40% restante corresponde al balanceo, además de que cada extremidad inferior pasa por estas dos fases alternativas y contrapuestas, a pesar de esto existe dos momentos en los cuales ambas extremidades coinciden con sus pies apoyados en el suelo que es al inicio y al final de la fase de balanceo (Pascual, 2010).

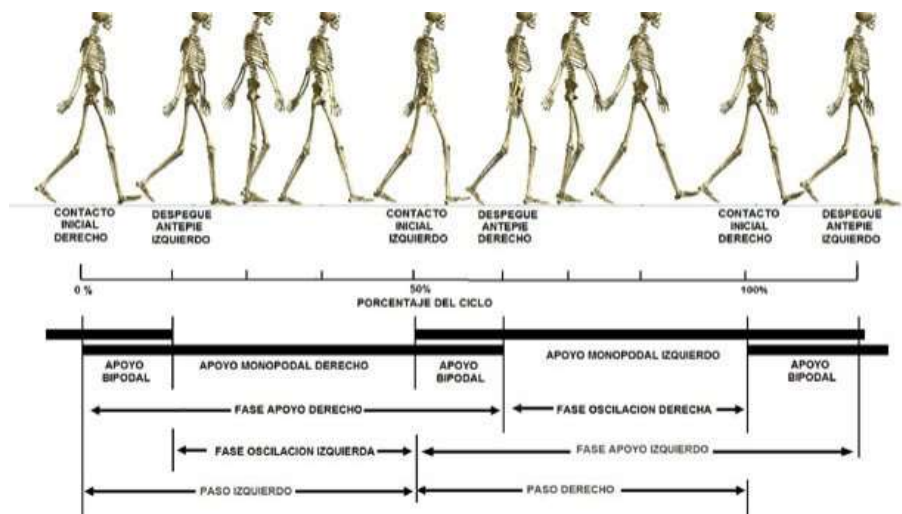


Figura 50. Caracterización del Movimiento de la Rodilla
(Fuente: Pascual, J., 2010)

La marcha es la actividad más repetida y más frecuente, por lo tanto, el análisis de la marcha se basa en los estudios que se realizan de los eventos de un miembro concreto durante un ciclo de marcha.

La marcha es un proceso mecánico que se lo analiza desde el punto de vista cinemático y cinético; por una parte el análisis cinemático hace énfasis en variables de valores angulares de movimiento articular, velocidades y aceleraciones angulares,

sin tomar en cuenta las fuerzas que los producen, mientras que el análisis cinético aporta información acerca de las fuerzas que actúan, los momentos musculares y los requerimientos energéticos durante la marcha, por ejemplo el estudio de las fuerzas articulares, momentos articulares, potencia articular y fuerzas de cizallamiento medio laterales (Pascual, 2010).

Las cargas dinámicas que soporta la rodilla durante el ciclo de marcha son muy superiores a las cargas estáticas. Durante la marcha existe una carga dinámica sobre la rodilla con mayor número de repeticiones que en cualquier otra actividad.

Según Javier Pascual Huerta en su tesis doctoral Determinantes Mecánicos de los Momentos Articulares de la Rodilla en el Plano Frontal, menciona que:

La medición exacta in vivo de la carga de los comportamientos medial y lateral que soporta la rodilla durante situaciones dinámicas como la deambulación se basa, desafortunadamente, en métodos invasivos que no pueden ser aplicados a la población de forma general, sin embargo, estas cargas pueden ser calculadas y cuantificadas de forma indirecta por medio del cálculo de la cinética articular concretamente de los momentos articulares. (p. 20)

También menciona que:

El comportamiento final de la articulación de la rodilla es el resultado de la combinación de las fuerzas internas y externas a las que se encuentra sometida y que determinan la distribución de las cargas en los comportamientos medial y lateral de la articulación.

Estas fuerzas internas y externas tienden a producir movimientos rotatorios en la rodilla que se definen como momento de fuerza.

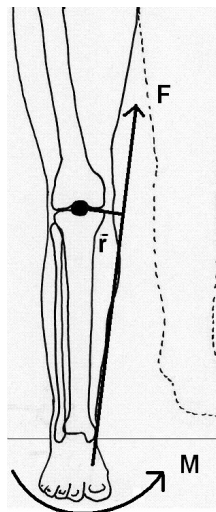
$$M = F * \vec{r}$$

Ecuación 7

Donde:

M: momento de fuerza

F: fuerza a la que está sometida el objeto

 \vec{r} : distancia perpendicular desde el vector fuerza al punto de giro.**Figura 51.** Momentos articulares

Fuente: (Pascual, J., 2010)

Los momentos a los que se encuentran sometidos las articulaciones de la rodilla durante la marcha, se producen en los tres planos cuando está en flexión o en extensión en el plano sagital, rotando interna o externamente en el plano transversal, y rotando en aducción o abducción en el plano frontal.

Los momentos presentes en la articulación de la rodilla pueden ser internos o externos dependiendo si las fuerzas que las generan son internas o externas respectivamente.

Los momentos externos son generados por fuerzas externas aplicadas sobre la articulación, como son las fuerzas reactivas del suelo y las fuerzas inerciales.

Los momentos internos en la articulación en la articulación de la rodilla hace referencia a momentos generados por estructuras internas como son las fuerzas musculares, las partes blandas capsulo-ligamentosas y las fuerzas producidas por el choque entre las diferentes superficies óseas.

Según el equilibrio mecánico, las fuerzas externas que actúan sobre la extremidad deben ser contrarrestadas por un conjunto de fuerzas internas generadas por los músculos, el estiramiento pasivo de las estructuras capsulo-ligamentosas y las fuerzas de contacto óseo; pero debido a la gran posibilidad de combinaciones que existe entre estas fuerzas internas que pueden contrarrestar los momentos externos es muy complicado de determinar en qué porcentaje actúa cada una de ellas, pero para evitar todo esto lo más práctico es agrupar todas las estructuras internas, denominados como momentos internos netos, por lo tanto los momentos externos son opuestos al momento interno neto.

2.10 Criterios de fractura

Las lesiones presentes en la rodilla generalmente derivan en dolor e inmovilización de esta articulación, estas lesiones pueden ser traumáticas y osteoartriticas degenerativas, para este último caso algunas de las causas son: alimentación, patológicas, malos hábitos de posturas, sobrepeso, en el caso de esta última da lugar a una variación en la alineación de las extremidades inferiores, principalmente de la tibia y el fémur; el sobrepeso produce que la articulación se vuelva rígida, limitando su movimiento y por ende provocando dolor.

Para dar solución a este tipo de problema se plantea el reemplazo de toda la articulación, cuyo tiempo de duración no va más allá de 10 años, por otro lado, el costo tanto de la cirugía como de la prótesis le vuelve inaccesible a muchas personas que padezcan este mal.

Cuando una persona se encuentra en apoyo mono podálico, tenemos que la distancia entre el peso y el punto donde la resultante atraviesa la superficie tibial proximal se le conoce como palanca medial, mientras que la distancia entre el mismo punto y el deltoides pélvico se le conoce como (L) y es el brazo de palanca lateral para mantener el equilibrio, estas dos fuerzas deben ser iguales con signos opuestos.

Es así como en una persona de 70[Kg.] de peso en la cual la acción del deltoides pélvico es normal la compresión es uniforme y corresponde a 140[Kg.], esto quiere decir que la rodilla soporta dos veces el peso cuando el sujeto está en apoyo monopodal.

Por otro lado, en una persona con 100 [Kg.] de sobrepeso representa en la rodilla 60 [Kg.], además este aumento de peso tiende a deslizar medialmente la resultante (R), esto se da cuando no está compensado por el apoyo muscular (L) dando como resultado una deformidad en varo. Ver figura 52 B

El peso transmitido del fémur a la tibia es asimétrica, dándose lugar en la parte medial de la articulación y determinante de la gonartrosis¹³

¹³ Artrosis de la rodilla, es una enfermedad degenerativa de las articulaciones. Consiste en la pérdida del cartílago articular, la formación de osteolitos y la deformación de la articulación afectada

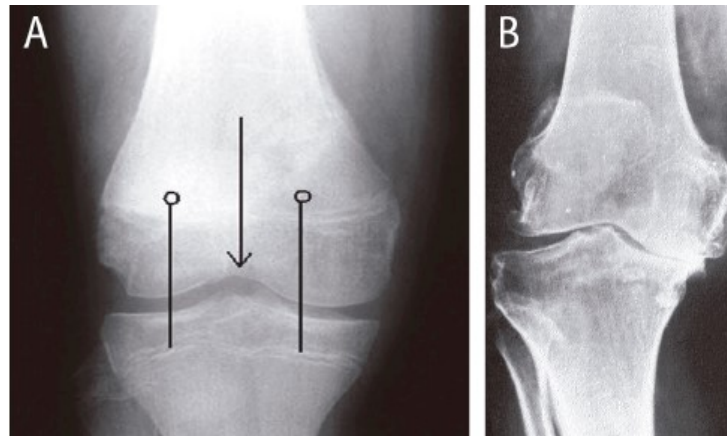


Figura 52. Rodilla normal en el apoyo monopodálico
Fuente: (González, F., 2011)

Esto se presenta generalmente en la menopausia, cuando hay un aumento del peso corporal y una disminución del sostén muscular dando como resultado un desplazamiento medial grande, esto destruye el cartílago articular medial agravando la deformación en varo.

En todos los casos de mala estructuración de la rodilla, la obesidad acelera la gonartrosis agravándola. Ver figura 52 B

En el plano sagital también se puede apreciar una distribución uniforme de las fuerzas de compresión, pero si existe una alteración biomecánica como sucede en la contractura de la rodilla en flexión, esto da lugar a un aumento por $[cm^2]$ de la presión en la parte dorsal cuando disminuye el radio de curvatura, y lógicamente esta carga aumentará aún más con la obesidad. Otro factor influyente en las lesiones de la rodilla son las lesiones deportivas, las mismas que se presentan cuando no se cumplen los siguientes aspectos:

- Cargas de entrenamiento adecuadas
- Técnica adecuada
- Correcto calentamiento

- Adecuado control médico del entrenamiento
- Ejercicios de estiramiento miotendinosos
- Utilización de medios fisioterapéuticos preventivos

Otro aspecto a analizar es la utilización del calzado adecuado por parte de los deportistas puesto que el movimiento y la superficie donde trabaja el deportista no se pueden modificar con facilidad.

Una de las lesiones derivada de la práctica deportiva son las lesiones del cartílago hialino, este cartílago posee una limitada capacidad de reparación, por este motivo las lesiones que se generan en este tejido generan una progresiva inestabilidad articular que culmina en la degradación total del cartílago y la destrucción de la superficie articular, esta lesión no solo crea un trastorno mecánico en la cinemática de la articulación, sino que además rompe un equilibrio biológico.

Dichas lesiones se pueden estudiar gracias al estudio del líquido sinovial, las resonancias electromagnéticas etc.

Por otro lado, las lesiones de los meniscos o lesiones meniscales, son aquellas lesiones que van desde la irritación del paramenisco a la rótula meniscal, también se puede ver aquí involucradas lesiones ligamentosas o incluso osteocondrales.

Generalmente el menisco más susceptible a lesionarse es el interno (MI), puesto que unas cuatro quintas partes de este menisco no están vascularizadas, lo cual provoca que deba nutrirse por imbibición esto provoca una ausencia de cicatrización en la edad media de una persona.

Por otra parte la rótula meniscal presenta una semiología¹⁴ bastante característica, por lo general el menisco externo se lo diagnostica más tardíamente.

Las lesiones en los meniscos pueden ser de diversos tipos, por ejemplo, al efectuar un giro incontrolado de la rodilla, generalmente esto sucede casi siempre con el pie apoyado y al realizar cambios en la dirección al correr, agacharse bruscamente, etc. También se puede mencionar que en personas entre los 40 a 50 años es muy frecuente la rotura del menisco sin la necesidad de que exista algún movimiento brusco.

También puede presentarse el bloque meniscal que es la imposibilidad para poder extender la rodilla en los últimos 10° a 40°, para esto lo más recomendable es reducir el “asa de cubo¹⁵” y de esta manera se mejora la gonalgia¹⁶

Los problemas mecánicos de la rodilla son originados por:

- Golpe o movimiento brusco que sea el causante de un esguince o torcedura.
- La osteoartritis de la rodilla, que se origina por el uso y desgaste de sus partes.

La inflamación en la rodilla suele darse por la presencia de la artritis reumatoide y el lupus eritematoso sistémico, lo cual puede provocar daño permanente a la rodilla. La osteoartritis es una enfermedad en la cual el cartílago de la rodilla se desgasta gradualmente, mientras que la artritis reumatoide provoca inflamación en las rodillas e incluso puede llegar a destruir el cartílago.

¹⁴ Cuerpo de conocimientos que se ocupa de cómo identificar las diversas manifestaciones patológicas

¹⁵ La parte central del menisco puede quedar levantada dando lugar a una lesión denominada asa de cubo.

¹⁶ Enfermedad reumática frecuente y una de las causas de consulta al reumatólogo

La condromalacia es una lesión del cartílago de la rótula que se origina cuando la misma se ablanda, esto tiene origen debido a una lesión o debilidad muscular cuando algunas partes de la rodilla no están alineadas, también se puede originar cuando por efecto de un golpe en la rótula se desprende un pedazo de cartílago que contenga un fragmento de hueso.

Por otro lado, si la rodilla se tuerce mientras la persona está cargando algo pesado, puede provocar un desgarre parcial o total del menisco, si se presenta un desgarre parcial el menisco se mantiene conectado al frente y en la parte posterior de la rodilla, por otro lado, si el desgarre es total el menisco podría quedar colgado de una tira de cartílago.

En la práctica de algunos deportes se pueden producir golpes al costado exterior de la rodilla, esto puede producir que uno de los ligamentos colaterales (mediano y lateral) se estire y desgarre, que dependiendo del grado de la lesión se los trata, por ejemplo, si la lesión es leve se fortalece los músculos por medio de ejercicios, pero si la lesión es ya de mayor gravedad se puede incluso necesitar una cirugía. Dentro de las lesiones presentes en los tendones podemos citar:

- Tendinitis y ruptura de los tendones
- Enfermedad de Osgood-Schatter
- Síndrome de la cintilla iliotibial (síndrome del limpiaparabrisas)

La tendinitis básicamente se trata de la inflamación del tendón, mientras que el desgarre del tendón es una rotura del mismo la cual se puede dar por el uso excesivo del mismo en la cual el tendón se estira como un pedazo de goma desgastado y se inflama. El desgarre del tendón también está presente al tratar de impedir una caída,

si los músculos del muslo se contraen, esto se da en mayor porcentaje en personas mayores con tendones débiles. La tendinitis rotuliana, en la cual el tendón puede inflamarse o desgarrarse, está presente en personas que practican deportes en los cuales se requiere saltar el basquetbol, por ejemplo.

La enfermedad de Osgood-Schalatter causa hinchazón en la rodilla y la parte superior de la espinilla, y se da si se desprende el tendón y arranca un pedazo de hueso. Esta enfermedad puede estar presente en personas que practican deportes en donde deban correr y saltar.

La cintilla iliotibial se da cuando existe roce entre el tendón y el hueso exterior de la rodilla provocando hinchazón, esto ocurre en las personas que tiene constante entrenamiento deportivo.

La osteocondritis disecante es provocada no llega suficiente sangre a la parte del hueso, bajo la superficie de una articulación, en este tipo de lesión tanto el hueso como el cartílago se aflojan gradualmente provocando dolor. En esta lesión parte del cartílago puede desprenderse causando un dolor agudo, debilidad y atascar la articulación.

Miguel Méndez Trigo en su capítulo Criterio de Fractura de Hueso, menciona que:

De forma general, se puede establecer que todo criterio de fractura será una función dependiente del estado de deformaciones del material ϵ_{ij} (equivalentemente del estado tensional σ_{ij}), y de las características del material. Esas características del material se pueden considerar representadas por la resistencia última del material σ_u , que será función de la porosidad n y del "Fabric Tensor" A_{ij} , siendo éste último término el que introduzca la anisotropía en el

criterio. Esta función representa la superficie de fractura de cada punto si se iguala a una constante. Matemáticamente la podemos expresar así:

$$F(\varepsilon_{ij}, \sigma_u(A_{ij}, n)) = cte \quad \text{Ecuación 4}$$

Además, menciona que “Como ésta función nos permite definir la superficie de fractura, en cada punto se podrá definir una variable que cuantifique la proximidad de dicho punto a la fractura. Esta variable se va a denominar coeficiente de probabilidad de fractura y en adelante se denotará por la letra β . Dicho coeficiente se obtiene como el cociente entre una tensión equivalente del estado tensional al que está sometido el punto, y la tensión última que puede soportar el mismo. Su expresión matemática sería:

$$\beta = \frac{\text{estado tensional}}{\text{tensión última}} \quad \text{Ecuación 5}$$

Por tanto, podremos asumir que se producirá la fractura del tejido óseo, en aquellos puntos donde el coeficiente de probabilidad de fractura supere la unidad ($\beta > 1$). Conocida esta variable, será posible determinar las zonas más probables de fractura.

Los criterios de fractura se detallan en la tabla 5

Tabla 5
Esquema de todos los criterios de fractura

CRITERIOS DE FRACTURA	
Isótropos	Von Mises
	Hoffman
	Tensión Máxima

CONTINÚA



	Coulomb Mohr
	Coulomb Mohr modificado
Anisótropos	Solido celular
	Tsai-wu
	Cowin
	Pietrusczak

Fuente: (Mendez Trigo Miguel 2015, p. 83)

a) Criterios Isótropos

- Von Mises. - Aquí se considera que el material tiene un comportamiento igual en todas las direcciones y sentidos, por lo tanto, han de coincidir la resistencia a tracción y la resistencia a compresión ($\sigma_t \approx \sigma_c$). La fractura tendrá lugar cuando la tensión equivalente de Von Misses es mayor que la tensión última a compresión del material.

Este criterio ha sido usado por distintos autores en el tejido óseo (Lotz et al., 1991) para predecir las cargas de fractura del fémur proximal, sin embargo, los resultados obtenidos diferían de los reales hasta en un 200%. No obstante, el criterio será útil para hacernos una idea de cuál es la zona probable de fractura.

- Hoffman. - Este criterio se planteó para determinar la fractura en materiales frágiles, aquí se tiene en cuenta la diferencia de comportamiento entre tracción y compresión. Sin embargo, supone igual comportamiento en todas las direcciones.

Este criterio ha sido usado para predecir las cargas de fractura del tejido óseo por varios autores [Lotz, 1991; Cheal et al ,1992; Keyak y Rossi, 1999]. Las diferencias entre los resultados experimentales y los determinados por este

criterio diferían entorno a un 30-40%, siendo los mejores resultados en el caso de hueso cortical, ya que posee unas propiedades más homogéneas que el hueso trabecular.

- Tensión Máxima. - Este criterio al igual que el de Hoffman, fue introducido para determinar el comportamiento de materiales frágiles, en este caso, suponemos que se produce la fractura cuando una de las tensiones principales es mayor que la tensión máxima de tracción σ_t ó de compresión σ_c .

Este criterio fue introducido para predecir la carga última de fractura del tejido óseo por Keyak y Rossi (1999). Los resultados obtenidos con este criterio en ningún caso superaron un error del 30% respecto a los valores experimentales.

- Criterio de Coulomb-Mohr. - Este criterio fue introducido para determinar el comportamiento de materiales inertes cohesivos. Aquí se tiene en cuenta una diferencia entre el comportamiento de tracción y de compresión, sin considerar la anisotropía del material.

Este criterio también ha sido utilizado para predecir la carga última de fractura del tejido óseo Keyak y Rossi, (1999)

- Criterio de Coulomb-Mohr modificado. - Es una variación del criterio de Coulomb-Mohr, con la que se pretende subsanar los problemas derivados de la formulación anterior.

Los resultados obtenidos con este criterio a la hora de predecir las cargas de fractura. Keyak y Rossi, (1999) resultaron ser mejores que los del criterio de Coulomb Mohr en el caso de fractura para valores bajos del coeficiente alfa.

b) Criterios Anisótropos

- Solido Celular. - Este criterio parte de la idea de que la probabilidad de fractura depende del número de trabéculas, así como de las secciones transversales de estas. Cada trabécula será modelada como una viga en voladizo. La resistencia del tejido óseo dependerá de la cantidad de trabéculas y de sus dimensiones.
- Tsai-Wu.- Según Miguel Méndez Trigo:

Tsai y Wu (1970) plantean un criterio de fractura general para materiales anisótropos. El criterio de fractura es una función escalar dependiente del tensor de tensiones y dos tensores dependientes de las características del material. A diferencia de las otras teorías que usan la aproximación cuadrática, la teoría de Tsai-Wu es invariante con el cambio de coordenadas, ya que trata los términos de interacción como componentes independientes, teniendo además en cuenta la diferencia entre tensiones de tracción y compresión.
- Cowin. - Cowin (1986) plantea un criterio de fractura para materiales porosos y/o compuestos, la principal hipótesis del criterio asume la existencia de una función 'f' tal que si el estado de tensiones es el estado último el valor de la función es una constante que, sin perder generalidad, podemos igualar a la unidad.
- Pietruszczak. - Pietruszczak formula una teoría de fractura para el cemento (1987) que posteriormente aplicará al tejido óseo (1999-b). Debido a que todos estos materiales son porosos una de sus principales características es que tienen un comportamiento distinto a la tracción y a la compresión, por lo tanto, el criterio, Pietruszczak define una nueva variable llamada porosidad

direccional, que no es otra cosa que la porosidad definida para una dirección dada.

2.11 Método de los elementos finitos

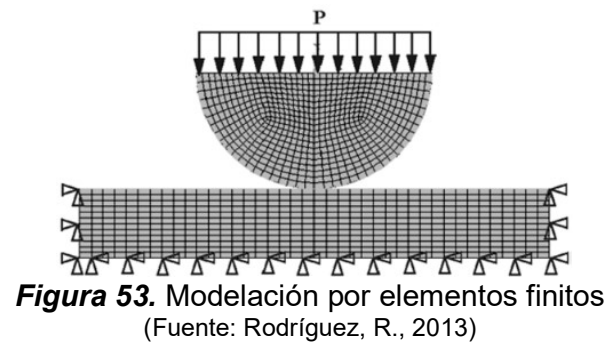
El método de los elementos finitos (Finite Element Method) es un método numérico que genera soluciones de tipo aproximado para cualquier problema de ingeniería que serían imposibles de llevar a cabo por medio de métodos clásicos de matemáticas. El método de elementos finitos es una herramienta de cálculo matemático muy utilizado en la actualidad en las disciplinas fundamentadas en la teoría del campo o del continuo. Dentro de los campos de aplicación podemos citar:

- Materiales estructurales
- Tejidos biológicos
- Materiales funcionales
- Nanomateriales

El FEM es un método numérico para la resolución de problemas, es una herramienta de cálculo muy potente que permite resolver una variedad de problemas que involucran un gran grado de complejidad, de matemáticas aplicadas ya que la mayoría de los problemas en estas áreas, comúnmente involucran geometrías complejas, cargas no distribuidas y determinación de propiedades del material (Rodríguez, 2011).

Por ejemplo si a un sólido le sometemos a un sistema de cargas y este a su vez está accionado por ligaduras, el método de elementos finitos consiste en dividir al sólido en pequeños elementos interconectados entre sí por medio de los nodos, ver figura 53, de esta manera se supone que el desplazamiento al interior de cada

elemento se expresa en función de los desplazamientos que sufren los nodos, luego se determina una matriz de rigidez de cada elemento, las cuales se ensamblan para obtener los desplazamientos en los nodos de cada elemento, una vez conocidos los desplazamientos podemos determinar las tensiones y deformaciones al interior del elemento de forma aproximada (Rodríguez, 2011).



El FEM no se limita solo al análisis en dos dimensiones, también puede analizar casos tridimensionales, permite analizar cualquier pieza de cualquier tipo de geometría, obteniendo el campo tenso-deformacional en el interior de dicha pieza, y de esta manera poder analizar si dicha pieza cumple con los requisitos estructurales que esperábamos de ella.

En un problema que se va a analizar por el método de elementos finitos, se debe conocer las fuerzas exteriores que se aplica en uno de sus nodos, así como el valor de los desplazamientos en otros nodos, obteniendo una expresión del siguiente tipo:

$$\{F\} = [K] * \{\mu\} \quad \text{Ecuación 6}$$

Donde:

$\{F\}$ (vector columna), se llama vector de cargas, donde se encuentran todas las fuerzas exteriores que actúan sobre el sólido.

$\{\mu\}$ (vector desplazamiento nodales), aquí se representan todos los desplazamientos que están presentes en el nodo, esta representación se la hace de manera ordenada.

$[K]$ (matriz de rigidez)

Al realizar el análisis matricial de estructuras, del vector de cargas se conoce sus componentes relacionadas a las cargas aplicadas directamente al sólido, mientras que no se conocen las cargas de reacción que son consecuencia de las ligaduras existentes.

Del vector desplazamiento nodal, solo se conocen las componentes que son consecuencia directa de las ligaduras existentes.

El método de elementos finitos solo hace cálculos en un número limitado (finito) de puntos y luego interpola los resultados para el dominio completo (superficie o volumen).

CAPÍTULO 3

3 MODELO NUMÉRICO

3.1 Validación del modelo

El presente proyecto pretende determinar la fuerza máxima admisible que es capaz de soportar la articulación de la rodilla, debido a la acción de las fuerzas externas, bajo dos condiciones de trabajo en particular, como son el trote moderado y el levantamiento de pesas.

En la actualidad el aporte de la ingeniería a la medicina es muy importante y cada vez está más ligado, no solo en la parte del equipamiento que existe en hospitales y clínicas, sino también en el estudio que se realiza en el cuerpo humano desde el punto de vista mecánico, llegando así a la biomecánica, es por esto que los software de análisis por elementos finitos son utilizados para determinar ciertas características en los diferentes órganos del cuerpo humano, llegando incluso a la simulación o reconstrucción de algunos de estos órganos.

Por otro lado, los softwares de análisis por elementos finitos, permiten la reconstrucción de algunas partes óseas, como es el caso de implantes de tipo craneal por medio de la impresión 3D, o incluso llegando a la impresión de órganos como el hígado, por ejemplo, a partir de las células madres.

Todo esto contribuye a que en el campo de la medicina se puedan realizar los trabajos inherentes a la misma, con la menor cantidad de riesgo posible, y de esta manera brindar una mejor atención a los pacientes.

Para el presente trabajo se ha trabajado con dos softwares en particular:

- 3D Slicer, software libre, el cual permite transformar las imágenes de un TAC, las mismas que tienen formato DICOM, a un formato .stl, el cual puede ser manipulado en cualquier programa de diseño mecánico.
- Hyperworks, software facilitado por la empresa CONAVI de la ciudad de Ambato, es un software de diseño mecánico en el cual se realizó el estudio de esfuerzos, la particularidad de este software es que permite la reconstrucción de la malla para una mejor manipulación de la misma, cosa que no permiten otro software de simulación FEM.

El proceso de obtención del modelo, ver figura 54, fue partiendo de una Tomografía Axial Computarizada de la rodilla se lo procedió a convertir en formato .stl, el mismo que luego de varias modificaciones y restringiendo las partes necesarias de la rodilla, se procedió a modificarlo por medio de un programa de diseño mecánico, en el cual se realizó algunas modificaciones para un mejor estudio y obtener mejores resultados.

Posterior a esto se realizó una reconstrucción de la malla por medio del programa Hypermesh, el cual permite manipular la malla para reconstruir la misma y de esta manera poder realizar el estudio de esfuerzos a que fue sometida la rodilla, finalmente con la ayuda del programa Hyperworks se procedió a realizar el estudio de esfuerzos a los que se ve sometida la rodilla.



Figura 54. Momentos articulares

- a) Los archivos obtenidos en el TAC, ver figura 55, se cargan en el programa 3D Slicer para obtener una imagen 3D

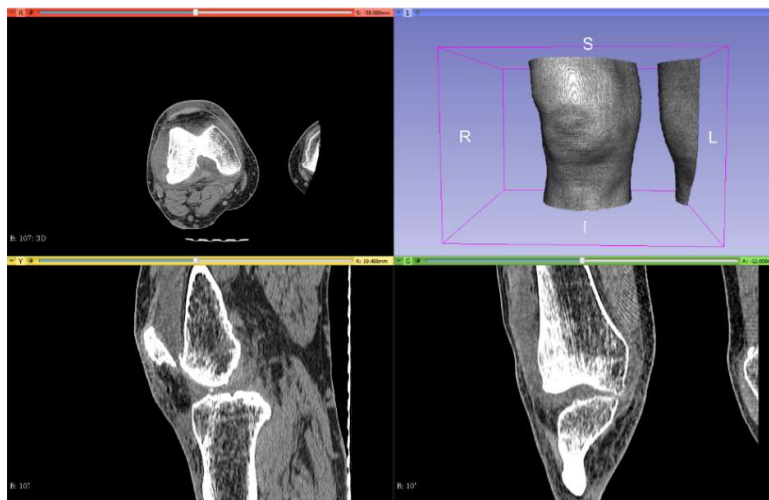


Figura 55. Obtención de la imagen del TAC

- b) Por medio del programa procedemos a obtener los huesos que forman parte de la rodilla, ver figura 56.

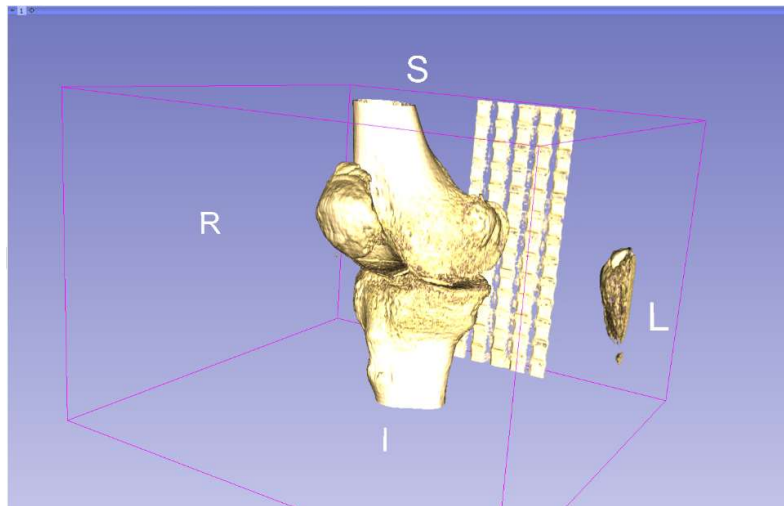


Figura 56. Imagen de los huesos de la rodilla

- c) Luego procedemos a obtener cada una de las partes de las cuales está formada la rodilla, ver figura 57, para poderlas transformar en formato .stl

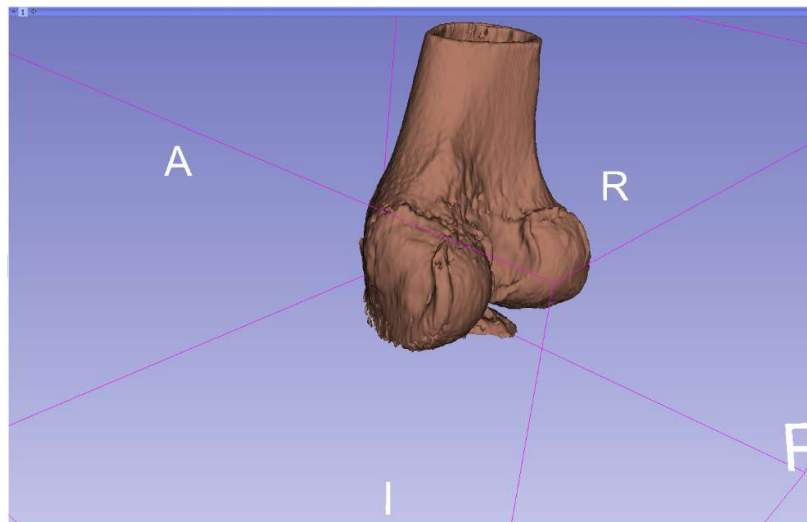


Figura 57. Parte de la rodilla en formato .stl

- d) Luego con la ayuda de un programa de diseño mecánico, ver figura 58, procedemos a mejorar la geometría de cada una de las partes que conforman la rodilla.



Figura 58. Modificación del modelo de la rodilla

- e) Con la ayuda del programa Hypermesh, ver figura 59, procedemos a rectificar la malla para un mejor análisis.

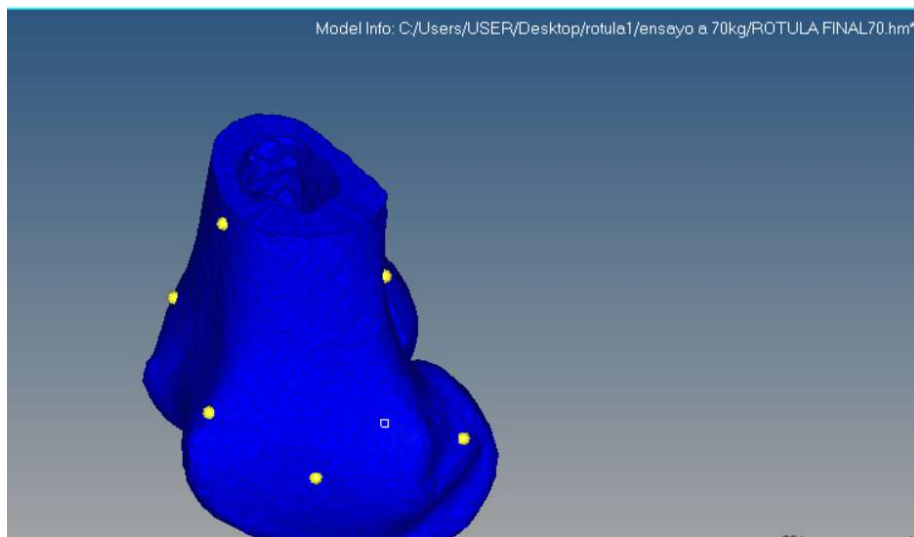


Figura 59. Reconstrucción de la malla

- f) Finalmente se aplican las cargas para proceder al análisis, ver figura 65.

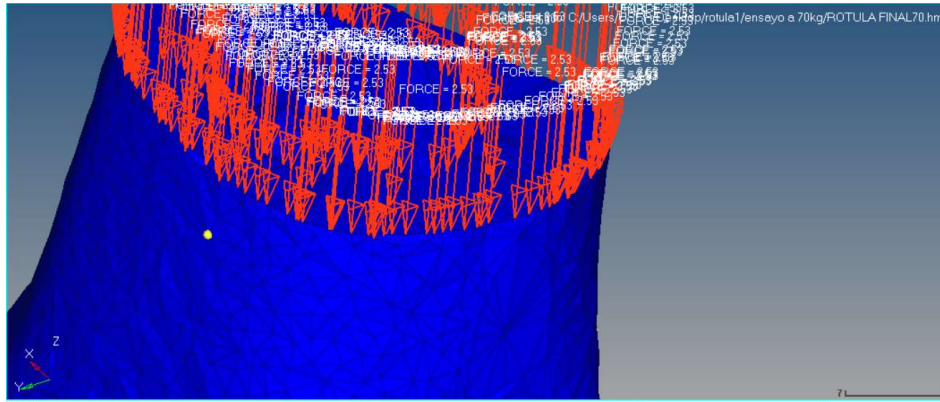


Figura 60. Cargas aplicadas en la parte superior

3.3 Estudio de calidad de la malla

Para poder determinar el tipo de malla que se debe utilizar en el estudio por medio de un programa de elementos finitos hay que hacer un estudio de la misma, ya que esto permitirá obtener resultados más confiables y de esta manera determinar de una manera correcta los resultados que se van a obtener del estudio.

El utilizar tanto una malla muy gruesa o una malla muy fina no arrojará resultados adecuados, es por este motivo que el estudio de la malla del presente trabajo se lo realizó con tres tipos de malla.

Cabe mencionar que entre la malla fina y la malla gruesa no debe existir una diferencia del 20% en los valores del desplazamiento, de ser así se deberá realizar una nueva malla para poder establecer una comparación entre los tres tipos de malla (Altair University, 2017).

Los resultados obtenidos para el presente proyecto se pueden apreciar en la tabla 6 en la cual se enlistan los valores obtenidos en las tres mallas, en el cual se puede apreciar que la diferencia porcentual aproximada al 20% está entre la malla fina y la malla gruesa lo cual permitió realizar el estudio con un tipo de malla fina el cual

arrojaría resultados mucho más precisos y confiables además se pueden ver los valores en la figura 61.

Tabla 6

Estudio de calidad de la malla establecida entre tres tipos diferentes

Carga [kg]	MALLA GRUESA			MALLA FINA		
	Número de nodos	Desplazamientos	Esfuerzos	Número de nodos	Desplazamientos	Esfuerzos
70	59691	2,85E+02	6,55E-01	315537,00	1,70E-01	1,40E+00
300	59691	1,41E+03	3,16E+00	315537,00	5,40E-01	5,10E+00
500	59691	2,08E+03	2,62E+00	315537,00	9,06E-01	9,50E+00

CONTINÚA 

MALLA FINA			DIFERENCIA PORCENTUAL			
Número de nodos	Desplazamientos	Esfuerzos	Número de nodos	Desplazamientos	Esfuerzos	Esfuerzos
950679	1,45E-03	2,53	28483%	-17%	-75%	45%
950679	6,23E-03	1,14E+01	140946%	-53%	-194%	55%
950679	1,05E-02	1,22E+01	207909%	-90%	-688%	22%

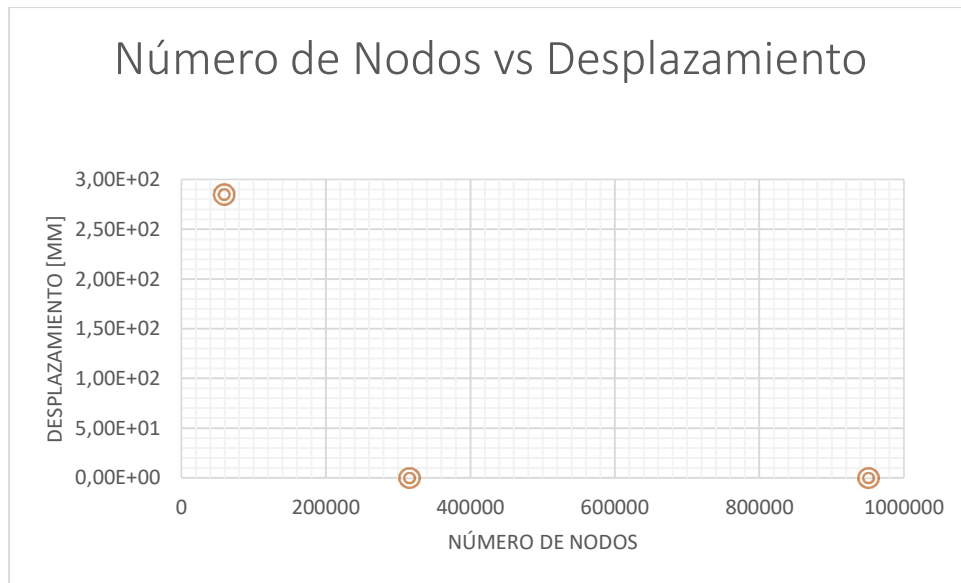


Figura 61. Comparación entre los tres tipos de malla

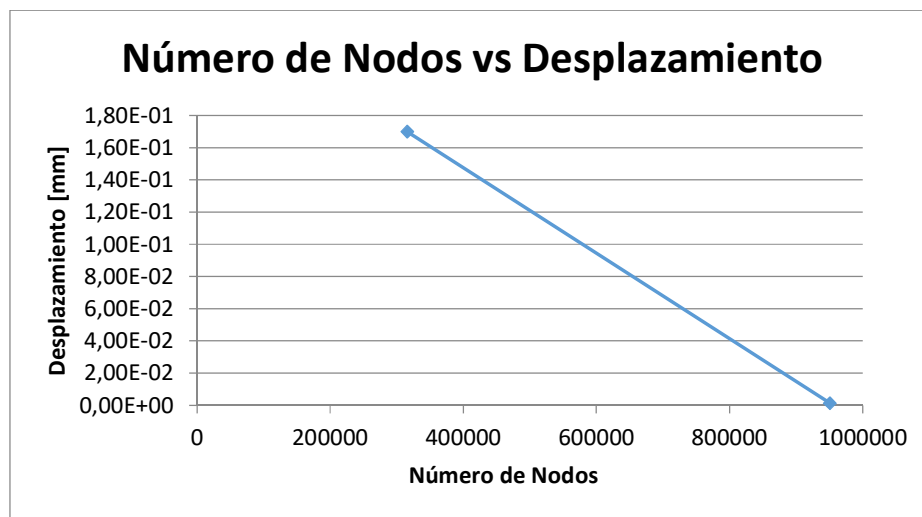


Figura 62. Comparación entre la malla gruesa y la malla fina

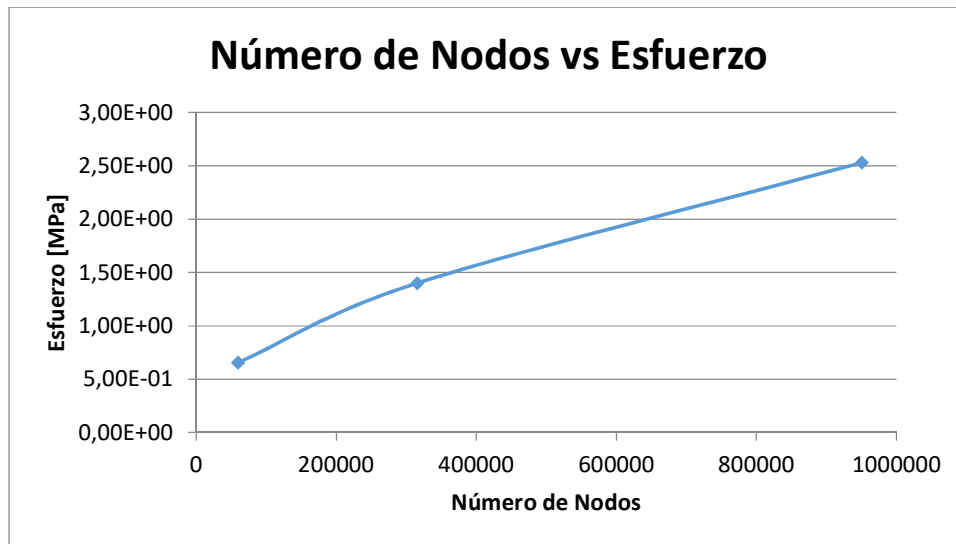


Figura 63. Comparación entre la malla media y la malla fina

3.2 Convergencia de la malla

Según Juan Tomas Celigüeta Lizarza en su libro Método de los Elementos Finitos para Análisis Estructural menciona que:

Se dice que un análisis por el método de elementos finitos es convergente si al disminuir el tamaño de los elementos, y por lo tanto aumentar el número de nudos y de elementos, la solución obtenida tiende a la solución exacta. Hay que indicar que, en el análisis por elementos finitos, se introducen además de la hipótesis de discretización, otras aproximaciones, que son fuentes de error en la solución: integración numérica, errores de redondeo por aritmética finita (p. 8).

Al realizar el modelado de elementos finitos, una malla más refinada, da como resultado una solución más precisa, sin embargo, cabe mencionar que a medida que la malla se vuelve más refinada, el tiempo de cálculo aumenta. Es por esto que se debe realizar un estudio de convergencia de malla (Autodesk, 2015).

El estudio de convergencia de malla permite obtener una solución precisa con una malla que sea lo suficientemente densa, pero también que no demande una cantidad excesiva de recursos de procesamiento (Autodesk, 2015).

Para el presente estudio se realizó el estudio de convergencia de malla tomando los valores del esfuerzo y de los grados de libertad como se muestra en la tabla 7, obteniendo los resultados mostrados en la figura 64.

Tabla 7

Estudio de la convergencia de la malla.

Número de Nodos	Esfuerzo [Mpa]
60000	0,452
70000	0,5
80000	0,6
90000	0,655
100000	1,35E+00
200000	1,40E+00
300000	2,00E+00
400000	2,20E+00
500000	2,40E+00
600000	2,44E+00
700000	2,48E+00
800000	2,5
900000	2,53E+00

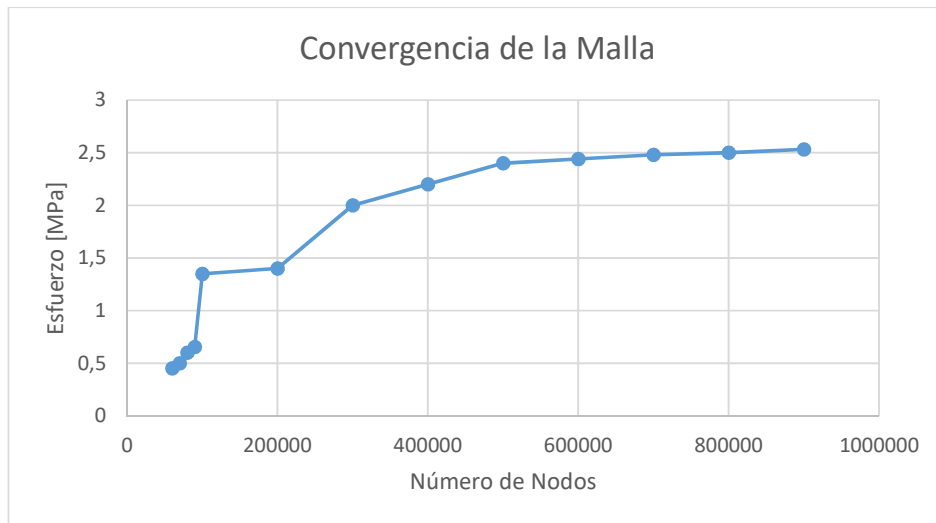


Figura 64. Convergencia de la malla

En la gráfica que se ilustra en la figura número 64 se puede observar que la malla se empieza a refinar a partir de los 40000 elementos, cabe mencionar que este refinamiento implicó que el tiempo de post procesado sea extremadamente alto, ya que el mismo tardó más de un día para arrojar los resultados requeridos, esto se debió a la complejidad de los elementos que fueron sujetos de estudio.

CAPÍTULO 4

4 ANÁLISIS DE RESULTADOS

4.1 Recopilación de resultados

Para la realización del presente proyecto se utilizó el programa 3D Slicer, el mismo que es un paquete informático gratuito y libre que se utiliza para visualización, análisis y procesado de imágenes médicas, dicho programa cuenta con un vario número de posibilidades en post-procesamiento de imágenes médicas. Dentro de sus principales características tenemos:

- Capacidades DICOM muy robustas.
- Renderización volumétrica.
- Vistas configurables.
- Capturas de pantalla de imágenes post-procesadas.
- Visualización de imágenes en 4D.
- Base de datos de extensiones en áreas como resonancia magnética, medicina nuclear y radioterapia.

La interfaz principal de 3D Slicer está compuesta por seis componentes principales, así:

- El menú de archivo.
- La barra de herramientas.

- El panel de módulos.
- Vista en 3D
- Vista de cortes.
- Barra de mensajes.

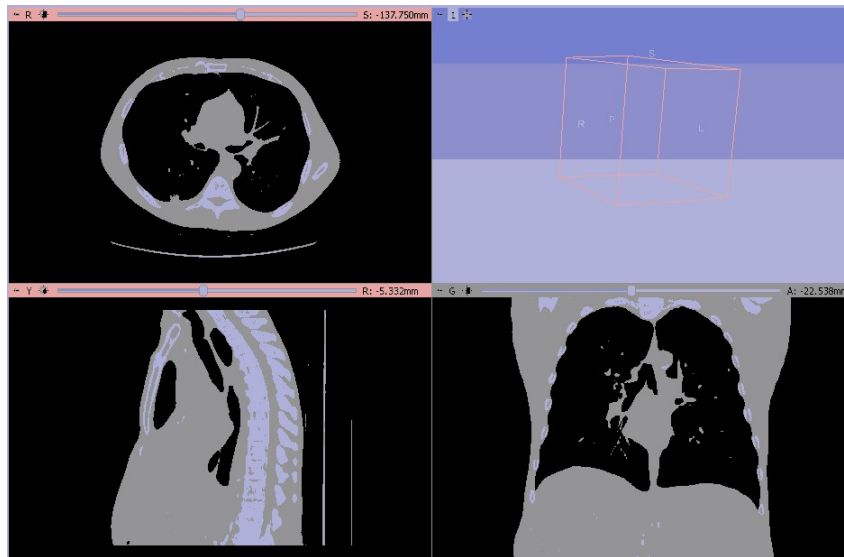


Figura 65. Vista de cortes en tres planos

Es importante mencionar que el programa 3D Slicer, al ser un software libre, permite desarrollar extensiones y módulos que cumplan funciones específicas, esto permite que dentro de la misma interfaz se descarguen e instalen extensiones que podrán ser accedidas como cualquier otro módulo.

Dichas extensiones están subdivididas en áreas, solamente hay que hacer clic en "Install" para comenzar a utilizarla.

Para la realización del presente proyecto se partió de una Tomografía Axial Computarizada (TAC), la cual permite obtener imágenes del interior del organismo, y de esta manera detectar desde un tumor a una patología ósea.

La tomografía axial computarizada, es una prueba diagnóstica que, a través del uso de rayos X, permite obtener imágenes radiográficas del interior del organismo en forma de cortes transversales o, si es necesario, en forma de imágenes tridimensionales.

El archivo de salida de un TAC es en formato DICOM, (Digital Imaging and Communication in Medicine), este formato es utilizado para el intercambio de imágenes médicas, así como su manejo, visualización, almacenamiento, impresión y transmisión, además incluye la definición de un formato de fichero y de un protocolo de comunicación de red.

El protocolo de comunicación es de aplicación que usa TCP (Protocolo de Control de Transmisión) /IP (Protocolo de internet), para la comunicación entre sistemas. Los ficheros DICOM se pueden intercambiarse entre dos entidades que tengan capacidad de recibir imágenes y datos de pacientes en el mismo formato.

El formato DICOM permite la integración de escáneres, servidores, estaciones de trabajo, impresoras y hardware de red de múltiples proveedores dentro de un sistema de almacenamiento y comunicación de imágenes.

La diferencia de DICOM con otros ficheros de datos, es que agrupa la información dentro de un conjunto de datos, por ejemplo, una radiografía de TORAX contiene el ID del paciente junto con ella, de esta manera la imagen no puede ser separada por error de su información.

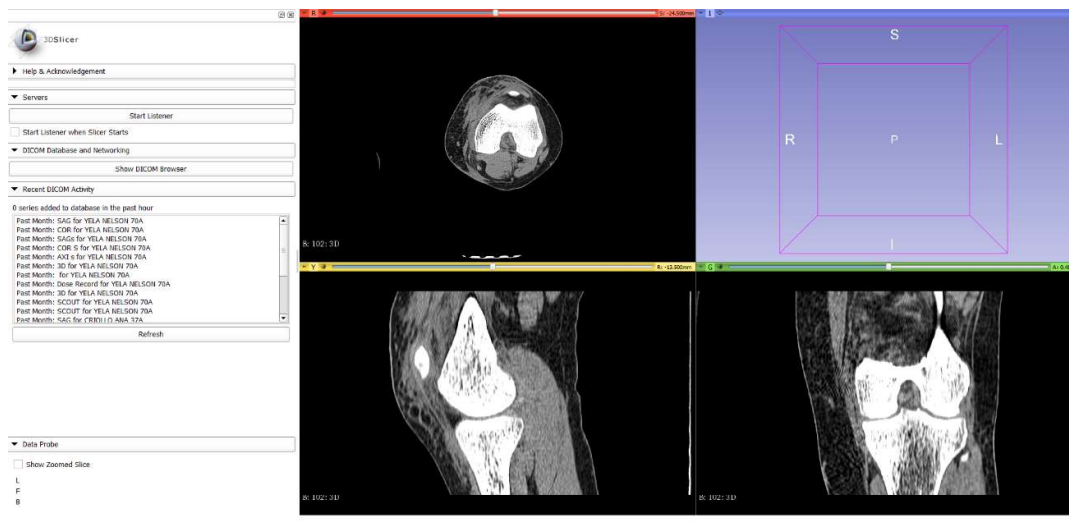


Figura 66. Archivo cargado

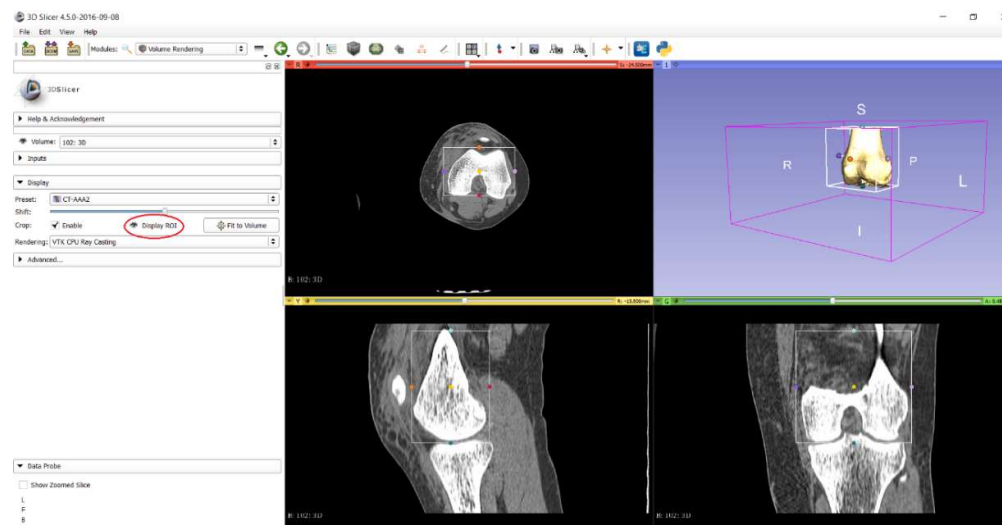


Figura 67. Selección de la parte de la rodilla para su análisis posterior

Para poder establecer las zonas las cuales delimitan el hueso que se desea obtener se disminuye la intensidad del segmento que se desea obtener, ver figura 68.

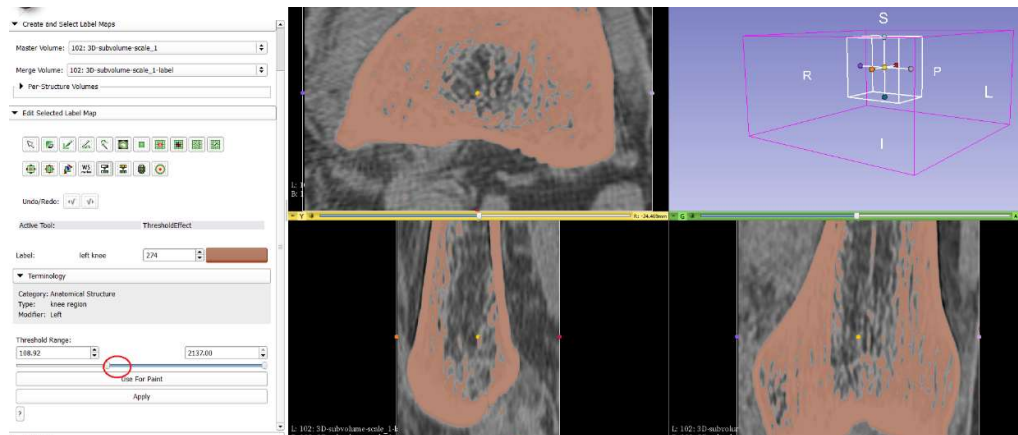


Figura 68. Segmentación del hueso

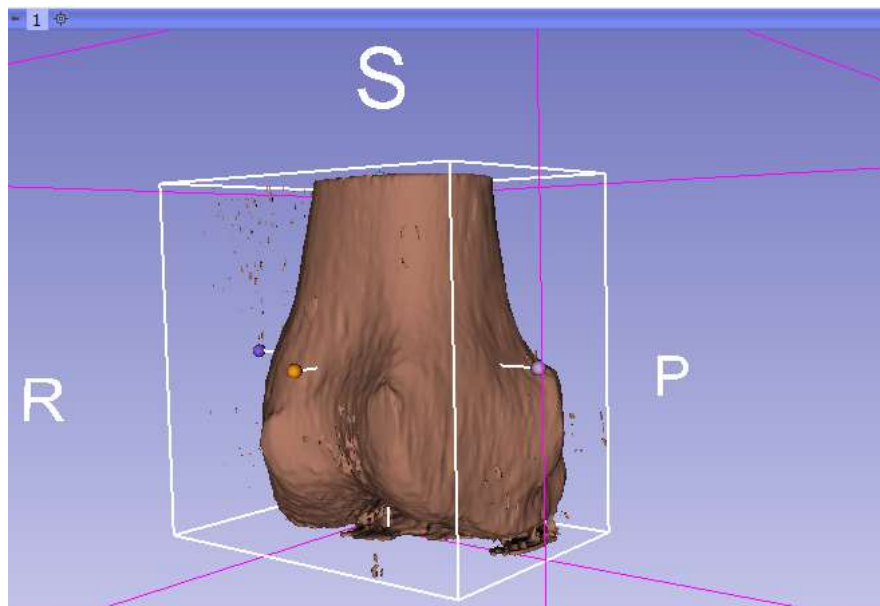


Figura 69. Volumen generado

El archivo obtenido se abrió en un programa de diseño mecánico, ver figura 70, en dicho programa se procedió a realizar ciertas modificaciones con respecto a la forma de los dos huesos que forman la rodilla, ya que del programa 3D Slicer, el volumen salió con muchas imperfecciones las cuales impiden que se haga un correcto análisis de la malla.

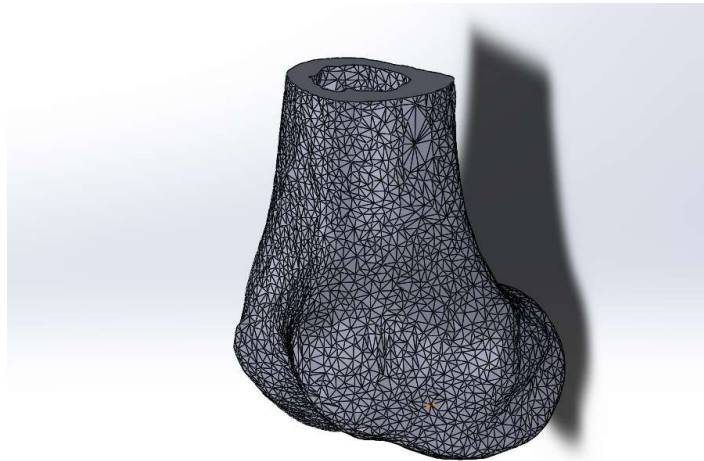


Figura 70. Modificación del modelo en software de diseño mecánico

Posterior a esto se guardó al archivo en formato IGES, para poder abrirlo en el programa Hyperworks en el cual se realizó una modificación de la malla, ver figura 71, ya que existen muchos espacios vacíos los cuales impiden realizar el análisis mecánico en cualquier software de análisis mecánico, la ventaja del programa Hyperworks es que en uno de sus módulos el cual es Hypermesh, permite la reconstrucción de la malla para permitir realizar un análisis de manera correcta, una de las ventajas del programa es que permite realizar la malla tanto en 2D y 3D. Cabe mencionar que el propósito principal de una malla de elementos finitos es la de adecuar la geometría aproximada del cuerpo que está siendo modelado, representando todas las características de la geometría de la parte significativa de la solución, es por este motivo que mientras más fina sea la malla será mejor para el análisis ya que se logra adecuarse a las complejidades de la forma a modelarse.

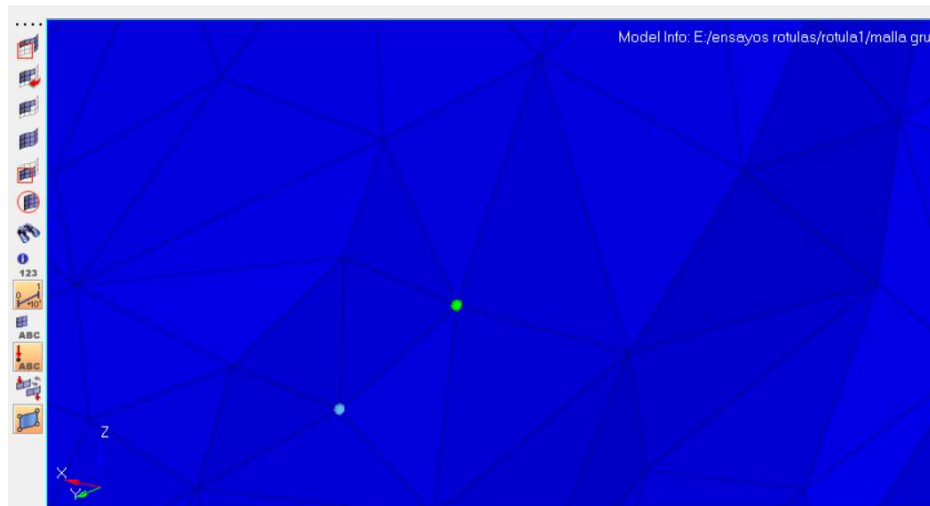


Figura 71. Reconstrucción de la malla

Por otro lado, los mejores resultados de la modelización por medio de elementos finitos se logran si los elementos son tetraedros y triángulos, que forman el modelo de malla, están cerca de los equiláteros, ver figura 72, por el contrario si un modelo de malla contiene elementos, cuyos bordes varían en su tamaño en gran medida, los resultados de la modelización podría ser de una precisión insuficiente, en tales casos, es deseable reducir al mínimo el número de tales elementos o en su defecto modificarlos como se lo realizó en el programa Hypermesh.

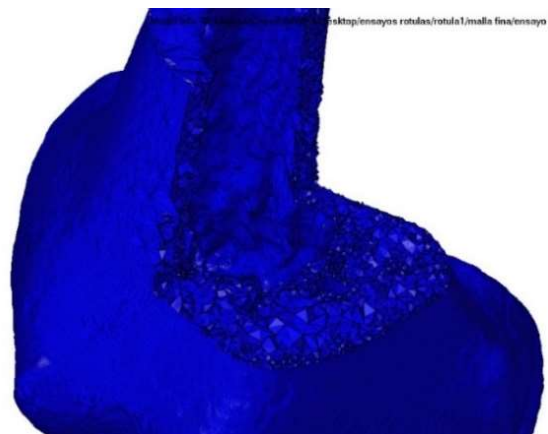


Figura 72. Formas tetraédricas de la malla del modelo a modelar

Para proceder al análisis se realizó una carga distribuida, ver figura 73, en función de la siguiente ecuación:

$$Carga = \frac{\text{Peso de la persona}}{\text{Número de nodos}}$$

Ecuación 8

$$Carga = \frac{70 \text{ kg}}{271 \text{ nodos}}$$

$$Carga = 0.25 \text{ kg/nodo}$$

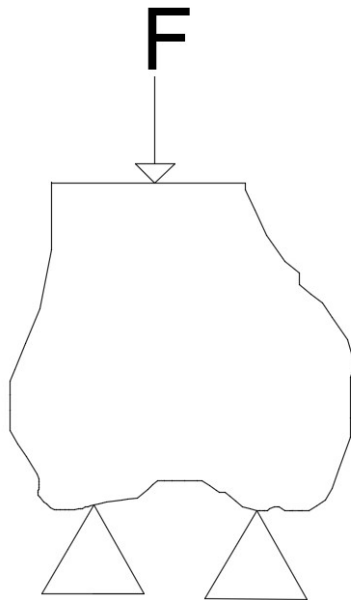


Figura 73. Perfil de distribución de cargas

La carga distribuida por nodo que se aplicó en cada ensayo se puede apreciar en la tabla número 8.

Tabla 8

Carga distribuida en función del peso aplicado para los diferentes ensayos.

Peso en kg.	Carga distribuida por nodo
70	0.25
300	1.10
500	1.84

Las ecuaciones que maneja el programa Hypermesh son como la que maneja todo programa de elementos finitos, de forma matricial. La resolución de estas ecuaciones de forma manual sería casi imposible ya que el número de ecuaciones es extremadamente grande, es por esto que los programas de análisis por elementos finitos ayudan a un mejor análisis de este gran número de ecuaciones y obtener un resultado mucho más confiable.

$$N^{\circ} \text{ de Ecuaciones} = N^{\circ} \text{ de nodos} * 6 \text{ grados de libertad} \quad \text{Ecuación 9}$$

$$N^{\circ} \text{ de Ecuaciones} = 435000 \text{ nodos} * 6 \text{ grados de libertad}$$

$$N^{\circ} \text{ de Ecuaciones} = 2610000$$

En la tabla 8 se puede apreciar los diferentes formatos que tiene cada uno de los archivos con los que se trabajó el presente proyecto

Tabla 9

Formatos de salida de cada uno de los archivos

Tipo de archivo	Extensión	Tamaño
TAC	DICOM	145 MB
3D Slicer	.STL	12 MB

CONTINÚA



Software de diseño mecánico	.IGES	23.8 GB
Hypermesh	.RES	144 MB

Para proceder al análisis de esfuerzos en la rodilla se tomaron en consideración tres tipos de carga que son de 70 kg, 300kg y 500 kg; además se consideraron los valores de la tabla número 9 para los valores que se deben carga en el software Hypermesh.

Tabla 10

Valores iniciales para el análisis estático

Peso de la persona	70 kg.
Edad de la persona	50 años
Tipo de material	Ortotrópico
Módulo de Young	203000 MPa
Módulo Cortante	139 MPa
Coefficiente de Poisson	0.2
Densidad	1.9 kg/m ³

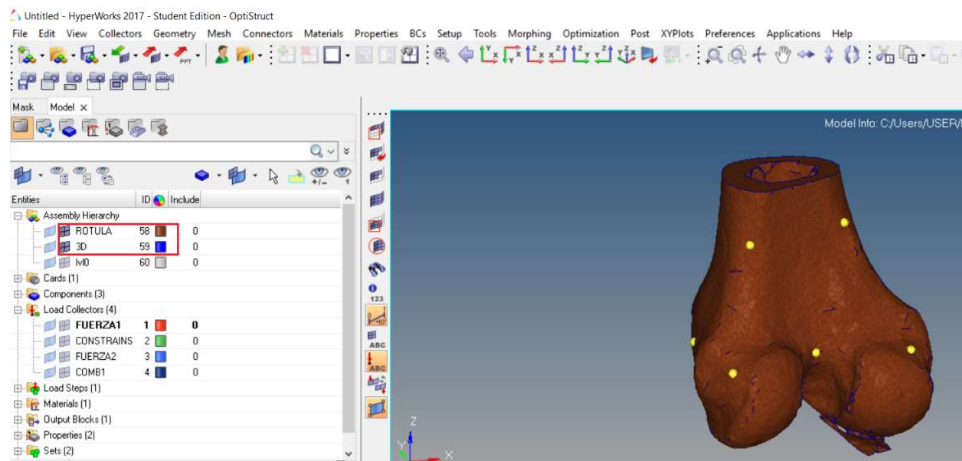


Figura 74. Creación de la malla en 2D y 3D

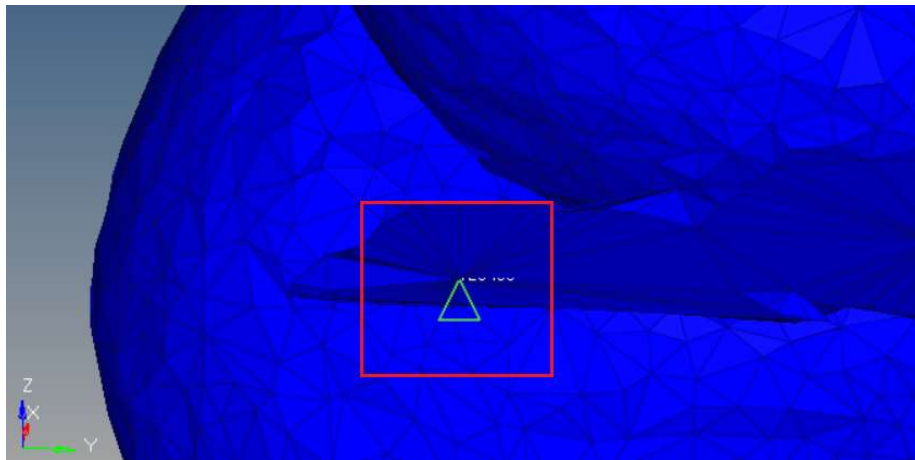


Figura 75. Ubicación de las constricciones en el modelo

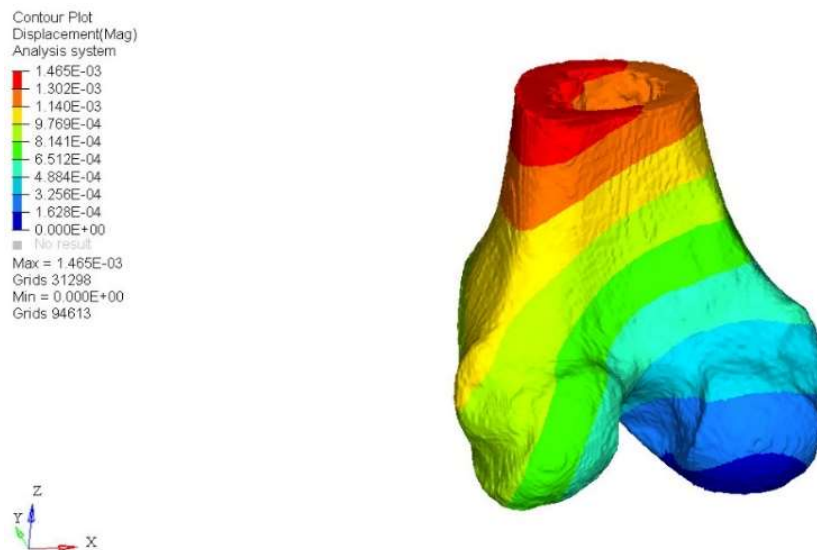


Figura 76. Análisis de los desplazamientos con el peso nominal de 70 kg

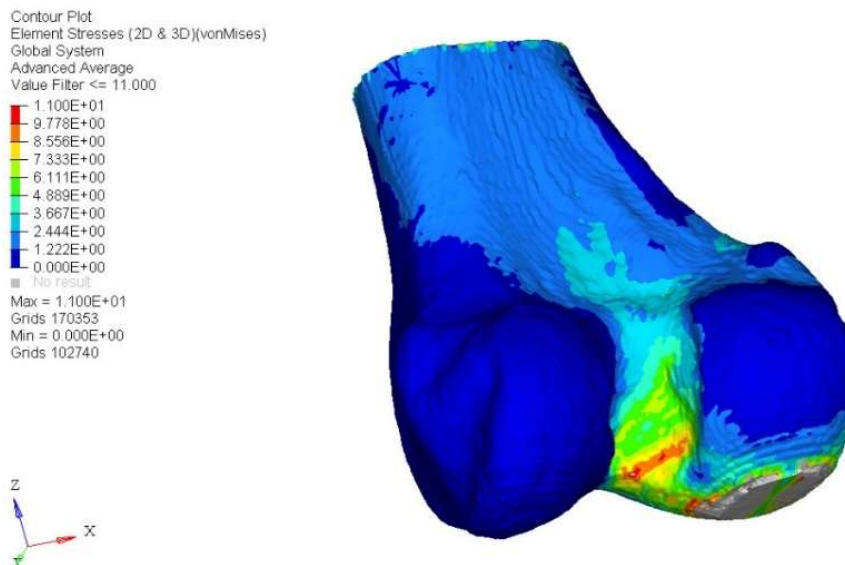


Figura 77. Análisis del esfuerzo de Von Mises con el peso nominal de 70 kg

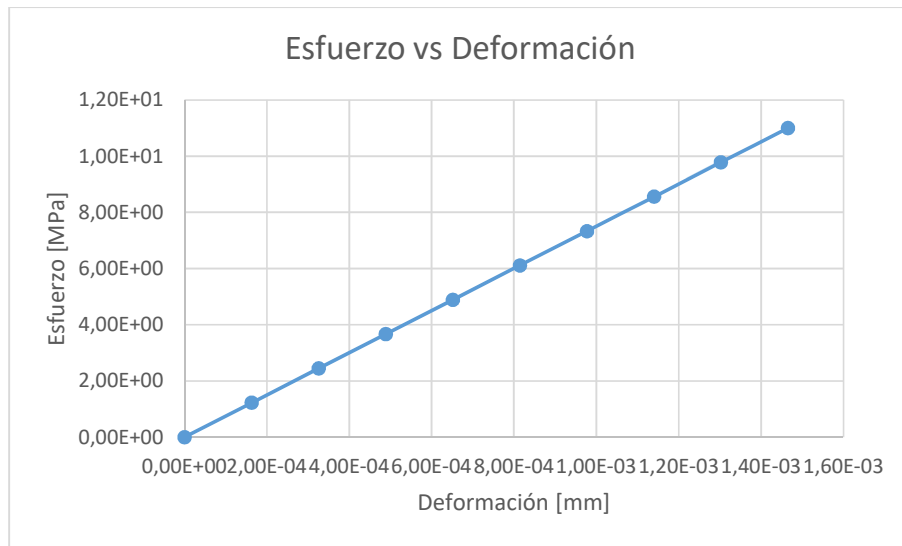


Figura 78. Diagrama Esfuerzo Deformación para un peso de 70 kg

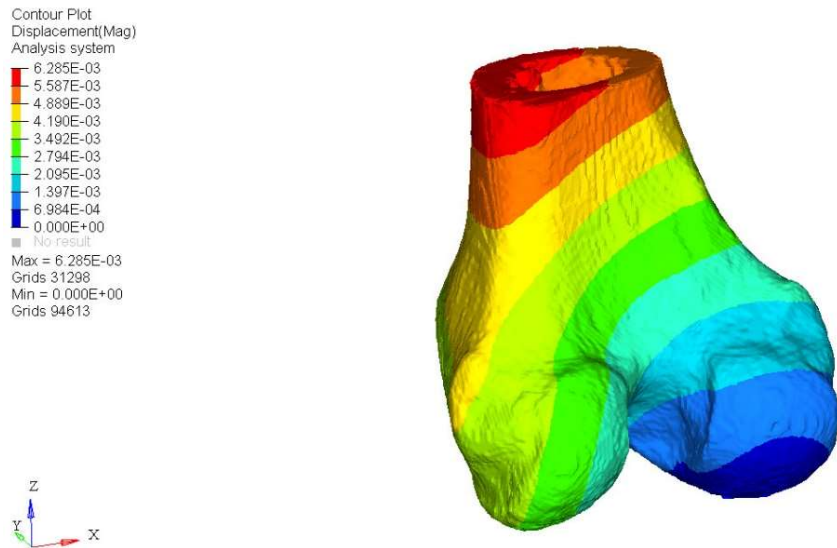


Figura 79. Análisis de los desplazamientos con un peso de 300 kg

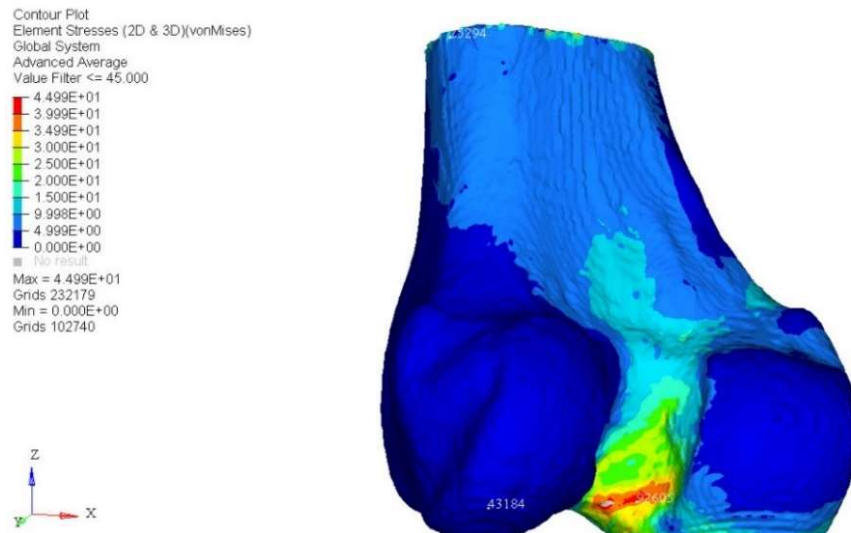


Figura 80. Análisis del esfuerzo de Von Mises con un peso de 300 kg



Figura 81. Diagrama Esfuerzo Deformación para un peso de 300 kg

Contour Plot
Displacement(Mag)
Global System

1.055E-02
9.378E-03
8.206E-03
7.033E-03
5.861E-03
4.689E-03
3.517E-03
2.344E-03
1.172E-03
0.000E+00

■ No result
Max = 1.055E-02
Grids 31298
Min = 0.000E+00
Grids 94613

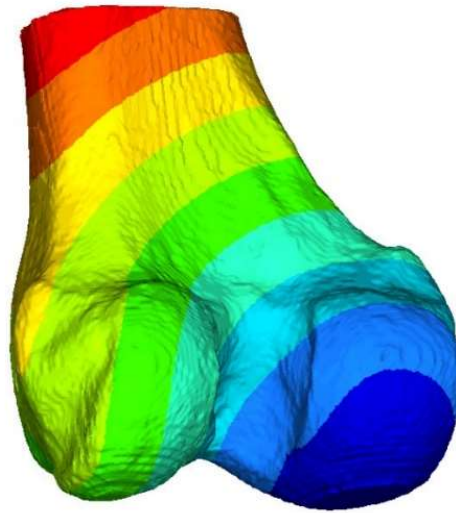


Figura 82. Análisis de los desplazamientos con un peso de 500 kg

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises)
Global System
Simple Average
Value Filter <= 65,000

6.499E+01
5.777E+01
5.055E+01
4.333E+01
3.611E+01
2.889E+01
2.166E+01
1.444E+01
7.221E+00
0.000E+00

■ No result
Max = 6.499E+01
Grids 268733
Min = 0.000E+00
Grids 102740

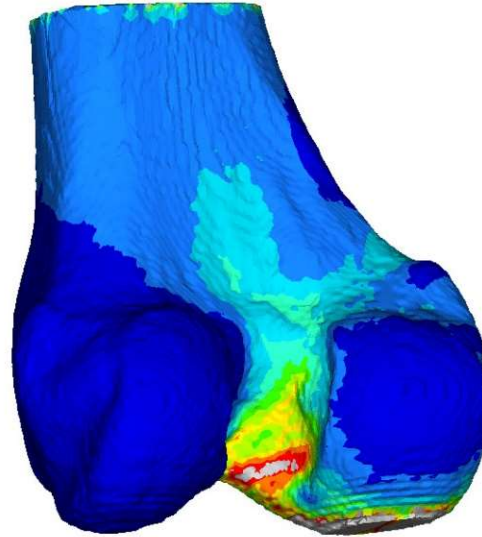


Figura 83. Análisis del esfuerzo de Von Mises con un peso de 500 kg

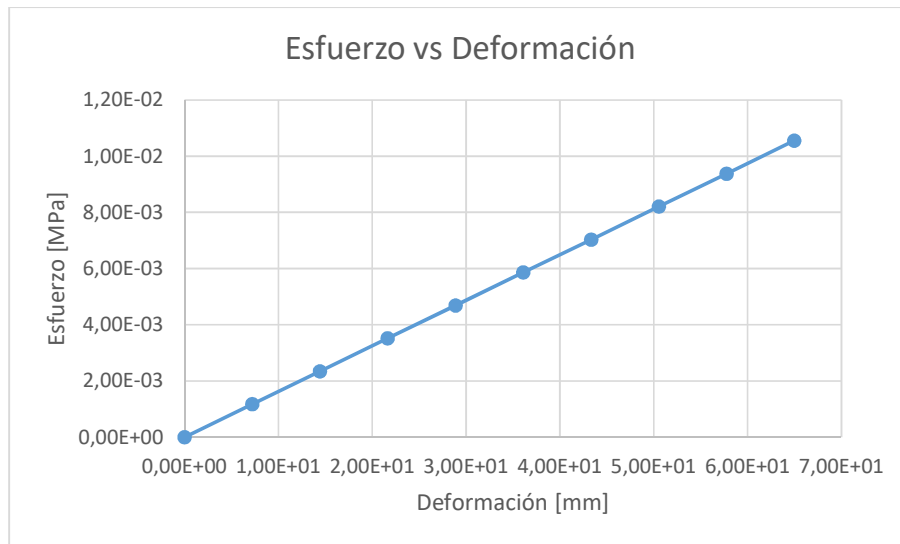


Figura 84. Diagrama Esfuerzo Deformación para un peso de 500 kg

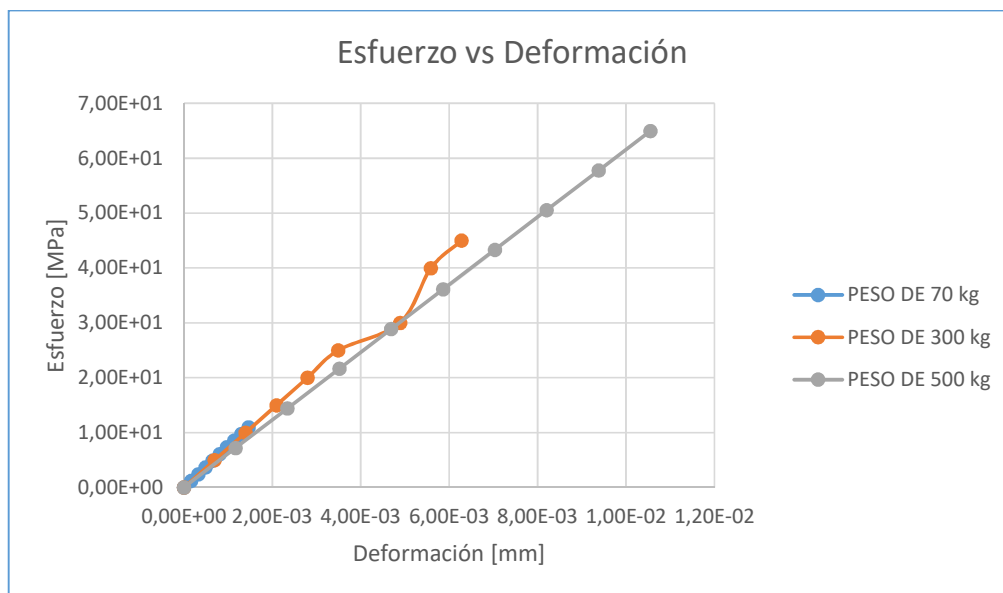


Figura 85. Diagrama Esfuerzo Deformación comparativo entre los tres pesos

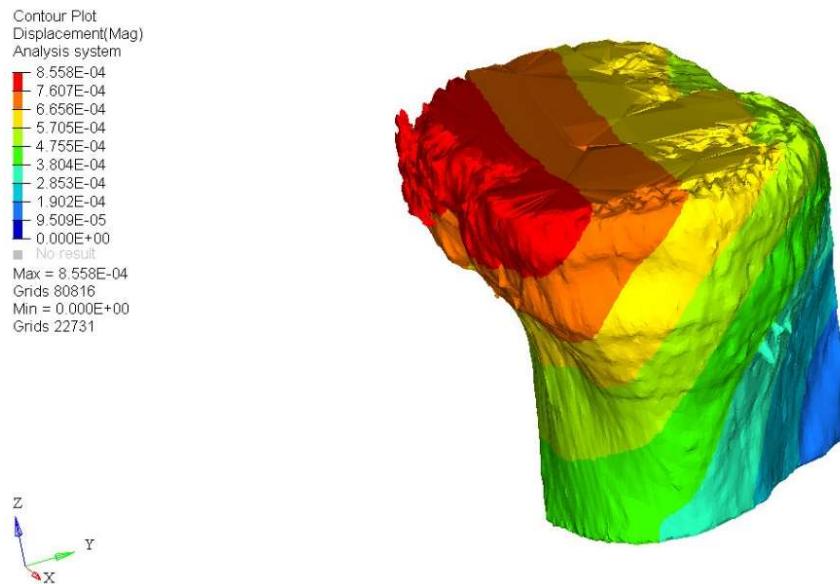


Figura 86. Análisis de desplazamientos producidos en la tibia con un peso de 70 kg

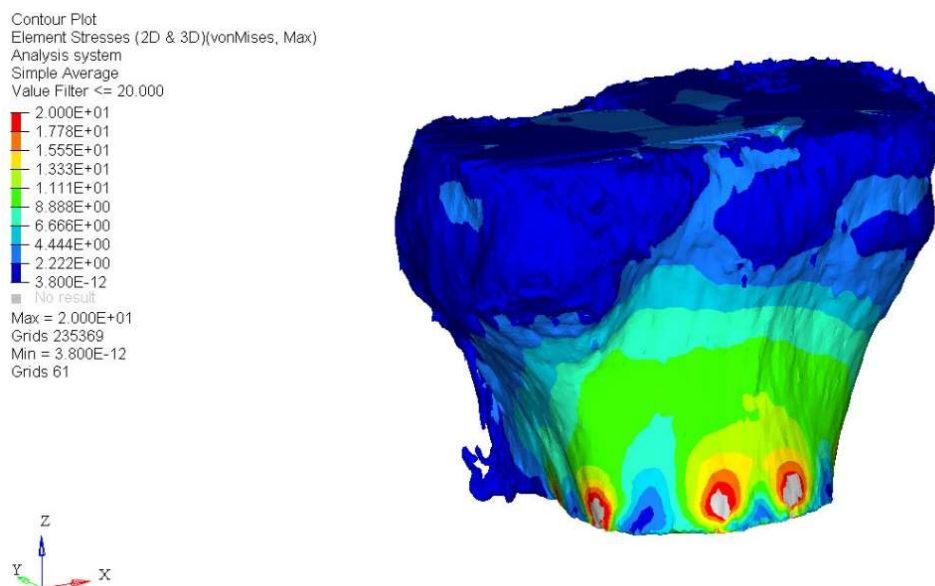


Figura 87. Análisis del esfuerzo de Von Mises producidos en la tibia con un peso de 70 kg.

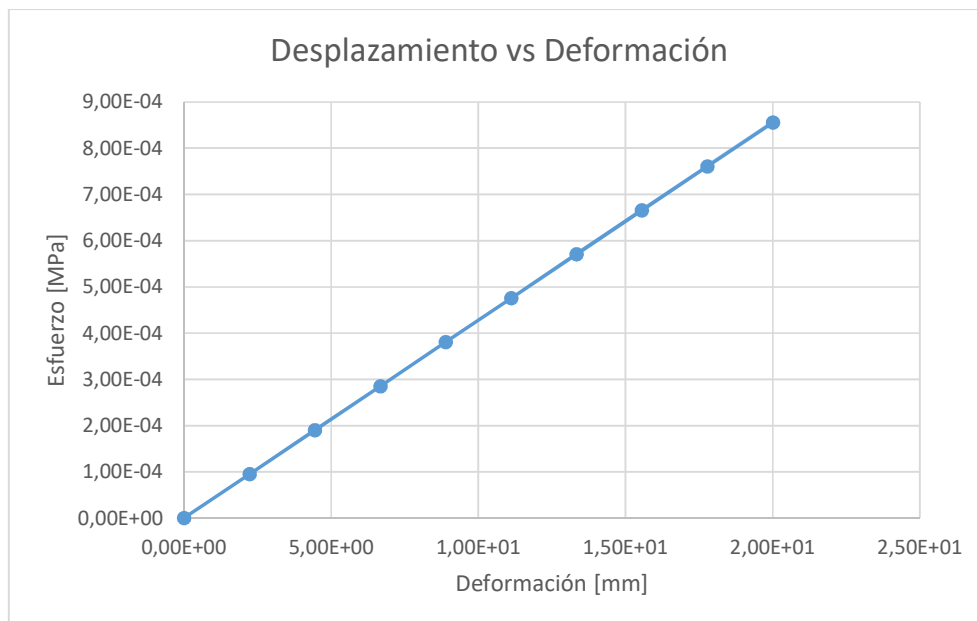


Figura 88. Diagrama Esfuerzo Deformación producidos en la tibia para un peso de 70 kg

Contour Plot
Displacement(Mag)
Analysis system

- 8.558E-04
- 7.607E-04
- 6.656E-04
- 5.705E-04
- 4.755E-04
- 3.804E-04
- 2.853E-04
- 1.902E-04
- 9.509E-05
- 0.000E+00
- No result

Max = 8.558E-04
Grids 80816
Min = 0.000E+00
Grids 22731

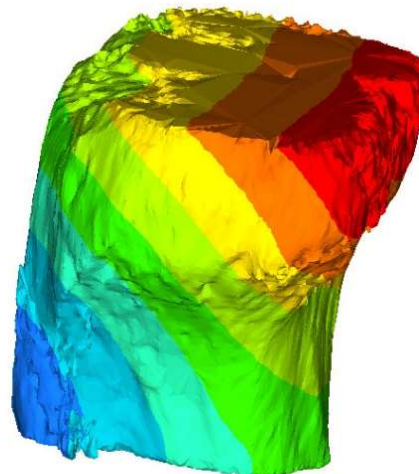


Figura 89. Análisis de desplazamientos producidos en la tibia con un peso de 300 kg

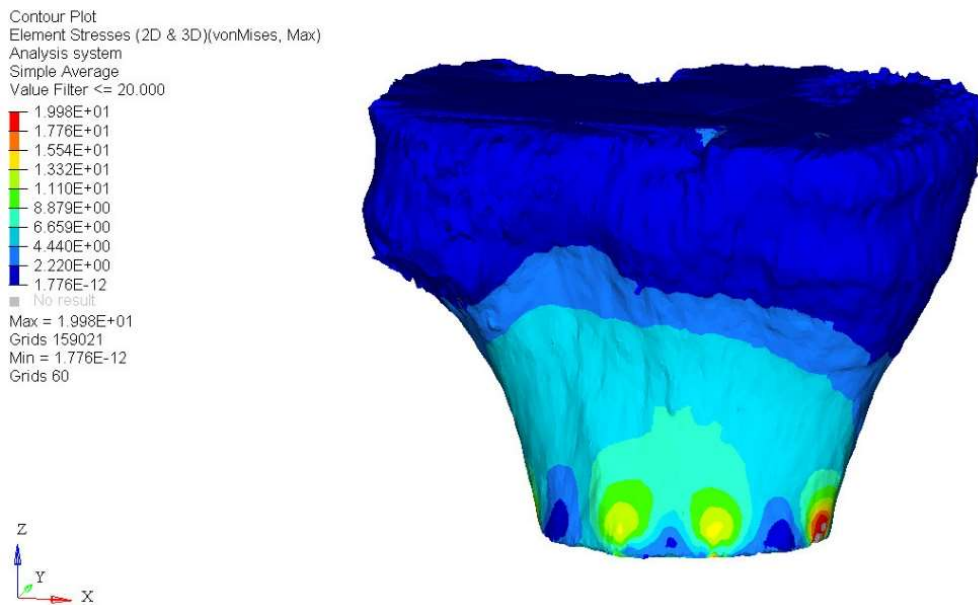


Figura 90. Análisis del esfuerzo de Von Mises producidos en la tibia con un peso de 300 kg



Figura 91. Diagrama Esfuerzo Deformación producidos en la tibia para un peso de 300 kg

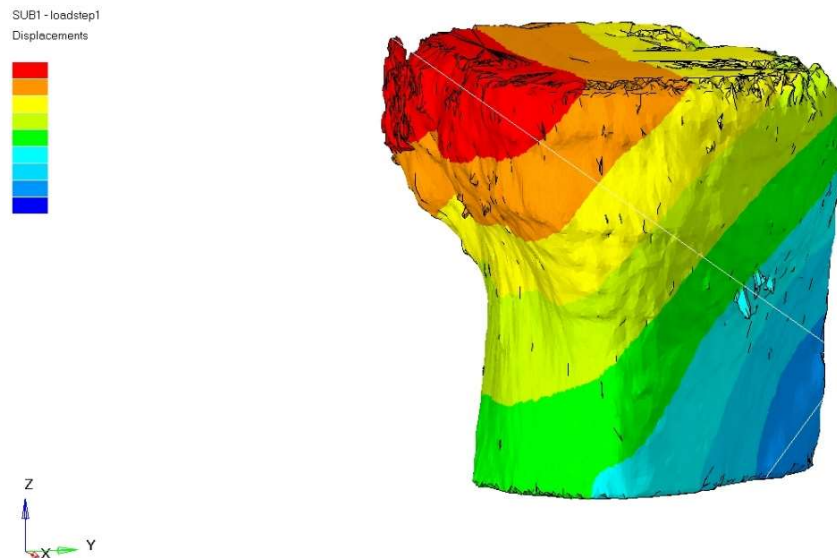


Figura 92. Análisis de desplazamientos producidos en la tibia con un peso de 500 kg

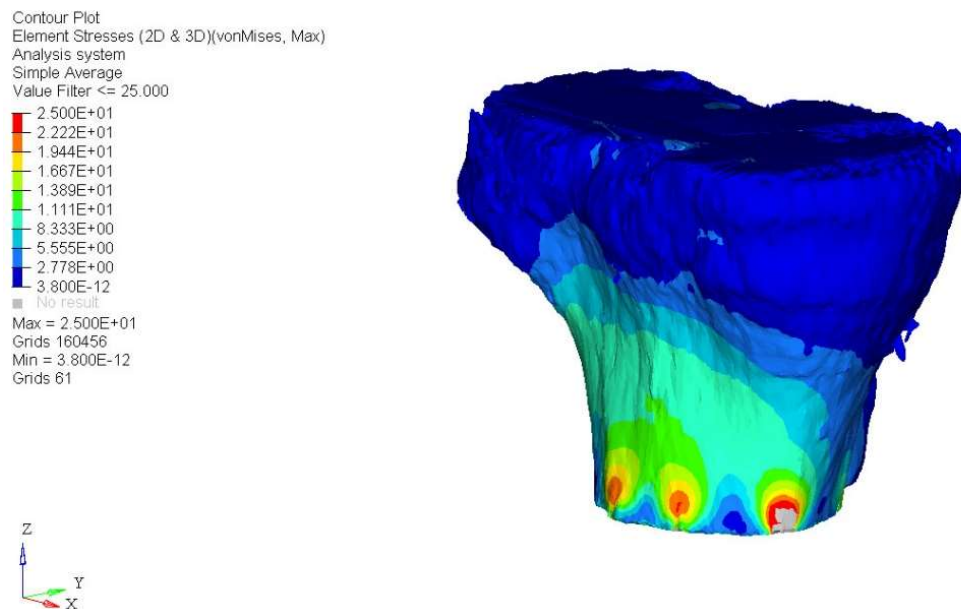


Figura 93. Análisis del esfuerzo de Von Mises producidos en la tibia con un peso de 500 kg.

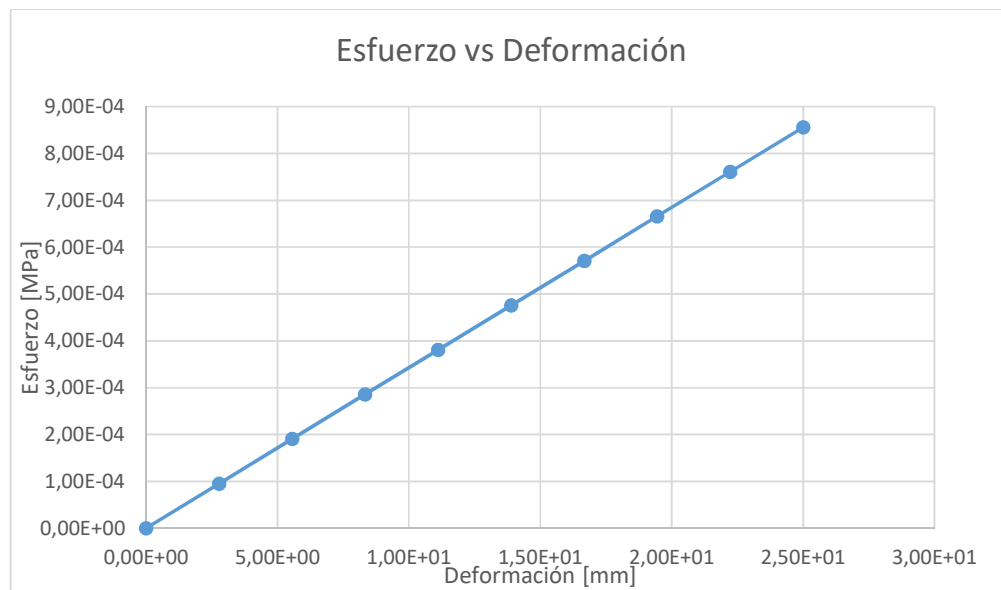


Figura 94. Esfuerzo Deformación producidos en la tibia para un peso de 500 kg

4.2 Discusión

El método de elementos finitos es un método que permite el cálculo de forma aproximada, el mismo que se acerca al valor de los desplazamientos mediante funciones polinómicas definidas por valores en un conjunto de puntos del sólido, esto es de gran ayuda ya que se puede contar con modelos numéricos que simulen de forma bastante aproximada el comportamiento de los huesos que componen la rodilla como son el fémur y la tibia. En el presente trabajo, el software de análisis por medio de elementos finitos nos ha permitido elaborar la simulación de una estructura tan compleja como es la rodilla, previo la obtención de la misma por medio de una Tomografía Axial Computarizada (TAC), para posterior realización de la malla la cual permitió realizar un estudio del comportamiento de la rodilla en el momento que está sometido a tres tipos de cargas, tratando de realizar una aproximación e idealización de una estructura anatómica. Se han simplificado aspectos importantes como la caracterización del comportamiento del cartílago, meniscos y ligamentos.

Se ha omitido las características de los distintos tejidos, puesto que lo que se persigue es encontrar datos cualitativos y comparativos, se ha considerado para la simulación realizada en el presente trabajo al tejido óseo como un material homogéneo, lineal e isótropo, ya que en investigaciones previas también existen limitaciones del modelo y enfatizan en la anisotropía del hueso esponjoso en la tibia proximal, sin considerar los posibles efectos que podría generar esta anisotropía en los resultados finales. En los 6 modelos tanto de la tibia como del peroné simulan situaciones de carga y sobrecarga que se producen en una persona normal en su diario convivir, estas simulaciones comparan tanto la deformación como el esfuerzo, lo cual permite conocer en qué parte de la rodilla existe el mayor esfuerzo posible e indicar una posible fractura o lesión futura.

Se han analizado los desplazamientos y la distribución de esfuerzos en apoyo monopodal con la rodilla en extensión completa y a 0° observando que los desplazamientos obtenidos en la tibia son más notorios que en el fémur, aquí en esta parte al aplicar las tres cargas prácticamente el desplazamiento se mantuvo igual, lo que no sucedió en la tibia donde las variaciones son mayores.

Hay que tomar en cuenta que el desplazamiento será diferente en función del ángulo de flexión de la rodilla, manteniendo las condiciones de apoyo y la distribución de cargas. Por ejemplo, se pudo apreciar que, en el caso de extensión completa, que se presenta en el presente proyecto, en el análisis de las tres cargas, el fémur tiende a desplazarse hacia la posición anterior, lo cual produce un mayor trabajo para los ligamentos cruzados. Si se produjera una flexión de la rodilla por ejemplo unos 10° de flexión, el fémur tiende a desplazarse hacia atrás, generando mayor trabajo tanto para los cuádriceps como para el tendón rotuliano.

Con respecto a las tensiones producidas en el tejido óseo, la distribución de esfuerzos es más uniforme, aunque se puede apreciar que la mayor concentración de los mismos se presenta en la cabeza femoral. Hay tener en cuenta que la distribución de tensiones en la rodilla se transmite del fémur a la tibia por medio de los meniscos, de manera que la superficie de contacto de los cóndilos femorales sea la máxima posible.

CAPÍTULO 5

5 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones

- La simulación por elementos finitos permitió establecer las zonas en donde existe la mayor concentración de esfuerzos que se encuentran tanto en la superficie rotular como en la eminencia intercondral.
- El estudio realizado permitió establecer una metodología para la simulación del estudio de esfuerzos en la articulación de la rodilla por medio de una reconstrucción y refinamiento de la malla y de esta manera obtener resultados más precisos, también cabe mencionar que para un mejor resultado hay que coger una malla adecuada.
- Los resultados del presente estudio indican que al comparar los valores de los desplazamientos estos no sufren una variación tan considerable a pesar de la variación de las cargas que afectan a la rodilla.
- Según los datos obtenidos se establece que la rodilla está en la capacidad de soportar incluso hasta tres veces el peso de una persona cuando está en modo monopodal, pero de la misma manera esto es lo que crea daños en los meniscos y de igual manera a los músculos de las zonas laterales.
- Con los resultados obtenidos que el esfuerzo presentado por la masa de la rodilla se distribuye de manera uniforme en toda la superficie que compone dicha articulación.

- Cabe recalcar que en el análisis no se consideró la iteración de otros elementos como son los músculos, los cuales contribuyen a la disminución de la fatiga y los esfuerzos que se presentan en la articulación de la rodilla,
- En los gráficos se puede apreciar que los valores de esfuerzos y deformaciones son mínimos tomando en cuenta que las cargas serán aplicadas momentáneamente dependiendo de la actividad realizada.

5.2 Recomendaciones

- A pesar de las limitaciones que presenta el modelo especialmente en la zona de la cabeza femoral, podemos afirmar que el análisis por elementos finitos permite realizar un estudio biomecánico de la rodilla comparando el comportamiento estructural de la misma a diferentes condiciones de carga, por medio de este estudio se trata de realizar un modelo válido para obtener los primeros resultados, que luego permitan profundizar en el estudio del comportamiento de la articulación de la rodilla desde el punto de vista dinámico.
- Hacer énfasis en el uso de software de análisis de elementos finitos como un aporte a la biomecánica, ya que a través de estos medios que están más relacionados con el aspecto del diseño mecánico, se puede determinar, por ejemplo, la realización de una prótesis que asemejen cada vez más su forma geométrica con las formas verdaderas de un ser humano y de esta manera los portadores de prótesis puedan llevar una vida más plena.
- Mejorar el uso de los diferentes softwares de diseño mecánico, las bondades que estos brindan son infinitas, lamentablemente en nuestro país no se profundiza y no se divulga las grandes ventajas que es la realización de un estudio previo a la realización de cualquier proyecto, no solo desde la parte

mecánica sino también como un aporte a las otras ciencias o profesiones ya que es gracias a este tipo de programas se puede generar ahorros en las empresas previo a la construcción de cualquier equipo o herramienta, o por ejemplo como se muestra en el presente proyecto brinda un aporte a la medicina del estudio desde el punto de vista mecánico y para una futura materialización de cualquier parte del cuerpo humano por medio de las impresoras 3D.

6 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Altair University. (2017). Introduction into design of experiments DOE with HyperStudy. Michigan: HyperWorks.
- Bucco, M., & Hofman, E. (2016). La impresión 3D y sus aplicaciones en lo servicios médicos (Prótesis, Fármacos, Órganos). Buenos Aires: Universidad de San Andres.
- Caballero Alemán, P. J. (2012). Análisis computacional del comportamiento mecánico de cartílago articular basado en un modelo viscoelástico . Bogotá: Universidad Nacional de Colombia.
- Caldas, J., Beltrán, S., & Castro, H. (2015). Análisis de esfuerzos mecánicos generados en las articulaciones de la rodilla y cadera durante la trayectoria total de la marcha humana. 1(1), 82-97.
- Castillo, D., & Ramos, O. (2014). Análisis biomecánico y simulación de la rodilla prostética. 1, 1-5.
- Doménech, G., Moreno, M., Fernández Villacañas, M., Alemán, A., & Doménech, P. (2010). Anatomía y biomecánica de la articulación de la rodilla. 1(1), 1-10.
- Fernández Espinosa, M. C. (2008). Caracterización del movimiento de la rodilla y diseño de un mecanismo policéntrico. México: Instituto Politécnico Nacional.
- Franco, S., Palacio, L., & Salazar, C. (2006). Análisis FEA de prótesis de rodilla policéntrica. 1(3), 35-38.
- Frankel, V. H. (2004). Biomecánica básica del sistema muscoesquelético. Madrid: McGraw-Hill.

- Góngora Gracia, L., Rosales García, C., Pujals, N., & González Fuentes, V. (2003). Articulación de la rodilla y su mecánica articular. 2(7), 100-109.
- González, F., Milán, O., & Antezana, A. (2011). Alteraciones biomecánicas articulares en la obesidad. 1(34), 52-56.
- Guerrero, J., Reyes, A., & Tovar, M. (2013). Determinación del comportamiento mecánico de implantes de miembro inferior más usado en Colombia. 2(17), 163-172.
- Herrea, A., Panisello, J., Ibarz, E., Puértolas, J., & García, L. (2008). Estudio densitométrico y con elementos finitos de la remodelación ósea tras la implantación de un vástago. 1(1), 269-282.
- Jaramillo Alemán, P. J. (2012). Análisis computacional del comportamiento mecánico de cartilago articular, basado en un modelo viscoelástico. Bogotá: Universidad Nacional de Colombia, Facultad de Ingeniería.
- Kayabasi, O., & Erzincanli, F. (2006). Finite element modelling and analysis of a new cemented hip prosthesis. *Advances in engineering software*. 1(37), 477-483.
- Kubicek M., & Florian, Z. (2009). Stress strain analysis of kneejoint. 5(16), 315-322.
- McAuley, J., Sychterz, C., & Ench, C. (2000). Influence of porous coating level on proximal femoral remodelling. 1(37), 146-153.
- Medoza, A. (1998). Estudio de las propiedades mecánicas del sistema óseo. 1(41), 53-56.
- Müller Karger, C. M., & Cerralzoza, M. (2009). Tomografía computarizada en 3D para análisis y diseño de prótesis transtibial. 1(7), 47-52.

- Panesso, M. C., Trillos, M. C., & Guzmán, I. T. (2009). *Biomecánica Clínica de la Rodilla*. Bogotá: Universidad del Rosario.
- Panesso, M., Trillos, M., & Guzmán, I. (2008). *Biomecánica clínica de la rodilla*. 1(1), 18-22.
- Pascual Huerta, J. (2010). *Determinantes mecánicos de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal durante la fase de apoyo de la marcha*. Madrid: Universidad Complutense de Madrid.
- Peña, E., Calvo, B., & Doblaré, M. (2006). *Biomecánica de la articulación de la rodilla tras lesiones ligamentosas*. 1(1), 63-77.
- Piña, G., Guzmán, N., Abúndez Pliego, A., Rodríguez, J. M., & Arellano, J. A. (2012). *Estudio de los esfuerzos en las extremidades inferiores del cuerpo humano*. 1(20), 48-52.
- Robayo Díaz, D., & Ortíz Mendoza, C. (2016). *Modelado y simulación de un sistema de vasos sanguíneos*. Caldas: Universidad Distrital Francisco José de Caldas.
- Rodríguez Martínez, R., Urriolagoitia Sosa, G., Torres San Miguel, R., Hernández Gómez, L., & Urriolagoitia Calderón, G. (2013). *Análisis numérico sobre esfuerzos y áreas de contacto de una PTR. Base para el diseño de PTR personalizada al fenotipo mexicano*. 1(15), 28-41.
- Rodríguez Santana, I., Navarro García, R., Cabrera Bonilla, R., & Figueroa Deportes, F. (2011). *Anatomía y biomecánica de la rodilla*. III Jornadas Canarias de Traumatología y Cirugía Ortopédica (pág. 11). Las Palmas: ULPGC.

- Sanjuan Cerveró, R., Jiménez Honrado, P. J., Gil Monzó, E. R., Sánchez Rodríguez, R. J., & Fenollosa Gómez, J. (2005). Biomecánica de la rodilla. 3(3), 189-200.
- Schmidt, R., Nowak, T., Müller, L., & Pitto, R. (2004). Osteodensitometry after total hip replacement with uncemented taper-design stem. 1(28), 74-77.
- Senalp, A., Kayabasi, O., & Kurtaran, H. (2007). Static, dynamic and fatigue behaviour of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis. Materials and desing. 1(28), 1577-1583.
- Seral García, B., Cegoñino Banzo, J., García Aznar, M., Doblaré Castellano, M., & Seral Iñigo, F. (2002). Simulación en 3D con elementos finitos de un modelo de prótesis de rodilla. 1(47), 64-72.