



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA
UNIDAD ZACATENCO

“ANÁLISIS NUMÉRICO DE LAS FUERZAS Y EFECTOS QUE SE INVOLUCRAN EN EL MOVIMIENTO DE LA RODILLA”

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA MECÁNICA CON
ESPECIALIDAD EN DISEÑO

PRESENTA:

ING. DANIEL MÉNDEZ ROMERO

DIRIGIDA POR:

DR. GUILLERMO URRIOLAGOITIA SOSA

DR. GUILLERMO MANUEL URRIOLAGOITIA CALDERÓN



Agradecimientos

A mi familia que me ha acompañado a lo largo de este camino, ayudándome en todo lo posible, brindándome consejos, orientación, depositando siempre su confianza en mí.

Dedico este trabajo con especial cariño a mi mamá que siempre ha estado conmigo en las buenas y en las malas, que me ha brindado su apoyo, confianza y amor durante toda mi vida en todo momento como estudiante y como persona, contribuyendo incondicionalmente a lograr todas mis metas y objetivos más anhelados. Además de brindarme los ánimos y fuerza necesaria para poder salir adelante. Nuevamente por todo tu cariño, atenciones, comprensión, carisma y sobre todo tu amor muchas gracias.

A aquellas personas que en algún momento estuvieron a mi lado y que por diversas circunstancias ahora no lo están, estoy completamente agradecido por que se que en su momento me brindaron su amistad, tiempo, largas charlas, pero sobre todo nuevas experiencias llenas de alegrías y también de tristezas, por su cariño y todo su apoyo de forma incondicional.

A mis amigos por los ratos de diversión, por sus palabras de aliento y también por la confianza que han depositado en mí.

A las personas que hoy están a mi lado compartiendo nuevas experiencias.

Al Instituto Politécnico Nacional por haberme abierto sus puertas desde el bachillerato y hoy en día en estudios de posgrado, agradezco, la oportunidad que el instituto me brindo para poder continuar superándome de manera profesional.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo en cada trabajo publicado y realizado.

A la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Zacatenco por haberme dado la oportunidad de continuar mis estudios.

Al Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa, consejero y director de tesis, por el apoyo y todos los conocimientos brindados a lo largo de este camino, por el reconocimiento, felicitaciones y también por supuesto los regaños.

Al Dr. Guillermo Manuel Urriolagoitia Calderón como director de tesis, por haber dedicado parte de su tiempo a la elaboración y culminación de este trabajo.

De forma general agradezco a todos los profesores de la sección de mecánica que de forma directa o indirecta tuvieron que ver con mi desempeño académico.

*A todos ustedes **GRACIAS***

Daniel Méndez R.

Resumen

El presente trabajo de tesis muestra el análisis numérico de las fuerzas estáticas que se involucran y se generan en la articulación de rodilla desde el punto de vista Biomecánico, durante la marcha.

Se inicia con una recopilación de información acerca de los antecedentes históricos más relevantes sobre el origen de la Biomecánica. Posteriormente se hace referencia a los antecedentes generales de la aplicación del Método del Elemento Finito (MEF) a la biomecánica de miembro inferior, principalmente en la generación de modelos y análisis comparativos desde sus inicios hasta los trabajos realizados en la actualidad.

Hablando de marco teórico se incluye información referente a la fisiología articular, comportamiento y propiedades mecánicas del hueso, los fundamentos necesarios para comprender las fuerzas que actúan en la articulación de rodilla para diferentes condiciones, además, del estudio de la cinética y cinemática de la rodilla para conocer la orientación y rango de movilidad de la articulación.

Para mejor entendimiento de la estructura mecánica de la rodilla se realiza un estudio anatómico de la misma.

Iniciando con el desarrollo de este trabajo de tesis, en el capítulo IV partiendo de la teoría de la cinética y la cinemática directa, se obtiene el modelo cinemático del miembro inferior para obtener la posición final respecto a un sistema de coordenadas de referencia fijo. Al término de este apartado se analiza las tres fases de marcha con un mecanismo de simulación propuesto.

Obtenidos los parámetros de posición angular de la articulación se realiza los análisis numéricos correspondientes para cada fase, explicando la metodología para obtener el modelo de la rodilla a partir de una Tomografía Axial Computarizada (TAC), además, se menciona las consideraciones realizadas y material empleado para la simulación, obteniendo como resultados: el esfuerzo equivalente, esfuerzos principales, esfuerzo cortante máximo, deformación elástica equivalente y desplazamiento total.

Se concluye este trabajo con una comparación de los efectos y resultados que se presentan en las tres fases de marcha establecidas.

Abstract

This thesis shows the numerical analysis of static forces that are involved and are generated in knee joint from Biomechanical point of view, during normal gait.

It starts with a compilation of information of the most important historical background about the origin of Biomechanics. After refers the general background of the Finite Element Method (FEM) applied to the lower limb, principally in generating models and comparative analysis from its beginnings since currently works.

Talking about theoretical framework it includes information concerning to articular physiology, behavior and bone mechanical properties, the necessary foundations to understand the forces acting on the knee joint in different conditions, besides, the kinetic and kinematic study of knee to understand the orientation and mobility range of motion of the joint.

For a better understanding of the mechanical structure of the knee is performed an anatomical study.

Starting with the development of this thesis, in chapter IV as of kinetics and kinematics theory, is obtained a kinematic model of the lower limb to get the final position in regard to a fixed coordinate system. At the end of this section is analyzed the three phases in normal gait with a mechanism proposed.

Having the parameters of angular position of the joint, is realized, the corresponding numerical analyzes for each phase. Explaining the methodology to get the knee model from Computerized Axial Tomography also is mentioned the considerations and material used for the simulation, obtaining as results: the equivalent stress, maximum principal stress, minimum principal stress, maximum shear stress, equivalent elastic strain and total displacement.

This work concludes with a comparison of the effects and results presented in the three phases established in gait.

Índice General

Resumen	i
Abstract	iii
Índice General	iv
Índice de Figuras	ix
Índice de Tablas	xviii
Simbología	xx
Objetivo general	xxiii
Justificación	xxiv
Introducción	xxv
Capítulo I. Estado del Arte	1
I.1.- Introducción	2
I.2.- Definición sobre Biomecánica	2
I.3.- Antecedentes históricos de la Biomecánica	3
I.4.- Campos de aplicación de la Biomecánica	6
I.4.1.- Biomecánica clínica	7
I.4.2.- Biomecánica deportiva	7
I.4.3.- Biomecánica ocupacional	7
I.4.4.- Biomecánica legal y forense	7
I.5.- Características y elementos de la Biomecánica	8
I.5.1.- Planos y ejes de estudio en Biomecánica	8
I.5.2.- La marcha humana normal	10
I.5.3.- Consideraciones generales sobre las cargas en la rodilla	11
I.6.- Antecedentes generales de la aplicación del Método del Elemento Finito (MEF) a la Biomecánica de miembro inferior y rodilla	12

I.7.- Trabajos e investigaciones de Biomecánica del miembro inferior y rodilla en México	20
I.8.- Planteamiento del problema	22
I.9.- Sumario	23
Capítulo II. Marco teórico	24
II.1.- Fisiología articular	25
II.2.- Clasificación de las articulaciones	25
II.2.1.- Clasificación funcional	25
II.2.2.- Clasificación estructural	27
II.3.- Fisiología de la rodilla	28
II.3.1.- Ejes de movimiento de la articulación de la rodilla	29
II.3.2.- Movimiento de flexión y extensión de la rodilla	31
II.3.3.- Movimiento de rotación de la rodilla	33
II.4.- Cartílago articular	34
II.4.1.-Tipos de Cartílago	35
II.4.2.- Estructura del cartílago articular	36
II.4.3.- Lubricación y mecanismo de carga del cartílago articular	39
II.4.4.- Propiedades mecánicas del cartílago articular	41
II.5.-Determinación de los momentos de inercia antropomórficos	43
II.6.-Análisis estático de las fuerzas que se involucran en la rodilla	44
II.7.-Análisis cinético de la rodilla	48
II.7.1.- Cinética muscular de la rodilla durante el movimiento	49
II.8.-Análisis cinemático de la rodilla	50
II.8.1.- Algoritmo de la cinemática directa	52
II.9.- Scan IP	54
II.10.- Sumario	54

Capítulo III. Anatomía de la rodilla	55
III.1.- Anatomía del hueso humano	56
III.1.1.- Estructura celular y composición del hueso como tejido	56
III.1.2.- Estructura y composición del hueso como estructura	58
III.2.- Propiedades mecánicas del hueso	60
III.3.- Anatomía de la rodilla humana	62
III.3.1.- Sistema óseo de la pierna humana	62
III.3.2.- Sistema muscular de la pierna humana	71
III.3.3.- Ligamentos de la articulación de la rodilla humana	80
III.4.- Patologías que se presentan en la articulación de rodilla	83
III.4.1.- Artritis	83
III.4.2.- Gonartrosis	85
III.5.- Sumario	86
Capítulo IV. Análisis Cinemático	88
IV.1.- Análisis Cinemático directo de la rodilla	89
IV.1.1.- Algoritmo de la cinemática directa al caso de estudio	89
IV.2.- Mecanismo de simulación de marcha	101
IV.3.- Sumario	106
Capítulo V. Analisis numérico de las fuerzas que se involucran en la rodilla en la fase de apoyo normal	107
V.1.- Obtención del modelo CAD de la articulación de rodilla	108
V.2.- Consideraciones del análisis numérico	111
V.2.1.- Resultados obtenidos del análisis numérico	113
V.3.- Resultados de la fase 1: apoyo bipodal	113
V.3.1.- Resultados obtenidos del esfuerzo equivalente (σ)	115
V.3.2.- Resultados obtenidos del esfuerzo principal máximo ($\sigma_{p\text{-máx}}$)	117

Índice general	vii
V.3.3.- Resultados obtenidos del esfuerzo principal mínimo ($\sigma_{p\text{-mín}}$)	118
V.3.4.- Resultados obtenidos del esfuerzo cortante máximo ($\tau_{\text{máx}}$)	121
V.3.5.- Resultados obtenidos de la deformación elástica equivalente (ε)	123
V.3.6.- Resultados obtenidos del desplazamiento total (D)	126
V.3.7.- Resultados obtenidos del esfuerzo cortante (τ)	128
V.4.- Sumario	130
Capítulo VI. Análisis numérico de las fuerzas que se involucran en la rodilla en la fase de contacto	131
VI.1.- Consideraciones del análisis numérico	132
VI.2.- Resultados obtenidos del análisis numérico	133
VI.3.- Resultados de la fase 2: fase de contacto	133
VI.3.1.- Resultados obtenidos del esfuerzo equivalente (σ)	136
VI.3.2.- Resultados obtenidos del esfuerzo principal máximo ($\sigma_{p\text{-máx}}$)	138
VI.3.3.- Resultados obtenidos del esfuerzo principal mínimo ($\sigma_{p\text{-mín}}$)	139
VI.3.4.- Resultados obtenidos del esfuerzo cortante máximo ($\tau_{\text{máx}}$)	141
VI.3.5.- Resultados obtenidos de la deformación elástica equivalente (ε)	143
VI.3.6.- Resultados obtenidos del desplazamiento total (D)	146
VI.4.- Sumario	148
Capítulo VII. Análisis numérico de las fuerzas que se involucran en la rodilla en la fase de balanceo	149
VII.1.- Consideraciones del análisis numérico	150
VII.2.- Resultados obtenidos del análisis numérico	151
VII.3.- Resultados de la fase 3: fase de balanceo	151
VII.3.1.- Resultados obtenidos del esfuerzo equivalente (σ)	154
VII.3.2.- Resultados obtenidos del esfuerzo principal máximo ($\sigma_{p\text{-máx}}$)	156
VII.3.3.- Resultados obtenidos del esfuerzo principal mínimo ($\sigma_{p\text{-mín}}$)	158

Índice general	viii
VII.3.4.- Resultados obtenidos del esfuerzo cortante máximo ($\tau_{\text{máx}}$)	160
VII.3.5.- Resultados obtenidos de la deformación elástica equivalente (ϵ)	162
VII.3.6.- Resultados obtenidos del desplazamiento total (D)	164
VII.4.- Sumario	167
Conclusiones	168
VIII.1.- Conclusiones de la Fase de apoyo normal	169
VIII.2.- Conclusiones de la Fase de contacto	170
VIII.3.- Conclusiones de la Fase de balanceo	171
Trabajo futuro	178
Referencias	179
Anexos	186

Índice de Figuras

Figura I.1.- Rodilla	2
Figura I.2.- Primeros estudios por <i>da Vinci</i> relacionados con la Biomecánica	3
Figura I.3.- Primeros modelos Matemáticos referidos a distintas partes del cuerpo humano y animal	4
Figura I.4.- Estudio de locomoción del cuerpo humano	4
Figura I.5.- Mecanismo de marcha desarrollado por <i>Braune y Fischer</i>	5
Figura I.6.- Planos y ejes de movimiento del cuerpo humano	9
Figura I.7.- Ciclo de marcha	11
Figura I.8.- Primer modelo de MEF en 2D de un fémur humano	13
Figura I.9.- Modelado de la tibia en <i>Nastran</i>	14
Figura I.10.- Análisis numérico. a) Distribución de esfuerzos de <i>Von Mises</i> donde fue aplicada una fuerza de tres veces el peso corporal en forma distribuida sobre la superficie de los platillos tibiales. b) Distribución de esfuerzos de <i>Von Mises</i> donde adicionalmente actúan las fuerzas musculares sobre el hueso.	14
Figura I.11.- Modelos en MEF	15
Figura I.12.- Definición de flexión de ángel	16
Figura I.13.- Esfuerzo de compresión máxima sobre los cartílagos articulares y menisco respondiendo a una carga de 200 N, levantado en doble pierna. a) cartílago de la rótula. b) cartílago del fémur. c) cartílago de la tibia. d) menisco	16
Figura I.14.- Modelo de elemento finito del fémur	17
Figura I.15.- Modelo mecánico del fémur	17
Figura I.16.- Esfuerzos de contorno del fémur en dirección vertical con 10mm de excursión	18
Figura I.17.- Deformación del fémur	18
Figura I.18.- Imágenes de la tomografía del extremo superior de la tibia	19
Figura I.19.- Generación de superficies del modelo	19
Figura I.20.- Modelo 3D en elementos finitos	20

Figura I.21.- Simulación de la articulación de rodilla por MEF	21
Figura I.22.- Modelo de una copa acetabular y componente femoral	21
Figura I.23.- Prótesis completa de rodilla	22
Figura II.1.- Articulación del codo	25
Figura II.2.- Articulación radiocarpiana de la muñeca	26
Figura II.3.- Articulación cadera	26
Figura II.4.- Diartrosis	27
Figura II.5.- Sinartrosis	28
Figura II.6.- Articulación anfiartrosis	28
Figura II.7.- Vista interna y externa del eje transversal	29
Figura II.8.- Ejes de movimiento de la rodilla	30
Figura II.9.- Áreas mecánicas de la rodilla. a) Genu normal. b) Genu valgum. c) Genu varum	31
Figura II.10.- Movimientos de extensión de la rodilla	32
Figura II.11.- Movimientos de flexión. a) Posición de referencia. b) flexión activa. c) flexión pasiva.	33
Figura II.12.- Movimientos de rotación. a) Rotación interna y externa. b) Rotación pasiva. c) Rotación axial	34
Figura II.13.- Organización regional de la matriz extracelular en función de la proximidad a los condrocitos	36
Figura II.14.- Los condrocitos sintetizan el colágeno y los proteoglicanos. Ambos interactúan conformando la matriz extracelular del cartílago, capaz de retener grandes cantidades de agua	37
Figura II.15.- Agregados de proteoglicanos	38
Figura II.16.- Diferentes tipos de lubricación articular	41
Figura II.17.- Gráfica esfuerzo-deformación del cartílago articular	43

Figura II.18.- Brazo de momento del peso sobrepuesto sobre la articulación de la rodilla en apoyo normal	45
Figura II.21.- Diagrama resultante	47
Figura II.22.- Triangulo de fuerzas que actúan sobre la articulación de rodilla en el apoyo unilateral	47
Figura II.23.- Fuerzas estáticas que actúan sobre la articulación de la rodilla cuando la fuerza de deslizamiento es paralela al platillo tibial	48
Figura II.24.- Magnitud y dirección aproximadas de la fuerza de reacción con respecto a la rodilla en sucesivos instantes de tiempo	48
Figura II.25.- Articulación femorotibial y femoropatelar	49
Figura III.1.- Estructura de la molécula de colágeno	57
Figura III.2.- Hidroxiapatita	58
Figura III.3.- Hueso. a) Esponjoso. b) Cortical	58
Figura III.4.- Esquema de la configuración del canal de Havers en el hueso cortical	59
Figura III.5.- Estructura del hueso esponjoso	60
Figura III.6.- Curva esfuerzo-deformación del hueso	61
Figura III.7.- Fuerzas a las que puede ser sometido el hueso	62
Figura III.8.- Estructura ósea de la rodilla	63
Figura III.9.- Fémur. a) Vista anterior del fémur. b) vista posterior del fémur.	64
Figura III.10.- Extremidad inferior del fémur	65
Figura III.11.- Rótula	66
Figura III.12.- Rótula. a) Vista anterior. b) Vista posterior	67
Figura III.13.- Vista lateral de la tibia	68
Figura III.14.- Extremidad superior de la tibia, vista superior	69
Figura III.15.- Peroné. a) Vista lateral. b) Vista medial	70
Figura III.16.- Extremidad superior del peroné, vista medial	71

Figura III.17.- Músculo sartorio	72
Figura III.18.- Cuádriceps femoral	73
Figura III.19.- Músculo recto interno y pectíneo	74
Figura III.20.- Aductor mayor, aductor largo e hiato aductor	75
Figura III.21.- Músculo bíceps femoral	76
Figura III.22.- Músculo semitendinoso y semimembranoso	77
Figura III.23.- Músculo tibial anterior	77
Figura III.24.- Músculo fibular largo y fibular corto	78
Figura III.25.- Músculo gastrocnemio y plantar	79
Figura III.26.- Músculo sóleo	79
Figura III.27.- Músculo tibial posterior	80
Figura III.28.- Ligamentos de la articulación de rodilla	82
Figura III.29.- Vista superior de la tibia, donde se muestran los meniscos y ligamentos involucrados	83
Figura III.30.- Articulaciones comúnmente afectadas por la artritis	84
Figura III.31.- Articulación de rodilla afectada por la artritis	84
Figura III.32.- Radiografía de rodilla derecha en genu varo	85
Figura III.33.- Radiografía de rodilla derecha en genu valgo	86
Figura IV.1.- Modelo de pierna. a) Diagrama unifilar de la pierna derecha. b) Diagrama unifilar de la pierna izquierda.	89
Figura IV.2.- Modelo cinemático de la pierna derecha en apoyo normal. a) Vista desde el plano sagital. b) Vista desde el plano transversal. c) Desde una vista isométrica.	94
Figura IV.3.- Modelo cinemático de la pierna derecha en fase de contacto. a) Desde el plano sagital. b) Desde el plano transversal. c) Desde una vista isométrica.	96
Figura IV.4.- Modelo cinemático de la pierna izquierda en apoyo normal. a) Vista desde el plano sagital. b) Vista desde el plano transversal. c) Desde una vista isométrica.	98

Figura IV.5.- Modelo cinemático de la pierna izquierda en fase de contacto. a) Desde una vista isométrica. b) Desde el plano sagital. c) Plano transversal.	100
Figura IV.6.- Modelo del mecanismo de simulación de marcha: a) Fémur, b) Tibia	101
Figura IV.7.- Articulación de tobillo	101
Figura IV.8.- Articulación de rodilla. a) Derecha. b) Izquierda.	102
Figura IV.9.- Ensamble del mecanismo de simulación de marcha	102
Figura IV.10.- Mecanismo de simulación en la fase de apoyo bipodal. a) Desde una vista isométrica. b) Desde el plano sagital. c) Desde el plano frontal. d) Desde el plano trasversal.	103
Figura IV.11.- Mecanismo de simulación en la fase de contacto. a) Desde una vista isométrica. b) Desde el plano sagital. c) Desde el plano frontal. d) Desde el plano trasversal.	104
Figura IV.12.- Mecanismo de simulación en la fase de balanceo. a) Desde una vista isométrica. b) Desde el plano sagital. c) Desde el plano frontal. d) Desde el plano trasversal.	105
Figura V.1.- Diagrama de flujo de la metodología empleada	108
Figura V.2.- Área de trabajo del programa SCAN IP para la obtención del modelo	109
Figura V.3.- Creación de superficies del modelo en el programa COPY CAD 10.120	110
Figura V.4.- Obtención del modelo sólido de la articulación de rodilla en el programa POWER SHAPE 2010	111
Figura V.5.- Asignación de las propiedades del material	112
Figura V.6.- Generación del mallado del modelo de rodilla derecha	112
Figura V.7.- Diagrama de cuerpo libre de la rodilla derecha	113
Figura V.8.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo equivalente en un intervalo de tiempo de 0 a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.	115
Figura V.9.- Gráfica obtenida del esfuerzo equivalente VS tiempo en un intervalo de 0 a 1s	116
Figura V.10.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo principal máximo en un intervalo de tiempo de 8.43×10^{-2} s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.	117

Figura V.11.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo principal mínimo en un intervalo de tiempo de 8.43×10^{-2} s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.	119
Figura V.12.- Gráfica obtenida del esfuerzo principal máximo-mínimo VS tiempo en un intervalo de tiempo de 8.43×10^{-2} s a 1s	120
Figura V.13.- Valores del esfuerzo cortante máximo en un intervalo de tiempo de 0.01477s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.	121
Figura V.14.- Gráfica obtenida del esfuerzo cortante máximo y mínimo VS tiempo en un intervalo de 0.01477s a 1s	123
Figura V.15.- Valores de la deformación elástica equivalente en un intervalo de tiempo de 0s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.	124
Figura V.16.- Gráfica deformación elástica VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s	125
Figura V.17.- Valores obtenidos correspondientes al desplazamiento total en un intervalo de tiempo de 0s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral c) Vista posterior. d) Vista superior.	126
Figura V.18.- Gráfica desplazamiento total VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s	128
Figura V.19.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo cortante en un intervalo de tiempo de 0s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.	129
Figura VI.1.- Articulación de rodilla en flexión a 30^0 y extensión a 10^0 modificada en Solid Works 2012	132
Figura VI.2.- Mallado de la articulación de rodilla en flexión a 30^0 y extensión a 10^0 en Ansys Workbench V.11	133
Figura VI.3.- a) Diagrama de cuerpo libre de la rodilla en la fase de contacto. b) Diagrama de cuerpo libre de la rótula.	134
Figura VI.4.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo equivalente en un intervalo de tiempo de 0s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.	136
Figura VI.5.- Gráfica esfuerzo equivalente VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s	137

-
- Figura VI.6.-** Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo principal máximo en un intervalo de tiempo de 8.43×10^{-2} s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior. 138
- Figura VI.7.-** Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo principal mínimo en un intervalo de tiempo de 8.43×10^{-2} s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior. 140
- Figura VI.8.-** Gráfica esfuerzo principal máximo y mínimo VS tiempo en un intervalo de 8.43×10^{-2} s a 1s 140
- Figura VI.9.-** Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo cortante máximo en un intervalo de tiempo de 0.01477s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior. 141
- Figura VI.10.-** Gráfica esfuerzo cortante máximo y mínimo VS tiempo en un intervalo de 0.01477 a 1s 143
- Figura VI.11.-** Valores obtenidos correspondientes a la deformación elástica equivalente en un intervalo de tiempo de 0s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior. 144
- Figura VI.12.-** Gráfica deformación elástica equivalente VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s 145
- Figura VI.13.-** Valores obtenidos correspondientes al desplazamiento total en un intervalo de tiempo de 0s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior. 146
- Figura VI.14.-** Gráfica desplazamiento total VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s 148
- Figura VII.1.-** Articulación de rodilla en flexión a 30° y extensión a 10° modificada en Solid Works 2012 150
- Figura VII.2.-** Mallado de la articulación de rodilla en flexión a 30° y extensión a 10° en Ansys Workbench V.11 151
- Figura VII.3.-** a) Diagrama de cuerpo libre de la rodilla. b) Diagrama de cuerpo libre de la rótula. 152
- Figura VII.4.-** Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo equivalente en un intervalo de tiempo de 0s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior. 155
-

Figura VII.5.- Gráfica esfuerzo equivalente VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s	156
Figura VII.6.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo principal máximo en un intervalo de tiempo de 8.43×10^{-2} s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.	157
Figura VII.7.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo principal mínimo en un intervalo de tiempo de 8.43×10^{-2} s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.	159
Figura VII.8.- Gráfica esfuerzo principal máximo y mínimo VS tiempo en un intervalo de 8.43×10^{-2} s a 1s	159
Figura VII.9.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo cortante máximo en un intervalo de tiempo de 0.01477s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.	160
Figura VII.10.- Gráfica esfuerzo cortante máximo y mínimo VS tiempo en un intervalo de 0.01477s a 1s	162
Figura VII.11.- Valores obtenidos correspondientes a la deformación elástica equivalente en un intervalo de tiempo de 0s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.	163
Figura VII.12.- Gráfica deformación elástica equivalente VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s	164
Figura VII.13.- Valores obtenidos correspondientes al desplazamiento total en un intervalo de tiempo de 0s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.	165
Figura VII.14.- Gráfica desplazamiento total VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s	167
Figura VIII.1.- Gráfica de comparación entre los esfuerzos equivalentes generados en las tres fases de marcha VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s	172
Figura VIII.2.- Gráfica de comparación entre los esfuerzos principales mínimos y máximos de las tres fases de marcha VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s	173
Figura VIII.3.- Gráfica de comparación de los esfuerzos cortantes presentados en las tres fases de marcha VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s	174

-
-
- Figura VIII.4.-** Gráfica de comparación de las deformaciones elásticas equivalentes producidas en las tres fases de marcha VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s 175
- Figura VIII.5.-** Gráfica de comparación de los desplazamientos totales de las tres fases de marcha VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s 176

Índice de Tablas

Tabla II.1.- Coeficientes de fricción para diversos materiales	39
Tabla II.2.- Parámetros de Denavit-Hartenberg	53
Tabla IV.1.- Parámetros de Denavit-Hartenberg de la pierna derecha	90
Tabla IV.2.- Parámetros de Denavit-Hartenberg de la pierna izquierda	91
Tabla IV.3.- Parámetros de longitud y posición angular de los eslabones para la pierna derecha en el primer caso	92
Tabla IV.4.- Parámetros de longitud y posición angular de los eslabones de la pierna derecha establecidos para el segundo caso	94
Tabla IV.5.- Parámetros de longitud y posición angular de los eslabones para la pierna izquierda	97
Tabla IV.6.- Parámetros de longitud y posición angular de los eslabones de la pierna izquierda establecidos para el segundo caso	99
Tabla V.1.- Resultados obtenidos correspondientes al esfuerzo equivalente en un intervalo de tiempo de 0 a 1s	116
Tabla V.2.- Valores del esfuerzo principal máximo en un intervalo de 8.43×10^{-2} s a 1s	118
Tabla V.3.- Valores correspondientes al esfuerzo principal mínimo en un intervalo de 8.43×10^{-2} s a 1s	119
Tabla V.4.- Valores correspondientes al esfuerzo cortante máximo en un intervalo de 0.01477s a 1s	122
Tabla V.5.- Valores obtenidos de la deformación elástica en un intervalo de 0s a 1s	124
Tabla V.6.- Valores obtenidos del desplazamiento total en un intervalo de 0s a 1s	127
Tabla V.7.- Valores obtenidos del esfuerzo cortante máximo y mínimo en un intervalo de 0s a 1s	129
Tabla VI.1.- Valores obtenidos del esfuerzo equivalente en un intervalo de 0s a 1s	137
Tabla VI.2.- Valores obtenidos del esfuerzo principal máximo y mínimo en un intervalo de 8.43×10^{-2} s a 1s	139

Tabla VI.3.- Valores del esfuerzo cortante máximo y mínimo en un intervalo de 0.01477s a 1s	142
Tabla VI.4.- Valores de la deformación elástica equivalente en un intervalo de 0s a 1s	144
Tabla VI.5.- Valores obtenidos del desplazamiento total en un intervalo de 0s a 1s	147
Tabla VII.1.- Valores obtenidos del esfuerzo equivalente en un intervalo de 0s a 1s	155
Tabla VII.2.- Valores obtenidos del esfuerzo principal máximo y mínimo en un intervalo de 8.43×10^{-2} s a 1s	158
Tabla VII.3.- Valores obtenidos del esfuerzo cortante máximo y mínimo en un intervalo de 0.01477s a 1s	161
Tabla VII.4.- Valores de la de la deformación elástica equivalente en un intervalo de 0s a 1s	163
Tabla VII.5.- Valores obtenidos del desplazamiento total en un intervalo de 0s a 1s	166

Simbología

MEF	Método del Elemento Finito
CAD	Dibujo Asistido por Computadora
CAM	Manufactura Asistida por Computadora
N	Unidad de fuerza (Newton)
MEC	Matriz extracelular
cm	Centímetro
mm	Milímetro
Kg	Kilogramo
m	Metro
s	Segundos
T	Tiempo
TGF-β	Factor de Crecimiento Transformante-Beta
H₂O	Molécula de agua
PGs	Proteoglicanos
h₀	Altura inicial
h₁	Altura final
F	Fuerza aplicada
ϵ	Deformación
δ	Tensión
<i>I</i>	Momento de inercia
<i>m</i>	Masa
<i>r</i>	Brazo de momento al eje de rotación
<i>dm</i>	Masa incremental
ρ	Densidad
<i>V</i>	Volumen
<i>r_g</i>	Radio de giro
<i>I_{cm}</i>	Momento de inercia respecto al centro de masa
<i>d</i>	Distancia entre ejes paralelos
<i>W</i>	Peso
<i>l</i>	Brazo de momento

<i>G</i>	Fuerza de reacción del piso
<i>M</i>	Fuerza muscular
<i>R</i>	Fuerza resultante
R_c	Fuerza de reacción articular
R_s	Fuerza de deslizamiento
PCLM	Porcentaje del producto peso del cuerpo x longitud de la pierna
N-m	Newton-metro (Momento)
<i>Si</i>	Sistema de coordenadas
<i>i</i>	Número de eslabón
D-H	Parámetros de Denavit y Hartenberg
<i>qi</i>	Ángulo de rotación
<i>di</i>	Distancia desde <i>i-1</i> hasta la intersección de los ejes <i>Xi</i> y <i>Zi-1</i> a lo largo del eje <i>Zi-1</i>
<i>ai</i>	Ángulo formado entre el eje <i>Zi-1</i> y el eje <i>Zi</i> alrededor del eje <i>Xi</i>
<i>ai</i>	Distancia entre el eje <i>Zi-1</i> y el eje <i>Zi</i>
θ_i	Ángulo que forman los ejes X_{i-1} y X_i sobre el plano perpendicular a Z_{i-1}
${}^{i-1}A_i$	Matriz de transformación homogénea
c_1	Coseno del ángulo de la articulación θ_1
s_1	Seno del ángulo de la articulación θ_1
TAC	Tomografía Axial Computarizada
DICOM	Archivo de imagen generado en el programa SCAN IP
STL	Standard Tessellation Language
Pa	Pascales
MPa	Mega Pascales
GPa	Giga Pascales
$\sum M_O$	Sumatoria de momentos respecto al punto "O"
<i>g</i>	Constante de gravedad
$\sum F_Y$	Sumatoria de fuerzas en el eje "Y"
$\sum F_X$	Sumatoria de fuerzas en el eje "X"
F_r	Fuerza de reacción
σ	Esfuerzo equivalente
$\sigma_{p-m\acute{a}x}$	Esfuerzo principal máximo

$\sigma_{p-\text{mín}}$	Esfuerzo principal mínimo
τ	Esfuerzo cortante
$\tau_{\text{máx}}$	Esfuerzo cortante máximo
ε	Deformación elástica equivalente
D	Desplazamiento

Objetivo general

El objetivo de este trabajo es generar el estudio numérico para el análisis de las fuerzas y efectos que se involucran en la rodilla en marcha normal dirigida, analizando tres casos: la fase de apoyo normal, la fase de contacto y por último la fase de balanceo.

Para alcanzar el objetivo antes mencionado es necesario el cumplimiento de los objetivos particulares que a continuación se mencionan:

Objetivos Particulares

- Conocer el estado del arte referente a los estudios realizados desde la antigüedad hasta la actualidad empleando el Método del Elemento Finito.
- Analizar y comprender las fuerzas estáticas que actúan sobre la rodilla, considerándola como una estructura mecánica.
- Detallar la anatomía de la rodilla para poder establecer los puntos críticos de análisis y a su vez conocer su respectiva mecánica.
- Generar un modelo en 3D de la articulación de rodilla usando las herramientas computacionales necesarias.
- Realizar un análisis cinemático previo para observar y analizar las posiciones y rangos de movimiento deseados del miembro inferior.
- Realizar el análisis numérico correspondiente para cada caso propuesto aplicando el Método del Elemento Finito.

Justificación

La articulación de rodilla se clasifica como una articulación diartrodial o de amplia movilidad, además de ser la más grande del esqueleto humano, se encuentra ubicada entre la cadera y la articulación de tobillo. Su mecánica articular resulta muy compleja, pues por un lado ha de poseer una gran estabilidad en extensión completa para soportar el peso corporal sobre un área relativamente pequeña; pero al mismo tiempo debe estar dotada de la movilidad necesaria para la marcha y la carrera y para orientar eficazmente al pie en relación con las irregularidades del terreno.

La artrosis de rodilla es una enfermedad crónica degenerativa que se presenta en personas de entre 50 y 60 años que involucra el desgaste de la articulación, que se puede acelerar por múltiples circunstancias: sobrecarga articular (obesidad, deformaciones de las rodillas, lesiones meniscales etc.). Un reporte reciente de la *Organización Mundial de la Salud (OMS)*, indica que enfermedades tales como la osteoartritis y gonartrosis de rodilla esta cerca de ser la cuarta causa más importante de discapacidad en mujeres y la octava causa en hombres, con un alto costo anual atribuido a esta patología cercano a los 60 billones de dólares.

Con base en el Método de Elemento Finito (MEF) se puede determinar la capacidad que la rodilla puede presentar para soportar las cargas a las que se encuentra sometida, con este estudio, es posible tener un parámetro para el diseño de prótesis.

Introducción

El estudio de la relación mecánica y movimiento que el cuerpo humano sostiene, ha despertado un gran interés desde la antigüedad con los primeros trabajos realizados por *Aristóteles* (384-322 a. C.) y en el siglo XV los realizados por *Leonardo da Vinci* hasta la actualidad, destacando sobre todo el ámbito laboral. La Biomecánica facilita dicho estudio en aspectos tales como la mejora del funcionamiento y posicionamiento de las herramientas, además de analizar los movimientos y fuerzas que se originan en diferentes circunstancias de trabajo.

La comprensión de las fuerzas dentro de los tejidos y componentes estructurales óseos de la articulación de rodilla durante las actividades diarias, como lo es la marcha, es vital para proteger la articulación de lesiones y fracturas, también para servir como base en el diseño de prótesis y generación de modelos numéricos y matemáticos con el objetivo de conocer el comportamiento biomecánico.

El modelado de los sistemas que constituyen al cuerpo humano mediante el Método del Elemento Finito (MEF) se ha convertido actualmente, en una herramienta importante para la investigación del comportamiento que presenta el hueso como estructura mecánica. Por lo que en este trabajo se propone un análisis estático estructural de la articulación de rodilla involucrando tres fases de la marcha humana: la fase de apoyo normal, fase de contacto y fase de balanceo, considerando al hueso como un material ortotrópico.

A decorative graphic in the top right corner consisting of three overlapping blue circles of varying sizes and several thin blue lines that intersect and extend across the page.

I

Estado del Arte

Se presenta en este capítulo la definición general de Biomecánica, se mencionan los antecedentes históricos de mayor relevancia desde los primeros trabajos hechos por *Aristóteles* hasta las investigaciones más recientes hoy en día, se describen conceptos relacionados, características y campos de aplicación de la Biomecánica. También se da a conocer los antecedentes generales de la introducción del Método del Elemento Finito (MEF) como herramienta computacional al estudio del miembro inferior y rodilla, llegando hasta los trabajos realizados recientemente en México.

I.1.- Introducción

La rodilla es la articulación más grande y compleja en todo el cuerpo humano. En ella se unen 3 huesos (el extremo inferior del fémur, el extremo superior de la tibia y la rótula) (Figura I.1). Constituye una articulación de suma importancia para la marcha y la carrera, ya que soporta todo el peso del cuerpo en el despegue y la recepción de saltos [Góngora-García y colaboradores, 2003].



Figura I.1.- Rodilla

Los músculos y huesos que afectan el movimiento de la articulación de la rodilla conforman un sistema mecánico e incluyen un par de torsión muscular. Un momento muscular consiste de dos partes, la fuerza del músculo y la fuerza de la palanca. La fuerza del músculo humano no puede ser medida exactamente. Sin embargo, la variación de la fuerza muscular puede ser obtenida mediante la medición de los cambios de longitud muscular, incluyendo la longitud total y duración respectiva, aunque las variaciones son inciertas a ser lineales con respecto a las variaciones de la fuerza [Yu y asociados, 2008]. En este sentido, cualquiera de los componentes principales de la rodilla dañados se traducirá en un movimiento anormal. Con el paso del tiempo, la osteoartritis surgirá debido al constante uso y degeneración del cartílago y menisco. Así, las actividades normales de los pacientes se ven afectadas. La osteoartritis afecta de manera importante en las cualidades de vida de las personas mayores, incluso pone en peligro su vida. Además, los pacientes mayores no solo sufren del dolor, sino que traen carga para la familia y la sociedad.

I.2.- Definición sobre Biomecánica

La Biomecánica es una disciplina científica que aplica las leyes de la física en base a la Ingeniería, para describir los movimientos efectuados por los distintos segmentos corporales y los agentes

externos que actúan sobre estas mismas partes, durante todas las actividades cotidianas de la vida diaria [Kapandiji, 1977]. Así como, la Biomecánica es la Mecánica aplicada a la Biología, entendiendo por Mecánica el análisis de cualquier sistema dinámico [Bouchet y Cuilleret, 1979]. La Biomecánica estudia [Katona, 1987]:

- El movimiento de los tejidos y las fuerzas que pueden producirlo.
- El estrés mecánico de los tejidos vivos en condiciones fisiológicas y patológicas.
- La respuesta biológica de los tejidos afectados por estrés mecánico y sus modificaciones.
- Las posibilidades de modificar el estrés mecánico en los tejidos vivos con métodos terapéuticos conservadores o quirúrgicos.

I.3.- Antecedentes históricos de la Biomecánica

Desde el punto de vista histórico, la Kinesiología supone el antecedente y punto de referencia a partir del cual se ha desarrollado la Biomecánica. Comenzando por las primeras aportaciones realizadas por el griego *Aristóteles* (384-322 a. C.) quien enfocó sus estudios en diferentes partes corporales y el desplazamiento de animales [Rash, 1985]. La Kinesiología permanece prácticamente olvidada hasta la llegada del Ingeniero, artista y gran científico *Leonardo da Vinci* (1452-1519) en sus escritos relacionados con la mecánica del cuerpo humano (Figura I.2), describió información referente al posicionamiento vertical del cuerpo, en marcha, en ascenso y descenso, tuvo gran aportación en el estudio del vuelo, leyes del medio aéreo y acuático.

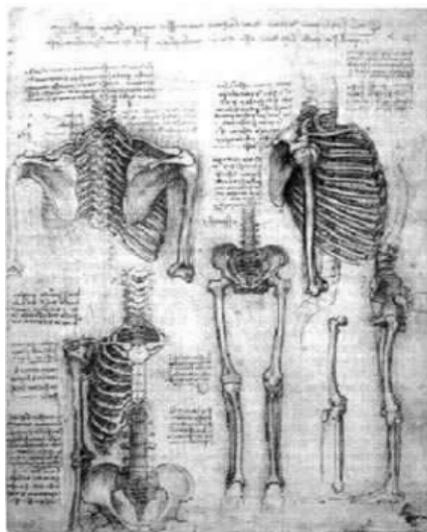


Figura I.2.- Primeros estudios por *da Vinci* relacionados con la Biomecánica [Govanov, 1986]

Vesalio (1514-1564) aplicó las leyes de la mecánica en el sistema osteomuscular y en el año de 1543 realizó su publicación *De Humani Corpori Fabrica Libri* [Nigg, 1999]. Durante el siglo XVII *Borelli* (1608-1679) aplicó la Matemática a los problemas del movimiento muscular (Figura I.3), considerando que los animales son máquinas en el tratado publicado en el año 1680 denominado *Motu Animalium* [Singer, 1928]. Algunos autores lo han considerado como el padre de la biomecánica moderna por sus estudios realizados y aportaciones al estudio de movimiento del cuerpo humano [Enderle y colaboradores, 2000].

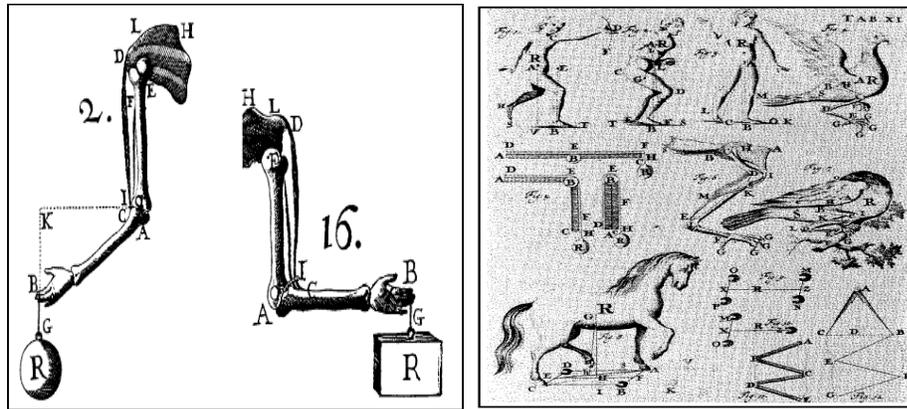


Figura I.3.- Primeros modelos Matemáticos referidos a distintas partes del cuerpo humano y animal

La publicación del tratado *Die Mechanik der menschlichen Gerwerkzeuge* por los hermanos *Webers* (1836) se puede considerar como una obra clásica sobre el estudio de las posiciones y los desplazamientos en el hombre en donde se utilizan métodos de observación sistemática [Vera, 1994]. La obra precursora dedicada al estudio de la locomoción, especialmente por la utilización de la fotografía cinematográfica, fue *Animal Locomotion* (Figura I.4), escrita por *Muybridge* en 1887 [Gutiérrez-Davila, 1998].

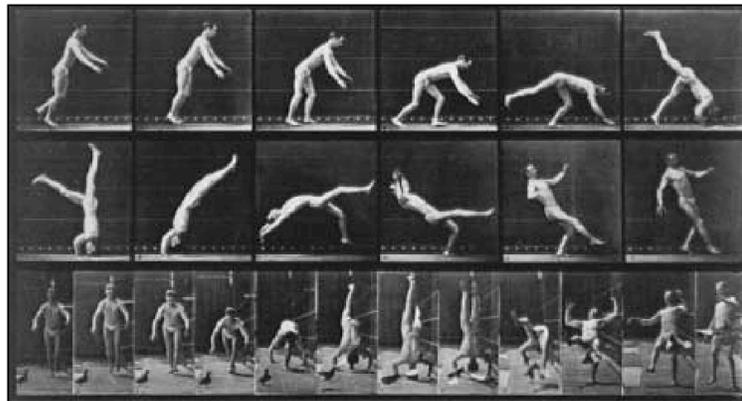


Figura I.4.- Estudio de locomoción del cuerpo humano [Gutiérrez-Davila, 1998]

Aunque las técnicas cinematográficas fueron decisivas para las investigaciones posteriores, como las desarrolladas por *W. Braune* (1831-1892) y *Fischer* (1861-1916) [*Foster, 1941*] quienes lograron realizar los primeros análisis cinemáticos estudiando la marcha humana entre los años 1895 y 1904. El nombre de estos dos científicos alemanes aparece unido por sus importantes trabajos en Biomecánica, aprovecharon los trabajos de *Marey* y *Demeny* [*Berstein, 1967*], los que conjuntamente con la aplicación de otros métodos y a partir de la disección de cadáveres les permitieron, obtener las masas, centros de masas y momentos de inercia del cuerpo humano, asimismo, la Cinemática de sus articulaciones y las condiciones de trabajo muscular. El trabajo más renombrado de estos científicos fue la determinación experimental del centro de gravedad del cuerpo en 1889. En la Figura I.5, se ilustra el mecanismo de marcha desarrollado por *Braune* y *Fischer* [*Le Veau, 1991*].

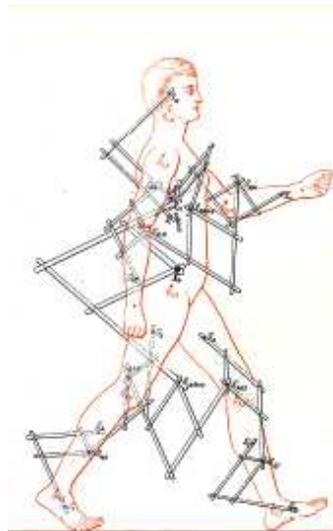


Figura I.5.- Mecanismo de marcha desarrollado por *Braune* y *Fischer* [*Le Veau, 1991*]

En el año de 1922 el Fisiólogo inglés *Vivian Archibald Hill* (1886-1977), recibió el premio nobel de Fisiología por sus estudios sobre los músculos, a él se le debe la ecuación fundamental de la contracción muscular [*Cooper, 1973*].

Durante la década de los años sesenta se organizaron conferencias, seminarios y congresos, en el ámbito internacional, orientados hacia las ciencias del movimiento humano. En el año de 1967 se celebró, en Zurich (Suiza), el primer seminario de Biomecánica, donde se incluían trabajos destacados orientados a la Biomecánica de la actividad física, Biomecánica del trabajo y Biomecánica de las técnicas deportivas [*Guyton, 2006*]. El éxito de este seminario provocó un

considerable incremento en el desarrollo de la Biomecánica deportiva en Europa y la realización de un segundo seminario de Biomecánica en *Eindhoven (Holanda)* en 1969 [Gutiérrez-Davila, 1998].

Para 1976 nace la *European of Society of Biomechanics*, se fundó en Bruselas en una reunión con 20 científicos de 11 países europeos. Esta organización realiza un congreso bianual. El congreso del año 2000 se llevó a cabo en *Dublín* y se presentaron más de 400 trabajos. Mientras que el XIII congreso en el año 2002 se llevó a cabo en *Wroclaw (Polonia)*. Para 1983 nace la *International Society of Biomechanics in Sports*, la *ISB* realiza un symposium anual desde 1983.

De manera general en el siglo XVIII, el surgimiento del capitalismo y la Revolución Industrial aumento nuevas relaciones de producción e invadió también el campo de la ciencia y la técnica [Gutiérrez-Davila, 1998]. A finales del siglo XIX la Biomecánica estaba dirigida a satisfacer necesidades de la ortopedia y de la Fisiología del trabajo, es por ello que su desarrollo en la primera mitad del siglo XX se debió, en gran medida, a los requerimientos del deporte y la educación física [Ferro-Sánchez, 2001]. Con la llegada de la segunda Guerra Mundial deja un saldo enorme de personas mutiladas, que requerían de una prótesis, por lo que la Biomecánica clínica tomo mayor importancia [Chao, 1996]. Actualmente, el objeto de estudio e investigación de la Biomecánica es la medicina, cuyo propósito es el evitar traumas y lograr la rehabilitación de personas afectadas en su motricidad para poder mejorar su calidad de vida y permitir que desempeñen sus actividades de manera normal y cotidiana [Katona, 1987].

I.4.- Campos de aplicación de la Biomecánica

Los estudios Biomecánicos por lo regular son análisis dinámicos. Sin embargo, las pruebas o estudios médicos del aparato locomotor son en su gran mayoría estáticos. Una resonancia magnética o una radiografía muestran una imagen estática, que sin duda tiene su valor, pero poco o nada aporta respecto a la funcionalidad de ese segmento estudiado.

La Biomecánica ha tenido un gran desarrollo en relación con aplicaciones de la Ingeniería, Informática y de modelos Matemáticos, para el conocimiento de los sistemas biológicos y de partes del cuerpo humano, facilitando su aplicación práctica y su utilización como nuevos métodos de valoración y diagnóstico. Por tanto los estudios Biomecánicos están orientados a estudiar la funcionalidad de los diferentes segmentos articulares, más allá de la imágenes obtenidas por los

estudios tradicionales, y es por tanto ahí dónde tiene una de sus grandes aplicaciones. A continuación se muestra un listado de las aplicaciones donde la Biomecánica ha tenido mayor importancia [*Cavanagh y asociados, 1974*].

I.4.1.- Biomecánica clínica

Permite valorar de manera cualitativa y cuantitativa la repercusión de las diferentes patologías del aparato locomotor y la evaluación funcional en los pacientes independientemente de su campo terapéutico [*Fernández-Fairén, 1996*].

- Exploración preoperatoria.
- Exploración posoperatoria.
- Control de la evolución funcional (Rehabilitación y fisioterapia).

I.4.2.- Biomecánica deportiva

Tiene como objetivo el análisis del rendimiento deportivo. Así como la prevención y recuperación funcional de la técnica y gesto deportivo [*Gutiérrez-Davila, 1998*].

I.4.3.- Biomecánica ocupacional

Con aplicación al inmenso campo de la medicina del trabajo y la valoración ergonómica [*Guyton, 2006*]

- Evaluación ergonómica laboral.
- Accidentes laborales.
- Valoración de las incapacidades e invalideces.
- Pruebas periciales, valoración de las secuelas.
- Detección de magnificadores.

I.4.4.- Biomecánica legal y forense

Con aplicación a la valoración del daño corporal en los lesionados tras agresiones, accidentes de tráfico, incapacidades laborales, graduación de la discapacidad.etc., o cualquier valoración del daño ante los *Tribunales de Justicia* (Penal, Civil, Laboral, Contencioso, etc.), superando la subjetividad

de síntomas (dolor e imposibilidad) redundando en una precisa evaluación de los enfermos a través de datos objetivos de evaluación. Es un sistema de evaluación complementario a otras pruebas médicas radiológicas, psicológicas [Latarjet y Ruiz, 1996].

- Accidentes con lesiones y secuelas funcionales.
- Valoración de Incapacidades e invalideces.
- Pruebas periciales, valoración de las secuelas.
- Detección de magnificadores.

I.5.- Características y elementos de la Biomecánica [Enderle y asociados, 2000]

La innovación tecnológica en el campo de la biomecánica es una herramienta necesaria para el estudio del cuerpo humano, que permite conocer y proponer soluciones prácticas a lesiones o problemas que experimenta el cuerpo humano. Además, permite el desarrollo de modelos dinámicos articulares, incluyendo los modelos de simulación por computadora que influyen en la prevención de lesiones articulares y el desarrollo de prótesis, ortésis, o dispositivos biomecánicos.

El concepto de elemento artificial (virtual) contra el remplazo del elemento real es importante, porque mientras en el primer concepto podrá no tomarse en cuenta al paciente de manera directa en el segundo concepto se evalúan las propiedades biológicas y mecánicas del elemento real para un diseño específico.

I.5.1.- Planos y ejes de estudio en Biomecánica

A través de los ejes y planos de movimiento del cuerpo humano se puede estudiar y clasificar de mejor manera los movimientos que realizan cada una de las diferentes articulaciones que el cuerpo posee. Existen diversos términos para describir los tres planos mutuamente perpendiculares en los que la gran mayoría de los movimientos las articulaciones ocurren. Estos sistemas ortogonales pueden ser descritos dependiendo del punto común de intersección de los planos. Este punto de intersección puede ser definido ya sea como el centro de la articulación estudiada o como el centro de masa de todo el cuerpo. Existen tres planos de movimiento y tres ejes de movimiento en el cuerpo humano (Figura I.6) [Ferro-Sánchez, 2001].

Plano sagital.- Es un plano vertical que va de la parte posterior a la parte frontal del cuerpo dividiéndolo en mitad derecha y mitad izquierda. También es conocido como plano anteroposterior.

Plano frontal.- Al igual que el plano sagital es un plano vertical que va de derecha a izquierda dividiendo al cuerpo en dos mitades, anterior y posterior. También es conocido como plano coronal.

Plano horizontal.- Divide al cuerpo en mitades superior e inferior. También conocido como plano transversal.

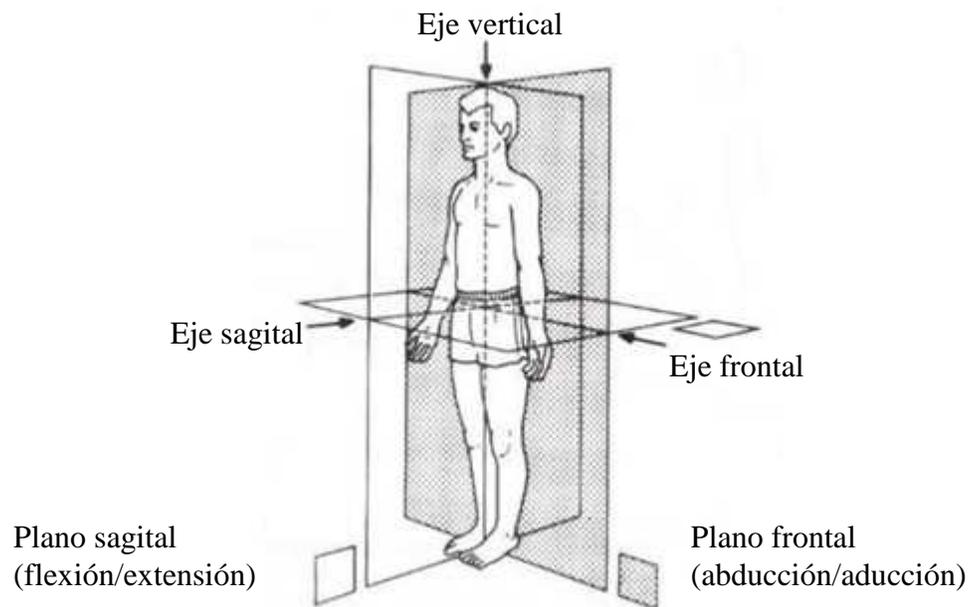


Figura I.6.- Planos y ejes de movimiento del cuerpo humano [Field y asociados, 2000]

Los movimientos de las articulaciones del sistema músculo-esquelético son en gran medida movimientos rotacionales y tienen lugar sobre una línea perpendicular al plano en que ocurre el movimiento, a esta línea se le conoce como eje de rotación. Existen tres ejes de rotación que pueden definirse por la intersección de los ejes de movimiento [Berstein, 1967].

Eje sagital.- Pasa horizontalmente desde la mitad posterior a la anterior del cuerpo. Está formado por la intersección del plano sagital con el plano horizontal.

Eje frontal.- Pasa horizontalmente de izquierda a derecha y está formado por la intersección del plano frontal y horizontal.

Eje vertical o longitudinal.- Pasa verticalmente de la mitad inferior a la superior del cuerpo.

Está formado por la intersección de los planos sagital frontal.

Los movimientos se producen en un plano y alrededor de un eje. La abducción y la aducción se llevan a cabo en el plano frontal alrededor del eje antero-posterior. La flexión y la extensión se producen en un plano sagital alrededor de un eje transverso; la rotación se desarrolla en un plano transversal alrededor de un eje vertical [*Latarjet y Ruiz, 1996*].

I.5.2.- La marcha humana normal

El ciclo de marcha es la secuencia de acontecimientos que tiene lugar entre dos repeticiones consecutivas referidas a un movimiento. Por tanto se adopta como principio del ciclo, el instante en que uno de los pies toma contacto con el suelo, habitualmente a través del talón. Tomando como origen el contacto del pie derecho, el ciclo terminaría en el siguiente apoyo del mismo pie. Por su parte, el pie izquierdo experimentaría la misma serie de acontecimientos que el derecho, desplazados en el tiempo por medio ciclo [*Perry y Burnfield, 1992*].

Durante un ciclo de marcha completo, cada pierna pasa por una fase de apoyo, durante la cual el pie se encuentra en contacto con el suelo, y por una fase de oscilación en la cual el pie se halla en el aire, al tiempo que avanza, como preparación para el siguiente apoyo. La fase de apoyo comienza con el contacto inicial y finaliza con el despegue del antepié. La fase de oscilación transcurre desde el instante de despegue del antepié hasta el siguiente contacto con el suelo [*Winter, 1990*].

En relación a la duración del ciclo de marcha, la fase de apoyo constituye, en condiciones de normalidad, a la velocidad espontáneamente adoptada por el sujeto, alrededor de un 60% del ciclo [*Perry y Burnfield, 1992*]. Por su parte, la fase de oscilación representa el 40% restante. Lo mismo sucede para el miembro contra lateral, desplazado un 50% en el tiempo, lo que revela la existencia de dos fases de apoyo bipodal o de doble apoyo (Figura I.7), de un 10% de duración cada una. La duración relativa de cada una de estas fases depende fuertemente de la velocidad, aumentando la proporción de la oscilación frente al apoyo al aumentar la velocidad, acortándose progresivamente los períodos de doble apoyo, que desaparecen en la transición entre marcha y carrera [*Morrison, 1970*].

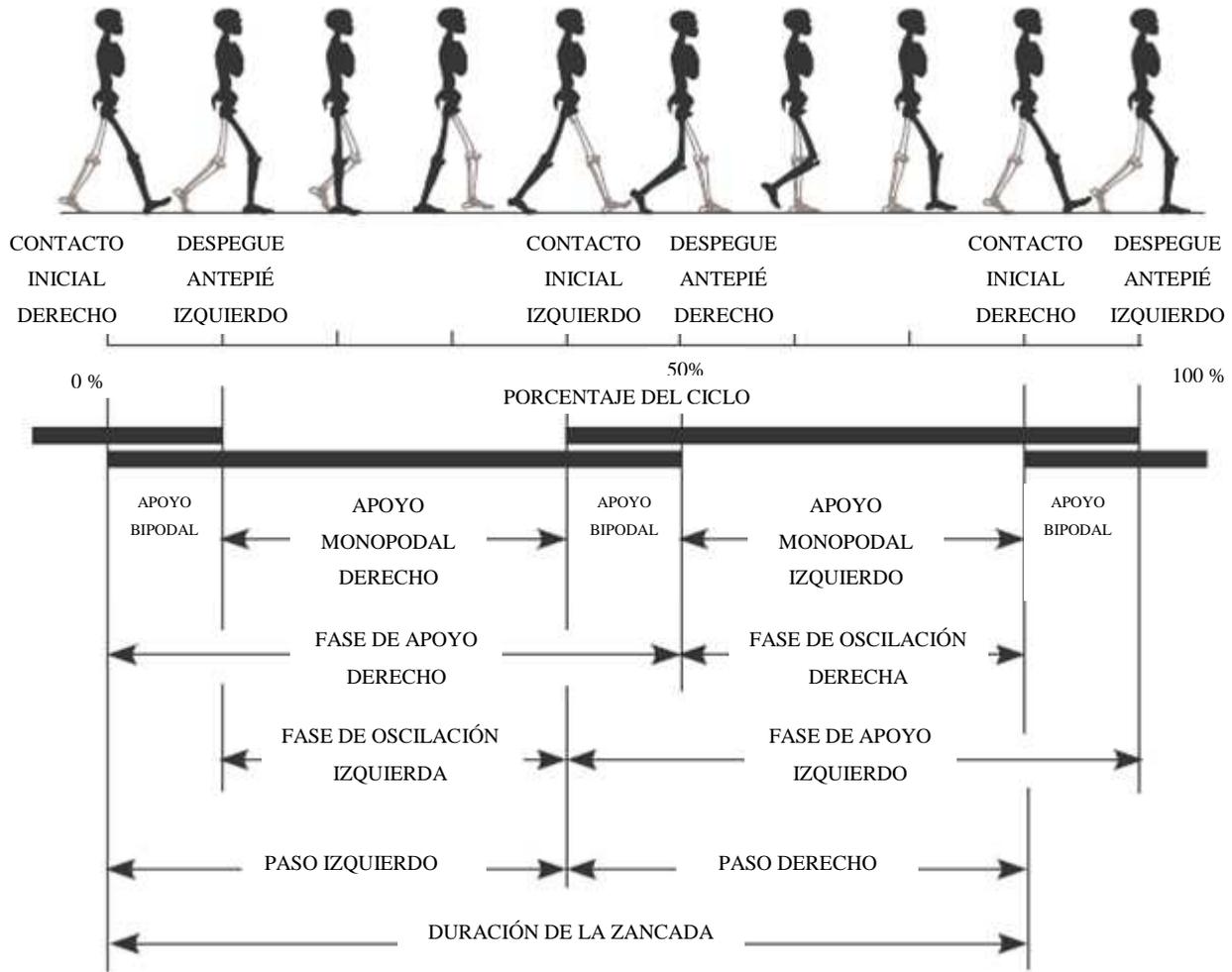


Figura I.7.- Ciclo de marcha [Chaler-Vilaseca y asociados, 2005]

I.5.3.- Consideraciones generales sobre las cargas en la rodilla

En condiciones normales, en el apoyo monopodal de la marcha, el peso corporal actúa excéntricamente sobre la rodilla produciendo un movimiento varizante. Las fuerzas de inercia debidas a las aceleraciones de dicha masa tienen escasa influencia en el mismo. Ese momento varizante, o aductor, equivalente al peso aplicado por su distancia al centro de carga de la rodilla, debe ser contrarrestado por un momento valguizante o abductor ocasionado por la tensión activopasiva de los elementos laterales de la rodilla [Fernández-Fairén, 1996]. La resultante constituye la carga transmitida del fémur a la tibia, pasando este vector por el centro de carga de la rodilla, o centro instantáneo del varo-valgo, para que la articulación se halle en equilibrio. La distribución de cargas sobre las superficies portantes es muy sensible a la localización de ese punto. [Maquet, 1980] lo sitúa en el centro de la articulación en el plano frontal. Algunos análisis estáticos

o dinámicos de otros autores desplazan ese vector de carga sobre el comportamiento medial durante la mayor parte de la fase de apoyo y por supuesto en el momento del pico de carga.

I.6.- Antecedentes generales de la aplicación del Método del Elemento Finito (MEF) a la Biomecánica de miembro inferior y rodilla

La introducción del Método del Elemento Finito (MEF) a la Biomecánica ha originado avances de gran importancia, principalmente en el área de la investigación. El Método del Elemento Finito es una técnica que resuelve numéricamente problemas que son modelados por ecuaciones diferenciales parciales que gobiernan los fenómenos físicos y que son de gran importancia para la Ingeniería. El análisis por Elementos Finitos divide un modelo en componentes matemáticos discretos, resuelve una ecuación matricial con términos de cada elemento y finalmente predice el cambio en el elemento a través de la deformación, temperatura, presión, velocidad etc. [Xu-Shu, Yuan y Weiyi, 2009].

La introducción de los métodos computacionales, específicamente el MEF a la Biomecánica ortopédica se inicia cerca del año de 1972, año en el que comienzan las publicaciones sobre evaluación de esfuerzos en huesos humanos [Huiskes y Chao, 1983]. Desde este año la frecuencia de publicaciones sobre estructuras óseas, prótesis, mecanismos de fijación de fractura aumento de manera exponencial [Hayes y colaboradores, 1982]. Los objetivos de las investigaciones realizadas fueron establecer relaciones entre las cargas y la morfología de los huesos y así poder establecer diseños óptimos para prótesis y mejora en las técnicas de implante, a partir de las primeras publicaciones los modelos de Elemento Finito han aumentado su aplicación para tres propósitos principales [Brekelmans y asociados, 1972]:

- Para el diseño y análisis de prótesis.
- Para conseguir conocimiento biomecánico básico, acerca de estructuras del sistema músculo-esquelético.
- Para investigar el proceso de adaptación en los tejidos.

Debido a que su estructura presenta comúnmente más lesiones, el fémur es el hueso más analizado. El primer trabajo del que se tiene conocimiento, en el cual se empleó el método del elemento finito

para modelar una estructura ósea, fue realizado por *Brekelmans y colaboradores* [1972] (Figura I.8) el modelo presenta geometría bidimensional de un fémur completo con elementos triangulares, 3 nodos por elemento con un total de 537 nodos. En el mismo año *Ribicki y asociados* [1972] efectuaron el análisis de esfuerzos en 2D de la parte proximal del fémur variando el modulo de elasticidad de los elementos [*Wood y colaboradores, 1973*].

Hayes y asociados [1982] entre el periodo de 1980 a 1982, correlacionan la arquitectura del hueso trabecular en la rótula y la distribución de esfuerzos. Al utilizar un modelo de elementos finitos en 2D se obtuvo que en las regiones de mayor densidad trabecular se presento un comportamiento de falla similar al de Von Mises y mostraron que la estructura trabecular se alinea por si misma de acuerdo a la orientación de los esfuerzos [*Mackerle, 1992*].



Figura I.8.- Primer modelo de MEF en 2D de un fémur humano [*Brekelmans y asociados, 1972*]

De acuerdo con [*Bendjaballah y equipo de trabajo, 1995*] se presentó un modelo de elemento finito no lineal de la articulación de la rodilla humana, tomando en consideración, el fémur, tibia, cartílago, menisco y el modelado de los cuatro de los principales ligamentos como resortes no lineales para investigar y obtener las propiedades biomecánicas de la articulación tibio-femoral.

En el mismo año, en el trabajo presentado por [*Heegard y colaboradores, 1995*] desarrollaron un modelo en 3D para analizar la biomecánica de la rótula humana durante la flexión pasiva de la rodilla. Asimismo, *Beynon y asociados* [1996] presentaron un modelo analítico del plano sagital de la rodilla para estudiar como los ligamentos controlan la articulación cinemática.

Años más tarde [*Rodríguez, Márquez, Karger y Martínez, 2001*] realizaron un análisis por el MEF de la tibia sometida a reemplazo articular desarrollando un modelo de la tibia a partir de tomografías axiales computarizadas y de la prótesis mediante Software CAD/CAM, obteniendo como resultado

esfuerzos y desplazamientos en los diferentes modelos, que sometidos a comparación con la literatura existente llegaron a la conclusión que los modelos presentados son adecuados para la simulación de las condiciones presentes en la artroplastia de la rodilla. En la Figura I.9 se muestra el modelo en *Nastran* presentado en este trabajo.

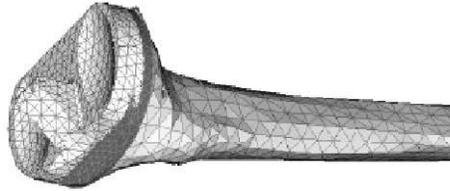


Figura I.9.- Modelado de la tibia en *Nastran* [Rodríguez, Márquez, Karger y Martínez, 2001]

En la Figura I.10 se muestra los modelos resultantes donde se aplicó una fuerza de tres veces el peso corporal aplicada en forma distribuida sobre la superficie de los platillos tibiales para el caso a), en el caso b) se tomó la misma condición agregando las fuerzas musculares.

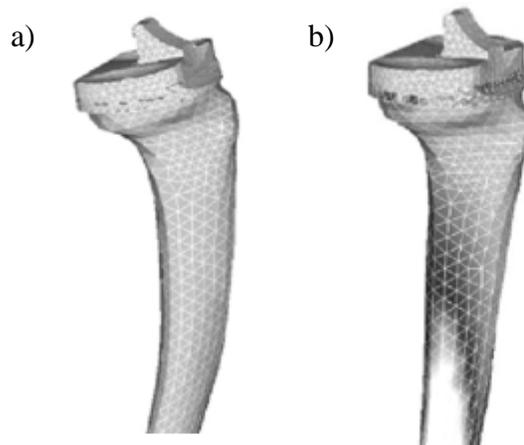


Figura I.10.- Análisis numérico [Rodríguez, Márquez, Karger y Martínez, 2001]. a) Distribución de esfuerzos de *Von Mises* donde fue aplicada una fuerza de tres veces el peso corporal en forma distribuida sobre la superficie de los platillos tibiales. b) Distribución de esfuerzos de *Von Mises* donde adicionalmente actúan las fuerzas musculares sobre el hueso.

En el presente, el MEF es ampliamente utilizado para analizar la rodilla humana, pero los modelos completos, que incluyen el fémur, tibia, rótula y los principales cartílagos y ligamentos de la articulación no están reportados [Xu-Shu, Yuan y Weiyi, 2009].

De acuerdo con [Peña y colaboradores, 2006] se presentó relativamente un modelo completo en 3D de la rodilla humana para analizar la presión que ejerce la articulación y ligamentos. Al mismo tiempo en el trabajo de [Correal-Franco, Palacio-Delgado y Salazar-Gómez, 2006] se describe el proceso realizado de análisis estructural de diferentes propuestas de modelos de rodillas policéntricas utilizando (MEF) por medio de *Ansys Workbench 10.0*, con el objetivo de seleccionar dentro de los diferentes diseños propuestos de rodilla (Figura I.11), el diseño que cumpla con los requerimientos mecánicos a un menor costo de producción.

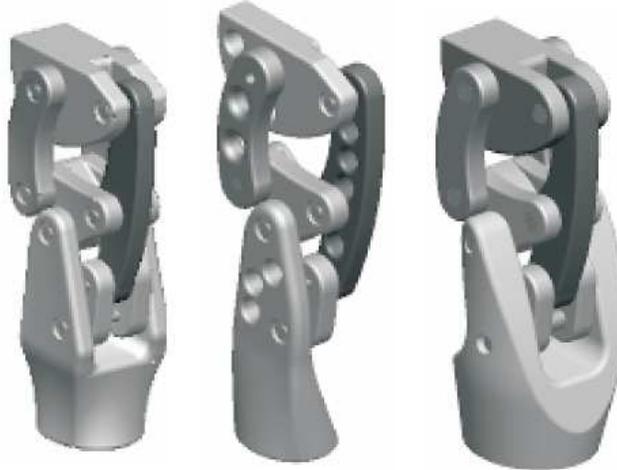


Figura I.11.- Modelos en MEF [Correal-Franco, Palacio-Delgado y Salazar-Gómez, 2006]

Shirazi-Adl y colaboradores [2007] desarrollaron un modelo en 3D por elementos finitos tomando en cuenta los músculos y las principales estructuras de la articulación de rodilla para analizar la variación de la presión de contacto sobre las superficies articulares y los esfuerzos de los ligamentos con un ángulo variado de flexión. Asimismo, construyó un modelo de elemento finito en tres dimensiones de rodilla humana incluyendo el fémur completo, tibia, peroné, rótula y los principales cartílagos y ligamentos [Xu-Shu, Yuan y Weiyi, 2009]. La distribución de la presión de las superficies de contacto de la rodilla fueron calculados y analizados bajo la acción de carga *parado en doble pierna* y en *flexión 0° - 90°* (flexión de ángel). Los resultados de la presión de contacto y la presión de distribución fueron obtenidos del análisis por elemento finito, a continuación en la Figura I.12 se ilustra la definición de *flexión de ángel*.

En este trabajo se encontró que el área de contacto del cartílago medial es usualmente más grande que el del cartílago lateral y la fuerza de contacto y área se ha vuelto mayor con el incremento de la flexión de ángel [Taylor y asociados, 1998]. En la Figura I.13 se muestra el modelo sometido a

esfuerzo de compresión máximo sobre los cartílagos articulares y menisco respondiendo a una carga de 200 N.

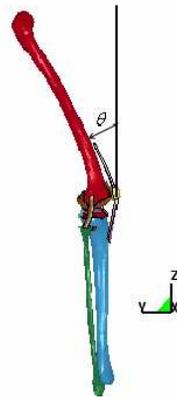


Figura I.12.- Definición de flexión de ángel

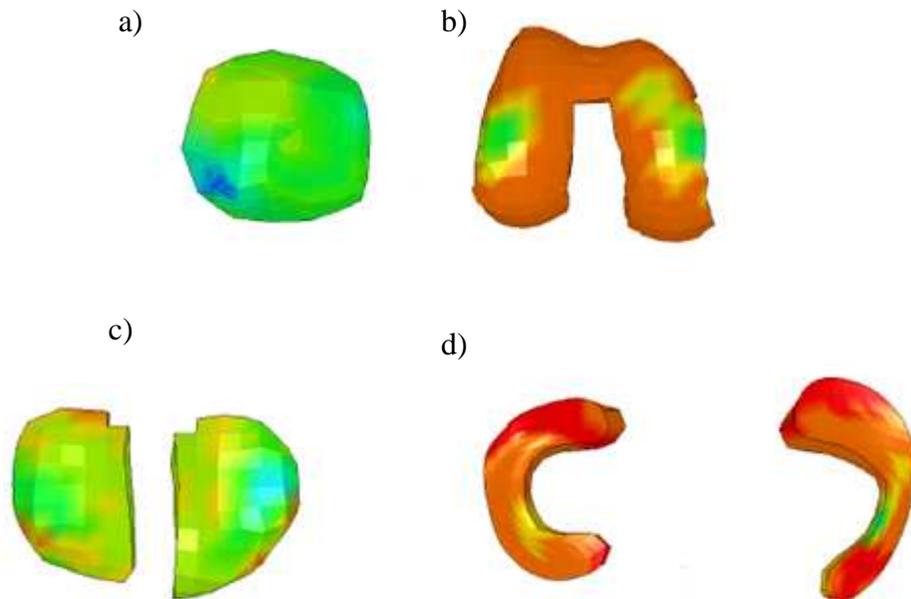


Figura I.13.- Esfuerzo de compresión máxima sobre los cartílagos articulares y menisco respondiendo a una carga de 200 N, levantado en doble pierna. a) cartílago de la rótula. b) cartílago del fémur. c) cartílago de la tibia. d) menisco [Xu-Shu, Yuan y Weiyi, 2009]

En el trabajo presentado por [Jun-hai, Shu-fang y Xue-ying, 2009] se desarrolló un modelo en dos dimensiones (Figura I.14) usando el MEF de la distribución de esfuerzos del fémur sometido a un momento flexionante y una carga de compresión.

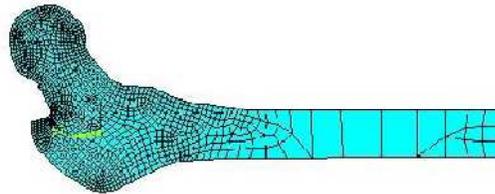


Figura I.14.- Modelo de elemento finito del fémur [Jun-hai, Shu-fang y Xue-ying, 2009]

Este modelo se baso en un modelo mecánico y tomando como referencia las dimensiones de un fémur humano típico tal y como se muestra en la Figura I.15.

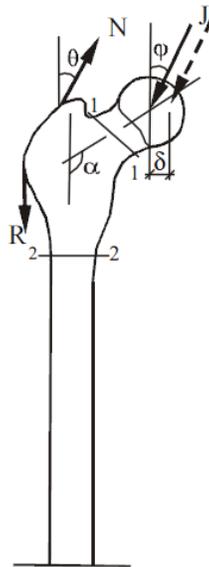


Figura I.15.- Modelo mecánico del fémur [Jun-hai, Shu-fang y Xue-ying, 2009]

Los resultados numéricos demostraron que existe mayor concentración de esfuerzos en el cuello femoral y los esfuerzos de tensión ocurren en el lado hacia afuera. Mientras que los esfuerzos de compresión ocurren en lado interior. En la sección transversal de la diáfisis femoral, los esfuerzos de

tensión de nuevo aparecen hacia el lado exterior y los esfuerzos de compresión ocurren en el lado interno. Los esfuerzos y deformación en el fémur aumentan significativamente con el momento flexionante como se muestra en la Figura I.16 y Figura I.17 respectivamente.

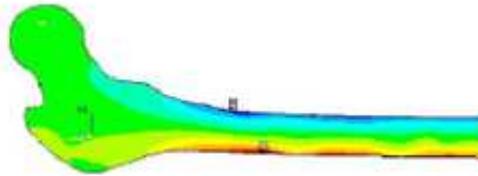


Figura I.16.- Esfuerzos de contorno del fémur en dirección vertical con 10mm de excursión [*Jun-hai, Shu-fang y Xue-ying, 2009*]

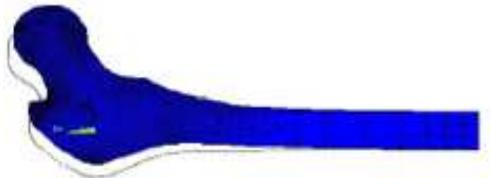


Figura I.17.- Deformación del fémur [*Jun-hai, Shu-fang y Xue-ying, 2009*]

En el trabajo de *Peng y asociados [2011]* a fin de establecer el modelo de elemento finito de la articulación de rodilla, se realizó un análisis de las fuerzas que actúan en esta. El modelo se obtuvo a partir de una tomografía del extremo superior de la tibia (Figura I.18) de un voluntario masculino.

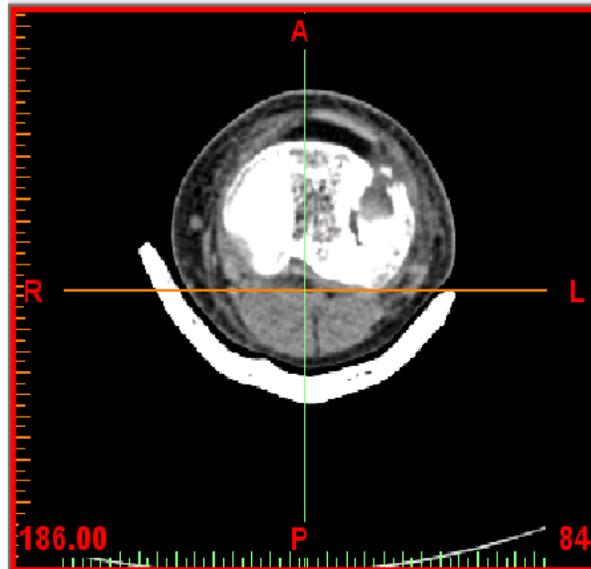


Figura I.18.- Imágenes de la tomografía del extremo superior de la tibia

Las imágenes fueron procesadas mediante el programa *Mimics 13.0*, las superficies del modelo fueron tratadas por el programa *Geomagic 9.0* creando en este mismo una cubierta fina. Al mismo tiempo el modelo fue construido en el programa *ProE 4.0* (Figura I.19), para rellenar el interior.

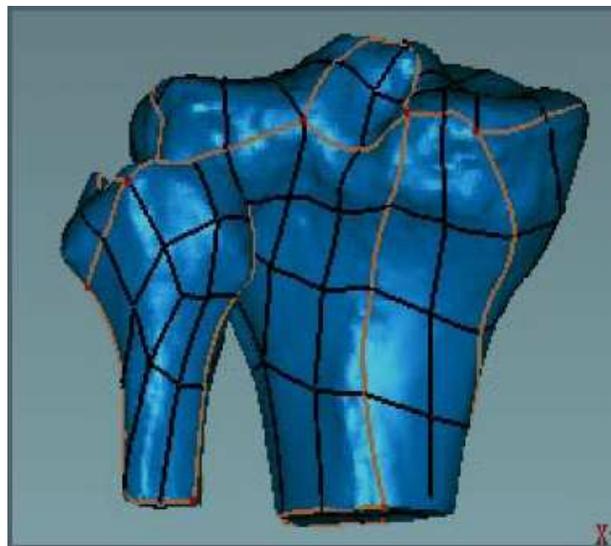


Figura I.19.- Generación de superficies del modelo

Finalmente el modelo fue guardado y exportado a *Ansys 10.0* para realizar el mallado de cada una de las entidades (Figura I.20). El tipo de elemento empleado fue un *solid 92* que es una unidad tetraédrica que está definida por 10 nodos.

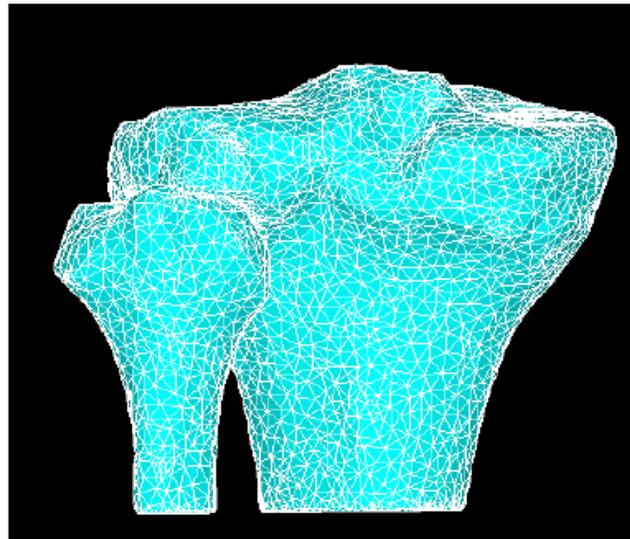


Figura I.20.- Modelo 3D en elementos finitos

I.7.- Trabajos e investigaciones de Biomecánica del miembro inferior y rodilla en México

Como ya se mencionó al principio de este trabajo, la Biomecánica se ha convertido en una herramienta de gran importancia, ya que ayuda a predecir el comportamiento del cuerpo humano. Así como, a reforzarlo y optimizarlo artificialmente. Además, permiten sustituir partes del cuerpo y propician el desarrollo de equipamiento clínico o quirúrgico mediante diversos análisis numéricos-experimentales.

En México, la biomecánica está apenas iniciando a desarrollarse. Desde hace tres décadas existe un centro de investigación, en *León, Guanajuato*, donde se han conjuntado las necesidades del mercado, las inquietudes de los industriales y el conocimiento de los científicos mexicanos. Auspiciado por el CONACYT, este es el *Centro de Innovación Aplicada en Tecnologías Competitivas, CIATEC* [Ortega-Araoz, y Palacios-Blanco, 2006].

En el trabajo de [Daza-Benitez y colaboradores, 2007] Médicos del *IMSS* de *León*, presentaron la simulación de articulación de rodilla para poder observar el comportamiento y efecto del cartílago articular (Figura I.21). De acuerdo con [Urriolagoitia-Calderón y equipo de trabajo, 2008] se realizó un estudio que permite establecer la vida útil esperada de un sistema protésico de cadera para el caso del fenotipo mexicano. Se desarrolló una simulación experimental para la realización de un ensayo tribológico en una máquina de desgaste del tipo Perno sobre Disco (*Pin on Disk*), el

ensayo realizado permitió evaluar la pérdida volumétrica de materiales del sistema analizado. Donde finalmente se obtuvo la validación del procedimiento realizado en este trabajo (Figura I.22).

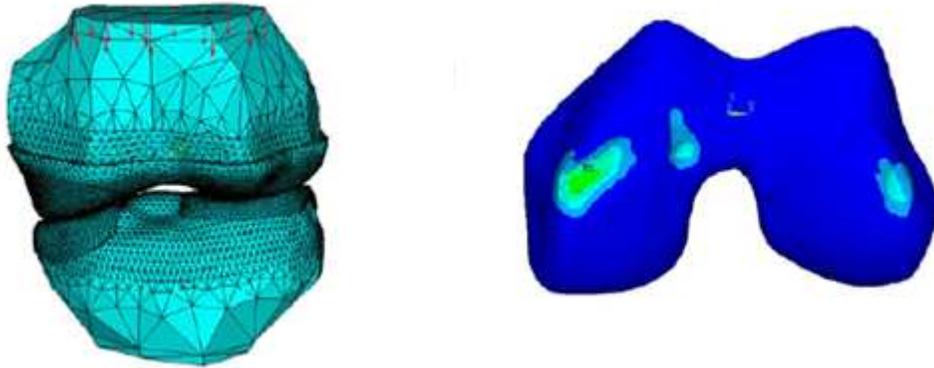


Figura I.21.- Simulación de la articulación de rodilla por MEF

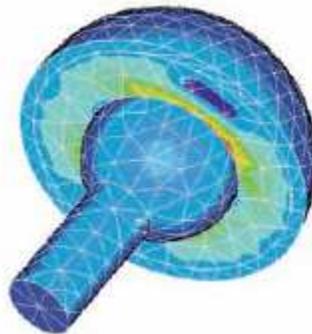


Figura I.22.- Modelo de una copa acetabular y componente femoral

En el *Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET)* del Instituto Tecnológico de Celaya en el departamento de *Ingeniería Mecánica- Biomecánica* [Dorian y asociados, 2010] se presentó el diseño y construcción de una prótesis completa de rodilla, mediante un modelo previo en elemento finito donde se obtuvieron los esfuerzos máximos para así después poder manufacturar el diseño (Figura I.23).

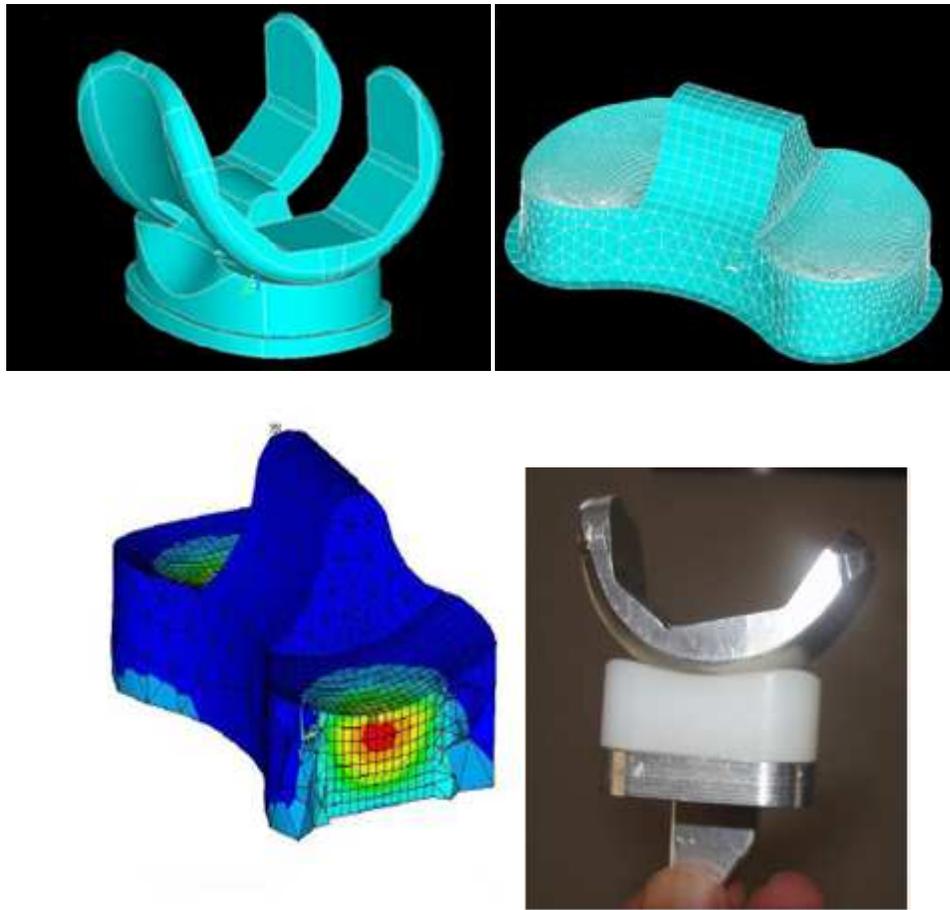


Figura I.23.- Prótesis completa de rodilla [Dorian y asociados, 2010]

I.8.- Planteamiento del problema

Hoy en día la Biomecánica en México ha ido incrementando su campo de aplicación en distintas áreas de la investigación, una de las más importantes, el área clínica; donde con ayuda de herramientas matemáticas, computacionales y análisis numéricos, se puede predecir el comportamiento mecánico de distintas estructuras óseas que componen al cuerpo humano.

La rodilla es una de las articulaciones más comúnmente afectadas con más de 30% de las personas mayores de 60 años afectadas. Un reporte reciente de la *Organización Mundial de la Salud* (OMS), indica que la osteoartritis de rodilla esta cerca de ser la cuarta causa más importante de discapacidad en mujeres y la octava causa en hombres, con un alto costo anual atribuido a esta patología [Murray y López, 1996]. Se supone que alrededor del 2020, 11.6 personas tendrán limitaciones debido a la osteoartritis de rodilla con gastos anuales de 60 billones de dólares alrededor del mundo.

De acuerdo con la investigación previamente realizada y en la mayor parte de la bibliografía consultada, se encontró que no se han desarrollado muchos estudios y análisis referentes a la rodilla. Por lo que la finalidad de este trabajo es contribuir con la aportación información basada en resultados numéricos para que sirvan como consulta y guía en el diseño de prótesis de rodilla. En este trabajo se plantea el desarrollo de un modelo tridimensional de la rodilla humana, contemplando los huesos que constituyen a la rodilla (Extremo inferior del fémur, rotula y el extremo superior de la tibia) donde una vez realizado el modelo tridimensional, se someterá a un análisis numérico por el Método de Elementos Finitos (MEF) con ayuda del programa *ANSYS 10.0 Work-bench*, con la finalidad de conocer la resistencia que tiene la rodilla con respecto a la carga a la que estará sometida, además de examinar el comportamiento de la fuerzas que se ven involucradas en el movimiento de la rodilla.

I.9.- Sumario

En el desarrollo de este capítulo se llevó a cabo una recopilación de información referente a los trabajos que se han realizado para el análisis numérico de miembro inferior y rodilla. Primeramente se establecen conceptos básicos de la biomecánica, posteriormente se da una reseña histórica de la biomecánica, se dan a conocer los campos de aplicación de la biomecánica y características importantes de la misma, Se hace una exploración en la información bibliográfica para dar a conocer los trabajos efectuados más recientes respecto a análisis numéricos mediante el Método de Elemento Finito (MEF) de miembro inferior y rodilla. Finalmente de enuncian los trabajos e investigaciones de Biomecánica de miembro inferior y rodilla en México.

III

Marco teórico

Se inicia el capítulo con teoría referente a fisiología articular, clasificación general de las articulaciones, posteriormente se inicia específicamente, con el estudio de la fisiología de la rodilla para conocer los ejes de movimiento de la articulación.

Se aborda la temática referente a las propiedades mecánicas del cartílago articular, estructura, composición y características.

Se establecen las ecuaciones necesarias para el cálculo de las fuerzas estáticas que se producen en la articulación de rodilla en diferentes condiciones.

Por último se analiza la cinética y se plantea el algoritmo al problema cinemático directo para el caso de estudio.

II.1.- Fisiología articular

El sistema óseo, articular, muscular y nervioso forman el aparato locomotor, que hace posible realizar todos los movimientos corporales [Kapandiji, 1977]. Los huesos conforman la parte anatómica pasiva del aparato locomotor, mientras que los músculos actúan en forma activa; como vínculo entre huesos y músculos, está el sistema articular, que interviene en la unión de diversas estructuras a través de las articulaciones [Dienhart, 1987].

De acuerdo con [Jacob y colaboradores, 1982] se denomina articulación al grupo de tejidos que unen a dos o más huesos por sus extremos o partes laterales, ya sea para mantenerlos fijos o para realizar movimientos reducidos o muy amplios. Estas uniones permiten los movimientos angulares de los segmentos del cuerpo, las articulaciones proveen estabilidad o equilibrio fisiológico, soporte y apoyo estático [Rash y Burke, 1985].

II.2.- Clasificación de las articulaciones

Según [Hall, 1999] existen básicamente dos formas para clasificar las articulaciones. Una manera es a base de su función o cantidad de ejes que posee y la otra es a base de su estructura.

II.2.1.- Clasificación funcional

La clasificación funcional se divide de manera general en cuatro:

- *Uniaxiales*.- Representan aquellas articulaciones donde el movimiento angular se realiza en un solo eje (Figura II.1). Un ejemplo es la articulación del codo, la cual permite flexión y extensión alrededor de un eje frontal-horizontal [Thompson y Floyd, 1996].

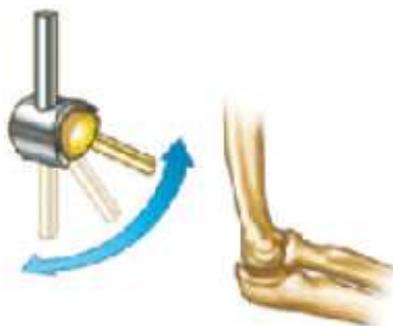


Figura II.1.- Articulación del codo [Thompson y Floyd, 1996]

- *Biaxiales*: Permiten movimientos en dos ejes diferentes. Por ejemplo la articulación de la muñeca (radiocarpiana) (Figura II.2), que permite realizar movimientos de extensión y flexión alrededor de un eje frontal-horizontal y abducción y aducción alrededor de un eje sagital-frontal.

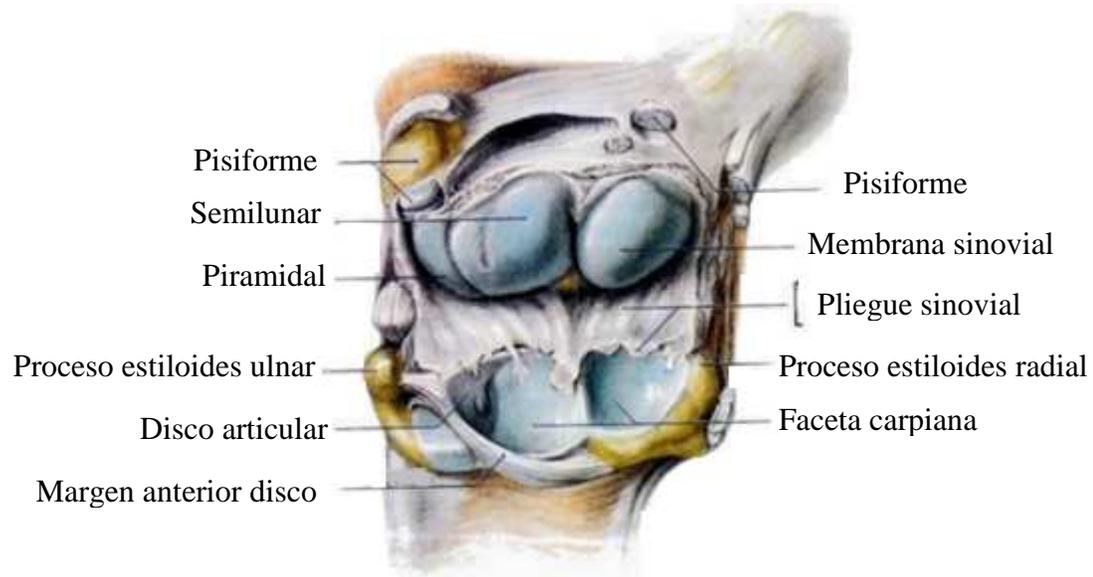


Figura II.2.- Articulación radiocarpiana de la muñeca

- *Triaxiales*: En estos tipos de articulaciones, los movimientos se producen en tres ejes [Dienhart, 1987]. Un ejemplo es la articulación de cadera que permiten flexión y extensión alrededor de un eje frontal-horizontal, abducción y aducción alrededor de un eje sagital-frontal y rotación alrededor de un eje vertical (Figura II.3).

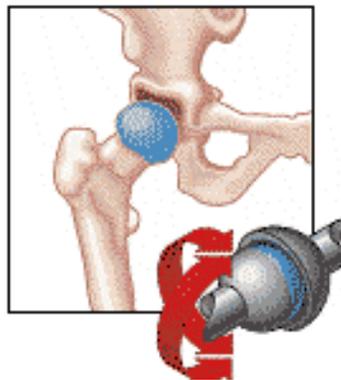


Figura II.3.- Articulación cadera

- *Noaxial*: Éstas solo permiten pequeños movimientos de deslizamiento (movimiento no axial). Por ejemplo, la articulación formada entre los huesos carpianos y tarsianos de la muñeca y tobillo respectivamente [Van De Graaff y Rhees, 1999].

II.2.2.- Clasificación estructural

- *Diartrosis (articulaciones sinoviales)*: Presentan una amplia libertad de movimiento, las articulaciones sinoviales o diartrosis permiten una o más de las siguientes clases de movimiento: flexión y extensión, abducción y aducción y rotación [Tortora, 1991]. Algunas de ellas permiten movimientos especiales como supinación, pronación, inversión, eversión, protracción, retracción y deslizamiento; Poseen de una cavidad sinovial, que es un espacio entre las superficies articulares de los dos huesos de la articulación, lo cual permite la gran movilidad de estas (Figura II.4).



Figura II.4.- Diartrosis

- *Sinartrosis*: Son articulaciones que no permiten el movimiento, los huesos se encuentran unidos por una sustancia interpuesta, tal como cartílago o tejido fibroso (Figura II.5), el cual se extiende a lo largo de las superficies articulares, además de que este tipo de articulación carece de cavidad articular [Weineck, 1995].

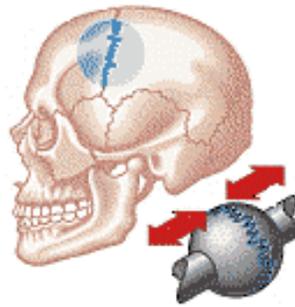


Figura II.5.- Sinartrosis

- *Anfiartrosis*: Este tipo de articulación permite únicamente movimientos limitados y no posee cavidad articular (Figura II.6).

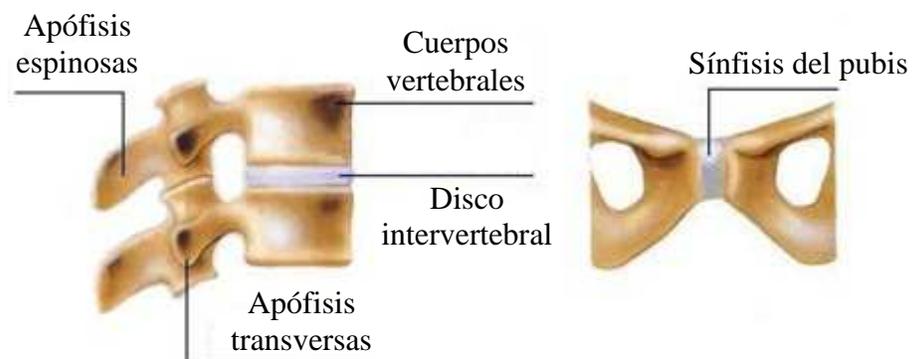


Figura II.6.- Articulación anfiartrosis

II.3.- Fisiología de la rodilla

La rodilla es una articulación intermedia que está diseñada para protegerse así misma, se encuentra envuelta por una cápsula articular lo suficientemente flexible como para permitirle moverse, pero a la vez con la suficiente fuerza para mantener la articulación unida [Xu-Shu, Yuan y Weiyi, 2009]. El tejido sinovial que reviste la cápsula produce el líquido sinovial que lubrica la articulación. El cartílago, resistente al uso, cubre los extremos del hueso del muslo (fémur) y de la tibia y ayuda a reducir la fricción durante el movimiento. Unas almohadillas de cartílago (meniscos) actúan como amortiguadores entre los dos huesos y ayudan a distribuir el peso del cuerpo en la articulación. Los sacos con fluido (bolsas) proveen protección a la piel o los tendones que se mueven sobre el hueso [Góngora-García y colaboradores, 2003].

La rodilla es una articulación de un solo grado de libertad; la flexo-extensión, que le permite aproximar o alejar, en mayor o menor medida, el extremo del miembro a su raíz. La rodilla trabaja, esencialmente, en compresión bajo la acción de la gravedad. A su vez esta articulación posee un segundo grado de libertad: la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna, cuando la rodilla se encuentra flexionada [Kapandiji, 1977].

Desde el punto de vista mecánico, la articulación de rodilla posee una gran estabilidad en extensión máxima, donde se producen esfuerzos de gran importancia debido al peso del cuerpo y a la longitud del brazo de palanca [Blandine, 2004].

II.3.1.- Ejes de movimiento de la articulación de la rodilla

El primer grado de libertad está condicionado por eje transversal XX' (Figura II.7) alrededor del cual se efectúan movimientos de flexión-extensión en un plano sagital, dicho eje XX', incluido en un plano frontal, atraviesa horizontalmente los cóndilos femorales [Fernández-Fairén, 1996].

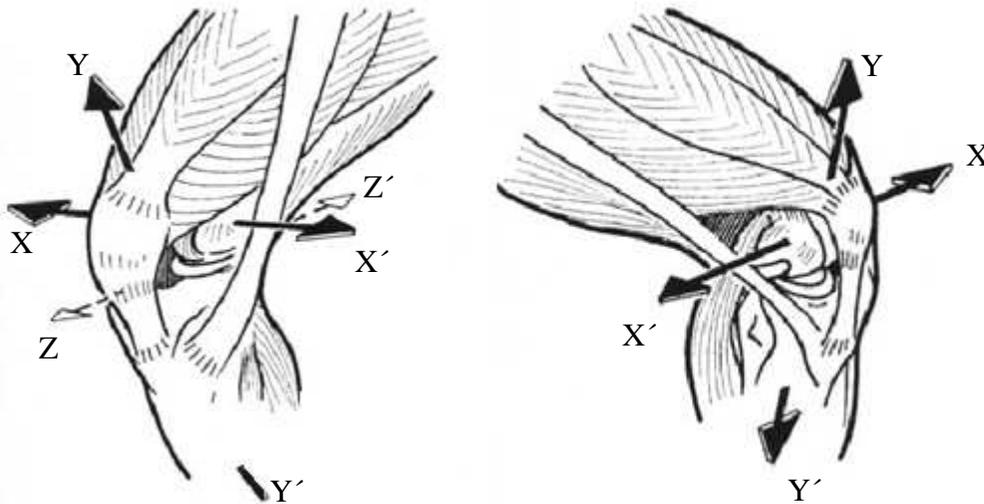


Figura II.7.- Vista interna y externa del eje transversal [Kapandiji, 1977]

Teniendo en cuenta la forma del cuello femoral (Figura II.8), el eje de la diáfisis femoral no está situado, exactamente, en la prolongación del eje del esqueleto de la pierna y forma con este último un ángulo obtuso, abierto hacia adentro de $170-175^\circ$, siendo este el *valgus* fisiológico de la rodilla [Basas y Fernández de la Peña, 2003]. El eje mecánico del miembro inferior está compuesto por línea recta que une los centros de las 3 articulaciones; cadera, rodilla y tobillo. Este eje forma un

ángulo de 6° con el eje del fémur, además, el hecho de que la caderas estén más separadas entre sí que los tobillos hace que el eje mecánico del miembro inferior sea ligeramente oblicuo hacia abajo y adentro, formando un ángulo de 3° con la vertical. Este ángulo será más abierto cuanto más amplia sea la pelvis, como es el caso de la mujer, por esta razón se entiende por qué el *valgus* fisiológico de la rodilla está más acentuado en la mujer que en el hombre [Fernández-Fairén, 1996]. Cuando el ángulo de *valgus* se invierte aparece el *genu varum*, que es cuando las rodillas se encuentran arqueadas y muy separadas entre sí; y por el contrario cuando el valgus se exagera se presenta el *genu valgum*, es cuando las rodillas se juntan demasiado y los tobillos se alejan presentando una forma de X exagerada en la persona [Luttgens y Wells, 1982] (Figura II.9).

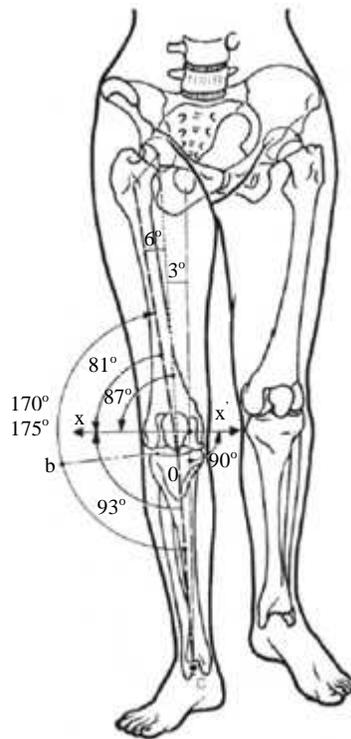


Figura II.8.- Ejes de movimiento de la rodilla [Kapandiji, 1977]

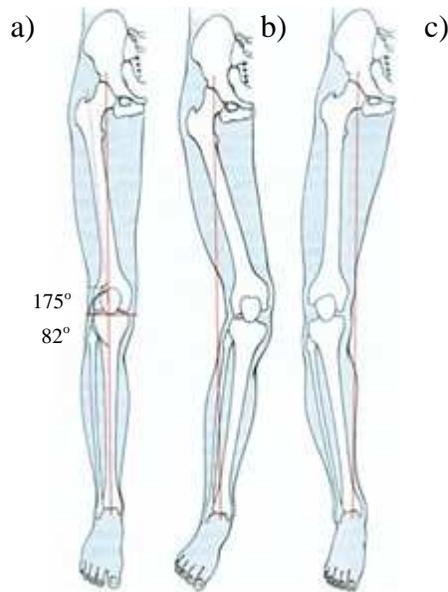


Figura II.9.- Áreas mecánicas de la rodilla. a) Genu normal. b) Genu valgum. c) Genu varum
[Fernández-Fairén, 1996]

El segundo grado de libertad de la articulación consiste en la rotación alrededor del eje longitudinal YY' de la pierna tal y como se muestra en la Figura II.7, con la rodilla en flexión. La estructura de la rodilla hace esta rotación imposible cuando la articulación está en máxima extensión; el eje de la pierna se confunde entonces con el eje mecánico del miembro inferior y la rotación axial ya no se localiza en la rodilla, sino en la cadera que la suple. Existe un tercer eje de movimiento en la rodilla, pero no supone un movimiento, es simplemente el eje en donde un pequeño desplazamiento lateral de la rodilla en flexión ocurre, este movimiento no afecta a la rodilla, sin embargo si transmite cierto movimiento al tobillo de 1 a 2cm de amplitud [Miralles y Puig, 1998].

II.3.2.- Movimiento de flexión y extensión de la rodilla [Fernández-Fairén, 1996]

Este es el movimiento principal de la rodilla, tiene una amplitud que se debe medir desde una posición de referencia que se toma cuando el eje de la pierna se encuentra en la prolongación del eje del fémur, es en este instante cuando el miembro inferior posee una máxima longitud.

Extensión: Es en este movimiento donde la cara posterior de la pierna se aleja del muslo, en realidad no hay una extensión absoluta de la pierna, sin embargo si se alcanza una extensión máxima en la

posición de referencia. Por otro lado a partir de la máxima extensión se puede realizar un movimiento, de forma pasiva, de 5° a 10° de extensión, llamada hiperextensión.

La extensión activa es cuando la rodilla se encuentra en completa extensión, no suele rebasar la posición de referencia, esto depende de la posición en la que se encuentre la cadera. De hecho la extensión de la cadera, que ocurre previamente a la de la rodilla, prepara la extensión de ésta última.

La extensión relativa es un movimiento complementario para la extensión de la rodilla a partir de cualquier posición (Figura II.10). Este es el movimiento normal de la rodilla durante la marcha; y es cuando el miembro en balanceo se adelanta para entrar en contacto con el suelo.



Figura II.10.- Movimientos de extensión de la rodilla

Flexión: Este movimiento es el inverso de la extensión, en donde la cara posterior de la pierna se acerca a la parte posterior del muslo, en la flexión hay movimientos conocidos como flexión absoluta que ocurren a partir de la posición de referencia y movimientos de flexión relativa encontrados en cualquier posición de flexión.

La flexión activa de la rodilla alcanza los 140°, solamente si la cadera ya está en flexión, pero solo alcanza 120° si la cadera está en extensión. Esto se debe a que los isquiotibiales no tienen la misma eficacia cuando la cadera está en extensión. En la flexión pasiva, la rodilla es capaz de desarrollar 160°, permitiendo el contacto entre talón y nalga. Esto sirve como comprobación de la libertad de flexión de la rodilla. En condiciones normales la flexión solo es limitada por los músculos del muslo y de la pantorrilla (Figura II.11).

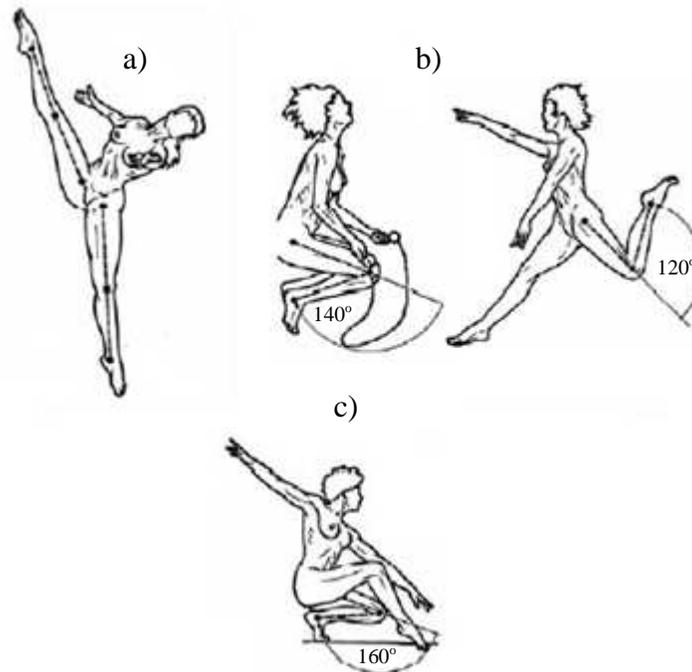


Figura II.11.- Movimientos de flexión. a) Posición de referencia. b) flexión activa. c) flexión pasiva [Kapandiji, 1977].

II.3.3.- Movimiento de rotación de la rodilla

El movimiento de rotación de la rodilla se puede medir cuando el sujeto se encuentra en flexión a 90° y sentado en el borde de una silla o mesa con las piernas colgando, cuando la persona está en posición de referencia, la punta del pie se encuentra un tanto abierta hacia fuera; La rodilla tiene tanto rotación interna como externa, la primera lleva la punta del pie hacia dentro durante la aducción del pie, esta rotación es de 30° , mientras que la segunda hace lo contrario mandando la punta hacia fuera más de lo normal y esta ocurre durante la abducción del pie, la amplitud en esta rotación varía dependiendo de qué tan flexionada este la rodilla. Se dice que normalmente la flexión es de 40° , sin embargo cuando la pierna se encuentra a 30° de flexión la rotación externa es de 32° ; al mismo tiempo cuando la pierna esta en ángulo recto, 90° de flexión, la rotación externa presenta 42° [Nordin y Frankel, 2004].

La rotación de la rodilla tiene un movimiento pasivo que permite una rotación mayor. Para medirla el paciente se acuesta boca abajo con las rodillas a 90° de flexión, luego, se hace girar el pie de la

persona de modo que la punta apunte hacia fuera y hacia dentro. Cuando se gira el pie hacia fuera se tiene un giro de 45° a 50° y cuando se gira hacia dentro se consiguen de 30° a 35° de giro.

Finalmente la rodilla cuenta con una rotación que se puede considerar como automática llamada rotación axial que se presenta de forma involuntaria e inevitable cuando se realizan los movimientos de flexión y extensión, sobre todo al final de la extensión y al comienzo de la flexión (Figura II.12). Cuando la rodilla entra en extensión, existirá rotación externa, mientras que cuando se flexión la rotación será interna [Hamill y Knutzen, 1995].

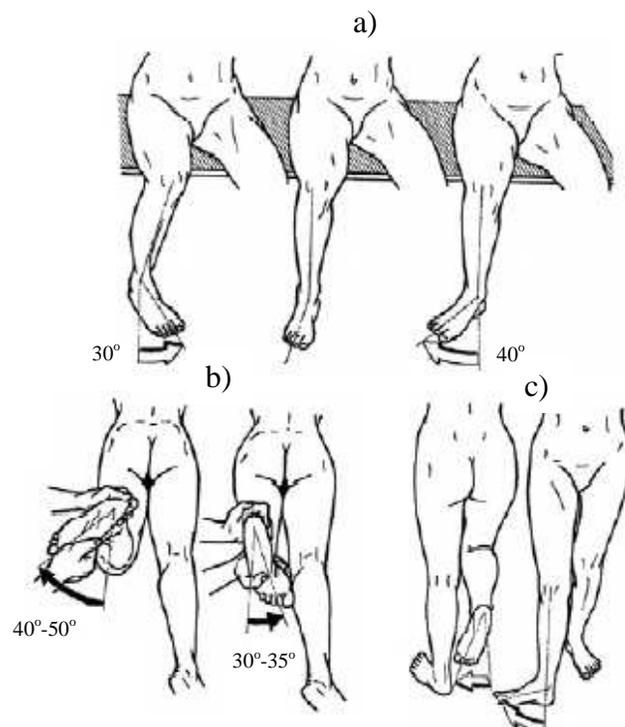


Figura II.12.- Movimientos de rotación. a) Rotación interna y externa. b) Rotación pasiva. c) Rotación axial [Kapandiji, 1977]

II.4.- Cartílago articular

El cartílago articular es un material biológico poroelástico que permite la distribución de las cargas mecánicas y el movimiento de las articulaciones. Como material bifásico, en presencia de carga, el cartílago articular deforma su matriz sólida y modifica la presión hidrostática del fluido en su interior [Fawcett y Jensch, 1997]. Por su composición coloidal y flexible, posee de gran resistencia

elástica a la presión, está desprovisto de vasos sanguíneos y linfáticos, generalmente se encuentra rodeado por una capa de tejido conjuntivo denso, el pericondrio, excepto en los lugares en que se halla en contacto con el líquido sinovial de las articulaciones [Vega y asociados, 2000].

II.4.1.-Tipos de Cartílago

Existen tres tipos de cartílago: hialino, elástico y fibroso, los cuales se diferencian fundamentalmente por la cantidad de sustancia amorfa que presentan y por el tipo de fibra que predomina en la matriz cartilaginosa [James y Uhl, 2001].

- a) *Cartílago hialino*.- Es el más abundante en la anatomía del cuerpo humano, recubre la superficie articular de los huesos, constituye la placa de crecimiento de los huesos largos, el septum nasal, la porción anterior de las costillas y da soporte elástico al tracto respiratorio [Wu y Kirk, 2001].

La función principal del cartílago hialino es la de brindar lubricación a los movimientos con mínima fricción, amortiguar el peso corporal, este cartílago es flexible, elástico de color blanco nacarado y opalescente; además, es muy vulnerable al desgaste y a los traumas ya que al lesionarse no se puede reparar o cicatrizar tal como ocurre con los ligamentos, músculos huesos y otros tejidos [Andriacchi y colaboradores, 2004].

Su composición intercelular es homogénea y está constituida básicamente por agua, colágeno, proteoglicanos y en menor medida por proteínas no colágenas, el cartílago no contiene vasos sanguíneos y su nutrición la realiza a partir del líquido sinovial mediante difusión.

- b) *Cartílago elástico*.- La diferencia del cartílago elástico con el cartílago hialino es que en el primero, la sustancia intercelular es penetrada por fibras elásticas que dan a este tipo de cartílago un color amarillento, opaco y unas características de mayor elasticidad y flexibilidad. El cartílago elástico tiene un aspecto amarillento y opaco, además, aparece principalmente en epiglotis, conducto auditivo externo y trompa de Eustaquio [Fawcett y Jensch, 1997].

- c) *Cartílago fibroso o fibrocartílago*.- Se diferencia del cartílago hialino por la presencia de gruesos haces compactos de fibras de colágeno en sustancia intercelular, estos haces se disponen paralelamente unos a otros separados por pliegues en los que se ubican las células condrales [Hallett y Andrish, 1994]; aparece como tejido de transición entre el cartílago hialino y el tejido conjuntivo (uniones del cartílago articular con las cápsulas y ligamentos), meniscos, discos intervertebrales, sínfisis pubiana y en la unión de ciertos tendones a los huesos.

II.4.2.- Estructura del cartílago articular [Buckwalter y Martin, 1995]

Histologicamente, el cartílago hialino está compuesto básicamente de agua en más del 60% del tejido. El 40% restante lo constituyen las células, denominadas condrocitos, y la matriz extracelular (condrina), formada por una sustancia amorfa y unos componentes fibrilares que se localizan en ella.

Condrocitos.- Los condrocitos, le dan al cartílago articular las características mecánicas de la plasticidad y la visco-elasticidad, suponen aproximadamente el 10% del peso del cartílago. Se sitúan en unas lagunas dentro de la matriz extracelular (MEC), a las que se adaptan. Producen la MEC adyacente, pero también son capaces de despolimerizarla y eliminarla para ensanchar sus lagunas [Chen y asociados, 2003] (Figura II.13).

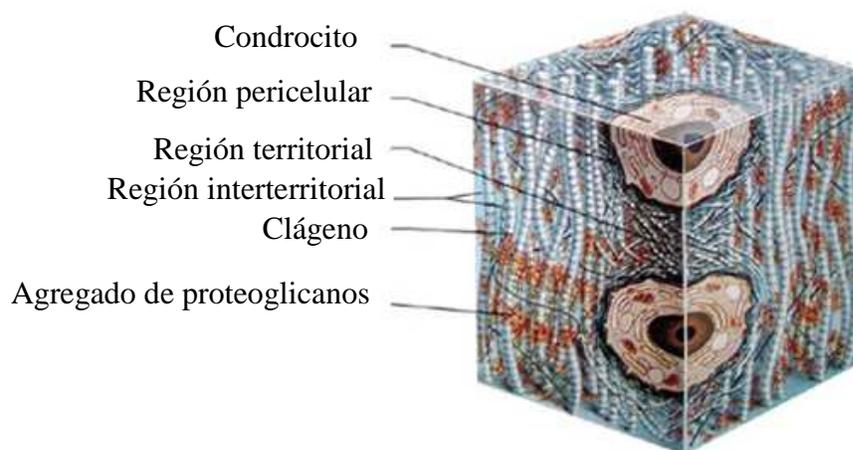


Figura II.13.- Organización regional de la matriz extracelular en función de la proximidad a los condrocitos [Stella- Landínez y asociados, 2009]

La función celular viene determinada por cambios sufridos en la propia MEC (por ejemplo, la pérdida de proteoglicanos determina la activación funcional del condrocito), variaciones en la presión en la membrana celular, la edad y determinados factores de crecimiento (el Factor de Crecimiento Transformante-beta, TGF- β , puede inducir la condrogénesis) (Figura II.14).

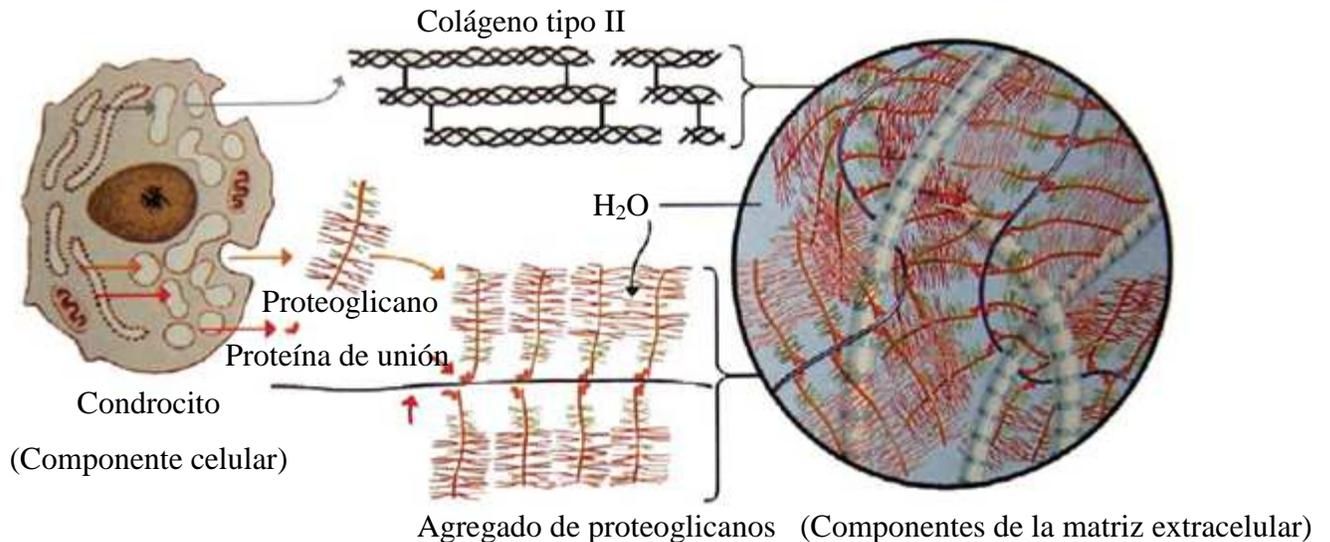


Figura II.14.- Los condrocitos sintetizan el colágeno y los proteoglicanos. Ambos interactúan conformando la matriz extracelular del cartílago, capaz de retener grandes cantidades de agua [Buckwalter y Martin, 1995]

Matriz extracelular.- Responsable de las características mecánicas del cartílago (Figura II.14).

De acuerdo con [Vega y García-Suárez, 2000] la matriz extracelular se compone de:

- **Agua (60-80%).** Permite la deformación del cartílago en respuesta al estrés, fluyendo dentro y fuera del mismo. Su cantidad es mayor en superficie (80%) que en profundidad (60%). Es muy importante para la nutrición del cartílago y para la lubricación articular. En casos de osteoartritis aumenta hasta niveles del 90%. Este aumento ocasiona un incremento en la permeabilidad y descenso tanto de la resistencia como del módulo de Young del cartílago [Vega y García-Suárez, 2000].
- **Colágeno (10-20%).** Mayoritariamente del tipo II (90-95%), lo que confiere al cartílago una gran resistencia a la tensión [Buckwalter y Hunziker, 1988].

También se observan pequeñas cantidades de colágeno tipo I, V, VI, IX, X y XI. El colágeno tipo VI se encuentra en fases precoces de osteoartritis. El colágeno X se produce únicamente

durante fases de osificación endocondral (se asocia por lo tanto a calcificación del cartílago) [Stella- Landínez y asociados, 2009].

- **Proteoglicanos (PGs)** (10-15%). Macromoléculas complejas responsables de la resistencia a la compresión del cartílago, secretadas por los condrocitos, se componen de subunidades denominadas glicosaminoglicanos (GAGs), el GAG más frecuente es el condroitín-sulfato (del que hay 2 subtipos, el condroitín-4-sulfato y el condroitín-6-sulfato), después el queratán sulfato (o keratán sulfato o keratín sulfato) y el dermatán sulfato. El condroitín-4-sulfato es el más abundante y disminuye en cantidad con los años, el condroitín-6-sulfato se mantiene constante y el queratán-sulfato aumenta con la edad. Menos abundantes son el biglicano, la decorina, la fibromodulina o el colágeno IX [Buckwalter y Martin, 1995]. Los GAGs se unen a un núcleo proteico formando agreganos o proteoglicanos, estos agreganos se unen mediante proteínas de enlace al ácido hialurónico (que es otro GAG pero que no está sulfatado, carece de proteína central y no forma PG) para formar agregados de proteoglicanos. Los PGs tienen una vida media de tres meses, presentan una gran capacidad para retener agua y son los responsables de la estructura “porosa” del cartílago (Figura II.15).

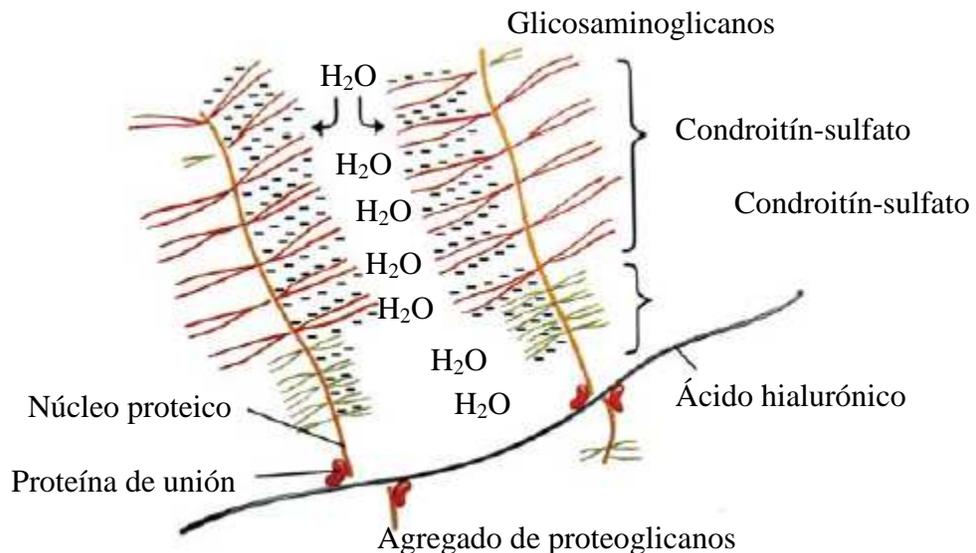


Figura II.15.- Agregados de proteoglicanos [Buckwalter y Martin, 1995]

- **Glicoproteínas extracelulares** (ancorina CII, fibronectina, laminina, integrina), tienen funciones de unión entre la MEC y los condrocitos. La más importante, la integrina, interacciona con receptores celulares y regula la migración, proliferación y diferenciación de los condrocitos. La renovación continua de los componentes de la MEC depende de una serie de proteasas tanto intracelulares como extracelulares. En condiciones normales el cartílago presenta unos niveles altos de inhibidores de estas proteasas. La alteración de este equilibrio entre inhibidores y enzimas puede ser una de las causas últimas del origen de la osteoartritis [Katona, 1987].

II.4.3.- Lubricación y mecanismo de carga del cartílago articular

Una de las características mecánicas de mayor importancia que presenta el cartílago articular es el coeficiente de fricción, es un coeficiente bajo en comparación con otros materiales (Tabla 1). Este coeficiente está condicionado por muchos factores que lo disminuyen (calidad del líquido sinovial, deformación elástica del cartílago, formación de una capa de fluido, efusión del líquido desde el cartílago) y otros que lo aumentan (fibrilación del cartílago, es decir pérdida de su estructura normal y, por lo tanto, de su función) [James y Uhl, 2001].

Tabla II.1.- Coeficientes de fricción para diversos materiales [Buckwalter y Martin, 1995]

Materiales	Coefficiente
Acero-acero	0.6
Politetrafluoroetileno-acero	0.04-0.2
Politetrafluoroetileno-politetrafluoroetileno	0.04-0.2
Cartílago-cartílago	0.002-0.02

El cartílago soporta grandes fuerzas (se calcula que en el hombre, una cadera o rodilla se va a ver sometida a fuerzas de hasta 10 veces el peso corporal en una superficie de 3 cm²) de forma constante y durante mucho tiempo (podemos calcular alrededor de un millón de apoyos al año durante 80 años en el hombre). Toda articulación se ve sometida a fuerzas de giro y deslizamiento en algún momento de su función. Durante los movimientos, las superficies se protegen directamente con una capa lubricante que se adhiere al cartílago y en la que destaca una proteína, la lubricina, que parece ser la responsable directa de este tipo de lubricación, este fenómeno es independiente de las propiedades

del lubricante y de las propiedades mecánicas de las superficies implicadas [*Chen y asociados, 2003*].

- **Lubricación por fluido**

Capa líquida que aumenta la separación entre las superficies, la carga se soporta por la presión ejercida sobre el fluido (Figura II.16). Se pueden diferenciar dos subtipos [*Hallett y Andrish, 1994*]:

- a) Lubricación hidrodinámica, producida por el desplazamiento de superficies no paralelas que originan una cuña de líquido sinovial, que se traduce en una fuerza de elevación.
- b) Lubricación por capa comprimida, ocasionada por el movimiento perpendicular entre superficies de apoyo paralelas, la presión empuja al líquido alejándolo de la zona de contacto.

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

- **Lubricación elastohidrodinámica**

Las superficies articulares pueden sufrir cierta deformación, en estos casos el área de contacto se incrementa y se reduce el espacio al que puede fluir el líquido sinovial, por lo que la capa lubricante aumenta; el soporte de carga es mayor gracias a este efecto [*Buckwalter y Martin, 1995*].

- **Autolubricación (weeping lubrication)**

El cartílago articular se comporta como una esponja y puede captar o soltar líquido debido a sus características estructurales (“porosidad” conferida por los proteoglicanos). De esta manera, cuando se produce una carga de peso, el cartílago deja salir fluido que recupera cuando la presión cesa. La permeabilidad del cartílago es mayor en casos de bajo estrés y viceversa (permeabilidad no lineal) [*Stella- Landínez y asociados, 2009*].

- **Lubricación de refuerzo**

Al comprimir el líquido sinovial por efecto de una carga, se produce un flujo de éste hacia el cartílago. Pero no todo el líquido puede pasar, se produce un proceso de ultrafiltración de manera que las macromoléculas del líquido sinovial (básicamente los complejos de ácido hialurónico) quedan entre las superficies articulares. Estos flujos de compuestos favorecen y son fundamentales para la nutrición del cartílago [Buckwalter y Hunziker, 1988].

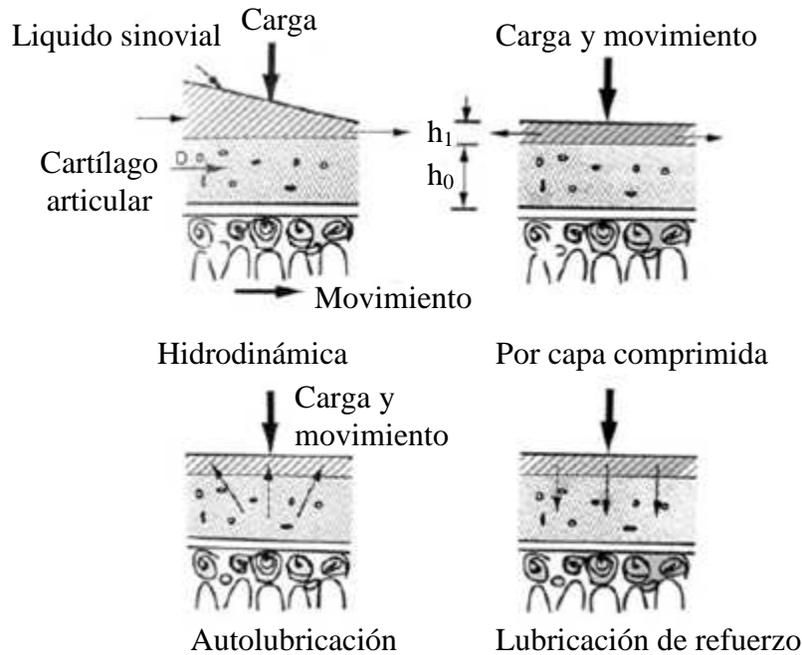


Figura II.16.- Diferentes tipos de lubricación articular

II.4.4.- Propiedades mecánicas del cartílago articular

El cartílago puede entenderse como un medio poroso inmerso en agua, como una esponja. Desde un punto de vista ingenieril este tipo de materiales son muy difíciles de analizar. Los factores que influyen en el comportamiento del cartílago bajo carga son las características de su matriz sólida y su permeabilidad. El cartílago articular se comporta como un material viscoelástico, es un material poroso lleno de fluido en su interior que se comporta como una esponja. Posee la particularidad de que está diseñado mecánicamente para soportar cargas de Compresión (su resistencia a la tracción es un 5% de la del hueso, mientras el módulo de elasticidad en compresión es del orden de 0.1% que el tejido óseo) [Stella- Landínez y asociados, 2009].

El tejido hialino es un material anisotrópico, esto es debido a la disposición que presentan los haces de fibras colágenas en su interior, estableciendo una arquitectura muy específica de su estructura histológica [Andriacchi y colaboradores, 2004].

Bajo cargas instantáneas, el cartílago posee un comportamiento casi por completo elástico, con una recuperación casi instantánea de la deformación generada una vez que cesa la fuerza deformante. Durante la deformación a consecuencia de la carga, se va a producir la salida de agua libre desde el interior del cartílago al exterior, parte queda en el espesor del cartílago atrapada por las glucoproteínas del tejido y porque los poros se van haciendo cada vez más pequeños debido al aplastamiento o deformación, cuando toda el agua libre sale del cartílago, nos encontramos con el límite elástico de compresión, a partir de aquí, la deformación es plástica y por lo tanto, no se recupera en su integridad.

La deformación del cartílago hialino depende de la velocidad de aplicación de la carga (Figura II.17). Cuando la carga se aplica a gran velocidad sobre cartílago hialino, este presenta mayor rigidez. Cuanto mayor sea la rapidez con la que aplicamos la carga, más rápida es la compresión y por lo tanto más difícil es que salga el agua del interior del tejido hialino; en cambio, cuando la carga se aplica de forma lenta y constante sobre cartílago, se consigue mayor deformación del tejido. Debido a la baja permeabilidad del cartílago articular, que se traduce por una elevada resistencia al flujo del fluido a través del cartílago, su comportamiento mecánico es fuertemente dependiente de la velocidad a la cual se aplica la carga. En este sentido, cuando la aplicación y retirada de la carga sea rápida no existe tiempo para que el líquido pueda fluir hacia el exterior del tejido y luego volver a penetrar en él; esta sería la situación que se produce en una actividad física como el salto. En este caso, el material se comporta como un sólido elástico monofásico, puesto que se deformará instantáneamente bajo la carga aplicada y se recupera inmediatamente al retirarse la carga [Suh y colaboradores, 1995].

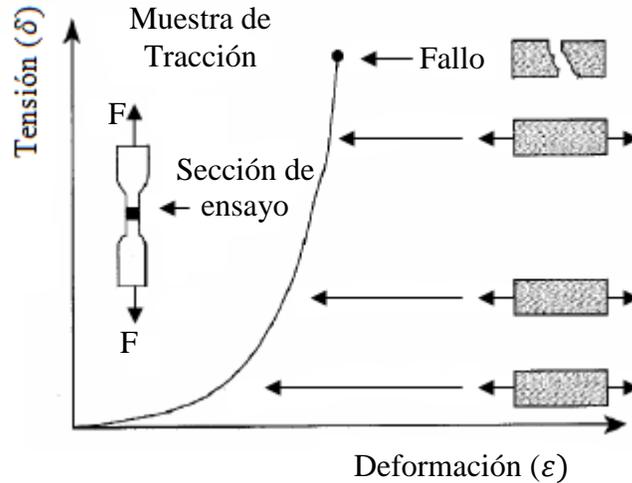


Figura II.17.- Gráfica esfuerzo-deformación del cartílago articular [Mow y colaboradores, 1980]

La porción inicial de la curva puede interpretarse como el alineamiento del colágeno en la dirección de la fuerza aplicada. La porción final representa la rigidez del propio colágeno. Así mismo que la rigidez y la resistencia a tracción del cartílago articular normal de un adulto disminuyen al aumentar la distancia a la superficie articular. En este sentido se interpreta que la zona superficial, rica y densa en colágeno, puede actuar como recubrimiento protector, tenaz y resistente al desgaste [Lotz y colaboradores, 1995].

La anisotropía del cartílago articular se refleja en la mayor resistencia y rigidez a tracción de las muestras contadas paralelamente a la dirección de la línea de hendidura local en relación a las cortadas perpendicularmente a la misma [Maroudas y asociados, 1968].

II.5.-Determinación de los momentos de inercia antropomórficos [Enderle y asociados, 2000]

La resistencia de un cuerpo (o un segmento del cuerpo tal como un muslo en el análisis de marcha) a la rotación es cuantificado por el cuerpo o segmento del cuerpo del momento de inercia I:

$$I = \int_m r^2 dm \tag{II.1}$$

Donde m es la masa del cuerpo y r es el brazo de momento al eje de rotación, la masa incremental dm puede ser escrita como ρdV , para un cuerpo con densidad constante ρ el momento de inercia puede ser encontrado por la integración sobre el volumen del cuerpo V .

$$I = \rho \int_v r^2 dV \quad \text{II.2}$$

Esta expresión general puede escribirse en términos de la rotación respecto a los ejes x, y y z :

$$I_{xx} = \int_v (y^2 + z^2) \rho dV \quad \text{II.3}$$

$$I_{yy} = \int_v (x^2 + z^2) \rho dV \quad \text{II.4}$$

$$I_{zz} = \int_v (x^2 + y^2) \rho dV \quad \text{II.5}$$

El radio de giro, r_g , es el brazo del momento entre el eje de rotación y un solo punto donde toda la masa del cuerpo está concentrada. Consecuentemente, un segmento de cuerpo debe ser tratado como un punto de masa con momento de inercia.

$$I = mr_g^2 \quad \text{II.6}$$

Donde m es el segmento de masa corporal. El momento de inercia con respecto al eje paralelo I , está relacionado al momento de inercia con respecto al centro de masa del cuerpo I_{cm} , esto puede describirse de acuerdo al teorema de los ejes paralelos:

$$I = I_{cm} + md^2 \quad \text{II.7}$$

Donde d es la distancia perpendicular entre los dos ejes paralelos.

II.6.-Análisis estático de las fuerzas que se involucran en la rodilla

En la postura de pie, la línea de gravedad cae aproximadamente a través del eje de la articulación de la rodilla. Con la rodilla en extensión completa, el brazo de momento de la línea de gravedad es cero

(Figura II.18); por lo tanto no se necesita fuerza muscular para mantener el equilibrio en este punto [Smith y asociados, 2003].

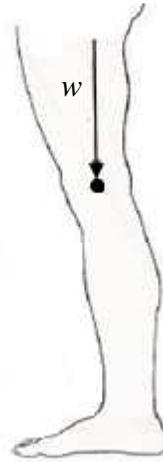


Figura II.18.- Brazo de momento del peso sobrepuesto sobre la articulación de la rodilla en apoyo normal

La fuerza de compresión de la articulación es igual a la mitad del peso sobrepuesto, o aproximadamente 42.6 Kg para un hombre de 90.5 Kg. Por otro lado, al flexionarse la rodilla, la línea de gravedad cae por detrás del eje articular [Le Veau, 1991] (Figura II.19).

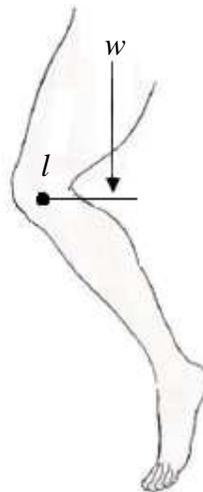


Figura II.19.- Brazo de momento del peso sobrepuesto sobre la articulación de la rodilla en apoyo con la rodilla flexionada [Le Veau, 1991]

Para un manejo gráfico, deben conocerse:

- a) La magnitud, dirección y la línea de aplicación de la fuerza de reacción del piso (G).

- b) La dirección y línea de aplicación de la fuerza del tendón rotuliano.
- c) El punto de aplicación de la fuerza de reacción articular

Suponiendo que la línea de acción de la fuerza muscular interseca con la línea de acción de la fuerza de reacción sobre el pie (Figura II.20).

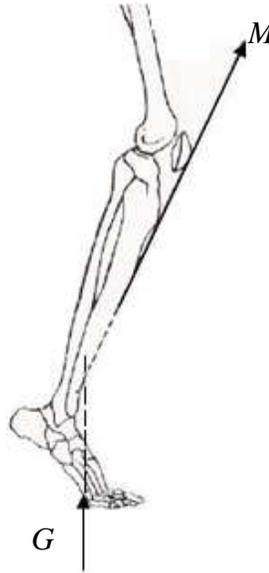


Figura II.20.- Diagrama de fuerzas estáticas tomando en cuenta la fuerza muscular

Esta línea de acción debe pasar a través de este punto de intersección, ya que tres fuerzas que actúan sobre el punto son concurrentes. La fuerza de reacción debe trazarse mediante este punto y su punto de aplicación sobre la superficie articular (Figura II.21).

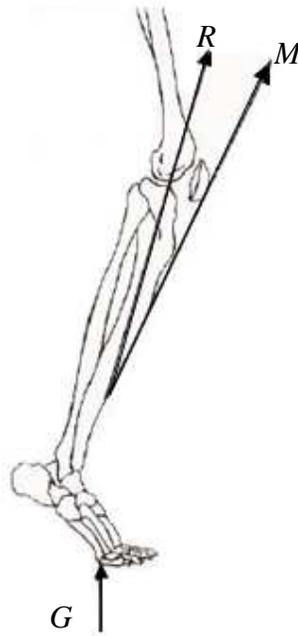


Figura II.21.- Diagrama resultante [Le Veau, 1991]

Al final puede construirse un triángulo de fuerzas utilizando los vectores G , M y R (Figura II.22), esto define las magnitudes de la fuerza muscular como de la fuerza de reacción, además, el triángulo puede graduarse en términos de peso corporal y pueden determinarse las magnitudes de la fuerza muscular y de la fuerza de reacción articular.

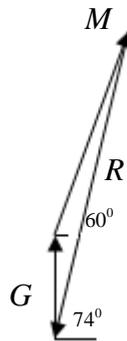


Figura II.22.- Triángulo de fuerzas que actúan sobre la articulación de rodilla en el apoyo unilateral

La fuerza de compresión articular (R_c) es perpendicular al platillo tibial y paralela al eje longitudinal de la tibia, mientras que la fuerza de deslizamiento (R_s) es paralela al platillo tibial (Figura II.23). Con la rodilla en flexión de 20° , tanto el muslo como la pierna forman un ángulo de 10° con la vertical, por lo tanto, el platillo tibial forma un ángulo de aproximadamente 10° con el eje X, por lo

que se puede calcular las componentes de compresión y deslizamiento y resolver la fuerza de reacción articular en estas dos componentes.

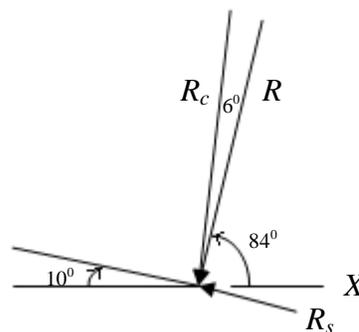


Figura II.23.- Fuerzas estáticas que actúan sobre la articulación de la rodilla cuando la fuerza de deslizamiento es paralela al platillo tibial

II.7.-Análisis cinético de la rodilla

Durante el apoyo, la alineación de la fuerza de reacción con la rodilla crea cuatro pautas alternativas de momento (extensor, flexor, extensor y flexor), que suceden a lo largo de las fases de sustentación en el instante de contacto inicial, la fuerza de reacción con el suelo es anterior a la rodilla (Figura II.24), así se produce un momento extensor durante el 2% inicial del ciclo. Su valor máximo es de unas 3.5% PCLM en unidades anatómicas (porcentaje del producto peso del cuerpo x longitud de la pierna) o en valor absoluto de 25 N-m [Rosenberg y Micos, 1992].

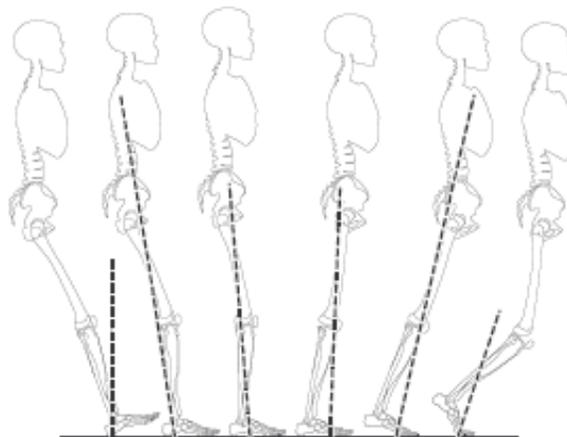


Figura II.24.- Magnitud y dirección aproximadas de la fuerza de reacción con respecto a la rodilla en sucesivos instantes de tiempo

Al cargarse paulatinamente el miembro durante la fase inicial del apoyo, la fuerza de reacción se realinea rápidamente, retrocediendo hacia el centro del cuerpo. Alrededor del 7%, el vector alcanza el centro de la rodilla y progresivamente, pasa a ser posterior a ella, apareciendo así un momento de flexión creciente, con un valor aproximado de 51 N-m al final de la fase de respuesta a la carga. Cuando comienza el período de apoyo monopodal (principio de la fase media del apoyo), la situación de la masa del cuerpo con respecto al miembro de soporte comienza a cambiar, lo que invierte la dirección de la fuerza de reacción, disminuyendo progresivamente el momento de flexión en la rodilla. Hacia mediados de la fase media del apoyo, se alcanza un alineamiento neutro (momento nulo), el cuerpo continúa su avance sobre el pie de apoyo y el vector pasa a ser anterior a la rodilla, generándose un momento extensor que aumenta progresivamente hasta la mitad de la fase final del apoyo alcanzando un máximo relativo de par extensor de 30 N-m [Blandine, 2004].

II.7.1.- Cinética muscular de la rodilla durante el movimiento

La carga de la rodilla se transmite a las superficies articulares y se distribuye con ayuda de los estabilizadores; las fuerzas que actúan sobre la rodilla son las transmitidas por el peso corporal al suelo, las fuerzas producidas por la contracción muscular, además de las fuerzas originadas por el mismo movimiento [Josa-Bullich, 1995]. La rodilla transmite cargas a través de la articulación femorotibial y de la femoropatelar (Figura II.25). Las fuerzas de compresión femorotibial llegan a ser hasta tres veces el peso corporal durante la marcha, estas fuerzas llegan a ser cuatro veces el peso corporal subiendo escaleras. Los meniscos colaboran en la distribución de estas fuerzas y soportan entre 1/2 y 1/3 del peso corporal [Le Veau, 1991].

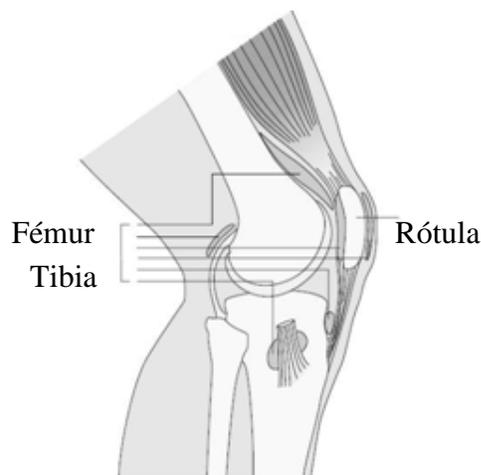


Figura II.25.- Articulación femorotibial y femoropatelar

En las actividades diarias, también se producen fuerzas de cizallamiento tibiofemoral, como el rozamiento producido durante el desplazamiento anteroposterior de las superficies femoral y tibial. La fuerza de cizallamiento posterior caminando y subiendo escaleras oscila entre 0.4 y 1.7 veces el peso corporal, la fuerza de cizallamiento anterior es menor aproximadamente su valor es de 0.04-0.2 veces el peso corporal, pero contribuye al desplazamiento tibiofemoral anteroposterior total.

Con el paso del tiempo la concentración de tensiones (cargas compresivas más cizalladura) produce un deterioro en la superficie articular y suele ser dañina para la rodilla sino logra estabilizarse.

La rótula distribuye las tensiones del aparato extensor y permite aumentar el brazo de palanca del cuádriceps, que pasa de apoyar en el fémur distal a apoyarse en la rótula interpuesta, a esto se debe un incremento en la potencia del aparato extensor durante la extensión de la rodilla, la rodilla sufre una fuerza de compresión sobre el fémur, al aumentar el brazo de palanca del cuádriceps; la magnitud de estas fuerzas de compresión oscilan entre 0.5 veces el peso corporal durante la marcha hasta 7.6 veces el peso corporal en cuclillas. Mediciones con películas de presión confirman que las fuerzas de compresión patelofemoral varían según el ángulo de flexión de la rodilla [Blandine, 2004].

II.8.-Análisis cinemático 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 [Freeman-Miller, 2001].

La rodilla es una articulación muy compleja caracterizada por un gran rango de movimiento en el plano sagital y pequeños arcos de movilidad frontal y transversal. El movimiento de flexo-extensión en el plano sagital se utiliza para la progresión en la fase de apoyo y para el avance del miembro en la de oscilación. El movimiento en el plano frontal facilita el equilibrio vertical sobre el miembro particular durante la fase de apoyo monopodal. La rotación transversal se produce en consonancia con los movimientos anteriores. Habitualmente, el análisis visual se restringe al plano sagital, a menos que la movilidad de la articulación se vea exagerada por una situación patológica, por lo que la valoración del resto de movimientos requiere del uso de métodos instrumentales [Enderle y asociados, 2000].

En el plano sagital, la rodilla realiza un movimiento alternativo de flexión y extensión, presentando cuatro trayectorias de movimiento durante cada zancada, el movimiento normal de la rodilla durante la marcha transcurre en un rango máximo de entre 0° y 70° , los límites exactos de cada arco de flexión o extensión varían según el estudio de que se trate; estas diferencias se relacionan con variaciones de la velocidad de marcha, con el individuo en cuestión y con el juego de marcadores seleccionado para identificar la posición de los distintos segmentos corporales, dado que no todos los estudios identifican la velocidad de marcha correspondiente al registro del movimiento de la rodilla, no puede determinarse una relación entre estos dos factores [Iwaki, 2000].

En el plano frontal, a lo largo de cada ciclo de marcha, la rodilla presenta tanto abducción como aducción. Durante el apoyo el movimiento es de abducción. De acuerdo con un estudio hecho a un tercio de los pacientes estudiados por [Kettlecamp, 1970] presentaron abducción máxima de rodilla en el contacto inicial. La mayoría de ellos (64%), sin embargo, experimentó 3° adicionales de abducción en la fase inicial del apoyo, durante la oscilación la rodilla realiza una aducción de 8° , volviendo a una postura más neutra.

En cuanto al plano transversal, durante la fase de respuesta a la carga, se produce una rotación interna del miembro inferior completo. Durante el resto del apoyo, el fémur y la tibia rotan externamente y, a partir del instante de despegue, invierten nuevamente su movimiento, rotando internamente durante el resto del ciclo [Levens y colaboradores, 1948].

Tanto la magnitud como la dirección de la rotación cambian en función de las fases del ciclo de marcha. En el contacto inicial, la rodilla está bloqueada en extensión y rotación externa [Nogi y asociados, 1976]. Durante la respuesta a la carga, se acelera la rotación interna de la tibia, y el fémur la sigue ligeramente más despacio. Si bien el miembro completo participa en este movimiento, la tibia presenta una rotación mayor: 7° , según el mencionado estudio con marcadores de aguja [Levens y colaboradores, 1948]. Hacia el final de la fase de respuesta a la carga (o primer período de apoyo bipodal), según este mismo estudio, la rodilla y el miembro en conjunto alcanzan el máximo de rotación interna aunque, según el estudio electrogoniométrico, la rotación interna podría continuar [Kettlecamp, 1970]. Con la extensión completa de la rodilla al final del apoyo, se produce también rotación externa y se bloquea la rodilla. En la fase previa a la oscilación, con el peso del cuerpo descargado hacia el miembro contralateral, la rodilla presenta un movimiento simultáneo de

flexión, rotación interna y aducción. Este último se relacionaría con la acción del aductor mayor del muslo a nivel de cadera.

II.8.1.- Algoritmo de la cinemática directa

El método matricial que permite establecer de manera sistemática un sistema de coordenadas (Si) ligado a cada eslabón i de una cadena articulada, pudiéndose determinar a continuación las ecuaciones cinemáticas de la cadena completa fue propusieron en 1955 por Denavit y Hartenberg. De acuerdo con [Barrientos y asociados, 1997] la representación D-H, escogiendo adecuadamente los sistemas de coordenadas asociados para cada eslabón, será posible pasar de uno al siguiente mediante 4 transformaciones básicas que dependen exclusivamente de las características geométricas del eslabón. Estas transformaciones básicas consisten en una sucesión de rotaciones y traslaciones que permitan relacionar el sistema de referencia del elemento i con el sistema del elemento $i-1$. Las transformaciones en cuestión son las siguientes [Craig, 2006]:

Rotación alrededor del eje Z_{i-1} un ángulo q_i .

Traslación a lo largo de Z_{i-1} una distancia d_i ; vector d_i (0,0, d_i).

Traslación a lo largo de X_i una distancia k ; vector a_i (0, 0, a_i).

Rotación alrededor del eje X_i , un ángulo a_i .

Dado que el producto de matrices no es conmutativo, las transformaciones se han de realizar en el orden indicado. De este modo se tiene que:

$${}^{i-1}A_i = T(z, q_i) T(0,0,d_i) T(ai,0,0) T(x,ai) \quad \text{II.8}$$

Y realizando el producto de matrices:

$$\begin{aligned} {}^{i-1}A_i &= \begin{pmatrix} c_{\theta_i} & -s_{\theta_i} & 0 & 0 \\ s_{\theta_i} & c_{\theta_i} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & a_i \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & c\alpha_i & -s\alpha_i & 0 \\ 0 & s\alpha_i & c\alpha_i & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} c_{\theta_i} & -c\alpha_i s_{\theta_i} & s\alpha_i s\alpha_i & a_i c_{\theta_i} \\ s_{\theta_i} & c\alpha_i c_{\theta_i} & -s\alpha_i c_{\theta_i} & a_i s_{\theta_i} \\ 0 & s\alpha_i & c\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{II.9} \end{aligned}$$

Donde q_i , a_i , d_i , θ_i , son los parámetros D-H del eslabón i . De este modo, basta con identificar los parámetros q_i , a_i , d_i , θ_i , para obtener matrices A y relacionar así todos y cada uno de los eslabones del robot. Como se ha indicado, para que la matriz ${}^{i-1}A_i$, relacione los sistemas (S_i) y (S_{i-1}) , es necesario que los sistemas se hayan escogido de acuerdo a unas determinadas normas. Estas, junto con la definición de los 4 parámetros de Denavit-Hartenberg, conforman el siguiente algoritmo para la resolución del problema cinemático directo:

Tabla II.2.- Parámetros de Denavit-Hartenberg [Ollero, 2001]

DH1	Numerar los eslabones comenzando con 1 (primer eslabón móvil de la cadena) y acabando con n (último eslabón móvil). Se numerara como eslabón 0 a la base fija del robot.
DH2	Numerar cada articulación comenzando por 1 (la correspondiente al primer grado de libertad y acabando en n).
DH3	Localizar el eje de cada articulación. Si esta es rotativa, el eje será su propio eje de giro. Si es prismática, será el eje a lo largo del cual se produce el desplazamiento.
DH4	Para i de 0 a $n-1$, situar el eje Z_i , sobre el eje de la articulación $i+1$.
DH5	Situar el origen del sistema de la base (S_0) en cualquier punto del eje Z_0 . Los ejes X_0 e Y_0 se situaran de modo que formen un sistema dextrógiro con Z_0 .
DH6	Para i de 1 a $n-1$, situar el sistema (S_i) (solidario al eslabón i) en la intersección del eje Z_i con la línea normal común a Z_{i-1} y Z_i . Si ambos ejes se cortasen se situaría (S_i) en el punto de corte. Si fuesen paralelos (S_i) se situaría en la articulación $i+1$.
DH7	Situar X_i en la línea normal común a Z_{i-1} y Z_i .
DH8	Situar Y_i de modo que forme un sistema dextrógiro con X_i y Z_i .
DH9	Situar el sistema (S_n) en el extremo del robot de modo que Z_n coincida con la dirección de Z_{n-1} y X_n sea normal a Z_{n-1} y Z_n .
DH10	Obtener θ_i como el ángulo que hay que girar en torno a Z_{i-1} para que X_{i-1} y X_i queden paralelos.
DH11	Obtener d_i como la distancia, medida a lo largo de Z_{i-1} , que habría que desplazar (S_{i-1}) para que X_i y X_{i-1} quedasen alineados.
DH12	Obtener a_i como la distancia medida a lo largo de X_i (que ahora coincidiría con X_{i-1}) que habría que desplazar el nuevo (S_{i-1}) para que su origen coincidiese con (S_i) .

DH13	Obtener a_i como el ángulo que habría que girar en torno a X_i (que ahora coincidiría con X_{i-1}), para que el nuevo (S_{i-1}) coincidiese totalmente con (S_i).
DH14	Obtener las matrices de transformación $i-1A_i$.
DH15	Obtener la matriz de transformación que relaciona el sistema de la base con el del extremo del robot $T = 0A_1, 1A_2 \dots n-1A_n$.
DH16	La matriz T define la orientación (submatriz de rotación) y posición (submatriz de traslación) del extremo referido a la base en función de las n coordenadas articulares.

II.9.- Scan IP

El programa Scan IP es un software creado por Simpleware, cuya finalidad es la de proporcionar una amplia gama de herramientas de visualización, procesamiento y segmentación de imágenes. Las imágenes segmentadas se pueden exportar como archivos STL o IGES para el análisis de CAD y con el módulo + FE, estas imágenes pueden ser importados directamente en los principales programas comerciales de elementos finitos.

II.10.- Sumario

En el desarrollo de este capítulo se llevó a cabo la recopilación de información de las bases teóricas necesarias para poder dar una solución adecuada al problema planteado, incluyendo conceptos, diagramas y esquemas que muestran una representación analítica del funcionamiento y análisis de la rodilla.

Dentro del capítulo se involucran temáticas como la fisiología de la rodilla, estructura y propiedades mecánicas del cartílago articular, análisis estático de fuerzas involucradas en la rodilla y finalmente cinética y cinemática de la rodilla.

III

Anatomía de la rodilla

Se aborda inicialmente la anatomía del hueso como tejido para conocer la estructura celular y composición, posteriormente se hace una caracterización del hueso como estructura mecánica, que a partir de la curva esfuerzo-deformación se determinan las propiedades mecánicas fundamentales. Se establecen puntos importantes entre las diferencias anatómicas del hueso cortical y trabecular, especificando módulos de elasticidad y densidad.

Se analiza la extremidad inferior del fémur, la extremidad superior de la tibia, la rótula y el peroné, siendo los huesos que constituyen a la articulación de rodilla, mencionando características anatómicas y el papel que cada uno desempeña. Se mencionan los músculos, ligamentos que constituyen la articulación. Para finalizar se mencionan las patologías que se presentan en la articulación.



III.1.- Anatomía del hueso humano

El hueso desempeña dos tipos de funciones fundamentales; funciones mecánicas de soporte del organismo y de protección de los órganos internos, así como, función fisiológica de control de metabolismo del calcio y fósforo [Hernández y colaboradores, 1999]. Anatómicamente el hueso puede considerarse como un tejido o como una estructura.

III.1.1.- Estructura celular y composición del hueso como tejido

Al observar un hueso como tejido, este está constituido por células (osteoblastos, células de superficie en descanso, osteocitos y osteoclastos) y por la sustancia intercelular que se divide en sustancia orgánica (colágeno y glucoproteínas) y sustancias inorgánicas (fosfato cálcico cristalizado) [Hernández y colaboradores, 1999].

- a) *Osteoblasto*.- Es una célula de forma cúbica y con citoplasma basófilo (aparato de Golgi muy desarrollado y gran cantidad de retículo endoplasmático rugoso), que se origina de las células precursoras que existen en la medula ósea, el osteoblasto es una célula que produce el hueso y es la responsable de la síntesis, organización del colágeno y de las proteínas no colagenas así como la mineralización del osteoide (colágeno organizado), además, son células que trabajan localmente en la superficie ósea y depositan osteoide en superficies mineralizadas como hueso o cartílago calcificado [Viladot-Voegeli, 2001].
- b) *Células de superficie en descanso (osteoblasto inactivo)*.- Proviene del osteoblasto y se localiza en la superficie ósea de las trabéculas. Se encuentra separada de la fase de mineralización por una fina capa de tejido fibroso (osteoide), estas células tienen la capacidad de segregar colagenas que eliminan las láminas de tejido fibroso, permitiendo así el acceso a los osteoclastos en el proceso de modelación ósea [Cerrud-Sanchez y grupo de trabajo, 2005].
- c) *Osteocitos*.- Son células que se encuentran dentro del hueso calcificado. Es característico que aunque se encuentre rodeada de hueso calcificado, sus prolongaciones citoplasmáticas están en conexión con la de otros osteocitos, a través de una red de canales finos presentes en la sustancia intercelular, llamados *canalículos*, a través de los cuales se pasa información de un osteocito al otro y de ahí a las células de la superficie ósea [Viladot-Voegeli, 2001].

- d) *Osteoclasto*.- Se forma por la fusión de varios precursores mononucleares y se caracteriza por su multinucleación, su capacidad de erosionar el hueso, además de expresar receptores de calcitonina y fosfatasa ácida resistente al tartrato, se localiza en la superficie ósea y su membrana citoplasmática presenta un aspecto en cepillo en el área de contacto con el hueso. Gracias a esta célula se produce el modelado óseo y así mismo se libera calcio al líquido extracelular [Frankel y Nardin, 1980].
- e) *Sustancias intercelulares*.- Estas se dividen en sustancias orgánicas (colágeno y glucoproteínas) y sustancias inorgánicas (fosfato cálcico cristalizado).

La sustancia intercelular orgánica se halla integrada por colágeno de tipo I (85 a 90%) y una pequeña porción de otras proteínas: glucoproteínas, proteínas implicadas en la adhesión celular, osteocalcina y factores de crecimiento (10 a 15%), la molécula de colágenos está formada por tres cadenas espirales que se disponen en una triple hélice (Figura III.1).

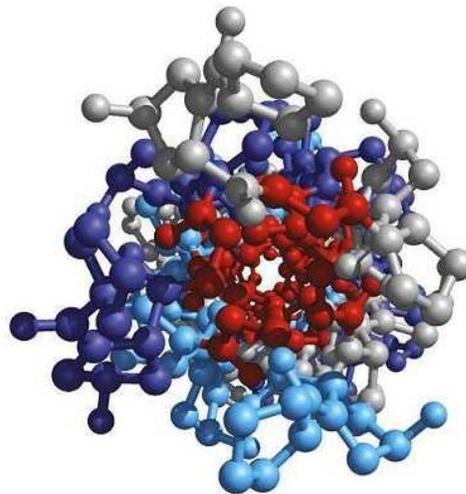


Figura III.1.- Estructura de la molécula de colágeno

El componente inorgánico de la matriz ósea está constituido por fosfato cálcico cristalizado (hidroxiapatita), la sustancia intercelular ósea sin hidroxiapatita se denomina osteoide, la matriz ósea es la responsable de las propiedades biomecánicas del hueso; el colágeno le proporciona flexibilidad y resistencia a la tensión, mientras que las sales minerales le dan dureza, rigidez y resistencia a la compresión (Figura III.2).

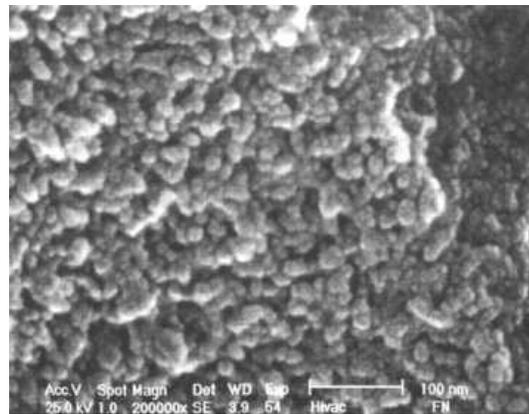


Figura III.2.- Hidroxiapatita [*Hernández y colaboradores, 1999*]

III.1.2.- Estructura y composición del hueso como estructura

Al considerar el hueso como una estructura, se puede observar que está compuesto de hueso cortical, hueso esponjoso (Figura III.3), periostio y endostio, vasos sanguíneos, nervios, medula ósea e intersecciones musculares [*Viladot-Voegeli, 2001*].

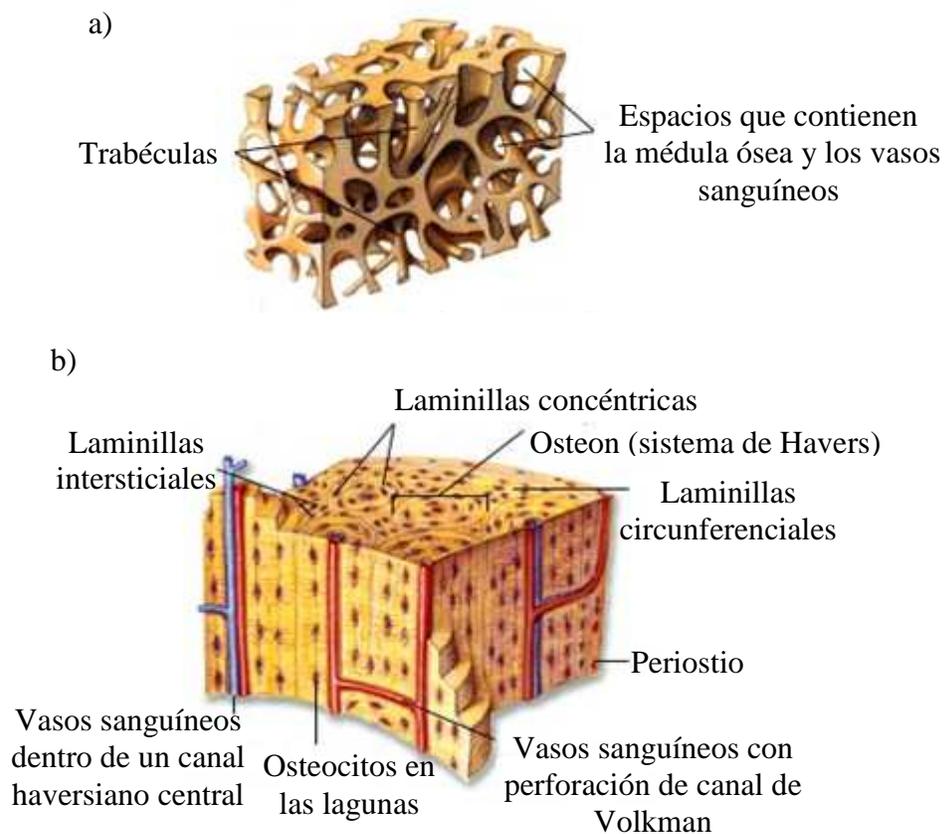


Figura III.3.- Hueso. a) Esponjoso. b) Cortical

- a) *Hueso cortical*.- El hueso cortical es un tejido óseo laminar denso con canales únicamente microscópicos que rodea el hueso esponjoso. Aproximadamente el 80% de la masa esquelética de un ser humano adulto es hueso cortical, el cual se forma como una pared exterior de los huesos y sus funciones principales son de soporte y protección [Viladot-Voegeli, 2001]. Su espesor es variable y está formado por un sistema de canales que siguen un curso paralelo al eje mayor del hueso, denominados canales longitudinales, rodeados por un cilindro de láminas concéntricas (fibras de colágeno calcificadas). A través de estos canales, los vasos sanguíneos permeabilizan todas las zonas del hueso cortical. Existen otros canales denominados, *canales de Volkmann* que se encuentran orientados de forma perpendicular al eje longitudinal del hueso que sirven como conexión entre los canales longitudinales, a este tipo de estructuras compuesta por un canal central que contiene vasos y nervios y está rodeada de láminas concéntricas de sustancia intercelular y osteocitos recibe el nombre de *sistema de Havers u osteona* (Figura III.4).

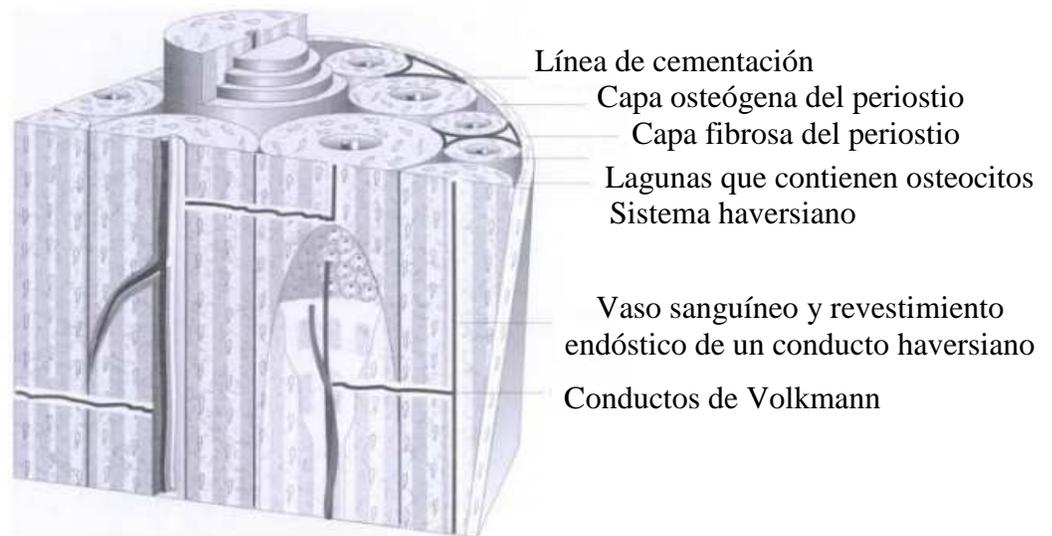


Figura III.4.- Esquema de la configuración del canal de Havers en el hueso cortical [Viladot-Voegeli, 2001]

- b) *Hueso esponjoso o trabecular*.- Es un tejido óseo laminar que existe en mayor o menor cantidad en los huesos del cuerpo humano su estructura es un enrejado tridimensional de columnas y placas óseas cubiertas por el hueso cortical [Jacobs, 2000]. Las trabéculas del hueso esponjoso están constituidas por hueso laminar, no haversiano, se orientan de manera que se obtiene el máximo de resistencia utilizando la mínima cantidad de material [Van-

Rietbergen y colaboradores, 1996]. Se encuentra principalmente cerca de las terminales de los huesos largos y en los cuerpos vertebrales. En los huesos largos, distribuye las cargas mecánicas desde las superficies articulares hasta el hueso cortical, mientras que en las vértebras es el constituyente principal que absorbe la carga (Figura III.5).

Además de sus propiedades mecánicas, el hueso posee de tres características importantes [*Viladot-Voegli, 2001*]:

1. El hueso no es un tejido que cuando llega a su madurez permanece inerte. Al contrario, durante toda su vida está en constante cambio a diferencia de los demás tejidos.
2. El hueso posee un potencial de regeneración mayor que cualquier otro tejido.
3. El hueso posee una habilidad especial para mineralizarse, a diferencia de otros tejidos.

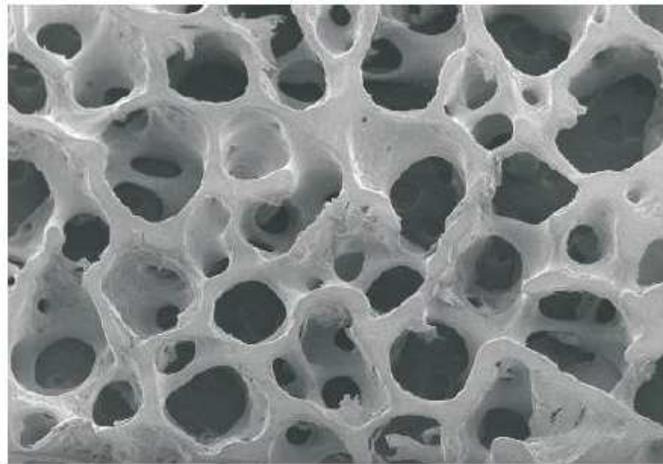


Figura III.5.- Estructura del hueso esponjoso [*Ramírez-Díaz y colaboradores, 2010*]

III.2.- Propiedades mecánicas del hueso

El sistema esquelético tiene como función principal, la de proporcionar al cuerpo humano una estructura rígida y articulada, lo que permite mantener la forma y brindar movimientos, es de gran importancia porque sirve como punto de anclaje al sistema muscular permitiendo que este realice su función, por lo tanto, es un sistema que se encuentra sometido a fuerzas estáticas del cuerpo y fuerzas dinámicas originadas por la acción muscular y los ligamentos. El esqueleto humano constituye el elemento de nuestro aparato locomotor de modo que las fuerzas son transmitidas de un hueso a otro por medio de las articulaciones, permitiendo así, una gran diversidad de posturas y

movimientos. Para poder ejercer su función, el hueso tiene tres propiedades mecánicas fundamentales que son la resistencia, la rigidez y la elasticidad y que de acuerdo con [Viladot-Voegli, 2001] mediante una muestra de material, en este caso hueso, sometido a una carga, se mide la deformación producida (Figura III.6).

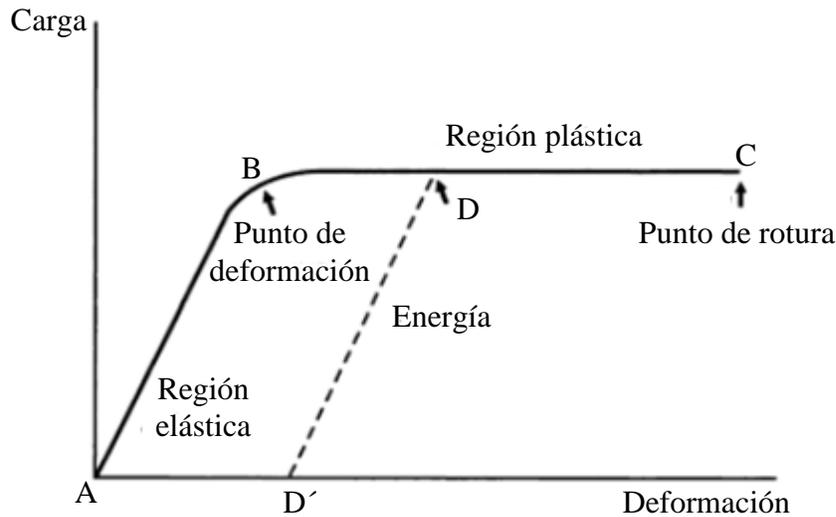


Figura III.6.- Curva esfuerzo-deformación del hueso

El hueso cortical y el hueso esponjoso presentan una estructura diferente lo cual manifiesta un comportamiento mecánico distinto, el hueso cortical es más rígido que el hueso esponjoso y puede soportar más carga pero menos deformación, el hueso cortical llega al punto de fractura cuando su deformación excede el 2% de su longitud inicial. De acuerdo con los estudios realizados por [Rho y equipo de trabajo, 1997] el módulo de elasticidad del hueso cortical se encuentra entre 15-20 GPa, la resistencia a la tensión se encuentra entre los 80-150 Mpa y la resistencia a la compresión entre los 90-280 Mpa, debido principalmente al carácter anisotrópico del hueso. Por otro lado el hueso esponjoso es menos rígido pero soporta una deformación de hasta el 7%, además, debido a su estructura porosa, el hueso esponjoso posee una mayor capacidad de almacenamiento energético. De acuerdo con [Rho y equipo de trabajo, 1997] se considera un módulo de elasticidad similar al del hueso cortical entre 15-20 Gpa, se han establecido distintos valores del módulo de elasticidad para el hueso trabecular que están en función de la prueba de esfuerzo utilizada y de las condiciones del hueso (seco, fresco o congelado), aunque siempre con valores menores que el hueso cortical.

Día a día en cada una de nuestras actividades que desempeñamos, nuestro cuerpo se encuentra en constante movimiento lo que conlleva a que nuestro sistema óseo este sometido a distintos tipos cargas, de forma general un hueso puede estar sometido a fuerzas de compresión, de tracción, de cizallamiento, de flexión y de torsión (Figura III. 7).

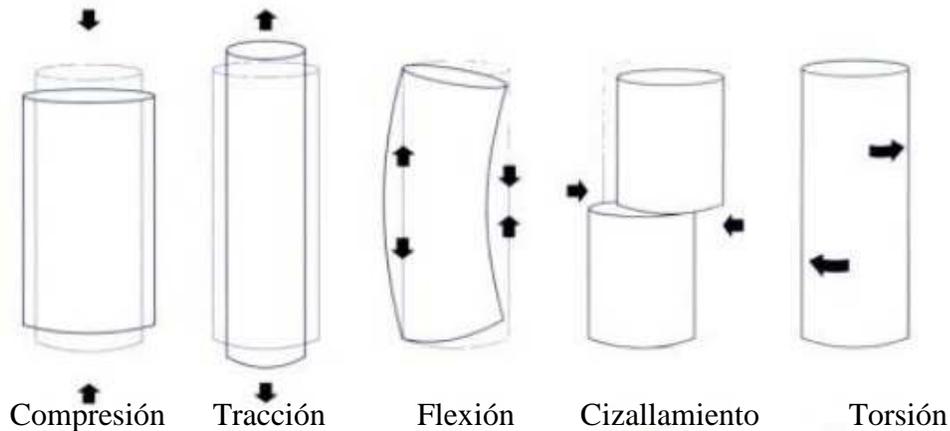


Figura III.7.- Fuerzas a las que puede ser sometido el hueso

III.3.- Anatomía de la rodilla humana

Como se mencionó al principio del Capítulo I, la rodilla es la articulación más grande del cuerpo humano que está compuesta de una estructura ósea, de ligamentos y músculos. Es una de las articulaciones más utilizadas y de mayor importancia, puesto que permite realizar diferentes tipos de movimientos y desplazamientos, además, soporta la mayor parte del peso corporal produciendo una gran concentración de esfuerzos en esta articulación. Conocer y entender la anatomía de la rodilla, permite evitar y comprender de mejor manera cualquier lesión y posterior patología.

III.3.1.- Sistema óseo de la pierna humana

La articulación de rodilla forma parte de la pierna humana, que es básicamente considerada como el segmento comprendido entre la cadera y el tobillo, está constituida por cuatro principales huesos: el fémur, la rótula, la tibia y el peroné (Figura III.8) [Guyton, 2006].

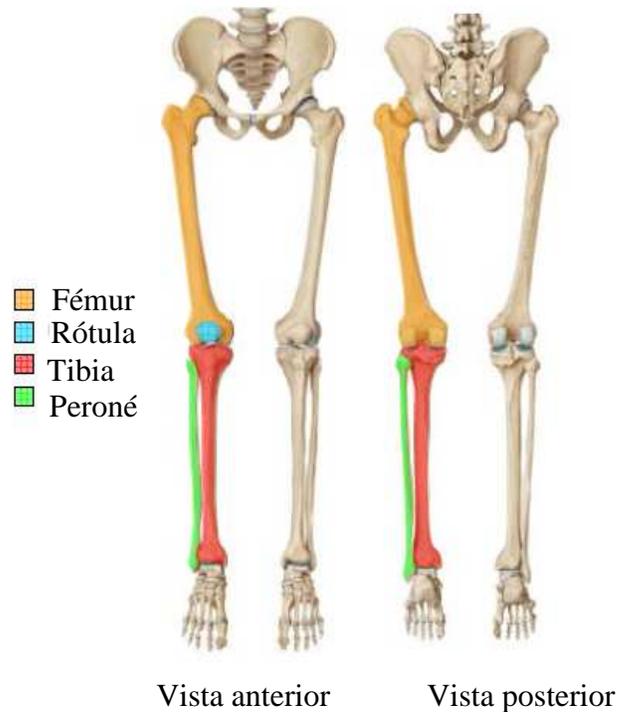


Figura III.8.- Estructura ósea de la rodilla

Fémur.- El fémur es un hueso largo, voluminoso y resistente, su forma está adaptada a la estación de pie (ortostática) que caracteriza al hombre, se encuentra localizado en el muslo y está unido por medio de una articulación en su extremo superior al hueso coxal que conforma la cadera y en su extremo inferior donde se encuentra la tróclea, se une con la tibia por medio de la articulación femorotibial. Presenta tres caras: anterior, lateral y medial. Los bordes que separan estas caras son muy poco marcados y sólo existe un borde neto y un borde superior [Katona, 1987].

- **Cara anterior:** Es de superficie lisa y convexa, se encuentra cubierta en sus tres cuartos superiores por la inserción del músculo vasto intermedio (crural), en su cuarto inferior se inserta el músculo articular de la rodilla (subcrural).
- **Cara lateral y medial:** de superficies lisas y convexas, son más anchas en sus dos tercios superiores, estrechándose hacia abajo por la bifurcación de la parte inferior del borde posterior del hueso, ambas caras se relacionan con el vasto lateral y medial que, respectivamente, se deslizan en estas caras.
- **Borde posterior:** es un borde grueso, saliente y rugoso, separa perfectamente la cara medial de la cara lateral. Este borde se conoce con el nombre especial de línea áspera del fémur, su

labio externo sirve de punto de inserción al vasto externo y su labio interno presta inserción al vasto interno. En su intersticio se insertan sucesivamente, de arriba abajo, los tres músculos aductores del muslo y además la porción corta del bíceps. La línea áspera se divide en tres líneas divergentes: la rama de trifurcación lateral, siempre la más marcada, se dirige hacia el trocánter mayor, presta inserción al músculo glúteo máximo; la rama de trifurcación media se dirige hacia el trocánter menor y da inserción al músculo pectíneo; la rama de trifurcación medial viene a terminar en la parte anterior e inferior del cuello y en ella termina en parte el músculo vasto medial del cuádriceps femoral (crural) (Figura III.9) [Harold, 1990].

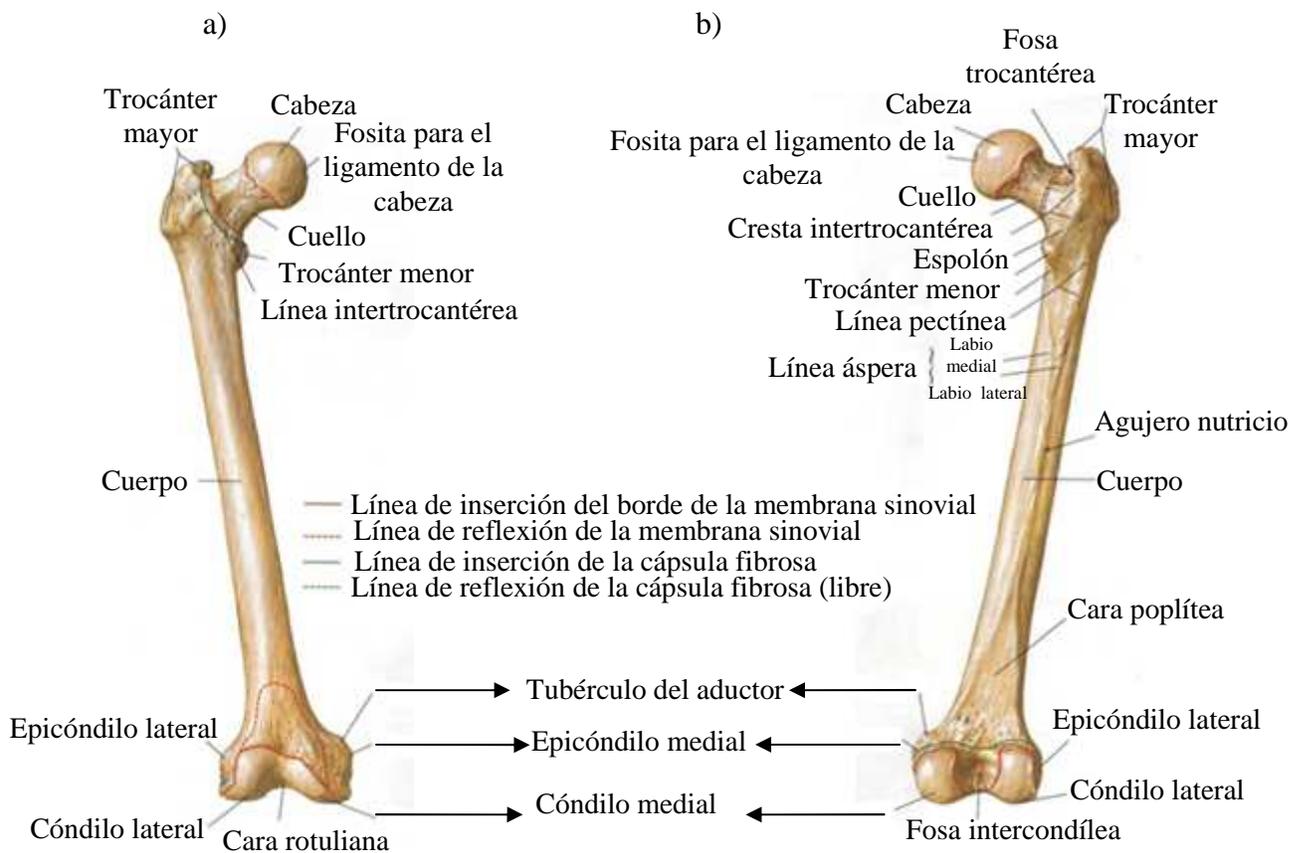


Figura III.9.- Fémur. a) Vista anterior del fémur. b) vista posterior del fémur.

- **Extremidad inferior del fémur:** en su extremo inferior, el fémur se ensancha en sentido transversal y en sentido anteroposterior, formando así una masa voluminosa, de forma

irregularmente cúbica, participa en la articulación de rodilla, de acuerdo con [Harold, 1990] presenta:

- a) *Adelante*, una superficie articular en forma de polea: la tróclea femoral, formada por dos vertientes laterales que convergen en un surco anteroposterior o garganta de la tróclea; de estas dos vertientes, la lateral es la más ancha.
- b) *Abajo y atrás*, las dos vertientes de la tróclea se separan una de la otra, formando la fosa intercondílea, limitada por el cóndilo medial y el cóndilo lateral del fémur.

Cada cóndilo presenta una superficie articular en semicírculo destinada a girar sobre la superficie tibial correspondiente, presenta una cara lateral, superficial, sobre la cual se observa la impresión de la inserción de los ligamentos laterales de la articulación de la rodilla; en el cóndilo medial una saliente mal circunscripta: epicóndilo medial para la inserción del ligamento colateral medial (Figura III.10).

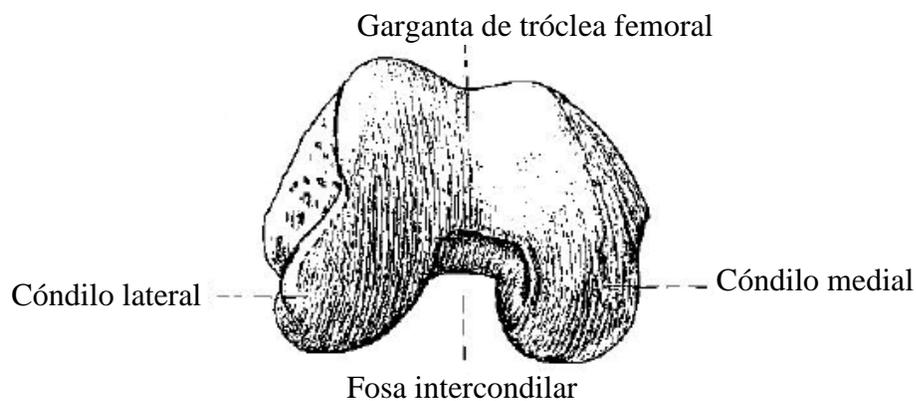


Figura III.10.- Extremidad inferior del fémur [Harold, 1990]

Rótula. - Es un hueso corto de forma triangular, constituido completamente de tejido óseo esponjoso y rodeado de una cubierta compacta y delgada, además, protege la parte frontal de la articulación de la rodilla con base superior (Figura III.11). Pueden considerarse en él una cara anterior, una cara articular, la base, el vértice o ápex y dos bordes laterales (Figura III.12) [Elaine, 2008].



Figura III.11.- Rótula

- **Cara anterior.-** Ligeramente convexa de arriba hacia abajo, presenta estrías verticales donde se incrustan fascículos fibrosos y ostia prolongados en sentido vertical que dan paso a elementos vasculares.
- **Cara articular.-** Completamente articular, con dos superficies laterales para los cóndilos, separadas entre sí por una cresta vertical que corresponde al fondo de la tróclea femoral.
- **Base.-** Pequeña superficie inclinada de arriba hacia abajo y de atrás hacia adelante, da inserción al tendón del cuádriceps femoral, cuyas expansiones pasan por delante del hueso.
- **Bordes lateral y medial.-** En ellos se insertan las expansiones laterales del cuádriceps, el tendón del recto femoral y los retináculos medial y lateral o ligamentos de la rótula (ligamento anterior de la rodilla y los ligamentos laterales de la rótula).
- **Vértice.-** Está prolongado abajo por el voluminoso y sólido ligamento patellar que lo une a la tuberosidad de la tibia.

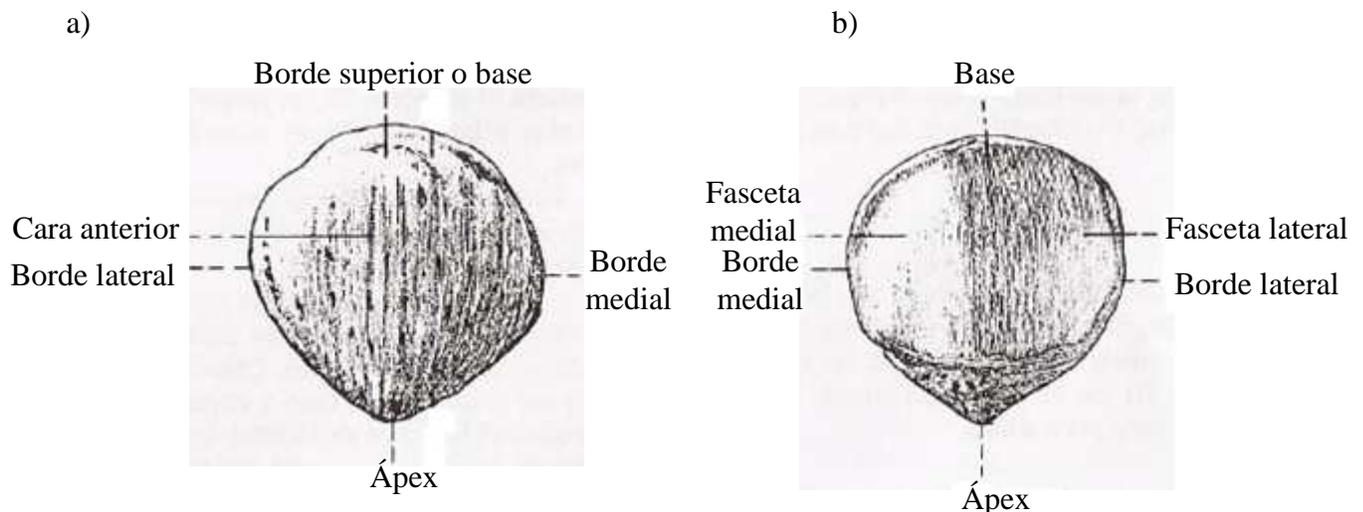


Figura III.12.- Rótula. a) Vista anterior. b) Vista posterior [Latarjet y Ruiz, 2001]

Tibia.- Es el segundo hueso más largo del cuerpo humano después del fémur, es un hueso voluminoso, situado medial al peroné, por debajo del fémur que se aplica a ella, extendida verticalmente de la rodilla al conglomerado óseo del tarso al cual se transmite el peso del cuerpo, además, presenta tres caras y tres bordes [Latarjet y Ruiz, 2001] (Figura III.13):

- **Cara anteromedial:** muy superficial y expuesta a los traumatismos, en su parte superior da inserción a los músculos que constituyen el *pes anserinus* (pata de ganso): semitendinoso, sartorio y músculo gracilis (recto interno).
- **Cara lateral:** En su mitad posterior presenta una faceta articular con orientación posterior para recibir la superficie articular del peroné y en su borde anterior el *tubérculo de Gerdy* para recibir a la *cinilla de Maissiat*, cóncava en toda su porción, además, recibe la inserción de los músculos tibial anterior, tibial posterior, peronéo lateral largo, bíceps crural y extensor común de los dedos.
- **Cara posterior:** presenta una rugosidad transversal interrumpida en su centro para recibir la inserción del musculo poplíteo.

- **Borde anterior:** sigue las sinuosidades de la diáfisis contorneado como ella en forma de S itálica, obtuso y redondeado en sus extremos, es neto y cortante en su parte media.
- **Borde medial:** Un borde poco marcado, da inserción a la fascia crural y a fascículos del flexor largo de los dedos.
- **Borde lateral:** Se inserta la membrana interósea, se divide abajo en dos ramas, que van a circunscribir, en la extremidad inferior del hueso, la cara articular para el peroné.

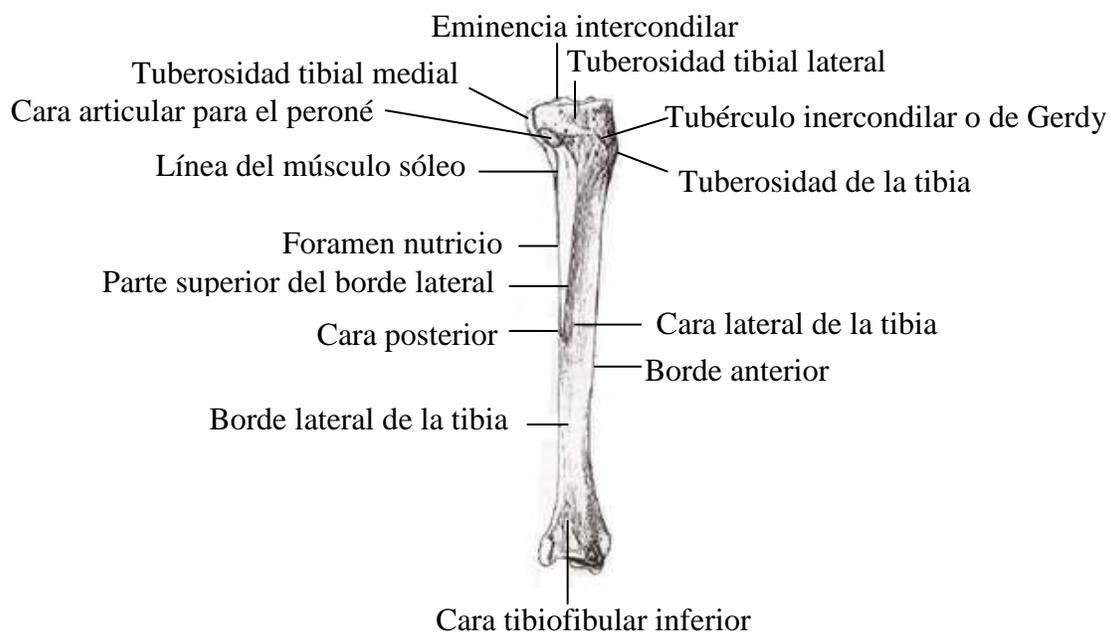


Figura III.13.- Vista lateral de la tibia [Latarjet y Ruiz, 2001]

- **Extremidad superior de la tibia:** Forma parte de la articulación tibiofibular superior y participa en la articulación de la rodilla, es muy voluminosa, ensanchada y algo proyectada hacia atrás, prolongada en sentido transversal; se denomina también *macizo tibial* (Figura III.14). De acuerdo con [Katona, 1987], presenta:
 - a) *Cara superior:* presenta dos cavidades glenoideas, ovaladas, cubiertas de cartílago articular hialino, una interna o medial más larga y estrecha para el cóndilo lateral, existe

en medio de las dos un surco interglenoideo con dos formaciones espinosas en su centro: la espina tibial anterior para la inserción del ligamento cruzado posterior; por delante de las espinas se encuentra el espacio preespinal en el que se reciben las inserciones de: cuernos anteriores del menisco medial y lateral.

- b) *Caras articulares*: Están soportadas por las tuberosidades o cóndilos tibiales medial y lateral; esta última presenta en su parte posterolateral una cara articular redondeada u oval, orientada hacia abajo, hacia atrás y algo lateralmente; presenta la cara fibular (peronea) del hueso para articularse con el peroné. Adelante, el hueso está reforzado por una saliente levantada por la inserción del ligamento patellar (tendón rotuliano), la tuberosidad de la tibia; lateral a ella, el tubérculo del músculo tibial anterior (*de Gerdy*) [Elaine, 2008].

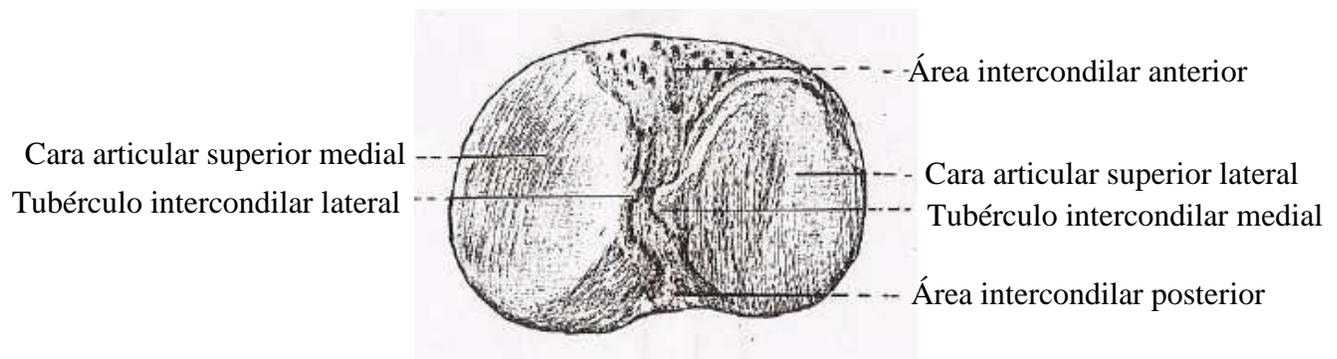


Figura III.14.- Extremidad superior de la tibia, vista superior

Peroné o fibula.- Es el hueso lateral de la pierna, situado lateralmente a la tibia, es un hueso largo y delgado que se articula con la tibia por sus dos extremidades; además participa abajo en la articulación talocrural (tibiotalariana) (Figura III.15). De acuerdo con [Katona, 1987], presenta:

- **Cara lateral:** Es una cara redondeada en su parte superior, presenta en su parte media o en sus dos tercios superiores un canal longitudinal para los músculos fibulares corto y largo (peroneos laterales), además, divide la cara lateral en una porción posterior en forma de canal donde se alojan los tendones de los músculos fibulares corto y largo.

- **Cara medial:** es estrecha en sus partes superior e inferior, es más ancha en su parte media; una cresta longitudinal se desprende de la parte alta del borde anterior y abajo por encima del maléolo, se une al borde medial, además, delimita la superficie posterior, para la inserción del tibial posterior.
- **Cara posterior:** Orientada hacia atrás en sus tres cuartos superiores, en su cuarto inferior tiende a hacerse medial, cuando la cara y el borde lateral se dirigen hacia atrás para formar el surco maleolar lateral o canal de los fibulares.

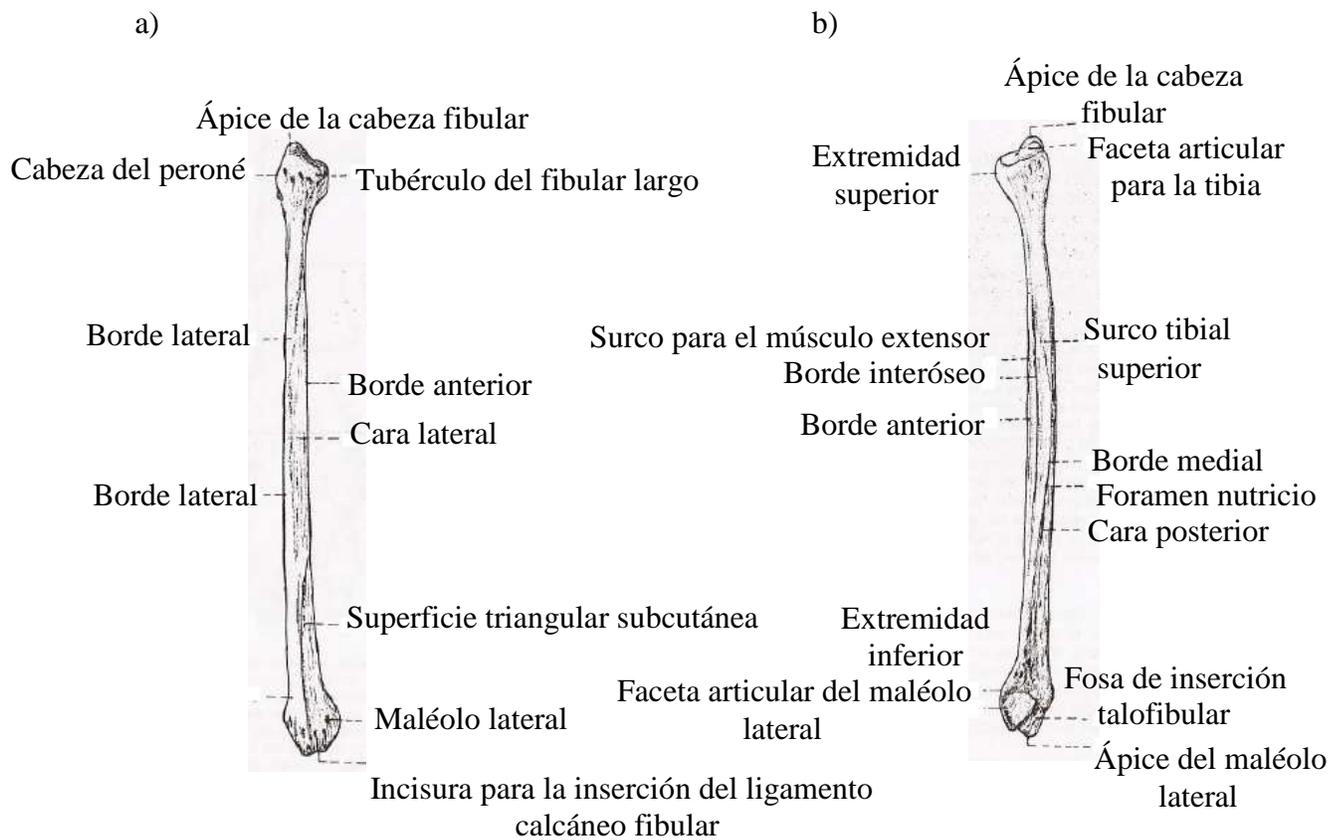


Figura III.15.- Peroné. a) Vista lateral. b) Vista medial [Latarjet y Ruiz, 2001]

- **Extremidad superior o cabeza del peroné:** Se encuentra limitada en su borde distal por un angostamiento circular denominado cuello del peroné, a la cabeza se le estudia una parte medial aplanada que forma la superficie articular para articularse con la tibia y una superficie rugosa lateral con un vértice o apófisis estiloides, en dicha cara se inserta la porción distal del bíceps crural (Figura III.16) [Elaine, 2008].

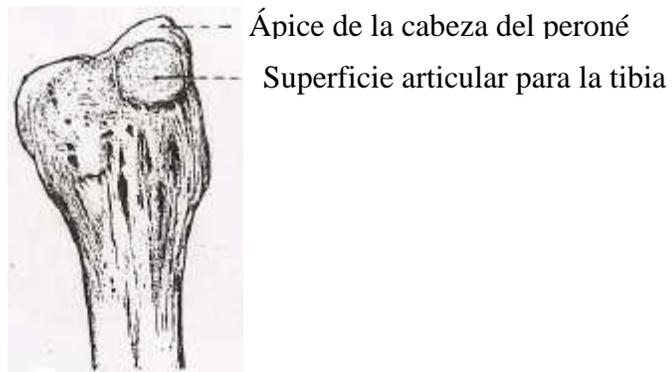


Figura III.16.- Extremidad superior del peroné, vista medial

III.3.2.- Sistema muscular de la pierna humana

El sistema muscular está formado por un conjunto de músculos esqueléticos, cuyo objetivo es el de proporcionar movimiento al cuerpo. Junto con los huesos constituye el aparato locomotor, del cual es parte activa, puesto que los músculos son los responsables de los movimientos de los huesos [Latarjet y Ruiz, 2001].

Los músculos de la pierna se encuentran divididos en dos secciones: una sección superior, que corresponde a aquellos músculos que abarcan desde la cadera y el muslo; sección inferior, que corresponde a aquellos músculos que se ubican en la zona tibial y fibular. En este apartado se hará sólo mención de los músculos que corresponden al muslo y a la pierna por que son los que se encuentran involucrados en el movimiento de la articulación de rodilla.

Músculos de la región del muslo.- Se caracterizan por ser músculos muy fuertes y potentes, debido a que soportan todo el peso corporal y permiten realizar la mayor parte de movimientos como caminar, correr, saltar, etc.

- **Músculo sartorio:** Tiene origen en la espina iliaca anterosuperior y en la parte superior de la incisura que se encuentra por debajo de ella, presenta inserción en la cara medial de la epífisis proximal de la tibia, por delante del cóndilo medial; en conjunto con el grácil y el semitendinoso forma la pata de ganso, además, permite la flexión de la pierna sobre el muslo al que lleva en abducción y rotación lateral (Figura III.17) [Martini, 1997].

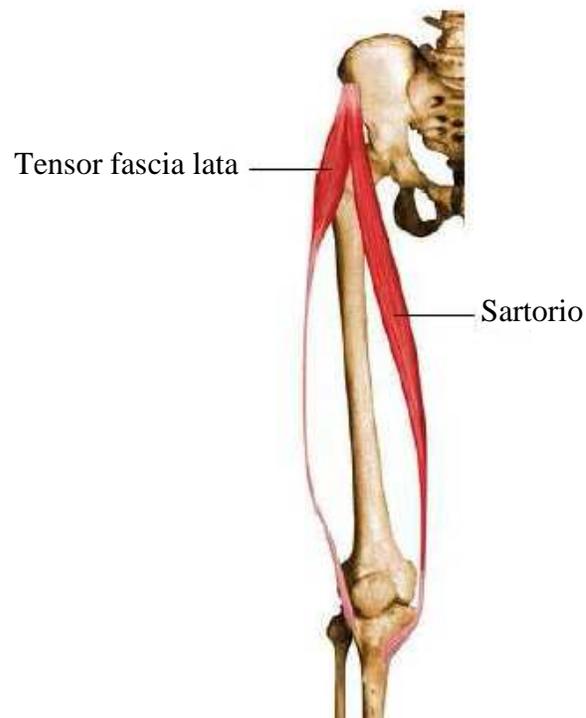


Figura III.17.- Músculo sartorio

- **Cuádriceps femoral:** Es el músculo más fuerte y potente del organismo, se ubica en la parte anterior del muslo y está formado por el vasto lateral, vasto medial, vasto intermedio y por el recto femoral [Harold, 1990]. El vasto lateral se origina en la cara externa del fémur, el vasto medial en la parte interna, el vasto intermedio en la zona anterior (entre los dos anteriores) y el recto femoral se inicia en la parte lateral de la cresta ilíaca y el trocánter del fémur; el recto femoral cubre al muslo vasto intermedio y a un sector de los vastos interno y externo. El cuádriceps femoral tiene inserción en la rótula por medio de un grueso y resistente tendón, la función principal de este músculo es producir la extensión máxima de la rodilla y la flexión del muslo sobre la pelvis (Figura III.18) [Elaine, 2008].

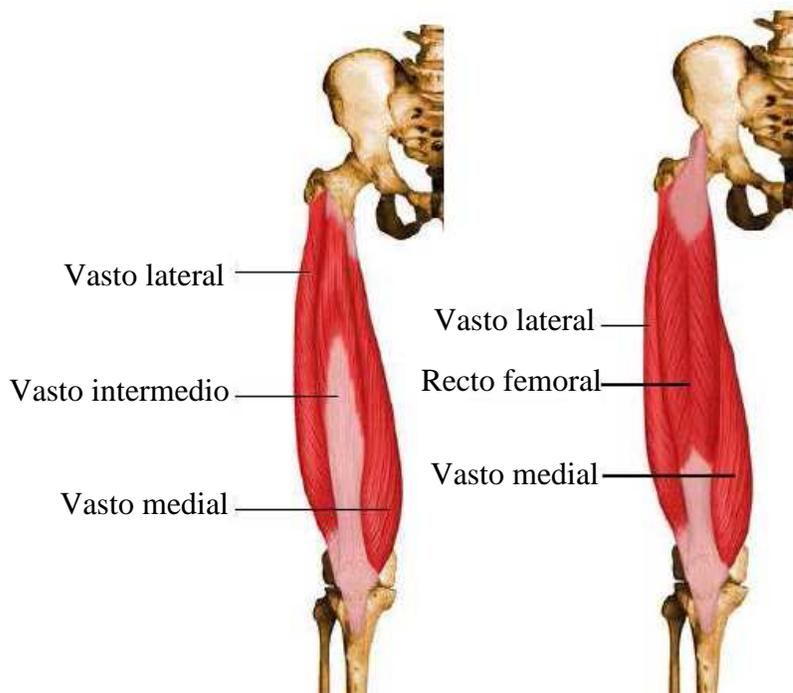


Figura III.18.- Cuádriceps femoral

- **Músculo grácil (recto interno):** Tiene origen en el ángulo del pubis, media a la inserción de los músculos aductores largo y corto en el labio lateral, labio anterior de la rama isquiopubiana, luego de rodear el cóndilo medial de la tibia, tiene inserción en la parte superior de su cara medial, contribuyendo con los músculos sartorio y semitendinoso para formar así, la pata de ganso; es flexor de la pierna y aductor del muslo sobre la pelvis (Figura III.19) [Latarjet y Ruiz, 2001].
- **Músculo pectíneo:** Se origina en la espina púbica, en la cresta pectínea y en el ligamento pectíneo que se encuentra por encima de la cresta, en el labio anterior del surco obturador, en la cara profunda de la fascia que lo cubre, es aductor del muslo sobre la pelvis, rotador lateral, flexor del muslo con punto fijo en el fémur e interviene en la flexión de la pelvis sobre el muslo (Figura III.19) [Lawrence y asociados, 2001].



Figura III.19.- Músculo recto interno y pectíneo

- **Músculo aductor largo:** Tiene origen en el ángulo del pubis entre la sínfisis y la espina del pubis, medial al músculo pectíneo y por arriba del aductor corto, presenta inserción en la porción media del intersticio de la línea áspera; es aductor del muslo sobre la pelvis, rotador lateral, flexor del muslo con punto fijo en el fémur e interviene en la flexión de la pelvis sobre el muslo [Martini, 1997].
- **Músculo aductor corto:** Tiene origen en la cara anterior del cuerpo del pubis, en la rama descendente del pubis, entre el músculo obturador externo por lateral y el grácil por medial, el fascículo superior de inserta en la trifurcación medial de la línea áspera; es aductor del muslo sobre la pelvis, rotador lateral, flexor del muslo con punto fijo en el fémur e interviene en la flexión de la pelvis sobre el muslo (Figura III.20) [Martini, 1997].



Figura III.20.- Aductor mayor, aductor largo e hiato aductor

- **Músculo aductor mayor:** Se origina en los dos tercios inferiores de la rama isquiopubiana, en la cara lateral y parte inferior de la tuberosidad isquiática, el fascículo medial se inserta por un tendón robusto en el tubérculo aductor situado en la parte superomedial del cóndilo medial del fémur; el fascículo lateral en toda la extensión en la línea áspera. Principal aductor, por sus fascículos superiores y medios; proporciona rotación lateral por los fascículos inferiores [Lawrence y asociados, 2001].
- **Músculo bíceps femoral:** La cabeza larga se origina en la parte superior y lateral de la tuberosidad isquiática, la cabeza corta se inserta en la parte inferior del labio lateral de la línea áspera, presenta inserción en el vértice de la cabeza de la fíbula, en el cóndilo lateral de la tibia y en la fascia profunda de la pierna, además, permite la flexión de la pierna sobre el muslo y extiende el muslo sobre la pelvis, contribuye a la rotación lateral (Figura III.21) [Elaine, 2008].



Figura III.21.- Músculo bíceps femoral

- **Músculo semitendinoso:** Está situado en la parte caudal de la extremidad; tiene su origen en la tuberosidad isquiática y consta de dos inserciones distales: cranealmente mediante un fuerte y plano tendón que pasa por debajo de la aponeurosis del músculo gracilis, presenta inserción en la parte medial de la extremidad superior de la tibia y es un extensor de la cadera y de la articulación de la rodilla (Figura III.22).
- **Músculo semimembranoso:** Se origina en la cara posterior de la tuberosidad isquiática, tiene inserción en la parte posterior del cóndilo medial de la tibia, otras fibras pasan por debajo del ligamento colateral medial y se insertan en la tibia adelante y medialmente cerca de la rodilla, finalmente a través del ligamento poplíteo oblicuo, se dirige hacia arriba y lateralmente permitiendo una inserción en la cápsula fibrosa que cubre al cóndilo lateral; su función principal es realizar la flexión de la pierna sobre el muslo y la extensión del muslo sobre la pelvis (Figura III. 22).

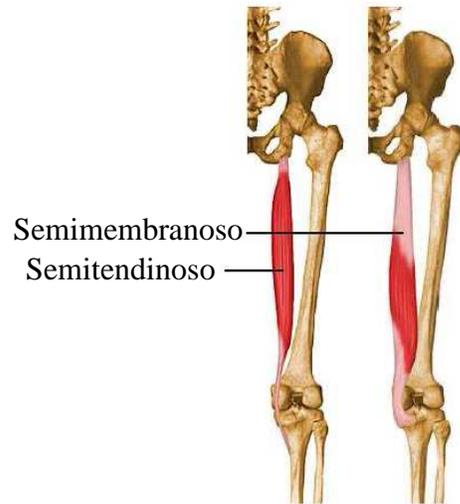


Figura III.22.- Músculo semitendinoso y semimembranoso

Músculos de la región inferior de la pierna.- Son aquellos músculos que constituyen la zona tibial y fibular de la pierna.

- **Músculo tibial anterior:** Es un músculo prismático que va desde la extremidad de la tibia hasta el borde medial del pie, en la pierna está situado detrás de la piel y de la fascia, por delante de la membrana interósea y por fuera de la tibia. Presenta inserción en la parte medial del hueso cuneiforme y en la extremidad posterior del metatarsiano, además, tomando la tibia como punto fijo, es flexor dorsal del pie sobre la pierna y aductor medial del pie (Figura III.23) [Kapandiji, 1977].



Figura III.23.- Músculo tibial anterior

- **Músculo fibular largo:** Se distinguen tres fascículos: el superior se inserta en la cara anteromedial de la cabeza de la fíbula, estos fascículos se extienden hasta el cóndilo lateral e la tibia; el anteroposterior se inserta en el tercio superior del borde anterior de la fíbula y el anteroposterior en la mitad superior de la cara lateral de la fíbula. Es flexor plantar del pie y permite la rotación lateral (Figura III.24) [Kapandiji, 1977].
- **Músculo fibular corto:** Se origina en un tercio medial de la cara lateral y en el borde anterior de la fíbula, tiene inserción en el vértice de la tuberosidad del metatarsiano (Figura III.24) [Elaine, 2008].

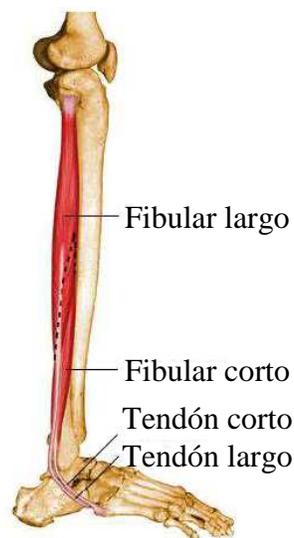


Figura III.24.- Músculo fibular largo y fibular corto

- **Músculo gastrocnemio:** Músculo voluminoso formado por dos cabezas, una lateral y una medial; la cara lateral se origina en la parte posterior del cóndilo lateral del fémur, mientras que la cabeza medial se origina sobre el cóndilo medial por detrás y debajo del tubérculo aductor en la cara posterior del fémur. Permite la flexión de la pierna sobre el muslo, es de gran importancia en la marcha, carrera y salto.
- **Músculo plantar:** Presenta inserción en la parte más elevada del cóndilo lateral del fémur, en la cápsula de la rodilla; es uno de los músculos plantares más fuertes (Figura III.25).



Figura III.25.- Músculo gastrocnemio y plantar

- **Músculo sóleo:** Es ancho y grueso, cubierto por el músculo gastrocnemio y plantar; se origina en la parte posterolateral de la cabeza fibular, en la mitad posterior de su cara lateral, en el cuarto superior de su cara posterior, su función principal es la de permitir la flexión plantar (Figura III.26) [Kapandiji, 1977].



Figura III.26.- Músculo sóleo

- **Músculo poplíteo:** El músculo poplíteo está situado en la parte posterior de la rodilla, debajo del gemelo externo. Es un músculo pequeño, corto, aplanado y triangular. Está compuesto de

una parte muscular y otra tendinosa; la parte muscular del poplíteo se origina en la diáfisis de la tibia en el lado posteromedial, a nivel del labio superior de la línea oblicua y cara posterior de la tibia, por encima de la línea oblicua del sóleo [Rash y Burke, 1985].

- **Músculo tibial posterior:** Se origina en el inferior de la línea del sóleo, en la cara posterior de la tibia, en la cara medial de la fíbula, en los dos tercios superiores de la membrana interósea; permite realizar movimientos de flexión plantar, aducción y rotación medial del pie (Figura III.27) [Lawrence y asociados, 2001].

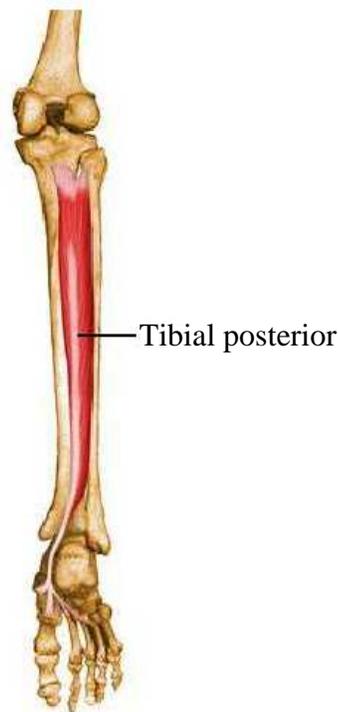


Figura III.27.- Músculo tibial posterior

III.3.3.- Ligamentos de la articulación de la rodilla humana

Son elementos blandos que se caracterizan por su elasticidad y por ser un medio de unión que participan en una articulación con la finalidad de dar estabilidad a la misma. En el caso de la rodilla, los tres huesos que forman esta articulación están unidos por medio de una combinación de 11 ligamentos (Figura III.28) [Harold, 1990].

- **Ligamento rotuliano:** está formado por el segmento medio del tendón del músculo cuádriceps crural, es un ligamento fuerte y denso, mide de 7 a 10cm de largo; esta unido a la superficie superior apical redondeada de la rótula e inferiormente a la tuberosidad de la tibia,

su función principal es dar movimiento a la rodilla y hace posible la extensión de la rodilla cuando se contrae el músculo cuádriceps [Katona, 1987].

- **Ligamento posterior:** está formado por dos haces, uno que cruza a la rodilla en forma oblicua, recibe el nombre de *ligamento poplíteo oblicuo* insertándose proximalmente en la cara posterior del cóndilo medial y su inserción distal en la cara posterior de la tuberosidad de la tibia; el segundo grupo de fibras son curvas y reciben el nombre de *ligamento poplíteo arqueado* que es una banda triangular corta que deja su base en el cóndilo externo del fémur para dirigirse inferior y lateralmente hacia su vértice, el cual está unido a la superficie posterior del ligamento capsular y a la apófisis estiloides de la cabeza del peroné, su función principal es la protección de la rodilla en la rotación de la pierna y el segundo refuerzo de la cápsula articular en su porción posterior [Katona, 1987].
- **Ligamento lateral interno:** es más ancho y más delgado que el lateral externo, se une superiormente al cóndilo interno del fémur e inferiormente al cóndilo interno y la superficie medial superior de la tibia; se encuentra posterior en relación con el eje vertical de la articulación que el ligamento lateral externo [Elaine, 2008].
- **Ligamento lateral externo:** Se encuentra unido superiormente a la superficie posterior del cóndilo externo del fémur e inferiormente a la porción lateral de la cabeza del peroné; está oculto por el tendón del músculo bíceps crural. La función principal del ligamento lateral interno y lateral externo es limitar las desviaciones en varo y valgo [Elaine, 2008].

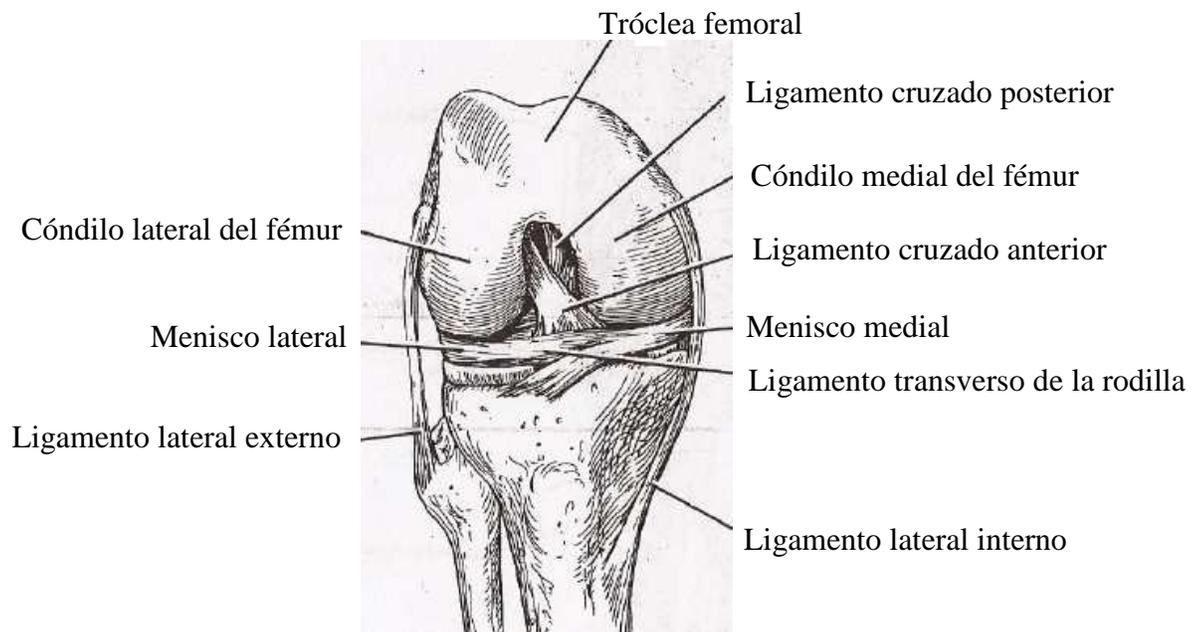


Figura III.28.- Ligamentos de la articulación de rodilla [Harold, 1990]

- **Ligamentos centrales:** La articulación de rodilla posee dos ligamentos que también reciben el nombre de ligamentos cruzados, el primero el *ligamento cruzado anterior* tiene una dirección de medial a lateral, de distal a proximal y de ventral a dorsal, se inserta distalmente en la espina anterior de la tibia y proximalmente en la cara medial del cóndilo lateral; su función principal es estabilizar el desplazamiento anterior de la tibia sobre el fémur y la rotación lateral. El ligamento cruzado posterior presenta una dirección de lateral a medial, de distal a proximal, es más corto, más recto y más grueso que el anterior, se inserta distalmente en la espina tibial posterior y proximalmente en la cara lateral del cóndilo medial; su función es estabilizar el desplazamiento posterior de la tibia sobre el fémur y la rotación medial (Figura III.29) [Katona, 1987].
- **Ligamento transverso:** une los bordes anteriores de los meniscos [Elaine, 2008].
- **Ligamentos coronarios:** se derivan de la cápsula articular y su función, es unir los bordes de los meniscos a los bordes adyacentes de la superficie retrospinal o meseta de la tibia [Elaine, 2008].

Ligamento transverso de la rodilla

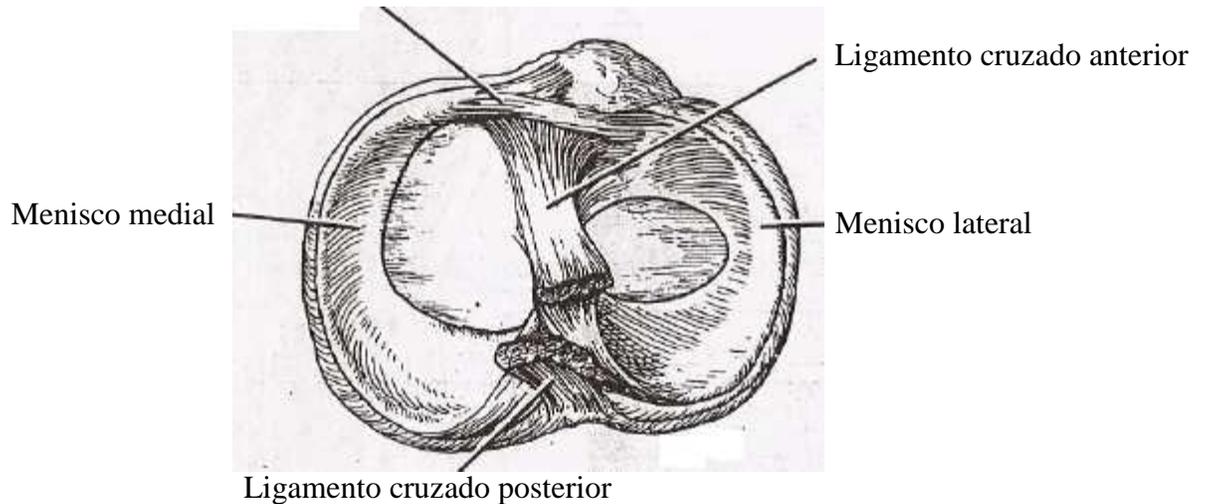


Figura III.29.- Vista superior de la tibia, donde se muestran los meniscos y ligamentos involucrados [Harold, 1990]

III.4.- Patologías que se presentan en la articulación de rodilla

Como ya menciono en los apartados anteriores la articulación de rodilla se compone de hueso, cartílago, ligamentos y líquidos, además de músculos y tendones que facilitan el movimiento de la articulación. Cuando alguno de estas estructuras se ve afectado, surgen problemas con la articulación provocando dolor y dificultades para caminar [Gonzalez-Jemio y colaboradores, 2011].

III.4.1.- Artritis

La artritis reumatoide es una enfermedad en la que se produce inflamación de la membrana sinovial de múltiples articulaciones (Figura III.30). La inflamación de la membrana sinovial origina dolor e hinchazón que puede apreciarse con el paso del tiempo, además de la dificultad de movimiento de la articulación. Es considerada una enfermedad crónica puesto que tiene una duración variable, irregular y en general larga.

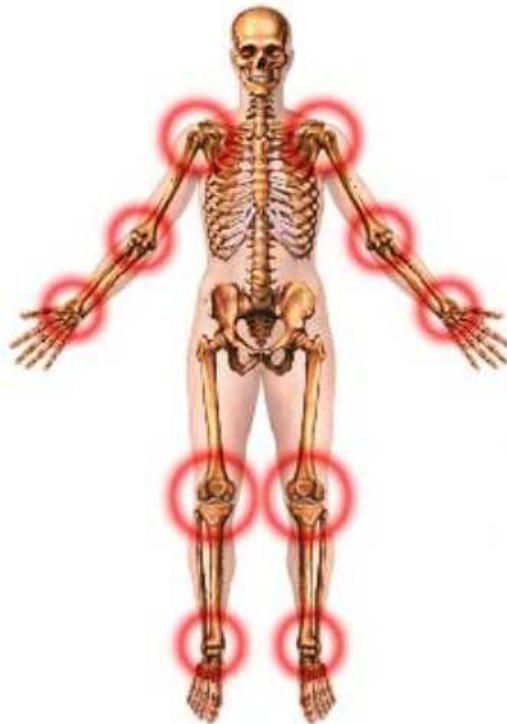


Figura III.30.- Articulaciones comúnmente afectadas por la artritis

La artritis se presenta con más frecuencia en personas con especial predisposición genética, no es considerada una enfermedad hereditaria. Existen alteraciones del sistema inmunológico del organismo, la inflamación que se origina es causada por la invasión de la membrana sinovial por células que dañan la articulación (Figura III.31).

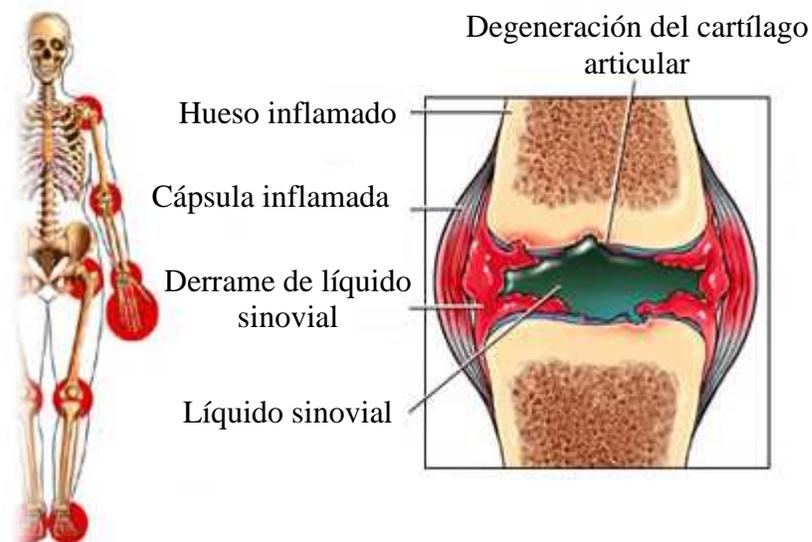


Figura III.31.- Articulación de rodilla afectada por la artritis

III.4.2.- Gonartrosis

Se denomina así a la artrosis de la articulación de rodilla. Es una afección degenerativa originada por alteraciones en el cartílago articular, estas alteraciones pueden ser primarias y secundarias, hablando de la articulación de rodilla la mayor parte de las artrosis son secundarias [Katona, 1987].

En la artrosis de rodilla existe un factor mecánico que es originado por una desviación axial; en la mayoría de los casos en *genu varo* y *genu valgo* de una inestabilidad de orden ligamentario que repercute en la articulación.

- a) *Genu varo*, es una desalineación del miembro inferior más frecuente que conduce a una gonartrosis, puede ser congénito o adquirido, secuelar a fracturas, necrosis o insuficiencias ligamentosas pero lo más habitual es que se produzca por motivos biomecánicos en donde la obesidad o el tipo de actividad juegan un papel relevante [Fernández-Fairén, 1996]. En la Figura III.32 se muestra una radiografía de rodilla derecha cuando se encuentra en varo.



Figura III.32.- Radiografía de rodilla derecha en genu varo

- b) *genu valgo*, la desviación del eje mecánico de los miembros inferiores se encuentran en sentido contrario al del *genu varo*, en donde las rodillas tienden a converger y las piernas se separan (rodillas encontradas o piernas en X). Se distinguen dos tipos de *genu valgo*: uno articular que responde a un hecho absolutamente fisiológico y otro esquelético, secundario a diferentes causas, en la Figura III.33 se muestra una radiografía de la rodilla derecha cuando se encuentra en *genu valgo* [Katona, 1987].



Figura III.33.- Radiografía de rodilla derecha en genu valgo

De acuerdo con [Maquet, 1980] propone que la degeneración artrósica de la rodilla aparece como resultado del incremento y concentración de esfuerzos articulares en alguna parte de la misma, por tanto contempla que el problema esencial es una alteración mecánica.

III.5.- Sumario

En este capítulo se describió la anatomía del hueso humano, su estructura celular, composición como tejido y estructura, así como el comportamiento mecánico a partir de la descripción de la curva esfuerzo-deformación, se detallaron datos importantes tales como módulo de elasticidad y de rigidez del hueso; también se analizó la anatomía de la pierna humana, desde la estructura ósea; donde se habló de las partes principales y primordiales de cada uno de los huesos que la constituye (fémur, tibia, rótula y peroné), se analizó la estructura muscular; donde se describió únicamente los

músculos más importantes del muslo y de la zona tibial y fibular, se analizó los ligamentos por los que está constituida la articulación de la rodilla, esto con el propósito de poder comprender las fuerzas que se implican en el movimiento de la marcha humana. Finalmente se describió las patologías que se presentan con mayor frecuencia en la articulación.

IV

Análisis cinemático

Iniciando con la parte de mayor importancia de este trabajo de tesis, en este capítulo se plantea la solución al problema cinemático directo, mediante la determinación de los parámetros de Denavit-Hartenberg y las matrices de transformación homogénea obteniendo al final una matriz resultante.

Utilizando el programa Matlab se genera el modelo cinemático para el miembro inferior a partir de las matrices de transformación homogénea obtenidas.

Finalmente se analiza las tres fases de marcha: la fase de apoyo normal, la fase de contacto y la fase de balanceo mediante un mecanismo de simulación propuesto.

IV.1.- Análisis Cinemático directo de la rodilla

Como se menciona en el capítulo II, la rodilla es una articulación muy compleja caracterizada por un gran rango de movimientos en los distintos planos de movimiento. Con la finalidad de conocer el movimiento, la relación entre las posiciones y las orientaciones del extremo final respecto a un sistema de coordenadas fijo, se aplica el algoritmo de la cinemática directa que se explico en el capítulo II para el caso de estudio. Posteriormente utilizando el programa de *Matlab 7.10.0* se generara un modelo en el que muestra una solución matemática al problema cinemático directo planteado, recreando los movimientos deseados.

IV.1.1.- Algoritmo de la cinemática directa al caso de estudio

Para obtener los parámetros de *Denavit-Hartenberg* se procede realizar un diagrama unifilar del manipulador o mecanismo para establecer un sistema de coordenadas cartesiano ortonormal (X_i, Y_i, Z_i). El modelo cinemático se analiza desde el punto medio de la cadera esto para obtener un modelo independiente la pierna derecha e izquierda (Figura IV.1).

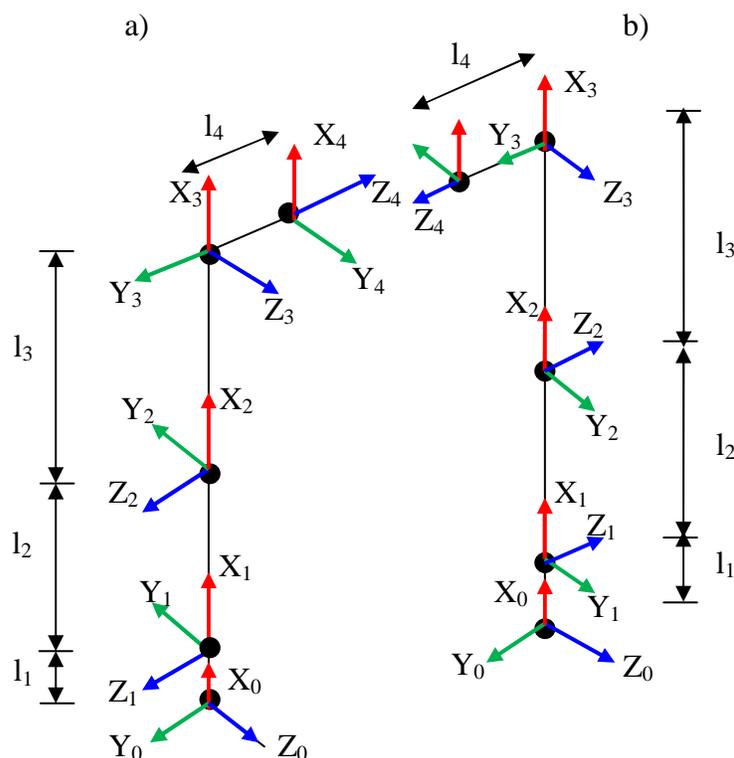


Figura IV.1.- Modelo de pierna. a) Diagrama unifilar de la pierna derecha. b) Diagrama unifilar de la pierna izquierda.

Tabla IV.1.- Parámetros de Denavit-Hartenberg de la pierna derecha

i	θ_i	α_i	a_i	d_i
1	θ ₁	-90	L1	0
2	θ ₂	0	L2	0
3	θ ₃	90	L3	0
4	θ ₃	90	0	L4

Obtención de las matrices de transformación homogénea:

$${}^0A_1 = \begin{pmatrix} c_1 & 0 & -s_1 & l_1 c_1 \\ s_1 & 0 & c_1 & l_1 s_1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.1}$$

$${}^1A_2 = \begin{pmatrix} c_2 & -s_2 & 0 & l_2 c_2 \\ s_2 & c_2 & 0 & l_2 s_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.2}$$

$${}^2A_3 = \begin{pmatrix} c_3 & 0 & s_3 & l_3 c_3 \\ s_3 & 0 & -c_3 & l_3 s_3 \\ 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.3}$$

$${}^3A_4 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & l_4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.4}$$

Para obtener la matriz final se multiplica:

$${}^0A_4 = {}^0A_1 {}^1A_2 {}^2A_3 {}^3A_4 \quad \text{IV.5}$$

∴

${}^0A_4 =$

$$\begin{pmatrix} c_1 & 0 & -s_1 & l_1 c_1 \\ s_1 & 0 & c_1 & l_1 s_1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} c_2 & -s_2 & 0 & l_2 c_2 \\ s_2 & c_2 & 0 & l_2 s_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} c_3 & 0 & s_3 & l_3 c_3 \\ s_3 & 0 & -c_3 & l_3 s_3 \\ 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & l_4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.6}$$

0A4

$$= \begin{pmatrix} c_1c_2c_3 - c_1s_2s_3 & c_1c_2s_3 + c_1c_3s_2 - s_1 & s_1 & l_4(c_1c_2s_3 + c_1c_3s_2 - s_1) + c_1c_2c_3l_3 - c_1l_3s_2s_3 + c_1c_2l_2 + c_1l_1 \\ c_2c_3s_1 - s_1s_2s_3 & c_2s_1s_3 + c_3s_1s_2 + c_1 & -c_1 & l_4(c_2s_1s_3 + c_3s_1s_2 + c_1) + c_2c_3l_3s_1 - l_3s_1s_2s_3 + c_2l_2s_1 + l_1s_1 \\ c_2s_3 + c_3s_2 & s_2s_3 - c_2c_3 & 0 & l_4(s_2s_3 - c_2c_3) + c_2l_3s_3 + c_3l_3s_2 + l_2s_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \text{IV.7}$$

Tabla IV.2.- Parámetros de Denavit-Hartenberg de la pierna izquierda

i	θ_i	α_i	a _i	d _i
1	θ_1	-90	L1	0
2	θ_2	0	L2	0
3	θ_3	0	L3	0
4	0^0	0	0	-L4

Obtención de las matrices de transformación homogénea:

$${}^0A_1 = \begin{pmatrix} c_1 & 0 & -s_1 & l_1c_1 \\ s_1 & 0 & c_1 & l_1s_1 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \text{IV.8}$$

$${}^1A_2 = \begin{pmatrix} c_2 & -s_2 & 0 & l_2c_2 \\ s_2 & c_2 & 0 & l_2s_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \text{IV.9}$$

$${}^2A_3 = \begin{pmatrix} c_3 & -s_3 & 0 & l_3c_3 \\ s_3 & c_3 & 0 & l_3s_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \text{IV.10}$$

$${}^3A_4 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -l_4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \text{IV.11}$$

Para obtener la matriz final se multiplica:

$${}^0A_4 = {}^0A_1 {}^1A_2 {}^2A_3 {}^3A_4 \text{IV.12}$$

∴

0A4 =

$$\begin{pmatrix} c_1 & 0 & -s_1 & l_1 c_1 \\ s_1 & 0 & c_1 & l_1 s_1 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} c_2 & -s_2 & 0 & l_2 c_2 \\ s_2 & c_2 & 0 & l_2 s_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} c_3 & -s_3 & 0 & l_3 c_3 \\ s_3 & c_3 & 0 & l_3 s_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & l_4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.13}$$

$$0A4 = \begin{pmatrix} c_1 c_2 c_3 - c_1 s_2 s_3 & -c_1 c_2 s_3 - c_1 c_3 s_2 & -s_1 & c_1 c_2 c_3 l_3 - c_1 l_3 s_2 s_3 + c_1 c_2 l_2 + c_1 l_1 - l_4 s_1 \\ c_2 c_3 s_1 - s_1 s_2 s_3 & -c_2 s_1 s_3 - c_3 s_1 s_2 & c_1 & c_2 c_3 l_3 s_1 - l_3 s_1 s_2 s_3 + c_2 l_2 s_1 + c_1 l_4 + l_1 s_1 \\ -c_2 s_3 - c_3 s_2 & s_2 s_3 - c_2 c_3 & 0 & -c_2 l_3 s_3 - c_3 l_3 s_2 - l_2 s_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.14}$$

Una vez encontradas las ecuaciones correspondientes a la cinemática directa de la pierna derecha y la pierna izquierda, se introduce el algoritmo en el programa elaborado en *Matlab* para visualizar el modelo en la posición deseada. En la Tabla IV.3 se muestran los valores de longitud y posición angular para la pierna derecha empleados para el primer caso.

Tabla IV.3.- Parámetros de longitud y posición angular de los eslabones para la pierna derecha en el primer caso

No. Eslabón	Longitud del eslabón (m)	Posición angular (θ)
1	0.07	0 ⁰
2	0.43	0 ⁰
3	0.44	80 ⁰
4	0.25	0 ⁰

A continuación se despliega los resultados obtenidos del programa en *Matlab*, mostrando la solución al problema cinemático directo para la pierna derecha con sus respectivas matrices de transformación homogénea.

$$0A1 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.07 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.15}$$

$$1A2 = \begin{pmatrix} -0.1104 & 0.9939 & 0 & -0.0475 \\ -0.9939 & -0.1104 & 0 & -0.4274 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.16}$$

$${}^2A_3 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.44 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.17}$$

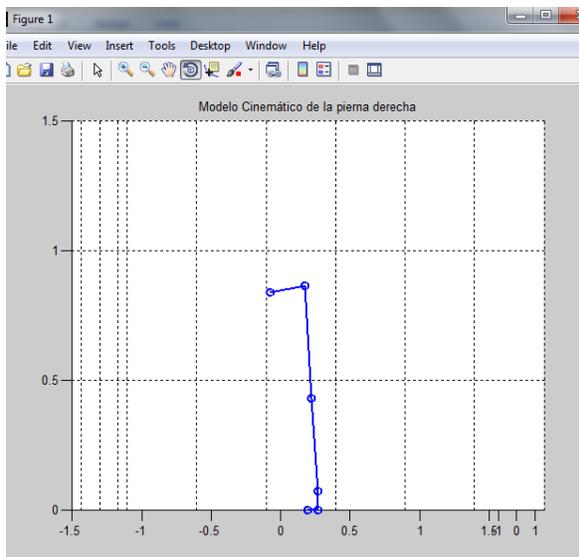
$${}^3A_4 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0.25 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.18}$$

$${}^0A_4 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.07 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -0.1104 & 0.9939 & 0 & -0.0475 \\ -0.9939 & -0.1104 & 0 & -0.4274 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.44 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0.25 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.19}$$

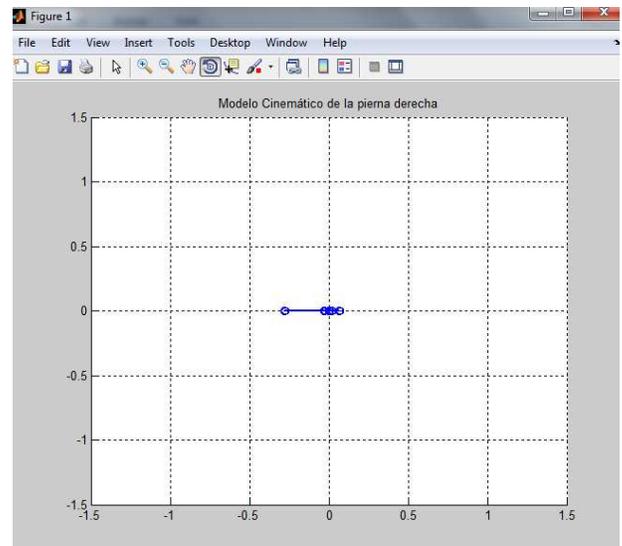
$${}^0A_4 = \begin{pmatrix} -0.1104 & -0.9939 & 0 & -0.274551 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0.9939 & -0.1104 & 0 & 0.837116 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.20}$$

En la Figura IV.2 puede observarse el modelo cinemático obtenido de la pierna derecha visto desde diferentes planos.

a)



b)



c)

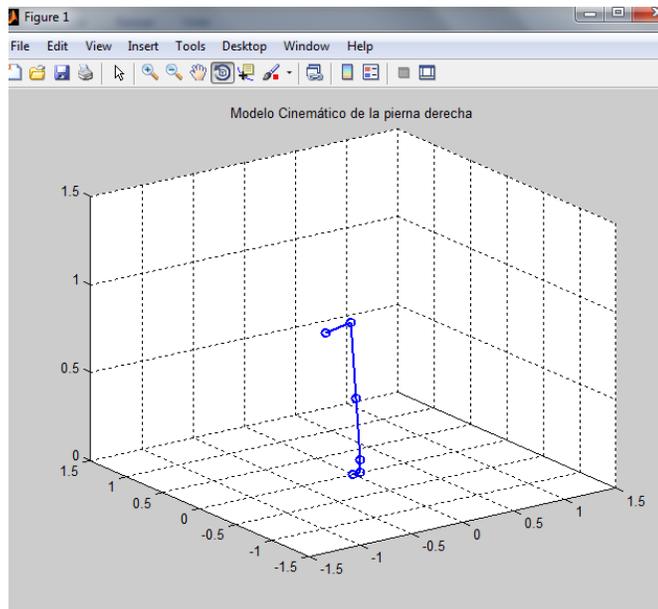


Figura IV.2.- Modelo cinemático de la pierna derecha en apoyo normal. a) Vista desde el plano sagital. b) Vista desde el plano transversal. c) Desde una vista isométrica.

Modificando los valores del ángulo de entrada ($\theta_1, \theta_2, \theta_3$) para cada eslabón dentro del programa puede obtenerse diferentes posiciones para el manipulador. Para el segundo caso de ejemplo se tomo como referencia los valores de longitud y posición angular de cada eslabón mostrados en la Tabla IV.4.

Tabla IV.4.- Parámetros de longitud y posición angular de los eslabones de la pierna derecha establecidos para el segundo caso

No. Eslabón	Longitud del eslabón (m)	Posición angular (θ)
1	0.07	0^0
2	0.43	0^0
3	0.44	5^0
4	0.25	95^0

$${}^0A_1 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.07 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{IV.21}$$

$${}^1A_2 = \begin{pmatrix} 0.2837 & 0.9589 & 0 & 0.122 \\ -0.9589 & 0.2837 & 0 & -0.4123 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.22}$$

$${}^2A_3 = \begin{pmatrix} 0.7302 & 0 & 0.6833 & 0.3213 \\ 0.6833 & 0 & -0.7302 & 0.3006 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.23}$$

$${}^3A_4 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0.25 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.24}$$

${}^0A_4 =$

$$\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.07 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0.2837 & 0.9589 & 0 & 0.122 \\ -0.9589 & 0.2837 & 0 & -0.4123 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0.7302 & 0 & 0.6833 & 0.3213 \\ 0.6833 & 0 & -0.7302 & 0.3006 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0.25 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.25}$$

$${}^0A_4 = \begin{pmatrix} 0.86237411 & -0.50633657 & 0 & 0.4448140075 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0.50633657 & 0.86237411 & 0 & 0.8507078775 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.26}$$

En la Figura IV.3 se observa la solución del modelo correspondiente a la pierna derecha del problema cinemático en estudio. En la Figura IV.3a el modelo cinemático visto desde el plano sagital, en la Figura IV.3b el modelo visto desde el plano transversal y finalmente en la Figura IV.3c el modelo cinemático desde una vista isométrica.

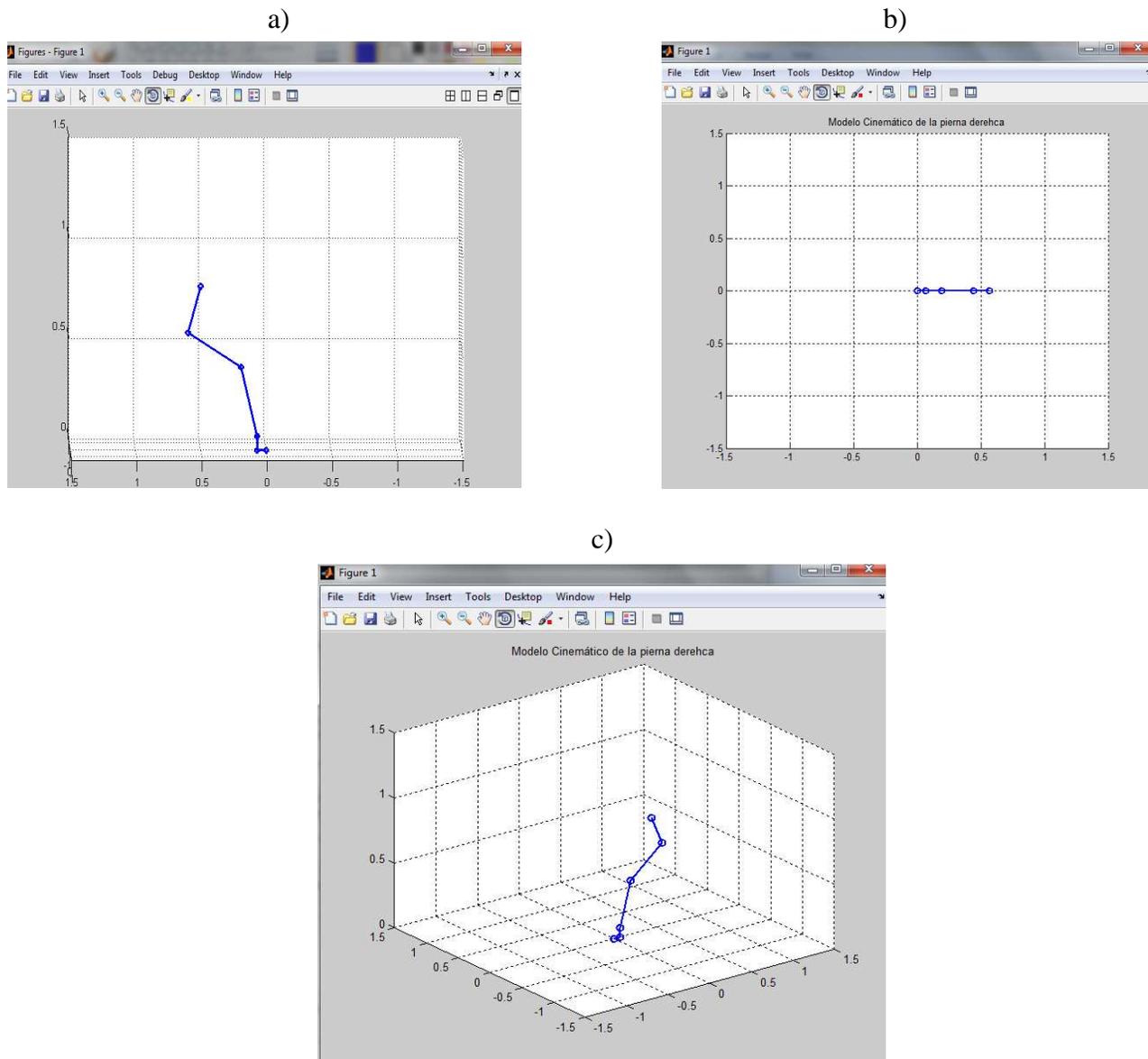


Figura IV.3.- Modelo cinemático de la pierna derecha en fase de contacto. a) Desde el plano sagital. b) Desde el plano transversal. c) Desde una vista isométrica.

En la Tabla IV.5 se muestran los valores de longitud y posición angular para la pierna izquierda empleados para el primer caso.

Tabla IV.5.- Parámetros de longitud y posición angular de los eslabones para la pierna izquierda

No. Eslabón	Longitud del eslabón (m)	Posición angular (θ)
1	0.07	0^0
2	0.43	0^0
3	0.44	80^0
4	0.25	0^0

A continuación se despliega los resultados obtenidos del programa en *Matlab*, mostrando la solución al problema cinemático directo para la pierna izquierda con sus respectivas matrices de transformación homogénea.

$${}^0A1 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.07 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.27}$$

$${}^1A2 = \begin{pmatrix} -0.1104 & 0.9939 & 0 & -0.0475 \\ -0.9939 & -0.1104 & 0 & -0.4274 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.28}$$

$${}^2A3 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.44 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.29}$$

$${}^3A4 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0.25 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.30}$$

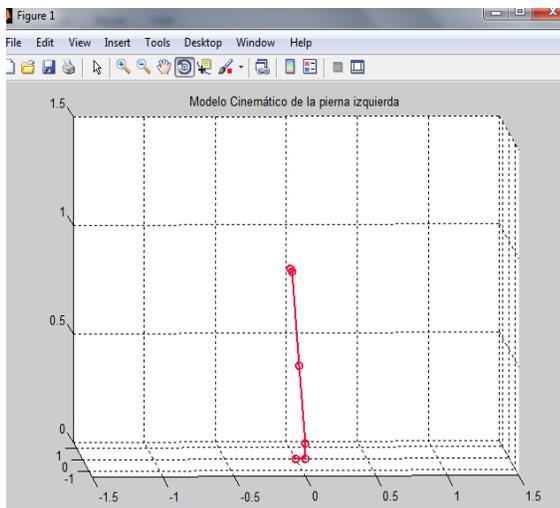
\therefore

$${}^0A4 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.07 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -0.1104 & 0.9939 & 0 & -0.0475 \\ -0.9939 & -0.1104 & 0 & -0.4274 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.44 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0.25 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.31}$$

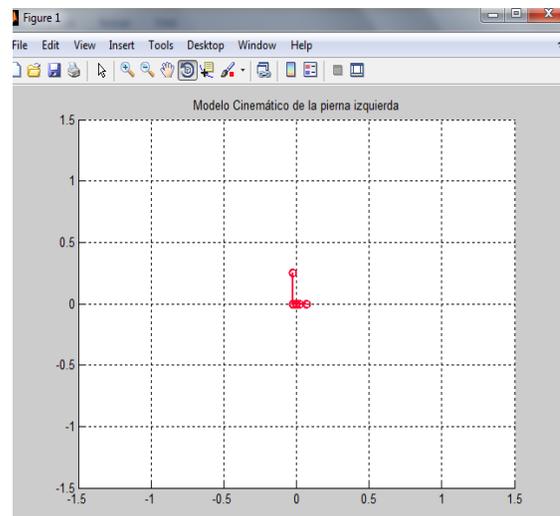
$${}^0A_4 = \begin{pmatrix} -0.1104 & 0.9939 & 0 & -0.026076 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0.9939 & 0.1104 & 0 & 0.864716 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.32}$$

En la Figura IV.4 se observa la solución del modelo correspondiente a la pierna izquierda del problema cinemático en estudio.

a)



b)



c)

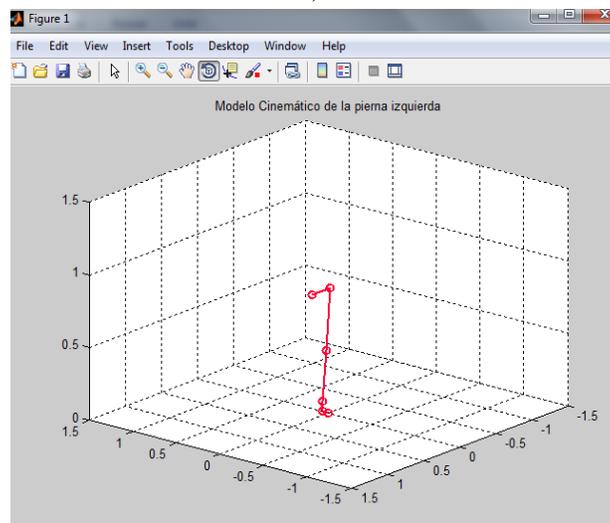


Figura IV.4.- Modelo cinemático de la pierna izquierda en apoyo normal. a) Vista desde el plano sagital. b) Vista desde el plano transversal. c) Desde una vista isométrica.

Para el segundo caso de ejemplo se tomo como referencia los valores de longitud y posición angular de cada eslabón mostrados en la Tabla IV.6.

Tabla IV.6.- Parámetros de longitud y posición angular de los eslabones de la pierna izquierda establecidos para el segundo caso

No. Eslabón	Longitud del eslabón (m)	Posición angular (θ)
1	0.07	0^0
2	0.43	0^0
3	0.44	5^0
4	0.25	95^0

$${}^0A1 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.07 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.33}$$

$${}^1A2 = \begin{pmatrix} 0.2837 & 0.9589 & 0 & 0.122 \\ -0.9589 & 0.2837 & 0 & -0.4123 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.34}$$

$${}^2A3 = \begin{pmatrix} 0.7302 & -0.6833 & 0 & 0.3213 \\ 0.6833 & 0.7302 & 0 & 0.3006 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.35}$$

$${}^3A4 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0.25 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.36}$$

\therefore

$${}^0A4 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.07 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0.2837 & 0.9589 & 0 & 0.122 \\ -0.9589 & 0.2837 & 0 & -0.4123 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0.7302 & -0.6833 & 0 & 0.3213 \\ 0.6833 & 0.7302 & 0 & 0.3006 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0.25 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.37}$$

$${}^0A4 = \begin{pmatrix} 0.86237411 & 0.50633657 & 0 & 0.57139815 \\ 0 & 0 & 1 & 0.25 \\ 0.50633657 & -0.86237411 & 0 & 0.63511435 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{IV.38}$$

En la Figura IV.5 se observa la solución del modelo correspondiente a la pierna izquierda del problema cinemático en estudio. En la Figura IV.5a el modelo cinemático en una vista isométrica, en la Figura IV.5b el modelo visto desde el plano sagital y finalmente en la Figura IV.5c el modelo cinemático en el plano transversal.

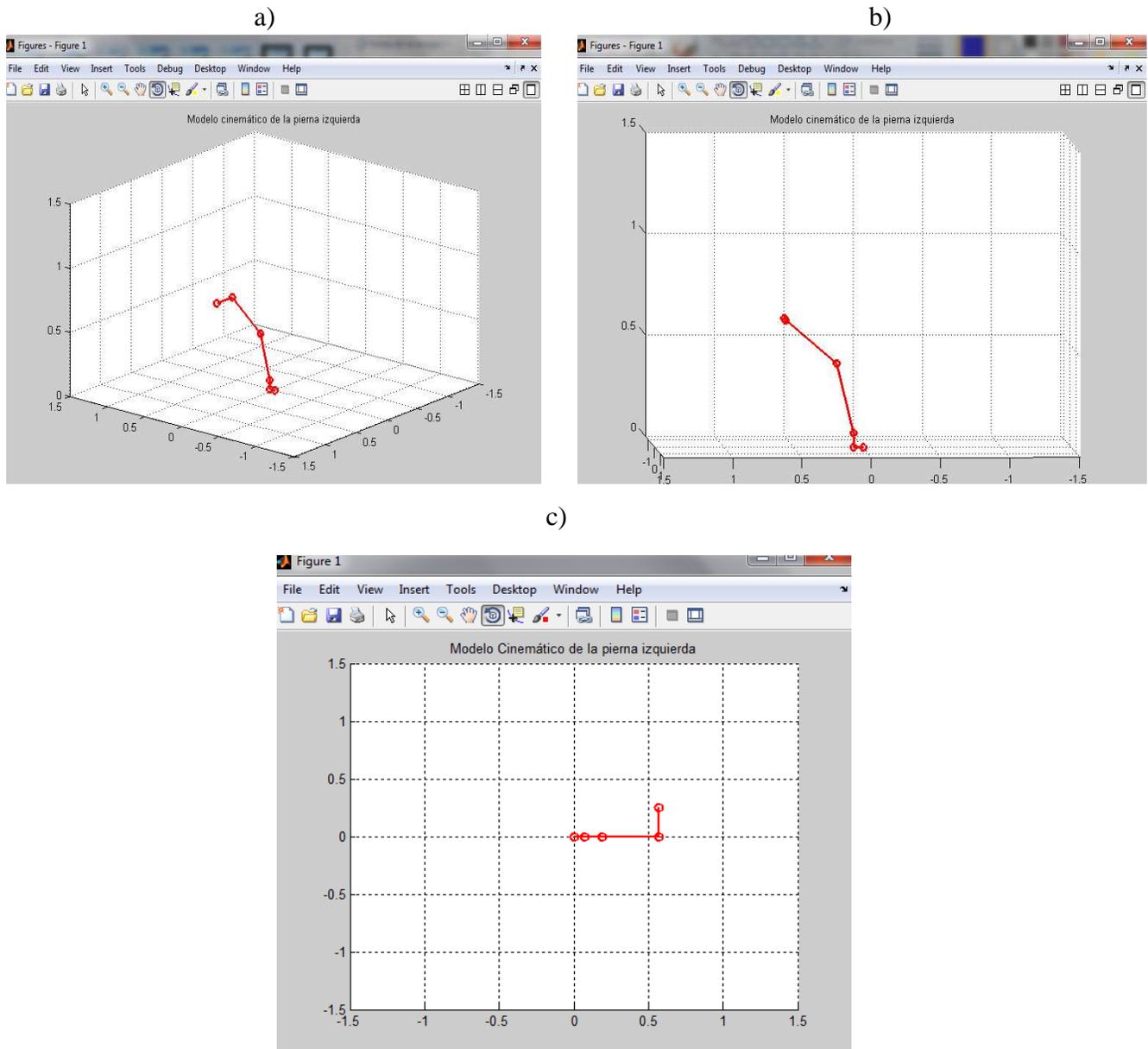


Figura IV.5.- Modelo cinemático de la pierna izquierda en fase de contacto. a) Desde una vista isométrica. b) Desde el plano sagital. c) Plano transversal.

IV.2.- Mecanismo de simulación de marcha

Con el objetivo de poder observar y analizar las fases de la marcha humana, se propone el diseño de un mecanismo en *SOLID WORKS 2012* para la simulación de marcha que involucra la parte de la cadera, los huesos largos del fémur y la tibia que en conjunto hacen la representación de la articulación de rodilla y por ultimo un mecanismo que representa la articulación del tobillo. En la Figura IV.6a se observa la barra que simula el hueso del fémur y en la Figura IV.6b se muestra la barra que representa el hueso de la tibia.

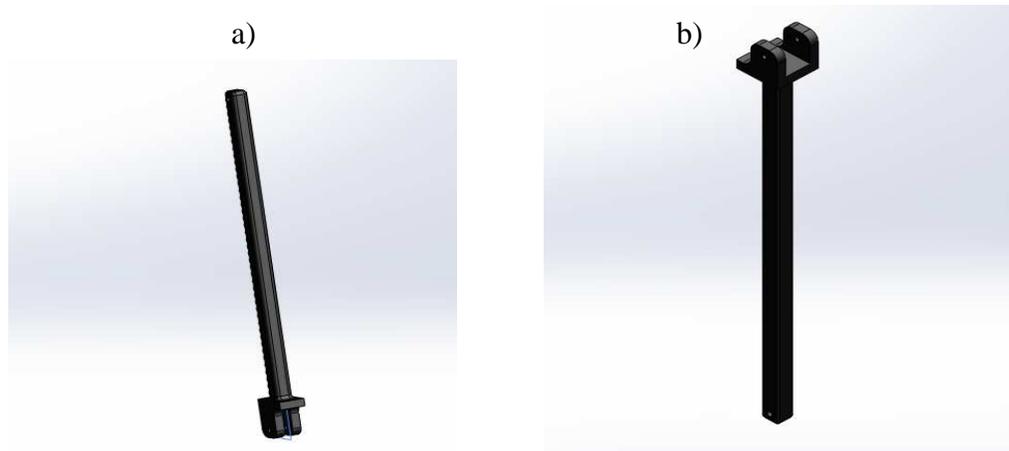


Figura IV.6.- Modelo del mecanismo de simulación de marcha: a) Fémur, b) Tibia

En la Figura IV.7 se observa los componentes que involucran el mecanismo de articulación del tobillo. Para esta articulación solamente se considero un grado de libertad.



Figura IV.7.- Articulación de tobillo

En la Figura IV.8 se muestra los mecanismos que componen a la articulación de rodilla. En la Figura IV.8a representando la rodilla derecha, en la Figura IV.8b representando la rodilla izquierda. Para esta articulación se considero solamente un grado de libertad, el movimiento de flexión- extensión.

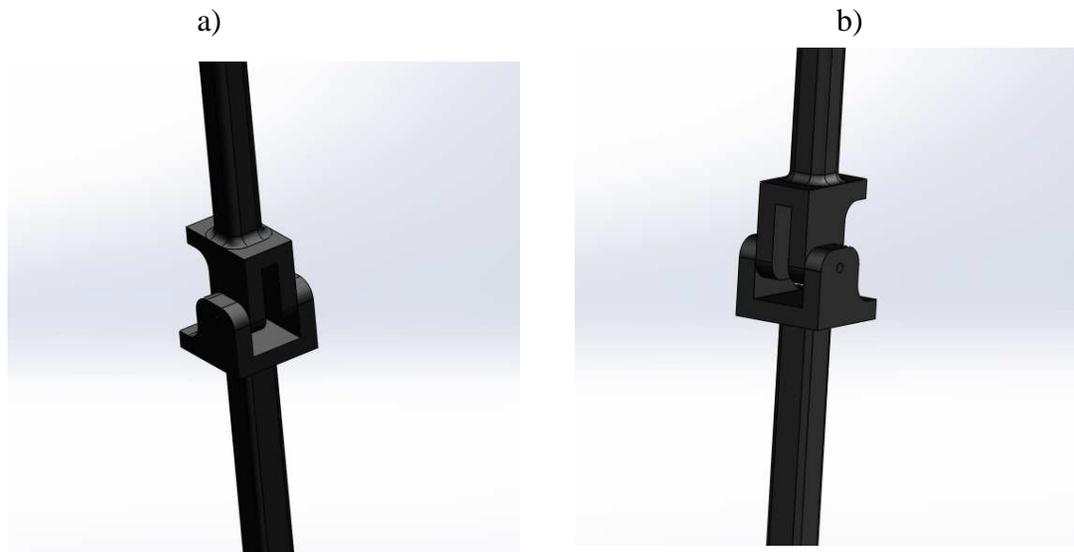


Figura IV.8.- Articulación de rodilla. a) Derecha. b) Izquierda.

En la Figura IV.9 se observa el mecanismo de simulación de marcha ensamblado con cada uno de sus componentes que son: la barra que simula la cadera, el mecanismo de articulación de rodilla derecha e izquierda y el mecanismo de articulación del tobillo derecho e izquierdo.



Figura IV.9.- Ensamble del mecanismo de simulación de marcha

En la Figura IV.10 se muestra el mecanismo de simulación en la primera fase de marcha y de análisis en este trabajo, la fase de apoyo bipodal, se observa desde tres planos anatómicos: sagital, frontal, transversal y una proyección isométrica.

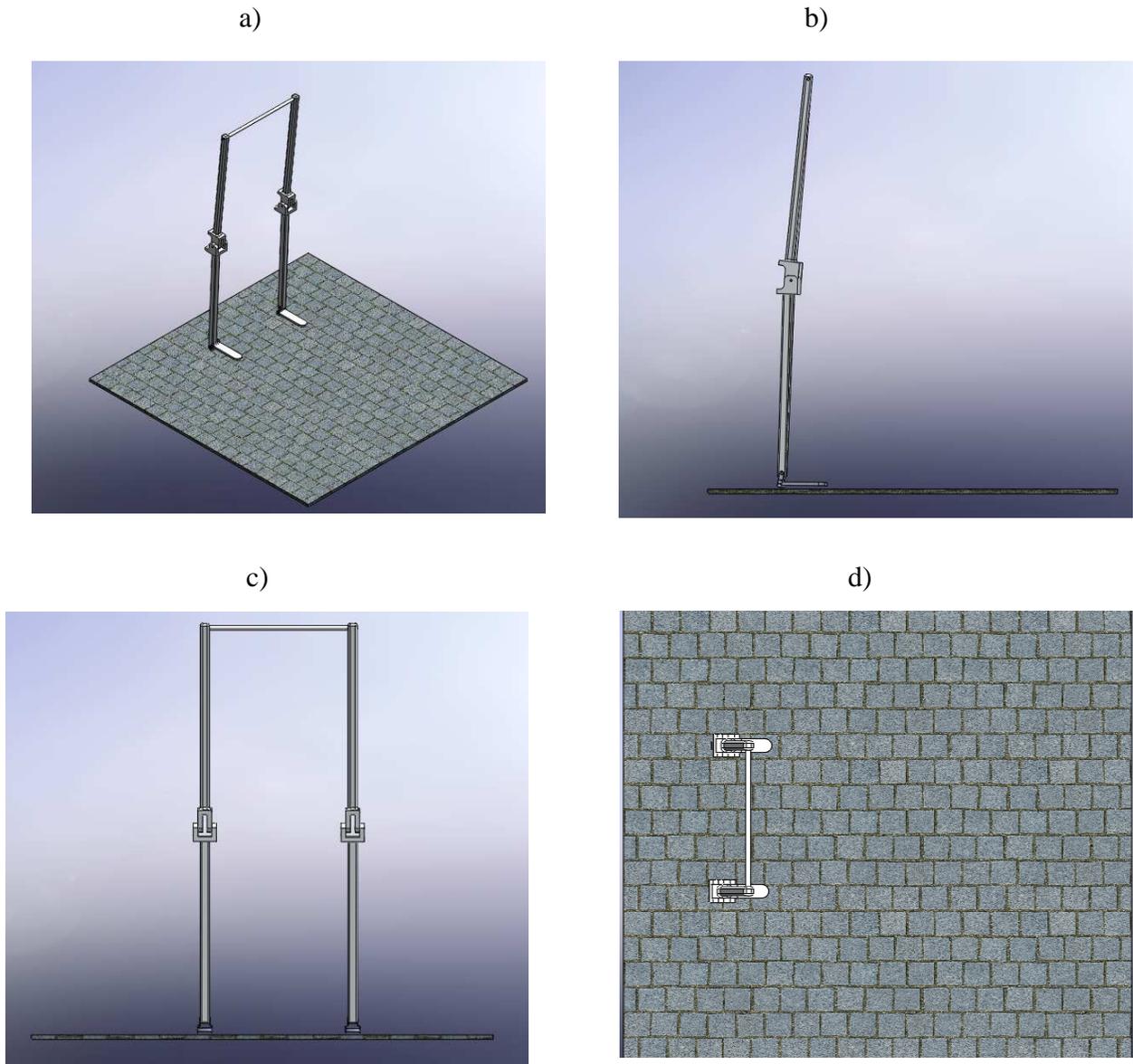


Figura IV.10.- Mecanismo de simulación en la fase de apoyo bipodal. a) Desde una vista isométrica. b) Desde el plano sagital. c) Desde el plano frontal. d) Desde el plano trasversal.

En la Figura IV.11 se muestra el mecanismo de simulación en la segunda fase de marcha y de análisis, la fase de contacto, se observa desde tres planos anatómicos: sagital, frontal, transversal y una proyección isométrica. Desde la Figura IV.11b puede notarse los ángulos de flexión en las piernas. Mientras que en la Figura IV.11d se observa los desplazamientos que se originan en esta fase.

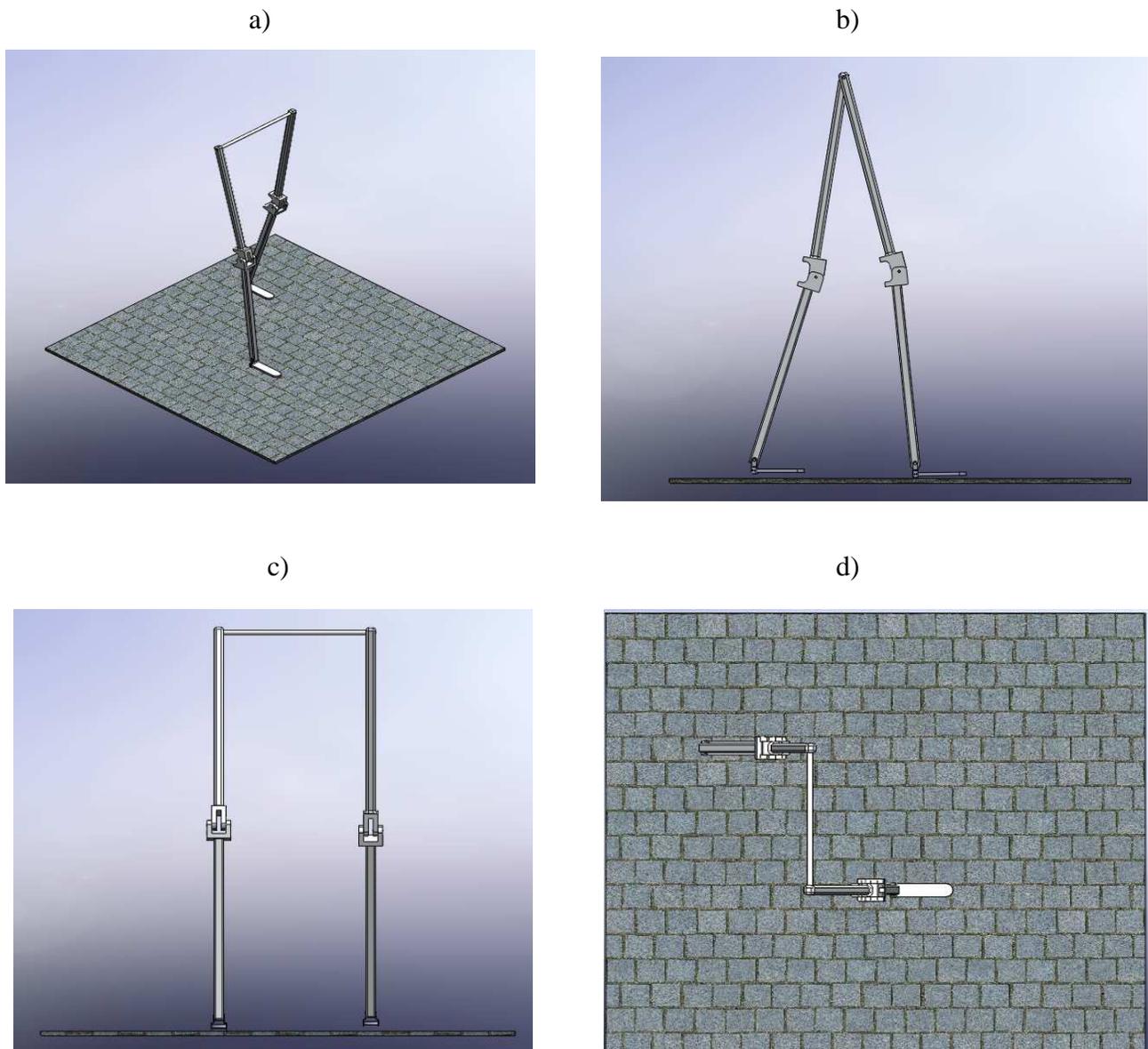


Figura IV.11.- Mecanismo de simulación en la fase de contacto. a) Desde una vista isométrica. b) Desde el plano sagital. c) Desde el plano frontal. d) Desde el plano trasversal.

En la Figura IV.12 se muestra el mecanismo de simulación en la tercera fase de marcha y de análisis, la fase de balanceo, se observa desde tres planos anatómicos: sagital, frontal, transversal y una proyección isométrica. En la Figura IV.12b se observa los desplazamientos y ángulos de flexión-extensión de la tibia y el fémur, mientras tanto en la Figura IV.12b como en la Figura IV.12c puede notarse como en esta fase el apoyo cambia de bipodal a unipodal, considerando esta fase la más crítica.

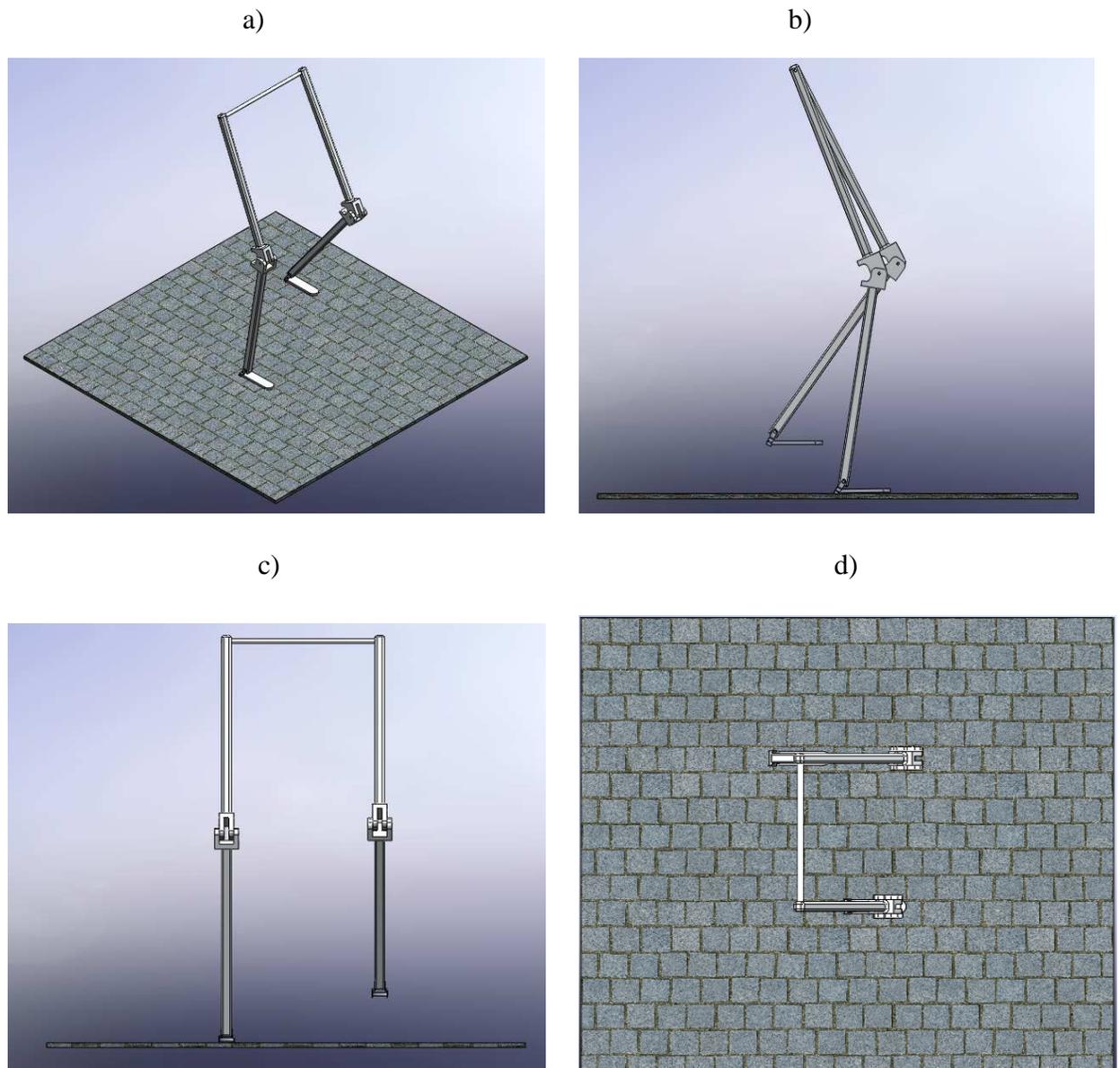


Figura IV.12.- Mecanismo de simulación en la fase de balanceo. a) Desde una vista isométrica. b) Desde el plano sagital. c) Desde el plano frontal. d) Desde el plano trasversal.

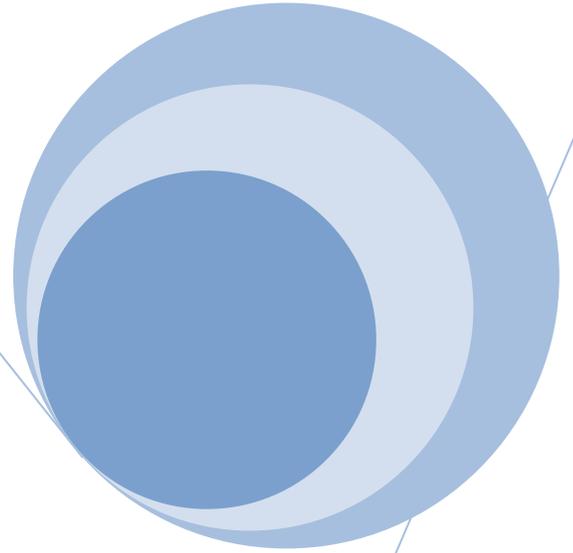
IV.3.- Sumario

Previamente antes de comenzar con el análisis numérico de la articulación de rodilla, en este capítulo IV se aborda el problema cinemático directo, analizando el miembro inferior (la pierna derecha, la pierna izquierda y cadera), obteniendo el modelo cinemático a partir de los parámetros de *Denavit-Hartenberg* y las matrices de transformación homogénea.

Se crea en el programa *Matlab 7.10.0* un algoritmo con el que a partir de los parámetros de longitud y posición angular de cada uno de los eslabones se obtiene la cinemática directa y crea un modelo visual del miembro inferior para proporcionar la información necesaria de las rotaciones que se originan en cada una de las articulaciones que, para este caso se estudia: el apoyo normal y la fase de contacto.

Para finalizar el capítulo se propone el diseño de un mecanismo de marcha realizado en el programa *SOLID WORKS 2012*, con la finalidad de entender y visualizar los movimientos que se originan en las fases de marcha en estudio. El diseño involucra: la articulación de cadera, la articulación de rodilla y la articulación del tobillo.

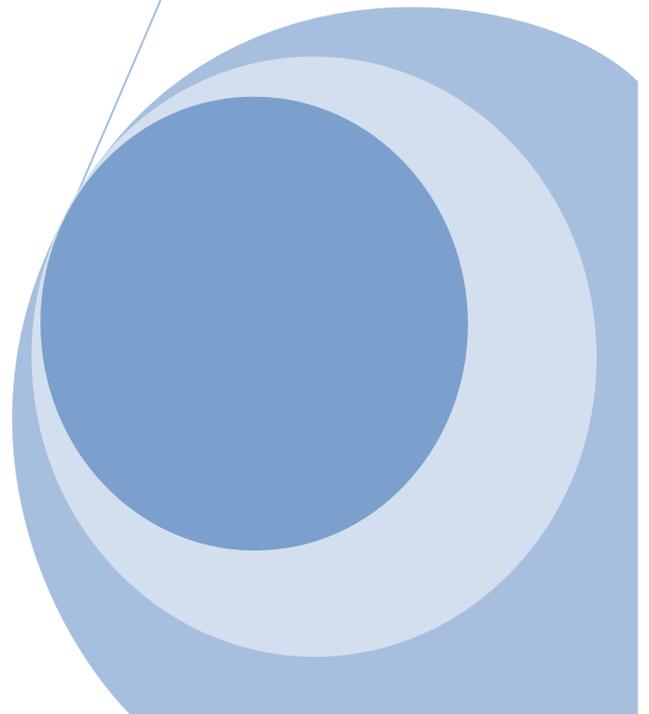
V



Análisis numérico de las fuerzas que se involucran en la rodilla en la fase de apoyo normal

Continuando con la parte medular del presente trabajo de tesis, en este capítulo se aborda la metodología para obtener el archivo del modelo de la articulación de rodilla partiendo de una Tomografía Axial Computarizada (TAC) para posteriormente ser importada en el programa de Elemento Finito.

En este apartado se analiza la fase de apoyo normal, estableciendo las consideraciones y restricciones necesarias para el análisis numérico.



V.1.- Obtención del modelo CAD de la articulación de rodilla

Para poder realizar el estudio numérico de la rodilla es necesario tener un modelo *CAD* que pueda asemejarse en dimensiones reales a la articulación de rodilla humana, con la finalidad de tener una mayor credibilidad y exactitud de los resultados. Siguiendo una metodología adecuada, a continuación, se explica la generación del modelo de rodilla deseado.

En la Figura V.1 se muestra un diagrama de flujo del proceso de obtención del modelo.

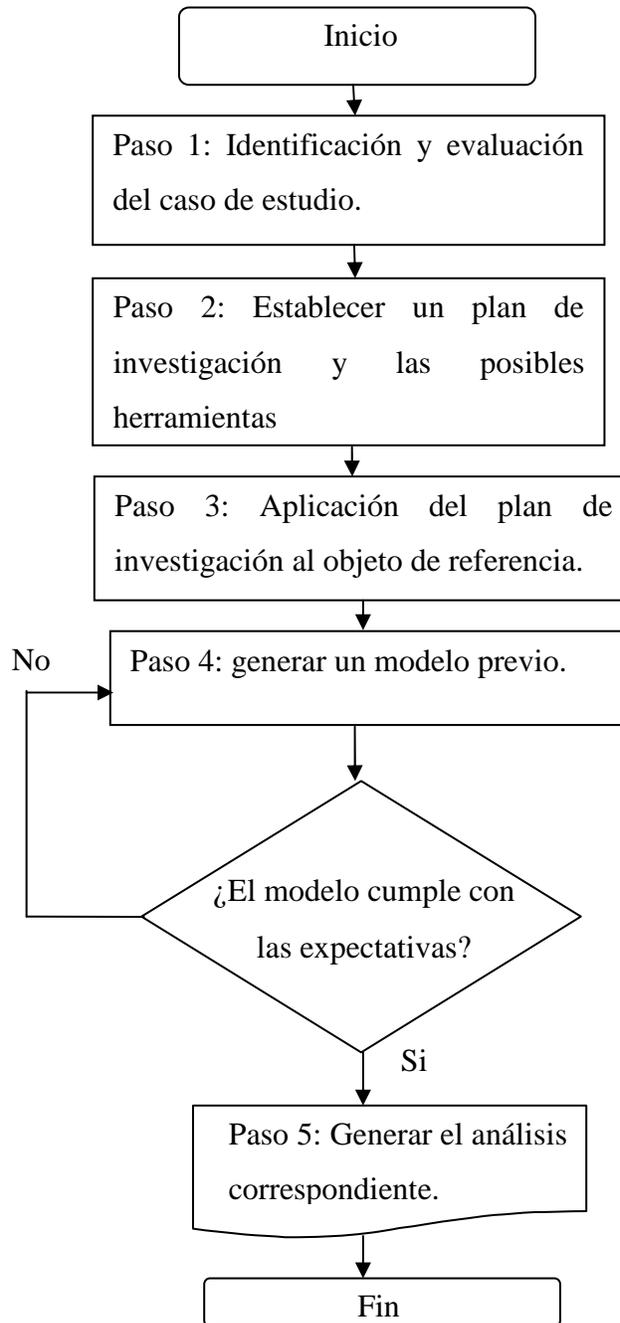


Figura V.1.- Diagrama de flujo de la metodología empleada

1. Se requiere de un modelo 3D de la articulación de rodilla humana, que a partir de una *TAC* (*Tomografía Axial Computarizada*) realizada a un paciente de 70Kg , para así posteriormente realizar un análisis numérico por el Método del Elemento Finito.
2. La Tomografía puede visualizarse mediante archivos *DICOM*, por tanto se utilizara el programa *SCAN IP* que es un programa con el que se puede visualizar este tipo de archivos permitiendo generar un archivo *STL* del modelo previo. Se hará uso del programa *COPY CAD 10.120* y *POWER SHAPE 2010* de la compañía *DELTCAM*, finalmente se utilizara el programa *ANSYS Workbench V.11* donde se importara el modelo resultante para poder realizar el análisis numérico.
3. Con el programa *SCAN IP* se visualiza la tomografía de rodilla derecha del paciente mediante cortes en los planos “*XY*”, “*ZY*”, “*XZ*” para reducir el tamaño y peso del archivo generado. Para generar el modelo debe rellenarse los contornos en blanco de la imagen tomográfica que representa el hueso (Figura V.2).

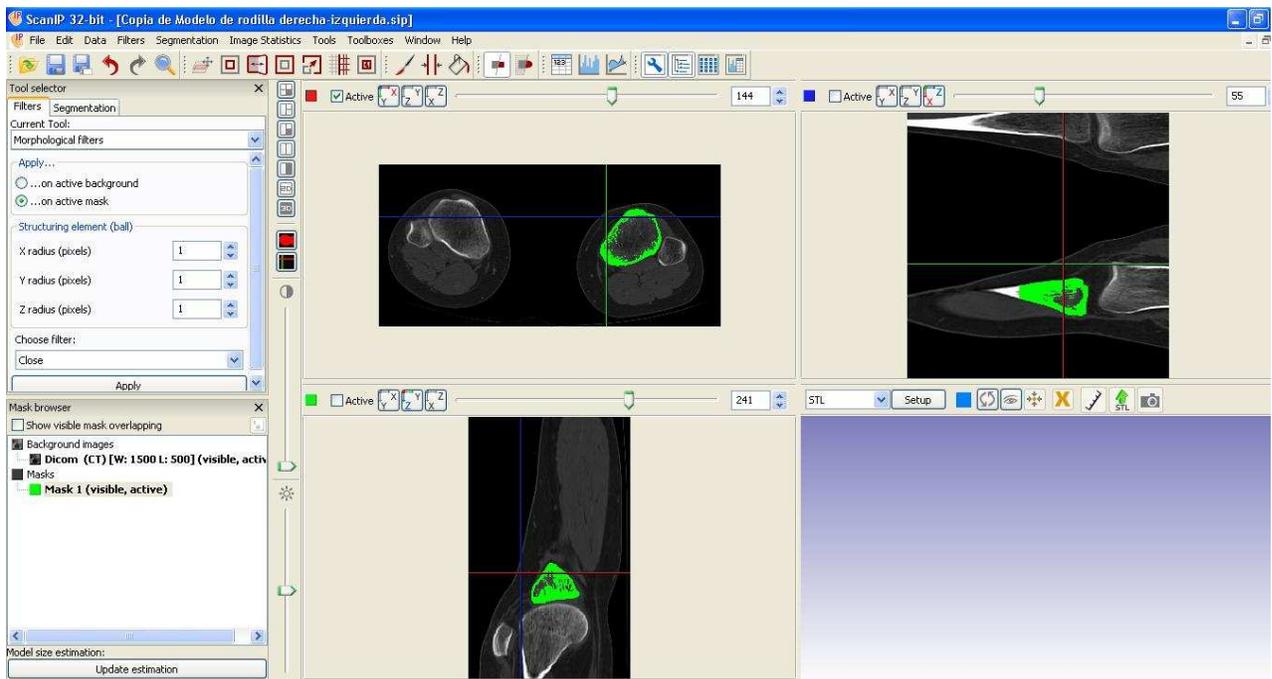


Figura V.2.- Área de trabajo del programa *SCAN IP* para la obtención del modelo

Obtenido el archivo en *STL* que es un archivo de imagen se procede a exportarlo al programa *COPY CAD 10.120* donde se genera un modelo creado a partir de superficies para así construir un modelo sólido (Figura V.3).

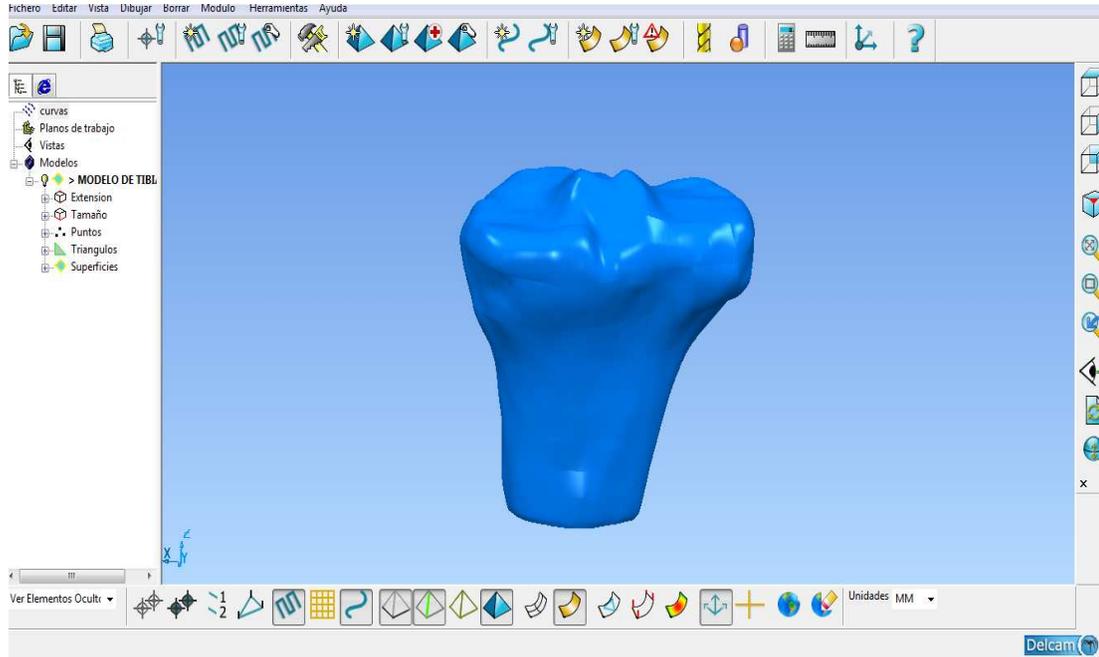


Figura V.3.- Creación de superficies del modelo en el programa *COPY CAD 10.120*

4. El archivo generado en *COPY CAD 10.120* de la articulación de la rodilla derecha se exporta al programa *POWER SHAPE 2010* donde se convierte la superficie generada en un modelo sólido, el archivo se exporta con extensión *PARASOLID* el cual servirá para efectuar los análisis correspondientes en *ANSYS Workbench V.11* (Figura V.4).

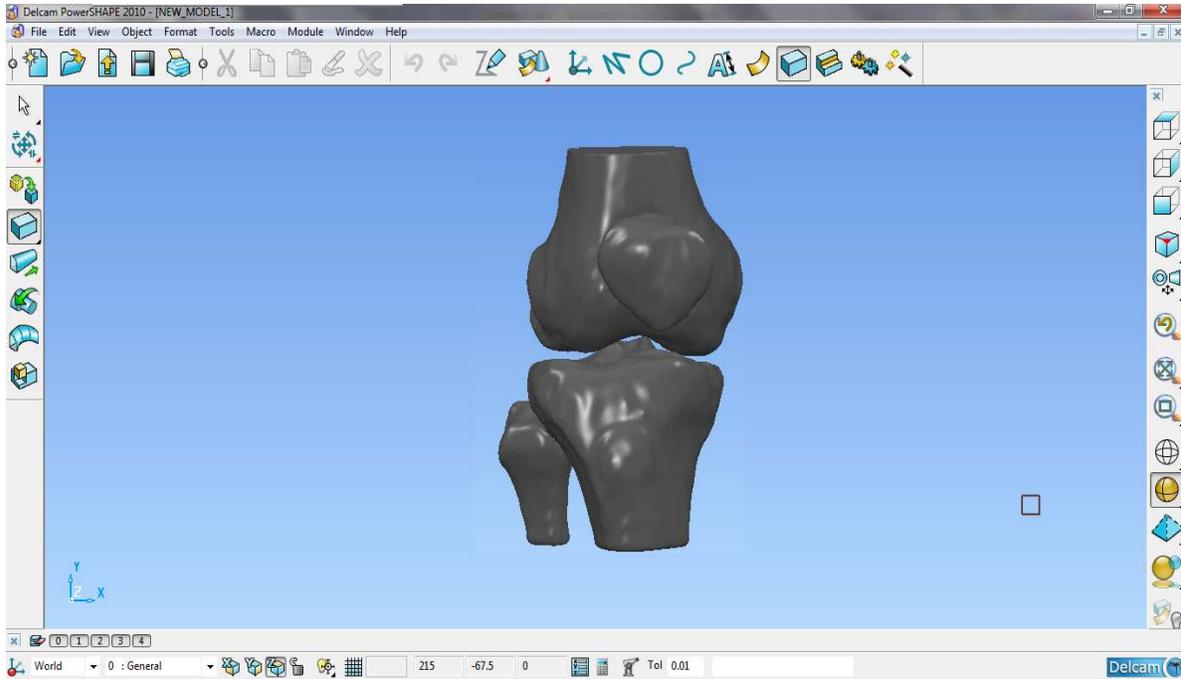


Figura V.4.- Obtención del modelo sólido de la articulación de rodilla en el programa *POWER SHAPE 2010*

V.2.- Consideraciones del análisis numérico

Este estudio es estático estructural, debido a que solo se analiza las fuerzas estáticas que se involucran en la articulación de la rodilla en tres posiciones distintas dentro de las fases de la marcha: la fase de apoyo bipodal, la fase de contacto y la fase de carga y balanceo. También fueron consideradas ciertas restricciones y propiedades del material empleado.

1. El archivo generado de la articulación de rodilla en el programa *POWER SHAPE* es exportado como archivo de extensión *PARASOLID*.
2. En el programa *ANSYS Workbench V.11* se selecciona primero el sistema de unidades desde el menú *Units* con el que se trabajara para este estudio el sistema métrico.
3. Se importa la pieza desde el comando *Geometry-from file* automáticamente nos mandara al lugar donde se guardo el archivo, se selecciona y se da aceptar.
4. Ubicado el modelo de la articulación de rodilla en el área de trabajo se procede a asignar el material para el hueso cortical, desde la ventana de *Outline for* se selecciona la geometría correspondiente, para este caso se selecciona la geometría correspondiente al fémur, la tibia,

el peroné y la rótula. En este estudio se estableció que el hueso cortical es un material ortotrópico por lo que se asigna un valor para el Módulo de Young en “X” de 21.9 Gpa Módulo de Young en eje “Y” de 14.6 Gpa y un Módulo en “Z” de 11.6 Gpa. Se asigna una Relación de Poisson en “XY” de 0.2 en “XZ” de 0.1 y en “YZ” de 0.3. Para el Módulo de cortadura en “XY” de 6.99 Gpa, un módulo de cortadura en “YZ” de 5.29 GPa y un módulo de cortadura en “XZ” de 6.29 GPa y finalmente una densidad de 18000 kg/m³ (Figura V.5).

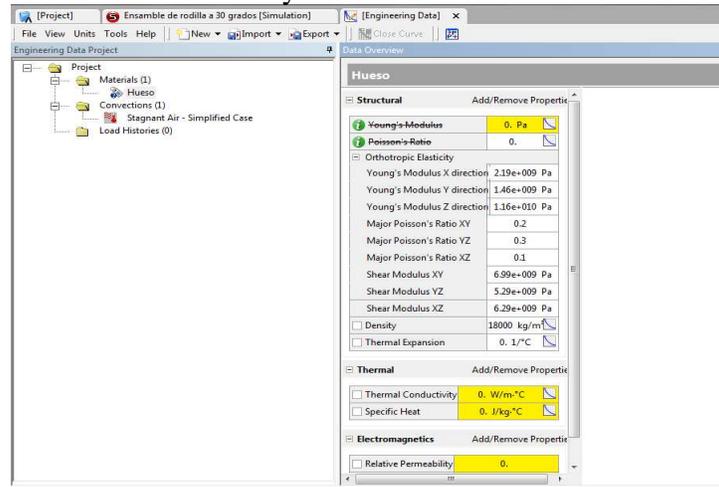


Figura V.5.- Asignación de las propiedades del material

5. Asignadas las propiedades del material del hueso cortical se crea el mallado desde el menú *Mesh Control* se selecciona el método de triángulos (Figura V.6).

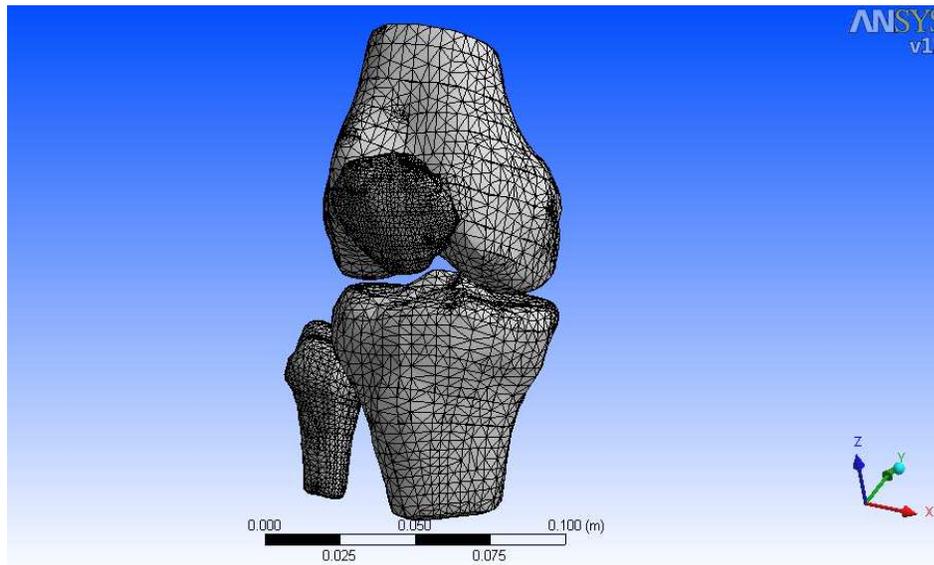


Figura V.6.- Generación del mallado del modelo de rodilla derecha

6. En este estudio se restringió los desplazamientos del fémur en el plano “XY” simulando el efecto de los músculos, también se restringieron los grados de libertad de la tibia en la parte inferior simulando que se encuentra fija, por último se aplicó un soporte fijo (*Fixed Support*) en la parte inferior del fémur y parte interna de la rótula simulando la existencia del cartílago articular.

V.2.1.- Resultados obtenidos del análisis numérico

Para cada uno de los casos de estudio se mostraran los siguientes resultados en un orden de tiempo de 0 a 1s:

- a) Esfuerzo equivalente.
- b) Esfuerzo principal máximo y mínimo.
- c) Esfuerzo cortante máximo.
- d) Deformación elástica equivalente.
- e) Desplazamiento total.

V.3.- Resultados de la fase 1: apoyo bipodal

Partiendo de las consideraciones hechas por [Gonzalez-Jemio y colaboradores, 2011] y [Le Veau, 1991], además tomando como referencia que el peso de la persona es de 70 Kg se obtiene la siguiente información:

Diagrama de cuerpo libre de la rodilla

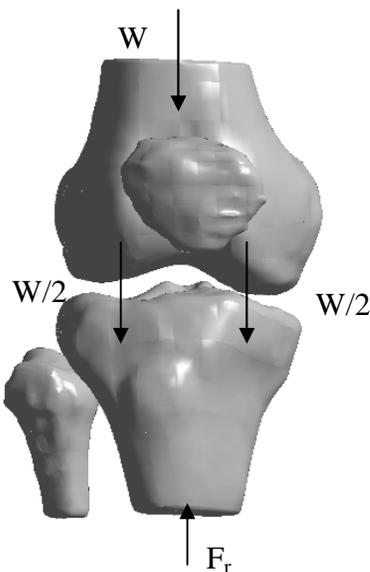


Figura V.7.- Diagrama de cuerpo libre de la rodilla derecha

Partiendo de la ecuación V.1 se tiene:

$$W = mg \quad \text{V.1}$$

$$W = (70Kg) \left(9.81 \frac{m}{s^2}\right) = \mathbf{686.7N}$$

∴

Considerando que cada pierna soporta la mitad del peso corporal se tiene que:

$$W = \frac{W}{2} = \frac{686.7N}{2} = \mathbf{343.35N}$$

Realizando sumatoria de momentos en el punto “O” se encuentra el valor del momento generado por el tendón rotuliano sobre la rótula:

$$\sum M_o = 0 \quad \text{V.2}$$

Sustituyendo valores:

$$-345.35N(0m) + M(0.05m) = 0 \quad \text{V.3}$$

∴

De la ecuación V.3 se obtiene:

$$M = \frac{0}{0.05m} = 0N$$

En el apoyo normal bipodal, la rótula no se encuentra sujeta a ningún tipo de carga por el tendón rotuliano y el cuádriceps por lo que el momento es nulo.

Para encontrar el valor de la fuerza resultante F_r se realiza una sumatoria de fuerzas en “Y”

$$\sum F_Y = 0 \quad \text{V.4}$$

$$= -W + Fr = 0 \quad \text{V.5}$$

De la ecuación V.5 se tiene que:

$$F_r = W = \mathbf{343.35N}$$

V.3.1. - Resultados obtenidos del esfuerzo equivalente (σ)

Con la finalidad de conocer la resistencia a la tensión del material se incluye la teoría del esfuerzo equivalente de Von Mises para conocer los puntos críticos de falla. En la Figura V.8 se muestra el efecto de las fuerzas que actúan en la articulación de la rodilla derecha desde una vista frontal, lateral, posterior y superior para tener una mejor apreciación de la distribución de los esfuerzos, por lo que puede observarse en la Figura V.8d que cerca del segundo 0.778s el fémur alcanza un esfuerzo a tensión de 2.01×10^8 Pa.

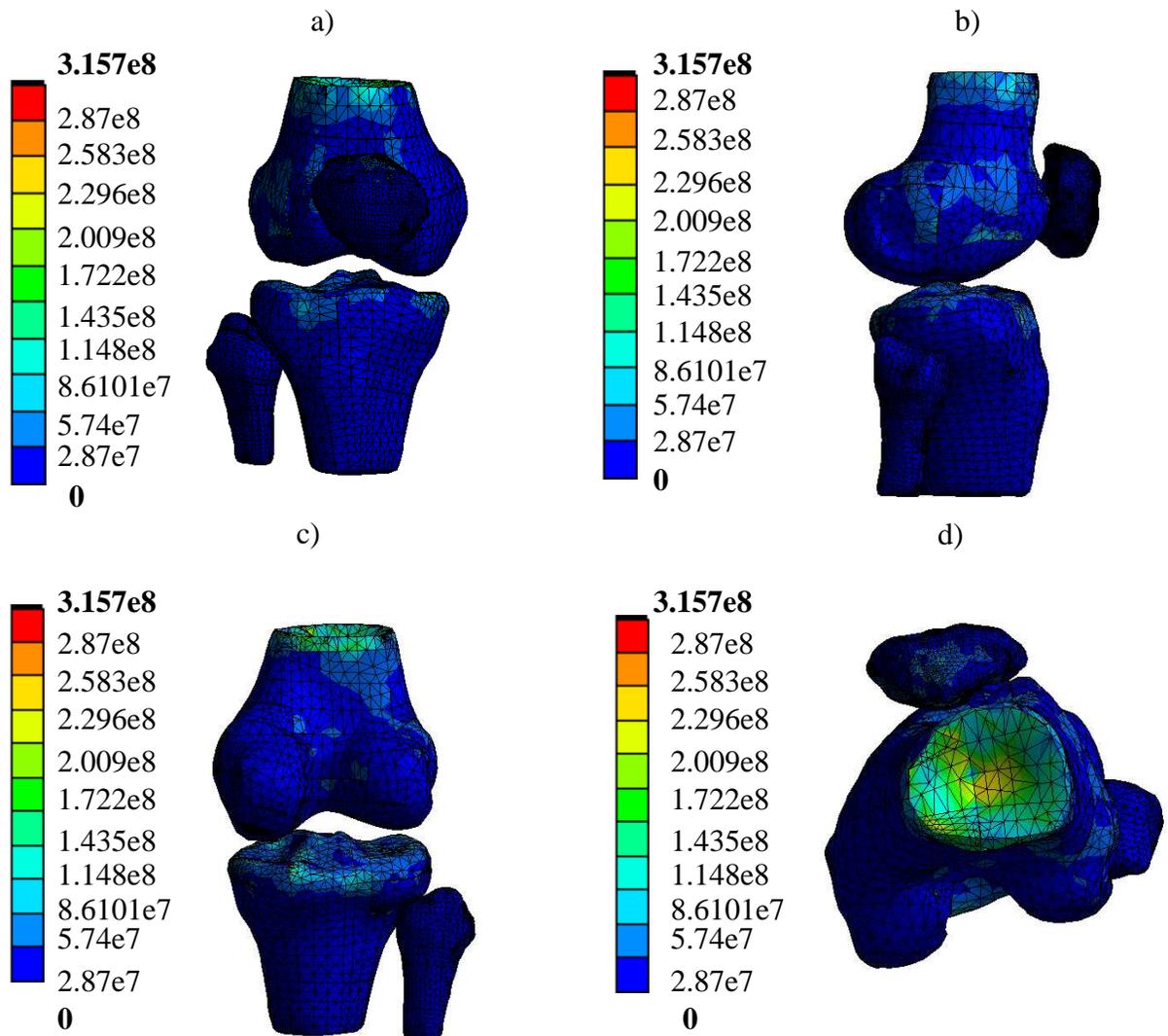


Figura V.8.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo equivalente en un intervalo de tiempo de 0 a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.

Tabla V.1.- Resultados obtenidos correspondientes al esfuerzo equivalente en un intervalo de tiempo de 0 a 1s

Tiempo (s)	Esfuerzo Equivalente (Pa)
0	0
0.111	2.87×10^7
0.222	5.74×10^7
0.333	8.61×10^7
0.444	1.15×10^8
0.556	1.44×10^8
0.667	1.72×10^8
0.778	2.01×10^8
0.889	2.30×10^8
0.949	2.58×10^8
1	3.16×10^8

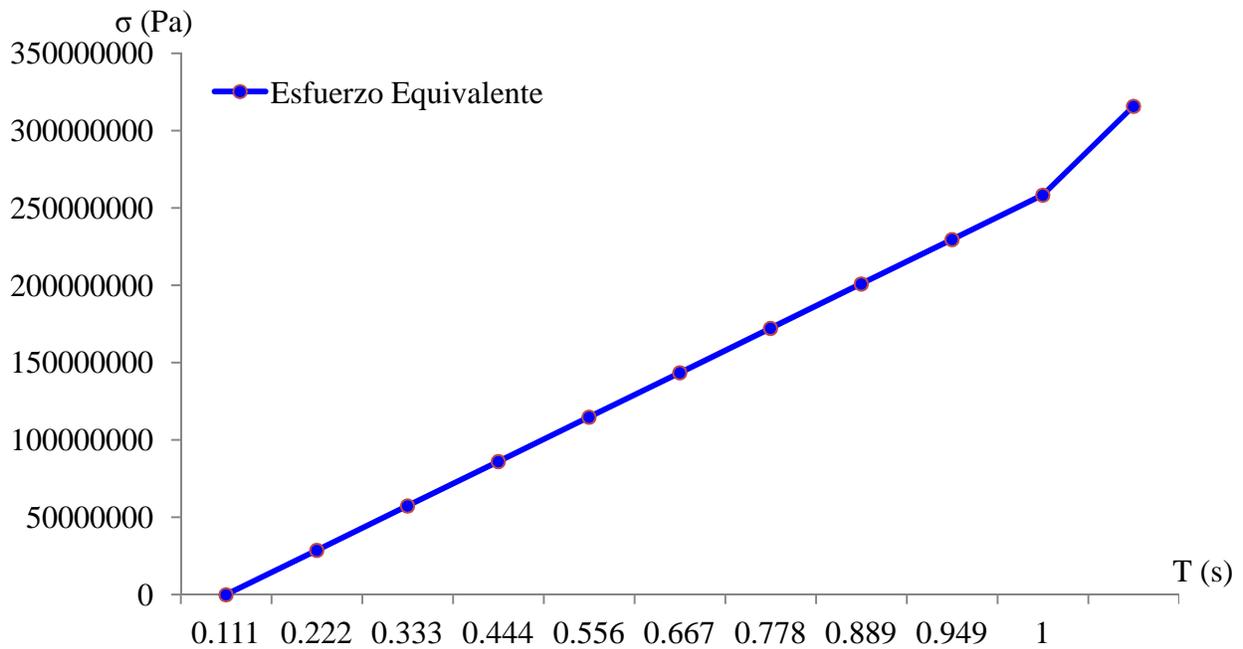


Figura V.9.- Gráfica obtenida del esfuerzo equivalente VS tiempo en un intervalo de 0 a 1s

En la Figura V.9 puede observarse que la distribución de esfuerzos se mantiene constante en una sola dirección hasta el intervalo de tiempo 0.949 s donde hay un incremento del esfuerzo de 3.16×10^8 Pa.

V.3.2.- Resultados obtenidos del esfuerzo principal máximo ($\sigma_{p\text{-máx}}$)

Es importante analizar los esfuerzos principales máximos y mínimos del material para identificar el punto en el que este puede fallar o se encuentra en su punto más crítico. En la Figura V.10d puede observarse que cerca de un intervalo de tiempo 0.8342s se alcanza un esfuerzo a tensión de 1.999×10^8 Pa y en un tiempo de 0.1376 se obtiene un esfuerzo a compresión de -2.22×10^7 Pa.

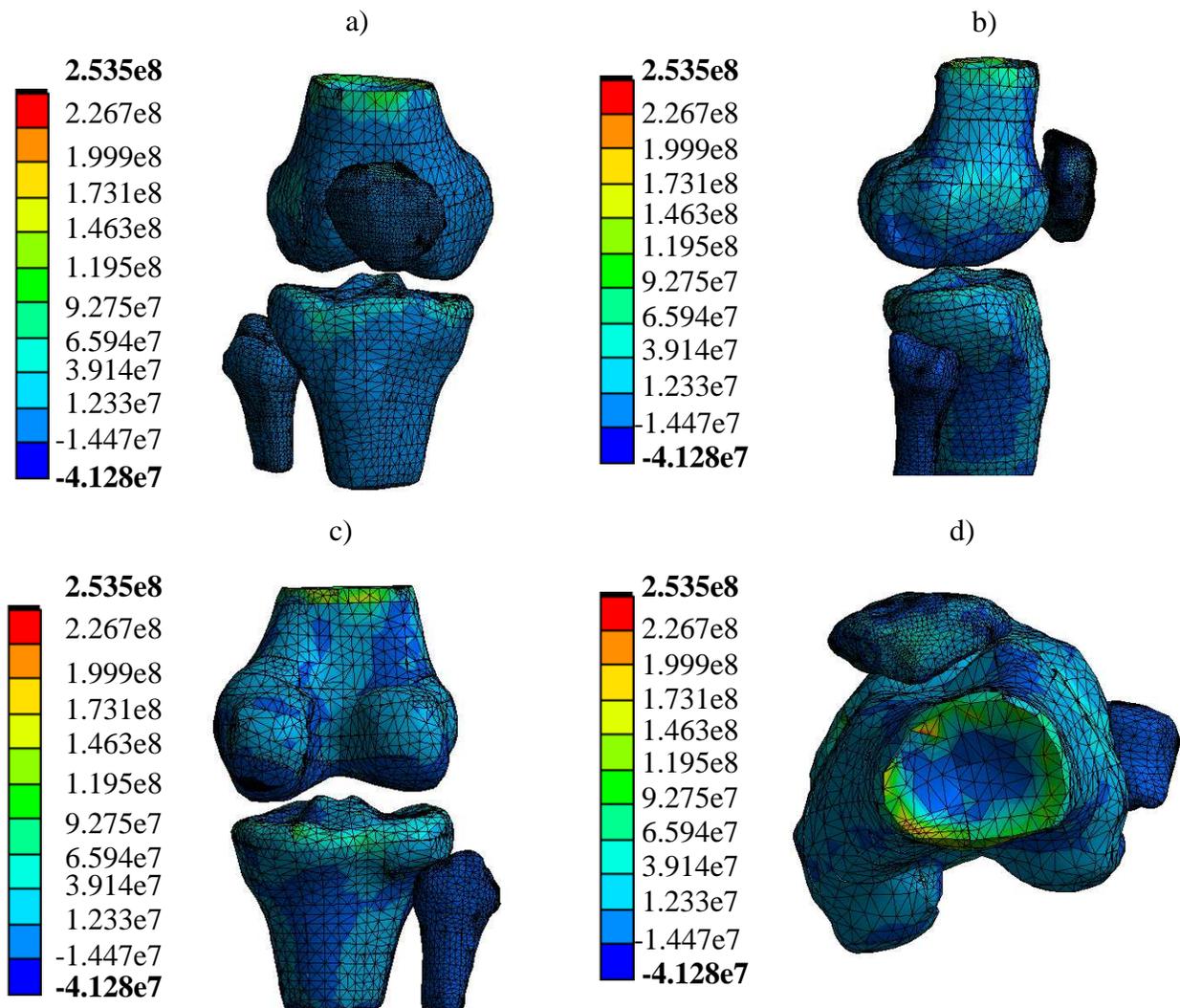


Figura V.10.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo principal máximo en un intervalo de tiempo de 8.43×10^{-2} s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.

Tabla V.2.- Valores del esfuerzo principal máximo en un intervalo de 8.43×10^{-2} s a 1 s

Tiempo (s)	Esfuerzo Principal Máximo (Pa)
8.43×10^{-2}	-4.13×10^7
0.1376	-2.22×10^7
0.2401	3.26×10^6
0.3174	3.46×10^7
0.4297	6.58×10^7
0.5393	9.71×10^7
0.6095	1.28×10^8
0.7261	1.60×10^8
0.8342	1.91×10^8
0.9339	2.22×10^8
1	2.54×10^8

V.3.3.- Resultados obtenidos del esfuerzo principal mínimo ($\sigma_{p-\text{mín}}$)

En la Figura V.11 se observa que en un tiempo igual a 8.43×10^{-2} se obtiene un esfuerzo mínimo a compresión de -3.14×10^8 Pa y en un tiempo de 0.8342s se alcanza un esfuerzo de compresión máximo de -2.68×10^7 Pa.

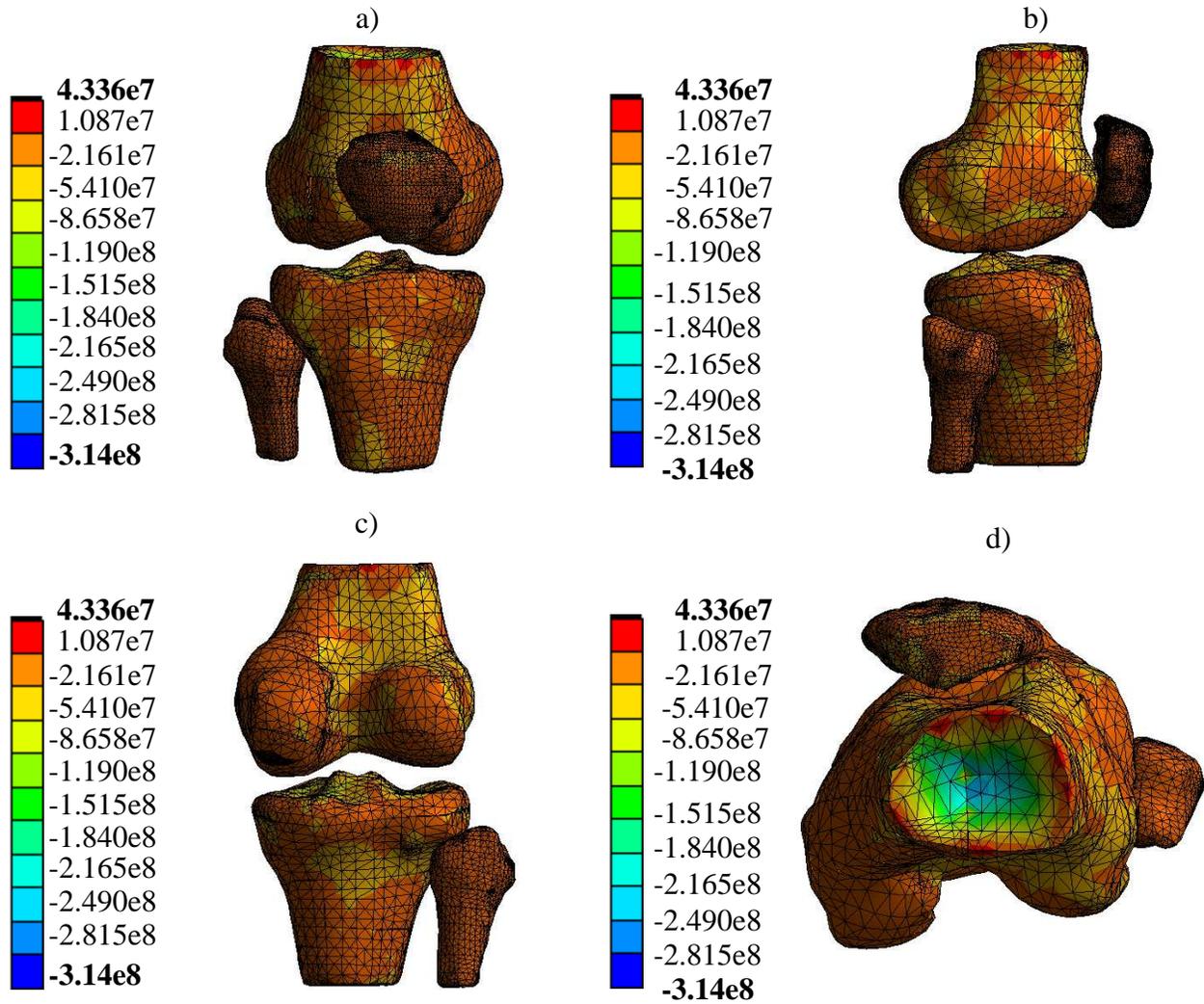


Figura V.11.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo principal mínimo en un intervalo de tiempo de 8.43×10^{-2} s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.

Tabla V.3.- Valores correspondientes al esfuerzo principal mínimo en un intervalo de 8.43×10^{-2} s a 1s

Tiempo (s)	Esfuerzo Principal Mínimo (Pa)
8.43×10^{-2}	-3.14×10^8
0.1376	-2.72×10^8
0.2401	-2.37×10^8
0.3174	-2.02×10^8
0.4297	-1.67×10^8
0.5393	-1.32×10^8

0.6095	-9.69×10^7
0.7261	-6.19×10^7
0.8342	-2.68×10^7
0.9339	8.29×10^6
1	4.33×10^7

En la Figura V.12 se observa los esfuerzos principal máximo y esfuerzo principal mínimo ascienden de manera constante y en la misma dirección en el tiempo establecido por lo que el material no presenta falla por tensión y compresión.

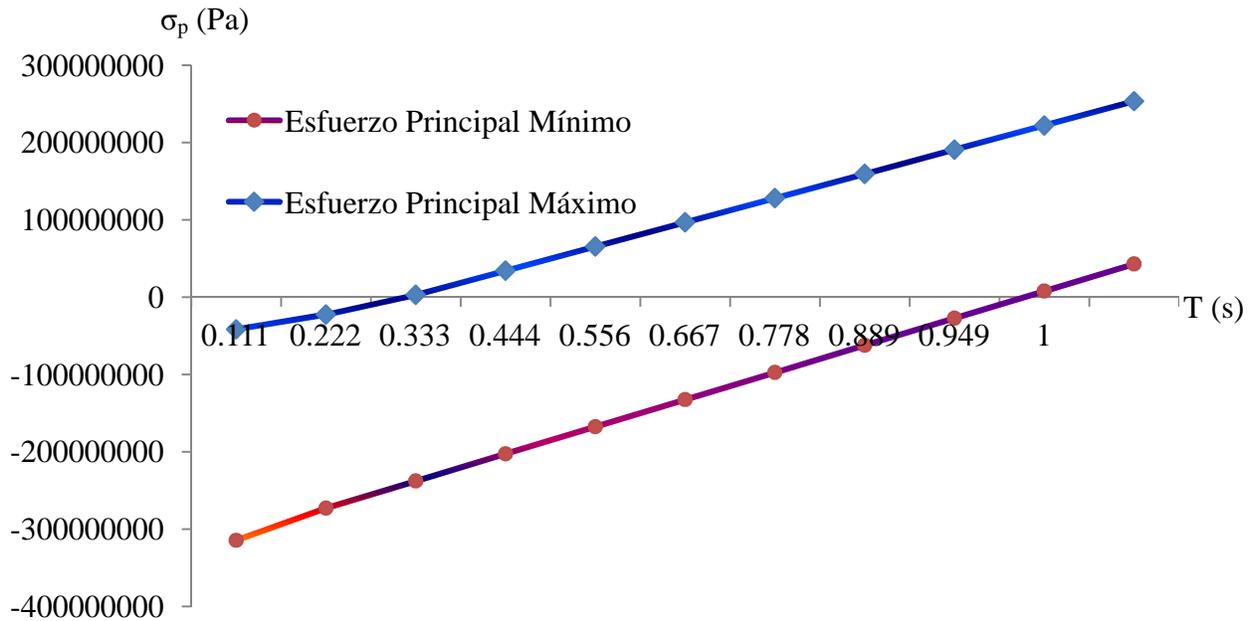


Figura V.12.- Gráfica obtenida del esfuerzo principal máximo-mínimo VS tiempo en un intervalo de tiempo de 8.43×10^{-2} s a 1s

V.3.4.- Resultados obtenidos del esfuerzo cortante máximo ($\tau_{\text{máx}}$)

Se considera importante analizar la teoría del esfuerzo cortante máximo de Von Mises para conocer el punto de fluencia del material producido por los esfuerzos cortantes. En la Figura V.13c se observa que cerca de un valor de tiempo de 0.5251s se obtiene un esfuerzo cortante de 7.136×10^6 Pa originado en la tibia, mientras que en la Figura V.13d en el segundo 0.9106s se alcanza un esfuerzo cortante de 1.141×10^8 Pa en el fémur.

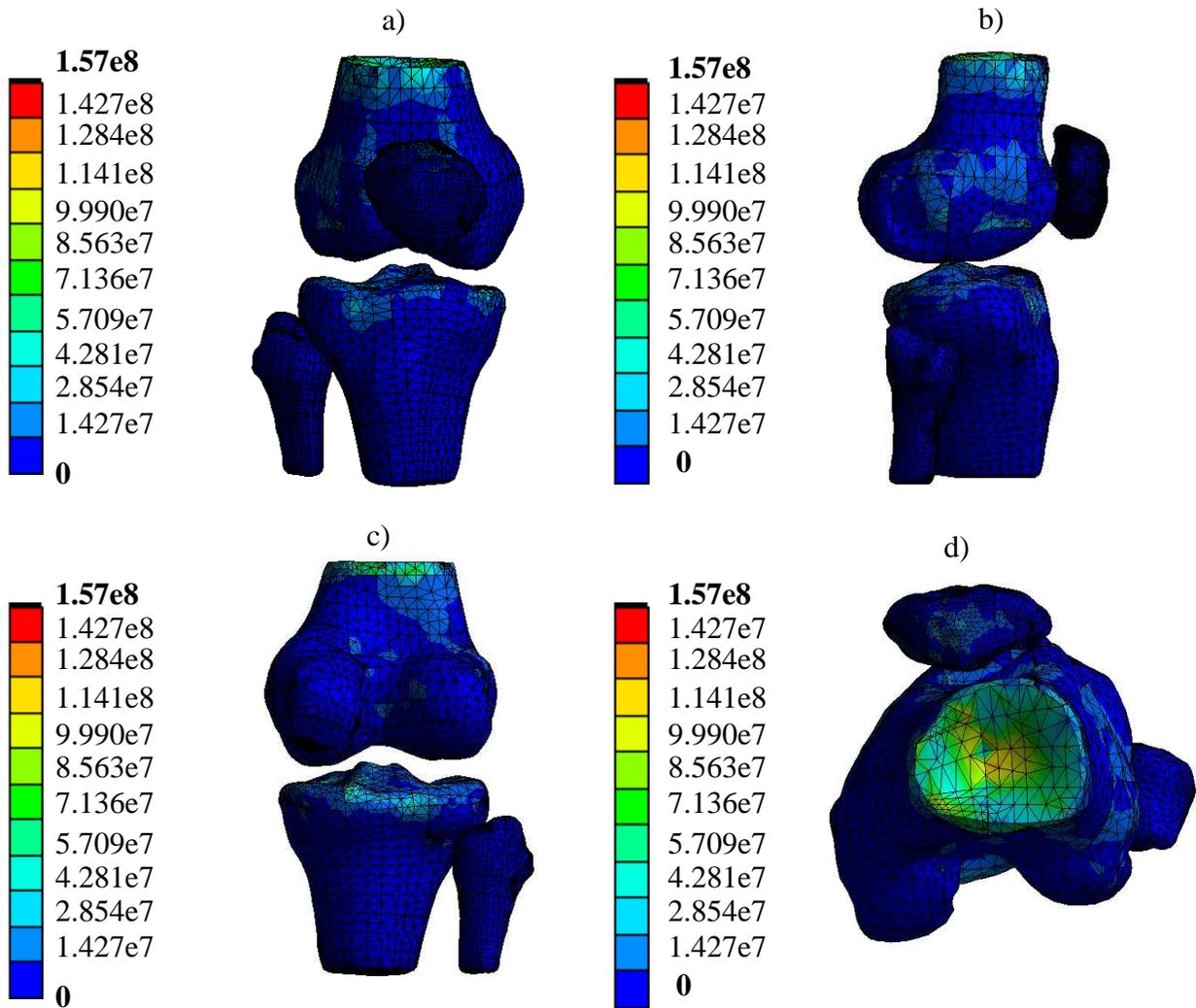


Figura V.13.- Valores del esfuerzo cortante máximo en un intervalo de tiempo de 0.01477s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.

Tabla V.4.- Valores correspondientes al esfuerzo cortante máximo en un intervalo de 0.01477s a 1s

Tiempo (s)	Esfuerzo Cortante Mínimo (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)
0.01477	0	0
0.03797	0	0
0.0654	0	0
0.08017	0	0
0.08939	0	0
0.1145	0	2.16×10^7
0.2291	0	4.32×10^7
0.3198	0	5.02×10^7
0.4008	0	5.72×10^7
0.5251	0	6.41×10^7
0.602	0	8.10×10^7
0.7193	0	1.00×10^8
0.8101	0	1.19×10^8
0.9106	0	1.38×10^8
1	0	1.57×10^8

En la Figura V.14 se observa que en el intervalo de tiempo 0.0839s el esfuerzo cortante comienza a incrementar, en el segundo 0.2291s el esfuerzo cortante se incrementa hasta 4×10^8 Pa, en el segundo 0.5251 hay un nuevo incremento en el esfuerzo de 6×10^8 Pa y desde este punto presenta una tendencia ascendente.

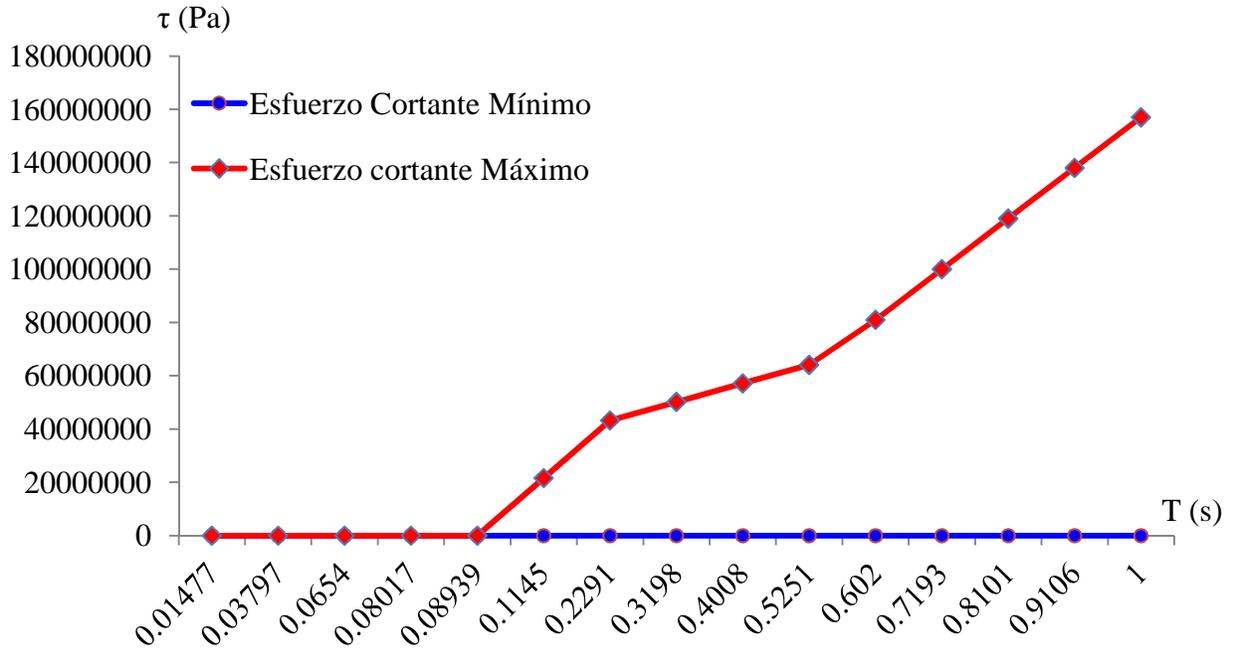
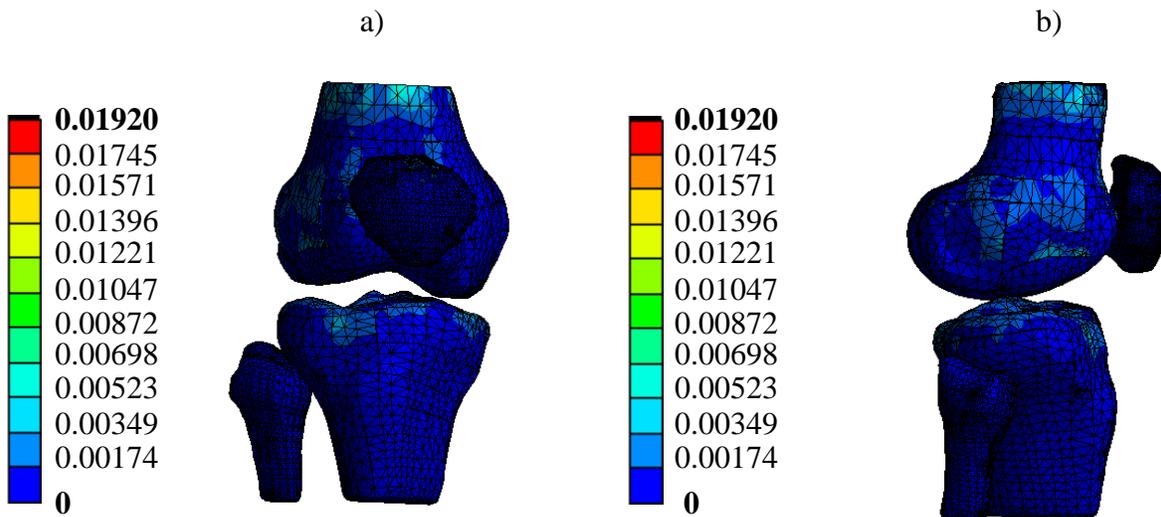


Figura V.14.- Gráfica obtenida del esfuerzo cortante máximo y mínimo VS tiempo en un intervalo de 0.01477s a 1s

V.3.5.- Resultados obtenidos de la deformación elástica equivalente (ϵ)

Se analiza para conocer los puntos mínimos y máximos de deformación que el material sufre en el intervalo de tiempo establecido, conservando aún, la misma forma geométrica. En la Figura V.15 se observa que cerca de un intervalo de tiempo de 0.08017s se alcanza una deformación elástica de 0.00698 (m/m) en el fémur, tibia y rótula.



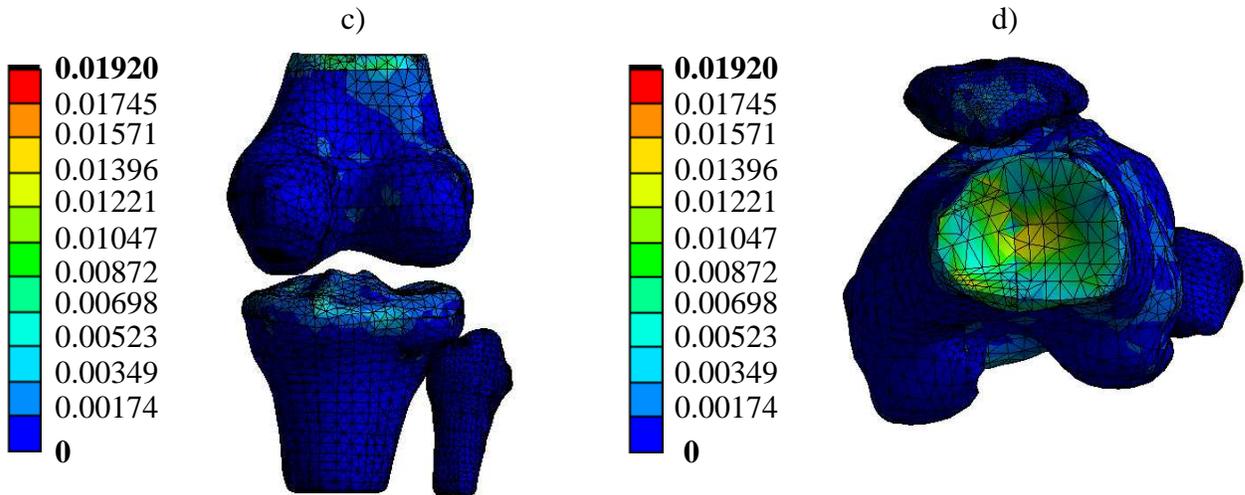


Figura V.15.- Valores de la deformación elástica equivalente en un intervalo de tiempo de 0s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.

Tabla V.5.- Valores obtenidos de la deformación elástica en un intervalo de 0s a 1s

Tiempo (s)	Equivalente Elástico Mínimo(m/m)	Equivalente Elástico Máximo(m/m)
0	0	0
0.01477	0	0
0.03797	0	0
0.0654	0	0
0.08017	0	0
0.08939	0	0
0.1145	0	2.29×10^{-3}
0.2291	0	4.58×10^{-3}
0.3198	0	6.87×10^{-3}
0.4008	0	8.63×10^{-3}
0.5251	0	1.04×10^{-1}
0.602	0	1.22×10^{-1}
0.7193	0	1.39×10^{-1}
0.8101	0	1.57×10^{-2}
0.9106	0	1.74×10^{-2}
1	0	1.92×10^{-2}

En la Figura V.16 se observa que en el segundo 0.4008s comienza un incremento considerable en la deformación alcanzando un valor de 0.1, en el segundo 0.5251s la deformación aumenta a un valor de 0.14 (m/m) que es el punto crítico donde se presenta una mayor deformación en el material ya para el segundo 0.8101 (m/m) el valor de la deformación desciende volviendo a mantenerse constante con un valor cerca de 0.02 (m/m).

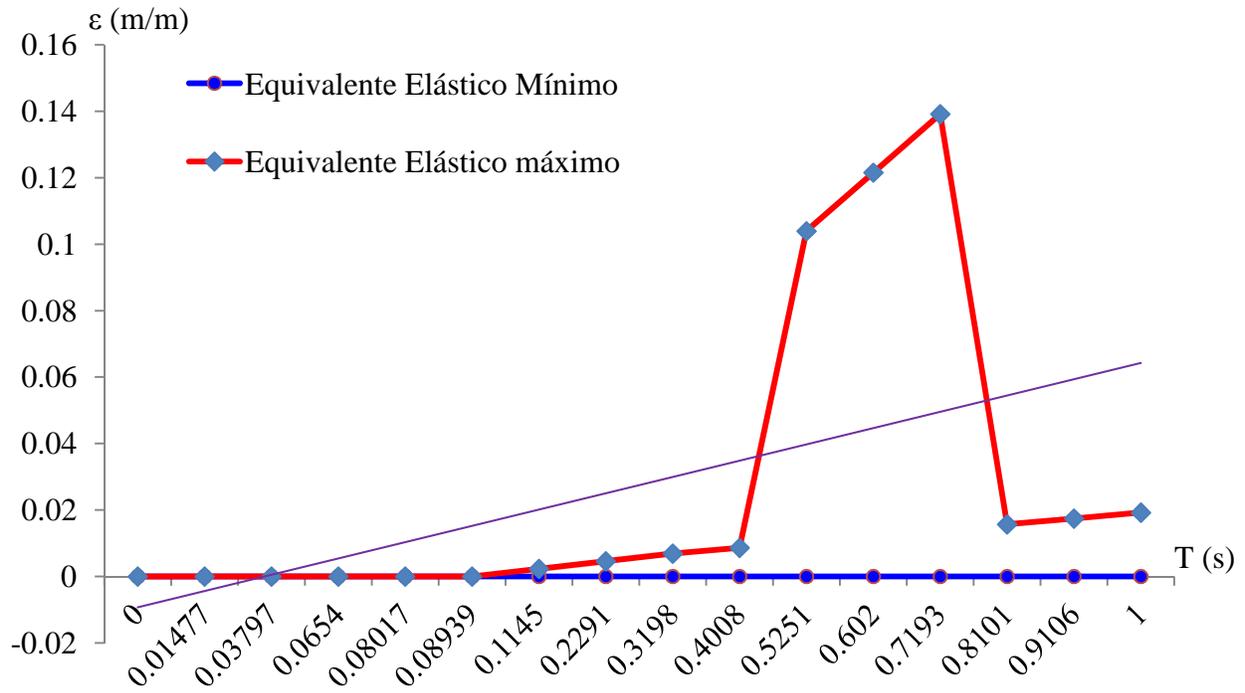


Figura V.16.- Gráfica deformación elástica VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s

V.3.6.- Resultados obtenidos del desplazamiento total (D)

Con la finalidad de conocer y observar los desplazamientos medidos en unidad de longitud que sufre el cuerpo debido a las fuerzas aplicadas se analiza el desplazamiento total. En la Figura V.17d puede notarse que en el fémur se alcanza un máximo desplazamiento de 0.00448 m en un tiempo de 1s, mientras que en la tibia se observa un desplazamiento que va desde 0.00047m-0.00163m.

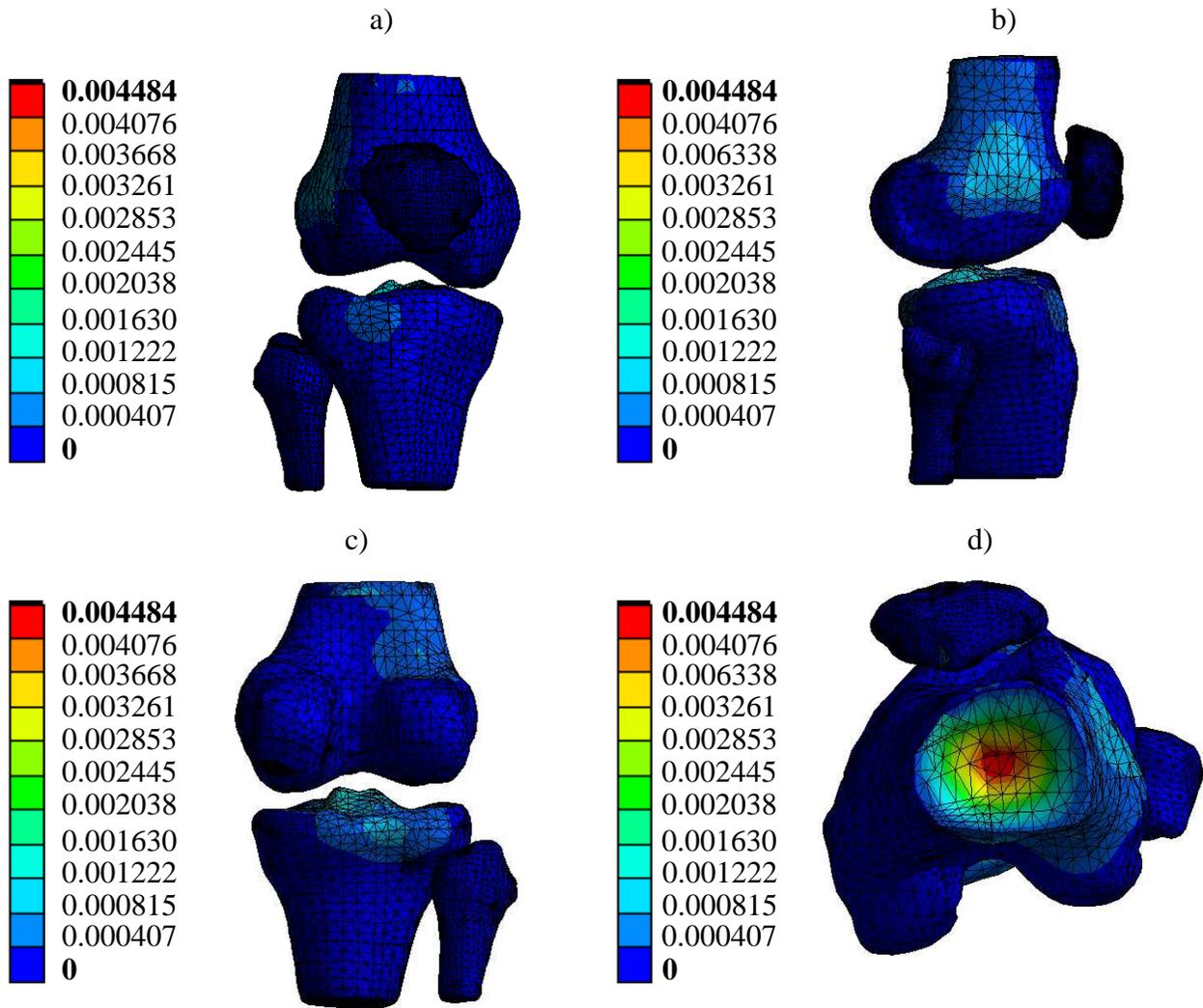


Figura V.17.- Valores obtenidos correspondientes al desplazamiento total en un intervalo de tiempo de 0s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral c) Vista posterior. d) Vista superior.

Tabla V.6.- Valores obtenidos del desplazamiento total en un intervalo de 0s a 1s

Tiempo (s)	Desplazamiento Mínimo (m)	Desplazamiento Máximo(m)
0	0	0
0.01477	0	0
0.03797	0	0
0.0654	0	0
0.08017	0	0
0.08939	0	0
0.1145	0	4.48×10^{-4}
0.2291	0	8.97×10^{-4}
0.3198	0	1.35×10^{-3}
0.4008	0	1.79×10^{-3}
0.5251	0	2.24×10^{-3}
0.602	0	2.69×10^{-3}
0.7193	0	3.14×10^{-3}
0.8101	0	3.59×10^{-3}
0.9106	0	4.04×10^{-3}
1	0	4.48×10^{-3}

En la Figura V.18 se puede observar la linealidad del desplazamiento notando que a partir del segundo 0.08939s comienza a haber desplazamiento ascendente alcanzando un máximo de 0.0044m en un tiempo de 1s.

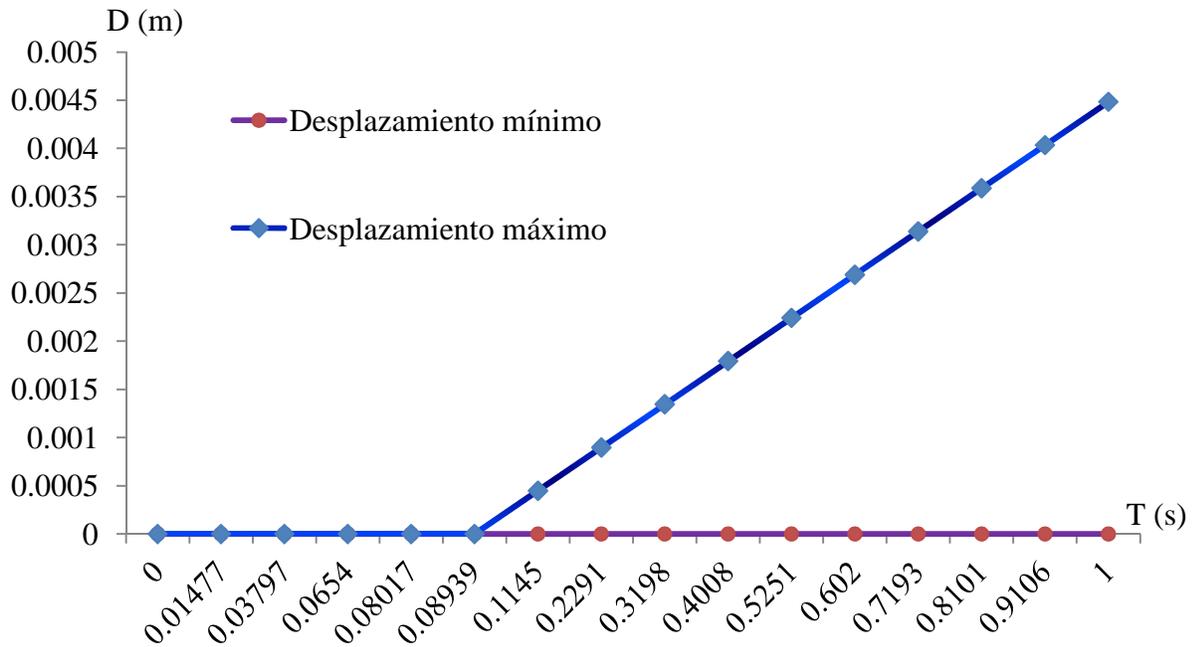
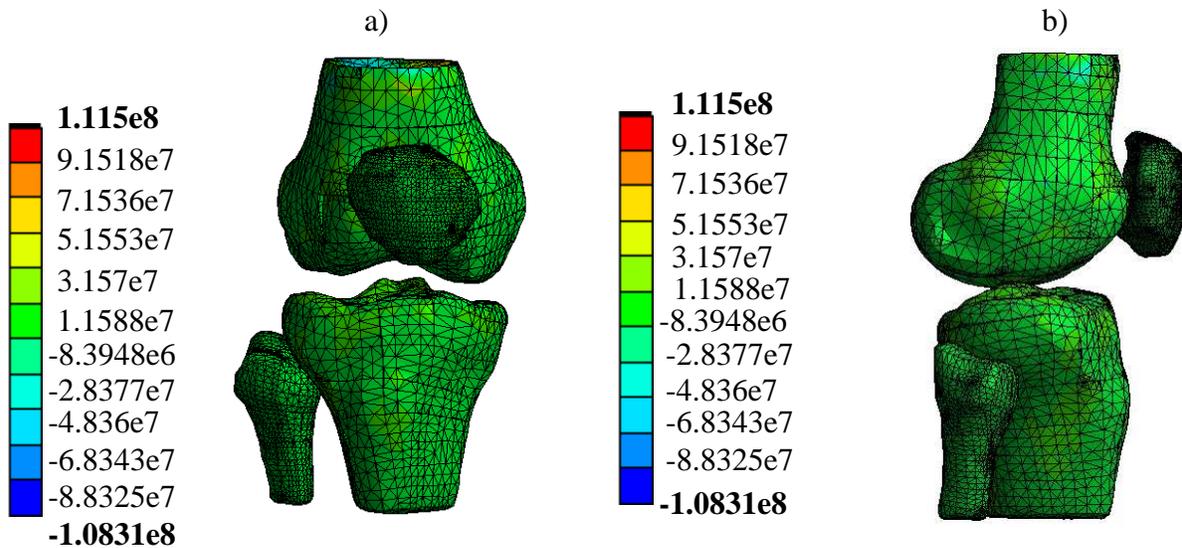


Figura V.18.- Gráfica desplazamiento total VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s

V.3.7.- Resultados obtenidos del esfuerzo cortante (τ)

Se establece para conocer los esfuerzos de cizallamiento producidos en el material como respuesta a las cargas. En la Figura V.19d se observa que para un tiempo aproximado de 0.6302s se obtiene un esfuerzo cortante de 5.1553×10^7 Pa.



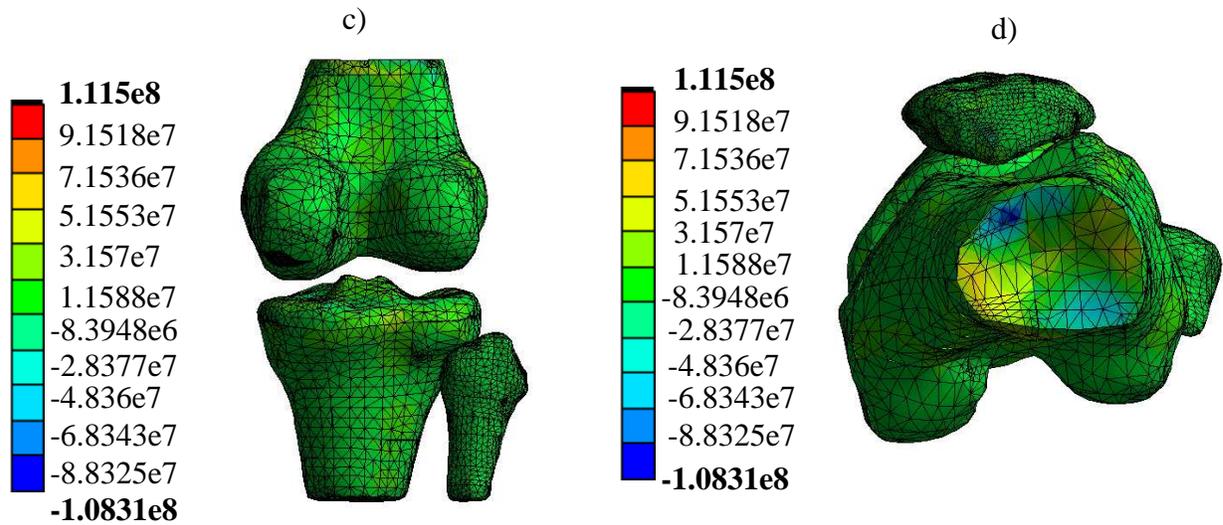


Figura V.19.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo cortante en un intervalo de tiempo de 0s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.

Tabla V.7.- Valores obtenidos del esfuerzo cortante máximo y mínimo en un intervalo de 0s a 1s

Tiempo (s)	Esfuerzo Cortante	
	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
0	0	0
5.26310^{-2}	0	0
0.1053	-1.0831×10^8	0
0.286	-8.2081×10^7	0
0.3179	-6.0572×10^7	0
0.4228	-3.9063×10^7	0
0.5265	-1.7554×10^7	0
0.6302	0	3.9556×10^7
0.7384	0	2.546×10^7
0.841	0	4.697×10^7
0.947	0	6.8483×10^7
1	0	1.115×10^8

V.4.- Sumario

Al inicio de este capítulo se explica de manera detallada la metodología utilizada de cómo obtener el modelo CAD de la articulación de rodilla a partir de una Tomografía Axial Computarizada (TAC) para realizar el análisis correspondiente por el Método del Elemento Finito.

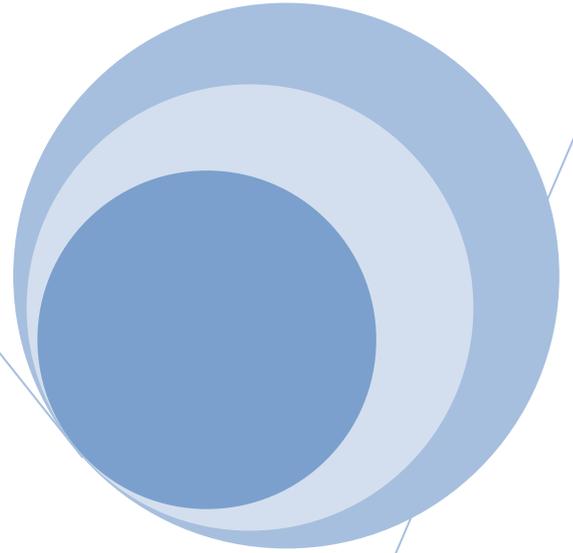
En este trabajo se analiza tres fases de la marcha humana normal: la fase de apoyo normal, la fase de contacto y la fase de balanceo, considerando estas fases las más críticas dentro de la marcha, por lo que en este capítulo se analiza el primer caso: la fase de apoyo normal.

El estudio que se realiza es estático estructural, el estudio se efectúa en el programa *ANSYS WORKBENCH V.11*. Al inicio del análisis se establece el sistema de unidades correspondiente, también se indica las propiedades mecánicas del hueso cortical, indicándolo en el programa como un material ortotrópico.

Antes de iniciar con el análisis numérico se hace un estudio estático de las fuerzas que se involucran en la rodilla en el apoyo normal, generando dos diagramas de cuerpo libre: uno correspondiente al hueso del fémur y la tibia y otro correspondiente a la rótula.

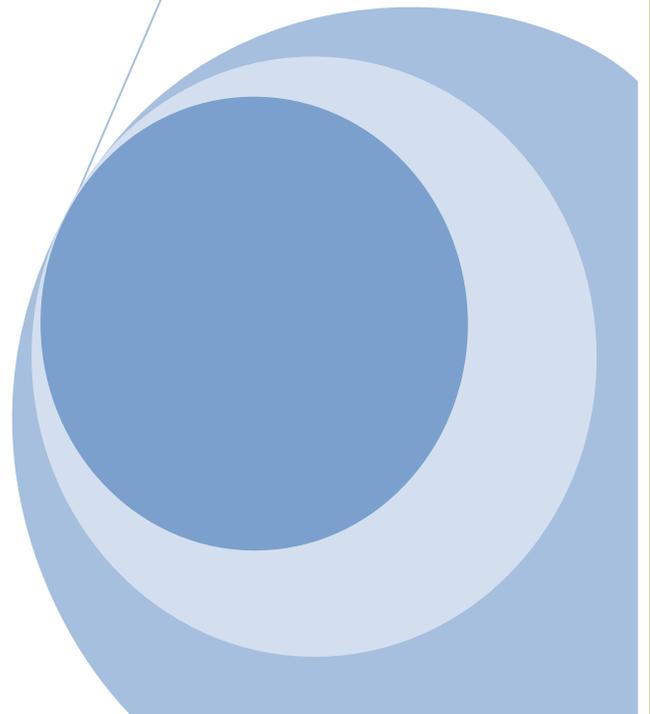
Con la información necesaria obtenida del estudio estático, se realiza el análisis numérico reportando los resultados del esfuerzo equivalente, esfuerzo principal máximo, esfuerzo principal mínimo, esfuerzo cortante máximo, deformación elástica equivalente y desplazamiento total.

VI



Análisis numérico de las fuerzas que se involucran en la rodilla en la fase de contacto

En este capítulo se analiza la fase de contacto, estableciendo las consideraciones y restricciones necesarias para el análisis numérico se obtiene como resultados: el esfuerzo equivalente, esfuerzos principal máximo y mínimo, Esfuerzo cortante máximo, deformación elástica equivalente y finalmente el desplazamiento total.



VI.1.- Consideraciones del análisis numérico

Se realiza un estudio estático estructural, analizando las fuerzas que se involucran en la articulación de la rodilla. En este capítulo, estudiando la fase de contacto se consideró la flexión del fémur a 30° y extensión de la tibia a 10° :

1. El modelo sólido obtenido de la articulación de rodilla en el programa *POWER SHAPE* se guardado como un archivo con extensión *PARASOLID* para ser exportado a una plataforma de *CAD*.
2. El modelo de rodilla es exportado a la plataforma del programa *SOLID WORKS 2012* con la finalidad de realizar los movimientos de flexión y extensión del fémur y la tibia respectivamente (Figura VI.1).

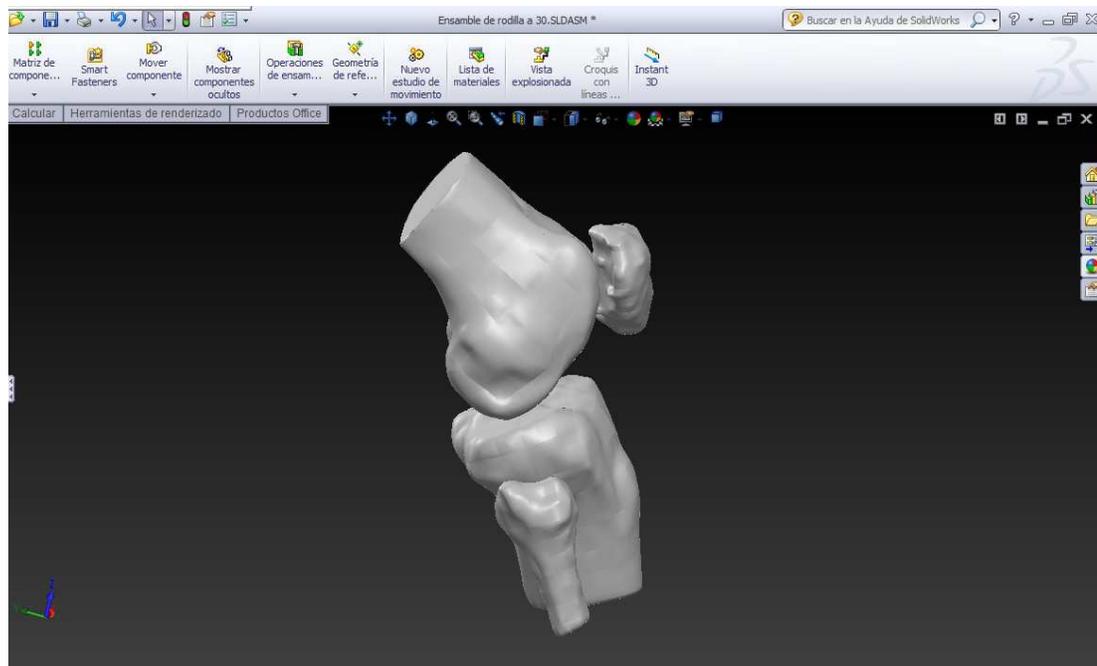


Figura VI.1.- Articulación de rodilla en flexión a 30° y extensión a 10° modificada en *SOLID WORKS 2012*

3. Se guarda el archivo generado en *SOLID WORKS 2012* con extensión *PARASOLID* y se exporta al programa *ANSYS WORKBENCH V.11* para generar el mallado del modelo y proceder a realizar el análisis (Figura VI.2).

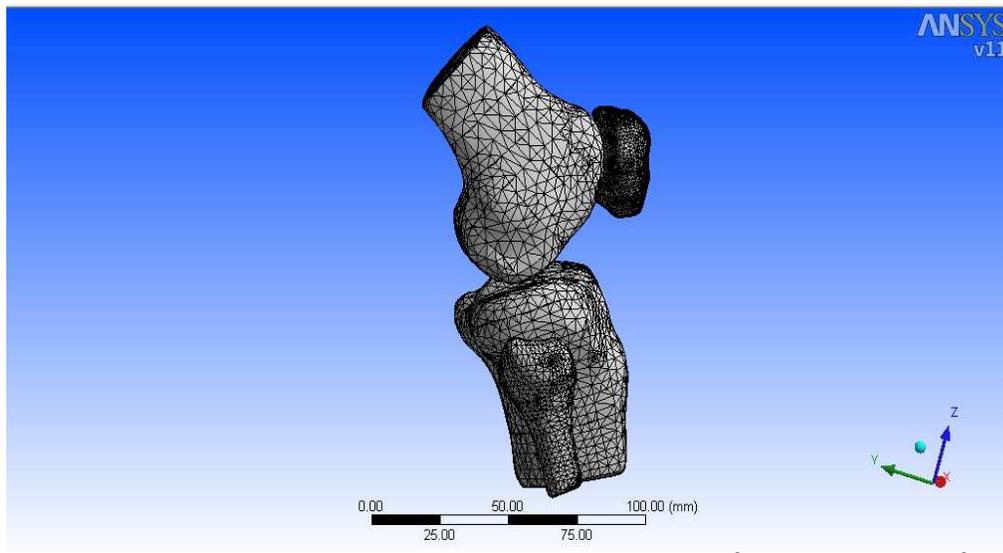


Figura VI.2.- Mallado de la articulación de rodilla en flexión a 30^0 y extensión a 10^0 en *Anslys Workbench V.11*

4. Se consideró las mismas restricciones del caso 1, se consideró nuevamente para este estudio las mismas propiedades mecánicas para el hueso cortical siendo este un material ortotrópico.

VI.2.- Resultados obtenidos del análisis numérico

Para cada uno de los casos de estudio se mostraran los siguientes resultados en un orden de tiempo de 0 a 1s:

- a) Esfuerzo equivalente.
- b) Esfuerzo principal máximo y mínimo.
- c) Esfuerzo cortante máximo.
- d) Deformación elástica equivalente.
- e) Desplazamiento total.

VI.3.- Resultados de la fase 2: fase de contacto

En la Figura VI.3a se muestra el diagrama de cuerpo libre correspondiente a la rodilla y en la Figura VI.3b se muestra el diagrama de cuerpo libre de la rótula.

a) Diagrama de cuerpo libre de la rodilla

b) Diagrama de cuerpo libre de la rótula

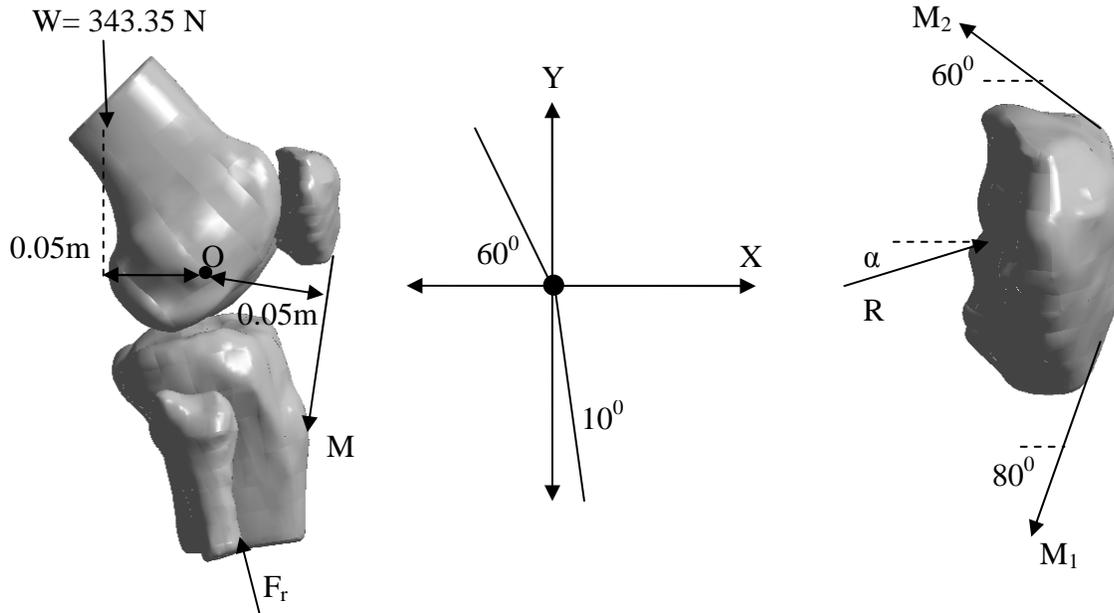


Figura VI.3.- a) Diagrama de cuerpo libre de la rodilla en la fase de contacto. b) Diagrama de cuerpo libre de la rótula.

Realizando sumatoria de momentos en el punto “O” se encuentra el valor del momento generado por el tendón rotuliano sobre la rótula:

$$\sum M_O = 0 \tag{VI.1}$$

$$-W(0.05m) + M(0.05m) = 0 \tag{VI.2}$$

Sustituyendo valores:

$$-345.35N(0.05m) + M(0.05m) = 0 \tag{VI.3}$$

$$-17.16Nm + M(0.05m) = 0 \tag{VI.4}$$

∴

$$M = \frac{17.16Nm}{0.05m} = 343.35N$$

Para calcular la fuerza de reacción articular se aplican las ecuaciones de condición de equilibrio.

$$\sum F_x = 0 \tag{VI.5}$$

$$= M\cos 80^\circ + Frx = 0 \quad \text{VI.6}$$

$$Fr_x = 343.35N\cos 80^\circ = \mathbf{59.96N}$$

$$\sum F_Y = 0 \quad \text{VI.7}$$

$$= -343.35N - 343.35\text{sen}80^\circ + Fry = 0 \quad \text{VI.8}$$

$$= -343.35N - 340.10 + Ry = 0 \quad \text{VI.9}$$

$$Fry = \mathbf{685.45N}$$

$$Fr = \sqrt{\sum Fx^2 + \sum Fy^2} \quad \text{VI.10}$$

$$Fr = \mathbf{688.07N}$$

Ahora partiendo del diagrama de cuerpo libre de la rótula y considerando que $M_1=M_2$ se aplica las ecuaciones de condición de equilibrio para encontrar la fuerza resultante R.

$$\sum F_x = 0 \quad \text{VI.11}$$

$$= -343.35\cos 60^\circ - 343.35\cos 80^\circ + Rx = 0 \quad \text{VI.12}$$

$$Rx = 343.35\cos 60^\circ + 343.35\cos 80^\circ = \mathbf{231.29N}$$

$$\sum F_Y = 0 \quad \text{VI.13}$$

$$= 343.35\text{sen}60^\circ - 343.35\text{sen}80^\circ + Ry = 0 \quad \text{VI.14}$$

$$Ry = -343.35\text{sen}60^\circ + 343.35\text{sen}80^\circ = \mathbf{40.78N}$$

∴

$$R = \sqrt{\sum Fx^2 + \sum Fy^2} \quad \text{VI.15}$$

Finalmente aplicando la ecuación VI.15 se determina el valor de la resultante R.

$$\mathbf{R = 234.84N; \alpha = 10^\circ}$$

VI.3.1.- Resultados obtenidos del esfuerzo equivalente (σ)

Con la finalidad de conocer la resistencia a la tensión del material se incluye la teoría del esfuerzo equivalente de Von Mises para conocer los puntos críticos de falla. En la Figura VI.4d que cerca del segundo 0.556s el fémur y la tibia alcanzan un esfuerzo a tensión de $3.5241e8$ Pa, mientras que en la rótula para un intervalo de 0.667s se obtiene un esfuerzo de 4.2079×10^8 Pa.

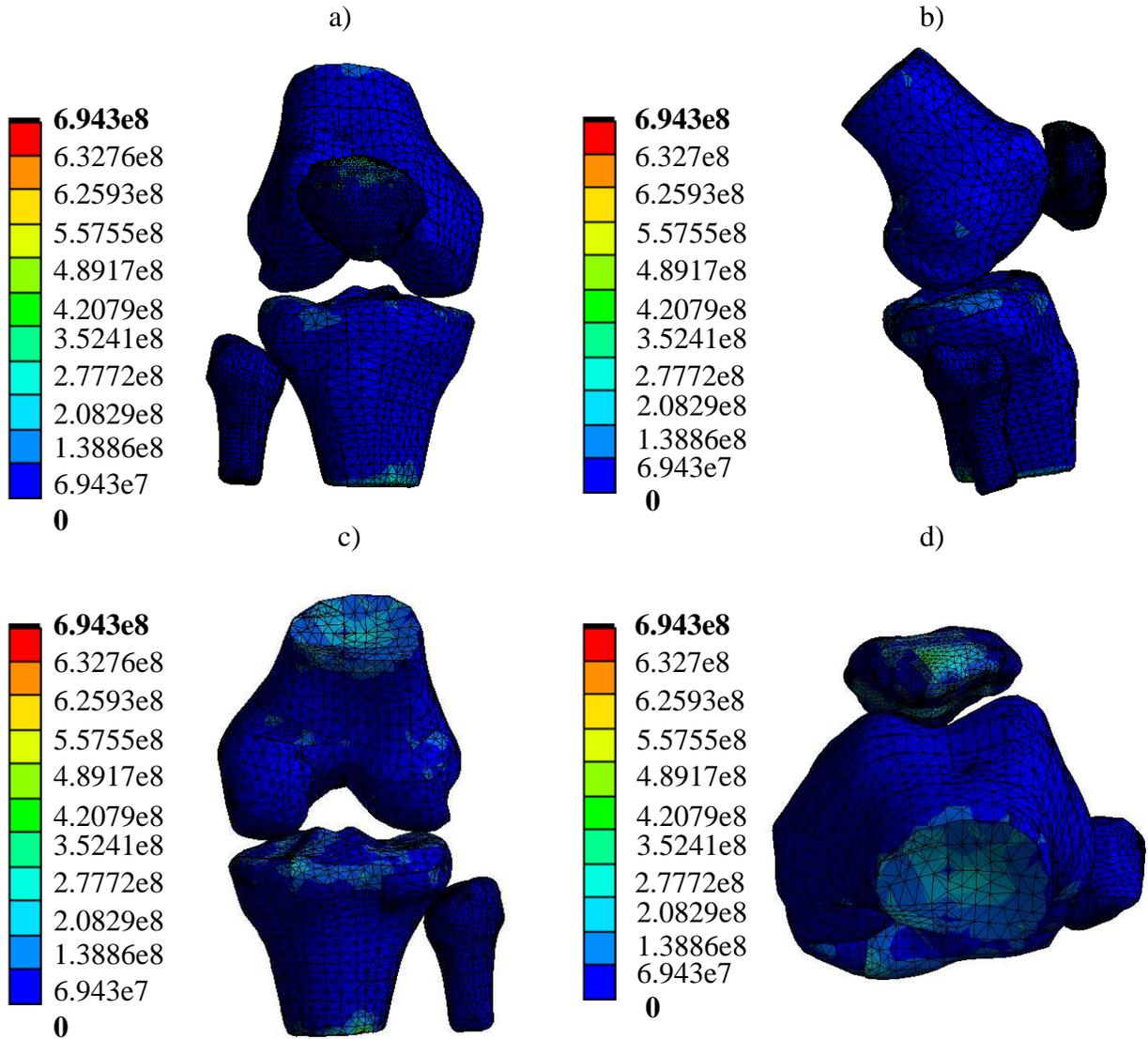
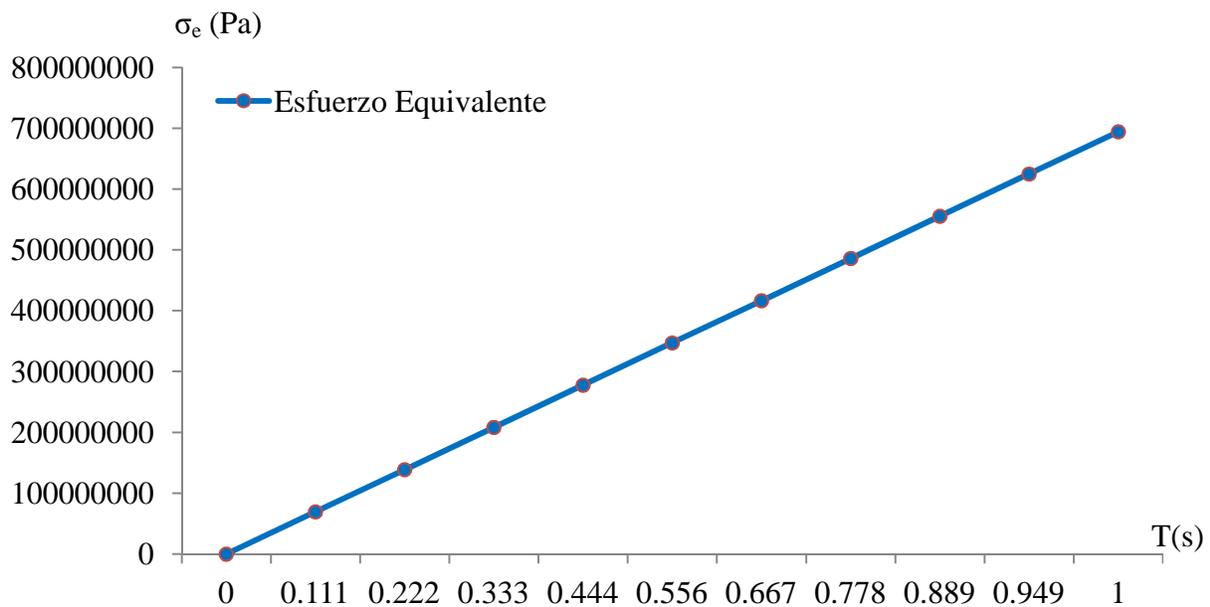


Figura VI.4.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo equivalente en un intervalo de tiempo de 0s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.

Tabla VI.1.- Valores obtenidos del esfuerzo equivalente en un intervalo de 0s a 1s

Tiempo (s)	Esfuerzo Equivalente (Pa)
0	0
0.111	6.94×10^7
0.222	1.39×10^8
0.333	2.08×10^8
0.444	2.78×10^8
0.556	3.47×10^8
0.667	4.17×10^8
0.778	4.89×10^8
0.889	5.55×10^8
0.949	6.25×10^8
1	6.94×10^8

En la Figura VI.5 puede observarse que la distribución de esfuerzos se mantiene constante en una sola dirección de forma ascendente alcanzado un valor de 7×10^8 Pa en un tiempo de 1s.

**Figura VI.5.-** Gráfica esfuerzo equivalente VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s

VI.3.2.- Resultados obtenidos del esfuerzo principal máximo ($\sigma_{p\text{-máx}}$)

Es importante analizar los esfuerzos principales máximos y mínimos del material para identificar el punto en el que este puede fallar o se encuentra en su punto más crítico. De acuerdo con la Tabla VI.2 y la Figura VI.6d puede observarse que cerca de un intervalo de tiempo 0.8342s se alcanza un esfuerzo a tensión en la rótula de 3.8631×10^8 Pa y en un tiempo de 8.43×10^{-2} s se obtiene un esfuerzo a compresión de -4.767×10^8 Pa.

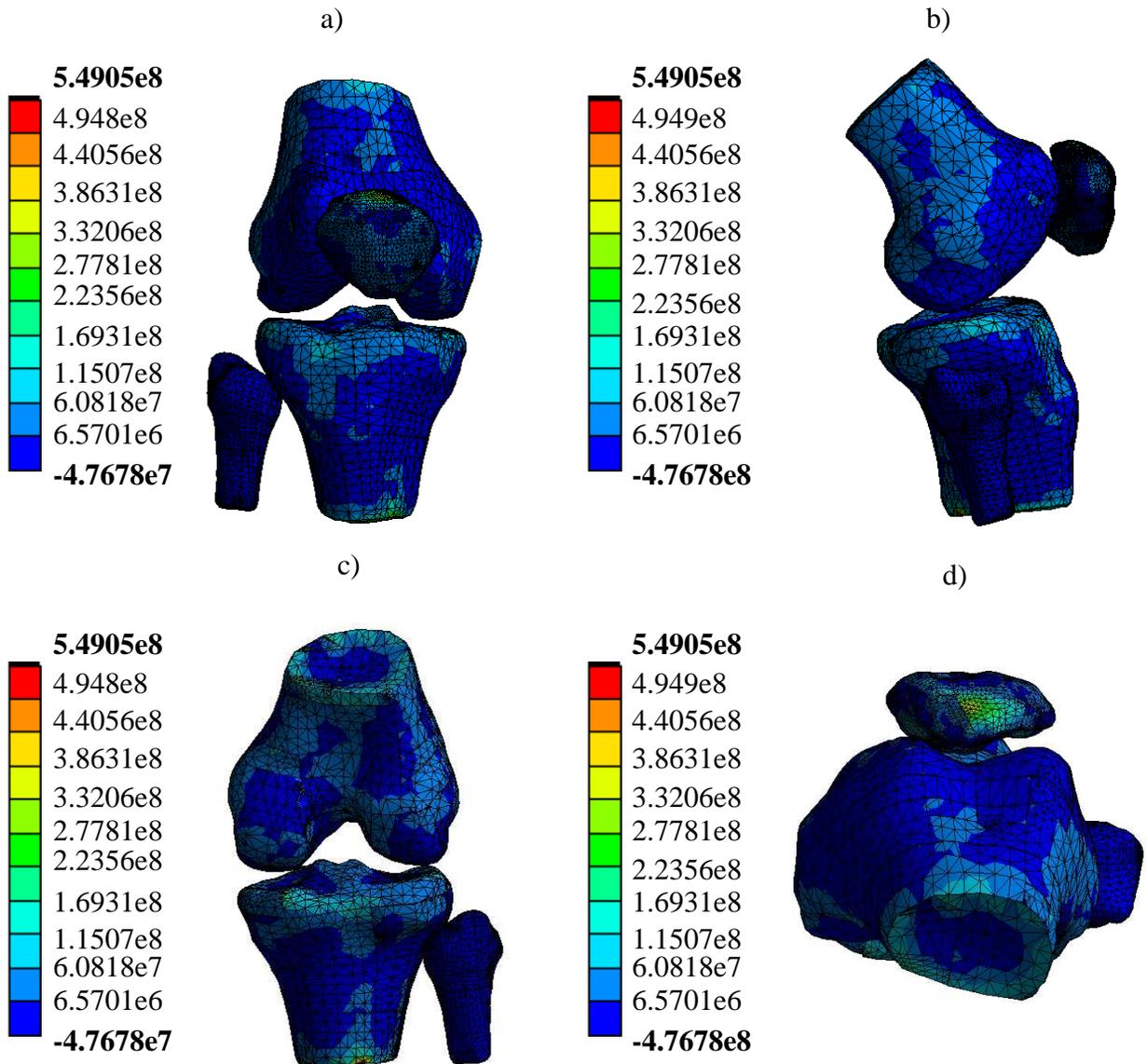


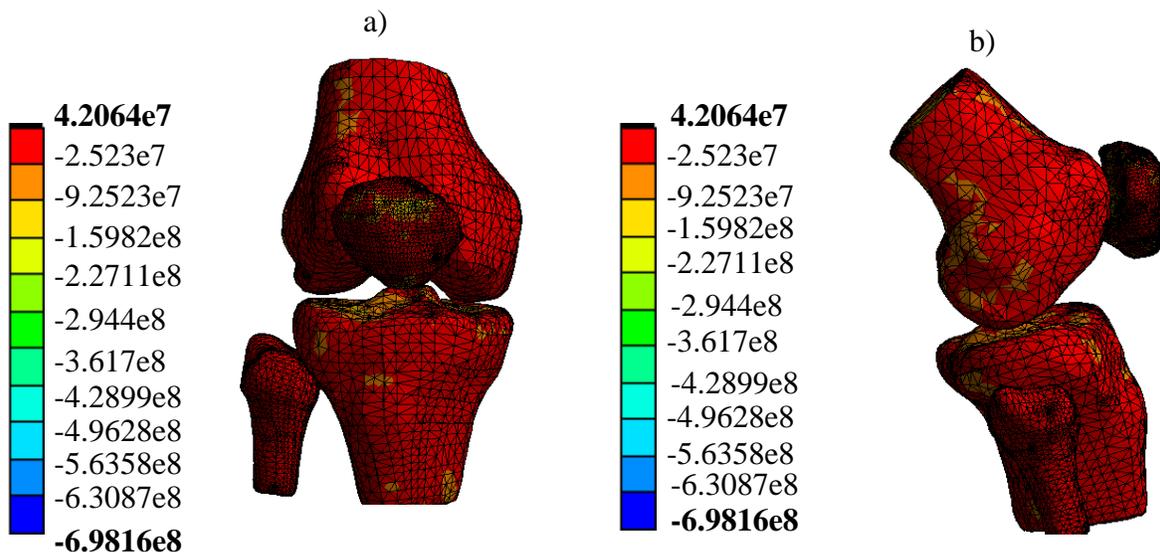
Figura VI.6.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo principal máximo en un intervalo de tiempo de 8.43×10^{-2} s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.

Tabla VI.2.- Valores obtenidos del esfuerzo principal máximo y mínimo en un intervalo de 8.43×10^{-2} s a 1 s

Tiempo (s)	Esfuerzo Principal	
	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
8.43×10^{-2}	-6.98×10^8	-4.77×10^7
0.1376	-6.31×10^8	6.57×10^6
0.2401	-5.64×10^8	6.08×10^7
0.3174	-4.96×10^8	1.15×10^8
0.4297	-4.29×10^8	1.69×10^8
0.5393	-3.62×10^8	2.24×10^8
0.6095	-2.94×10^8	2.78×10^8
0.7261	-2.27×10^8	3.32×10^8
0.8342	-1.60×10^8	3.86×10^8
0.9339	-9.52×10^7	4.41×10^8
1	4.21×10^7	5.49×10^8

VI.3.3.- Resultados obtenidos del esfuerzo principal mínimo ($\sigma_{p-\text{mín}}$)

En la Figura VI.7 se observa que en un tiempo igual a 8.43×10^{-2} se obtiene un esfuerzo mínimo a compresión de -6.98×10^8 Pa y en un tiempo de 0.9339s se alcanza un esfuerzo de compresión máximo de -9.52×10^7 Pa.



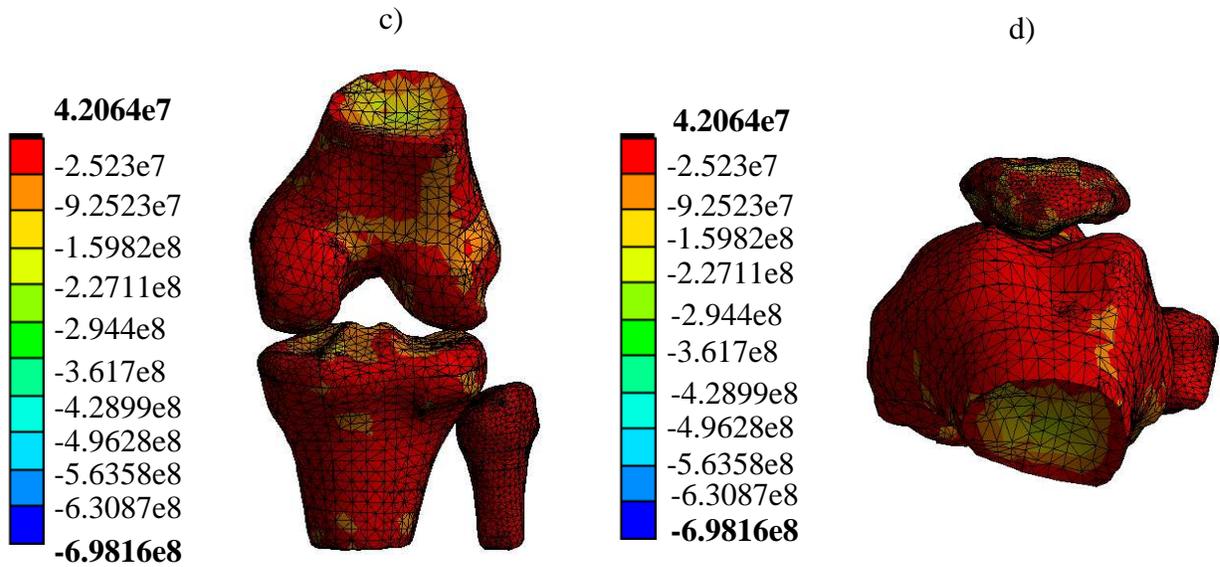


Figura VI.7.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo principal mínimo en un intervalo de tiempo de 8.43×10^{-2} s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.

En la Figura VI.8 se observa los esfuerzos principal máximo y esfuerzo principal mínimo, ambos ascienden de manera constante y en la misma dirección hasta el intervalo de tiempo 0.9339 donde se aprecia una ligera variación en la dirección.

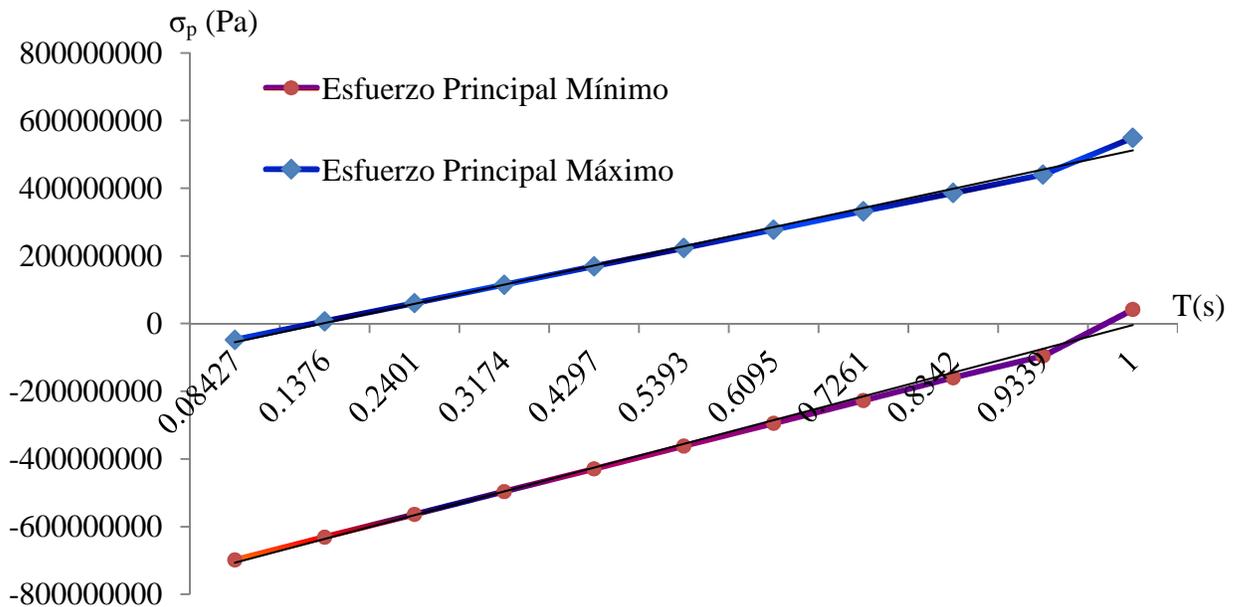


Figura VI.8.- Gráfica esfuerzo principal máximo y mínimo VS tiempo en un intervalo de 8.43×10^{-2} s a 1s

VI.3.4.- Resultados obtenidos del esfuerzo cortante máximo ($\tau_{\text{máx}}$)

Se considera importante analizar la teoría del esfuerzo cortante máximo de Von Mises para conocer el punto de fluencia del material producido por los esfuerzos cortantes. En la Figura VI.9c se observa que cerca de un valor de tiempo de 0.5251s se obtiene un esfuerzo cortante de 1.62×10^8 Pa originado en la tibia y fémur, mientras que en la Figura VI.9d en el segundo 0.7193s se alcanza un esfuerzo cortante de 2.27×10^8 Pa originado en la rótula.

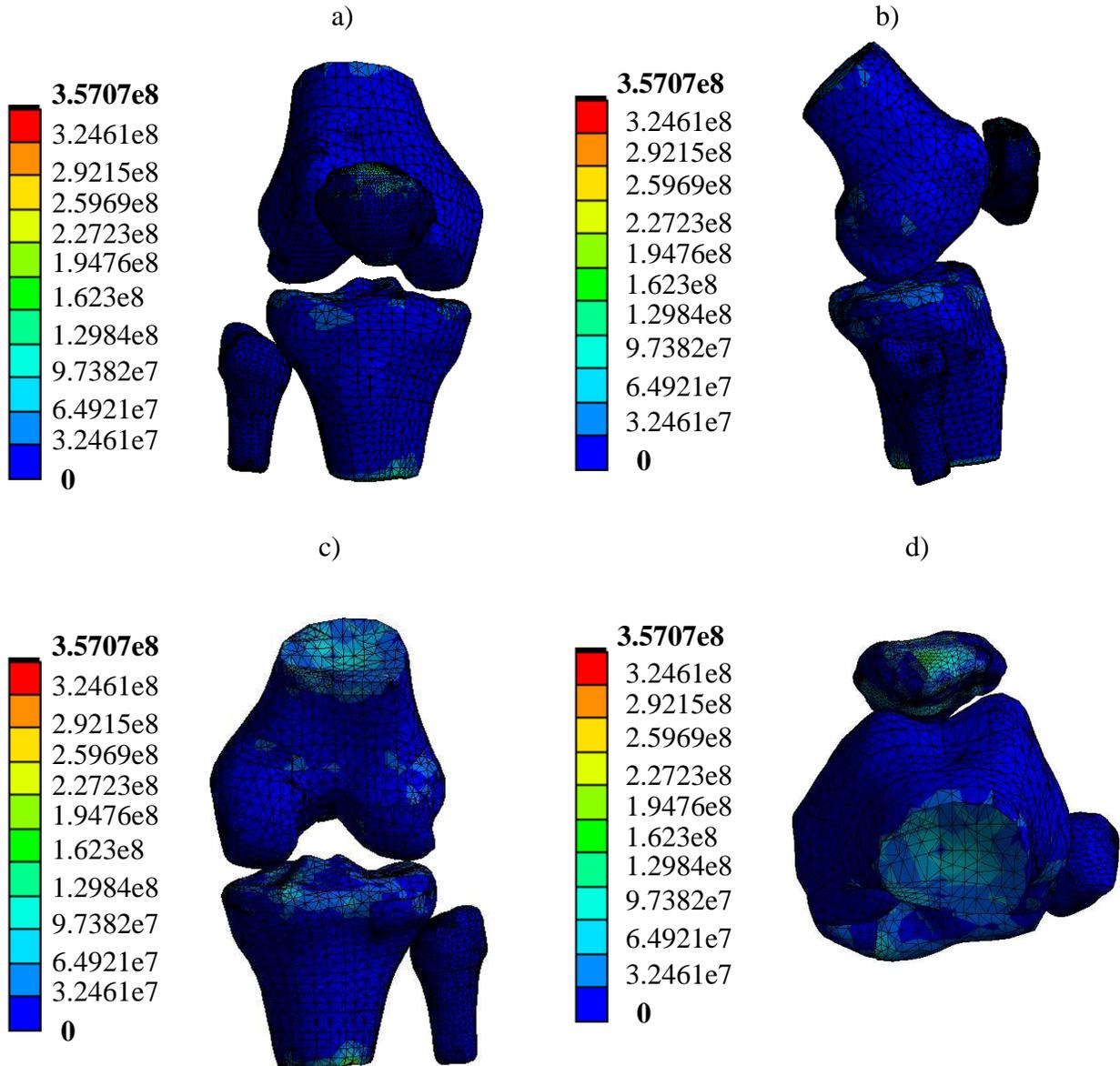


Figura VI.9.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo cortante máximo en un intervalo de tiempo de 0.01477s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.

Tabla VI.3.- Valores del esfuerzo cortante máximo y mínimo en un intervalo de 0.01477s a 1s

Tiempo (s)	Esfuerzo Cortante Mínimo (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)
0.01477	0	0
0.03797	0	0
0.0654	0	0
0.08017	0	0
0.08939	0	0
0.1145	0	3.25×10^7
0.2291	0	6.49×10^7
0.3198	0	9.74×10^7
0.4008	0	1.30×10^8
0.5251	0	1.62×10^8
0.602	0	1.95×10^8
0.7193	0	2.27×10^8
0.8101	0	2.60×10^8
0.9106	0	3.25×10^8
1	0	3.27×10^8

En la Figura VI.10 se observa que en el intervalo de tiempo 0.0839s el esfuerzo cortante comienza a incrementar, en el segundo 0.8101s el esfuerzo cortante se incrementa hasta 2.5×10^8 Pa, en el segundo 0.9106 hay un nuevo incremento en el esfuerzo de 3.25×10^8 Pa y desde este punto permanece constante el valor del esfuerzo cortante.

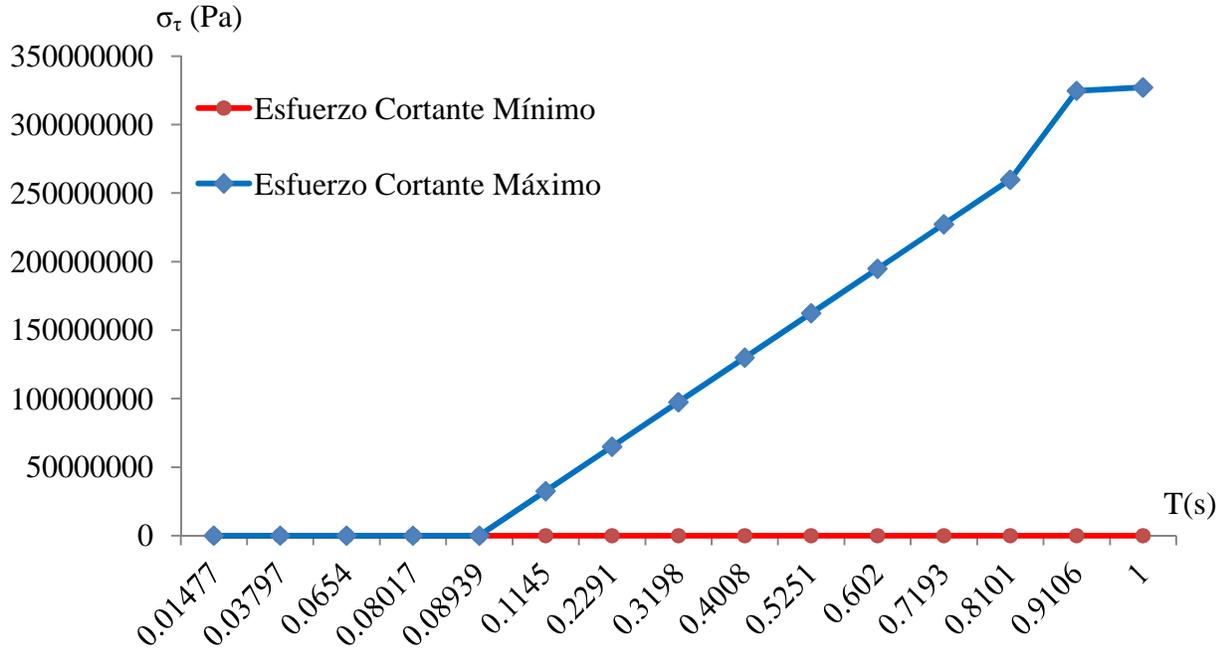
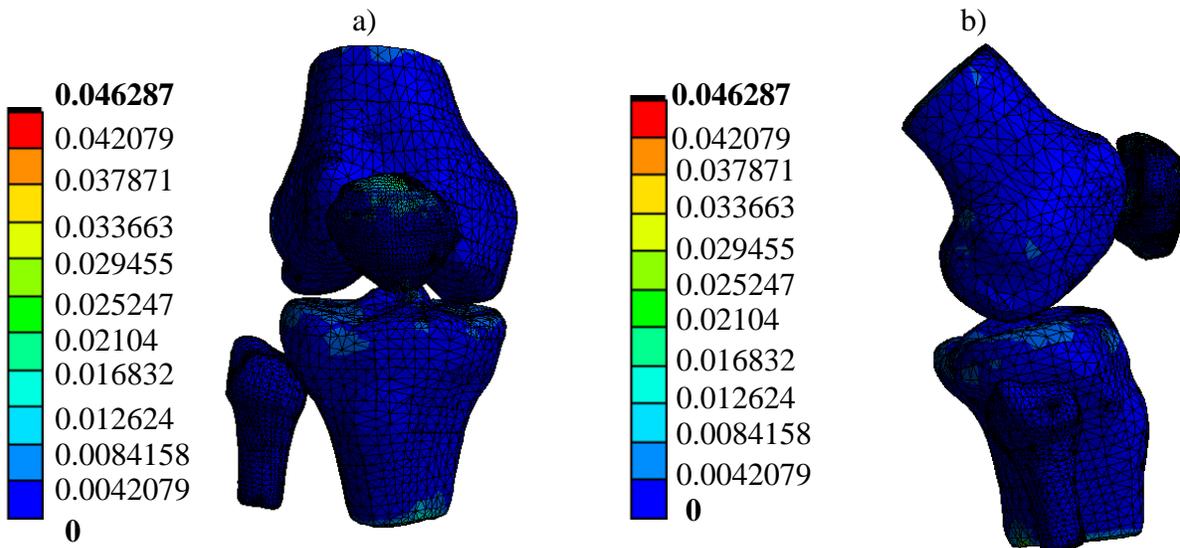


Figura VI.10.- Gráfica esfuerzo cortante máximo y mínimo VS tiempo en un intervalo de 0.01477 a 1s

VI.3.5.- Resultados obtenidos de la deformación elástica equivalente (ϵ)

Se analiza para conocer los puntos mínimos y máximos de deformación que el material sufre en el intervalo de tiempo establecido, conservando aún la misma forma geométrica del hueso. En la Figura VI.11c y VI.11d se observa que cerca de un intervalo de tiempo de 0.4008s se alcanza una deformación de 0.016832 (m/m) en el fémur, tibia y rótula



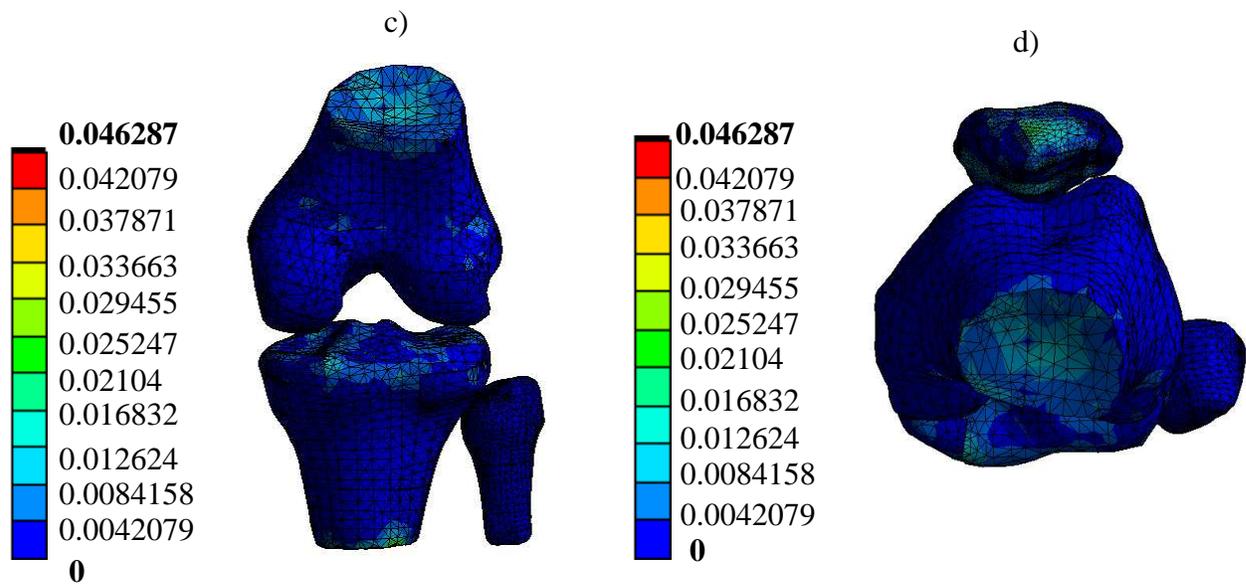


Figura VI.11.- Valores obtenidos correspondientes a la deformación elástica equivalente en un intervalo de tiempo de 0s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.

Tabla VI.4.- Valores de la deformación elástica equivalente en un intervalo de 0s a 1s

Tiempo (s)	Equivalente Elástico Mínimo(m/m)	Equivalente Elástico Máximo(m/m)
0	0	0
0.01477	0	0
0.03797	0	0
0.0654	0	0
0.08017	0	0
0.08939	0	0
0.1145	0	4.21×10^{-3}
0.2291	0	8.42×10^{-3}
0.3198	0	1.26×10^{-2}
0.4008	0	1.68×10^{-2}
0.5251	0	2.10×10^{-2}

0.602	0	2.52×10^{-2}
0.7193	0	2.95×10^{-2}
0.8101	0	3.37×10^{-2}
0.9106	0	3.79×10^{-2}
1	0	4.63×10^{-2}

En la Figura VI.12 se identifica que a partir del segundo 0.08939 la deformación comienza a incrementar hasta llegar a un valor 3.79×10^{-2} en un tiempo de 0.9106s al llegar a este punto la deformación sigue incrementado en una tendencia ascendente llegando a un valor máximo aproximado de 4.63×10^{-2} .

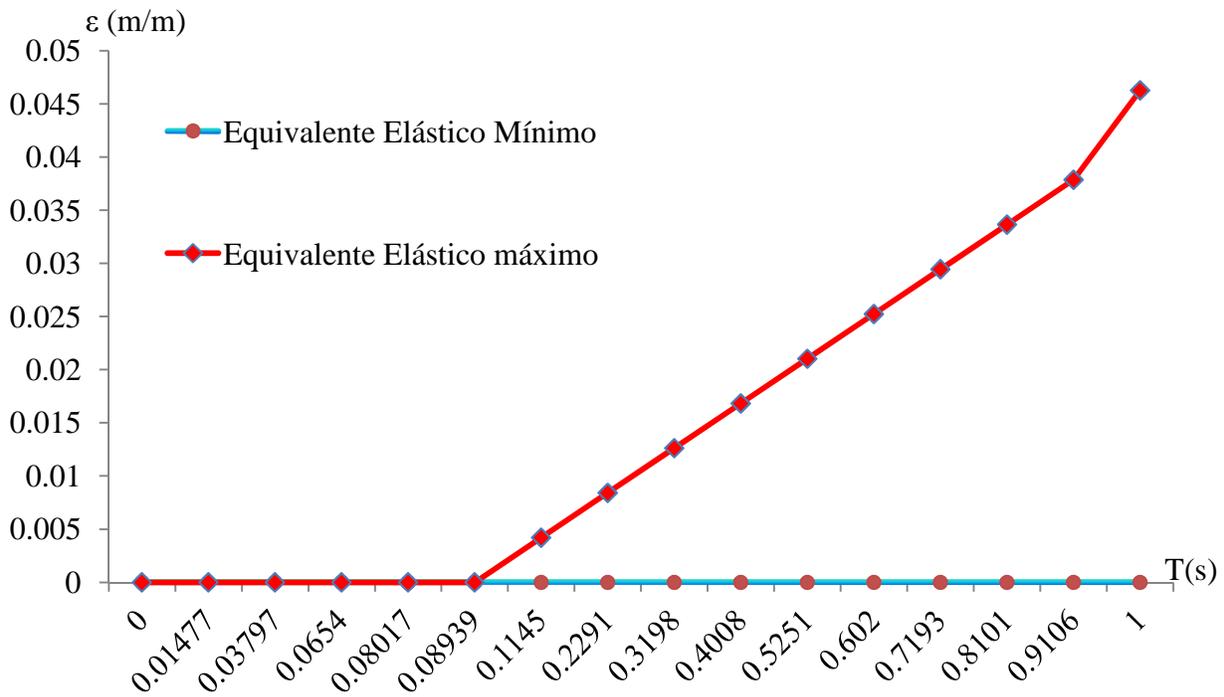


Figura VI.12.- Gráfica deformación elástica equivalente VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s

VI.3.6.- Resultados obtenidos del desplazamiento total (D)

Con la finalidad de conocer y observar los desplazamientos que el hueso sufrió respecto a su forma original debido a las fuerzas aplicadas, se analiza el desplazamiento total, este desplazamiento es medido en unidades de longitud. En la Figura VI.13c puede notarse que en el fémur se alcanza un desplazamiento máximo de 0.0047631m en un tiempo de 0.5251s, mientras que exactamente en la parte de los platillos tibiales se observa un desplazamiento que va desde 0.00095m-0.00038m. En la Figura VI.13d se observa que la rótula es el hueso que presenta un mínimo desplazamiento en esta fase.

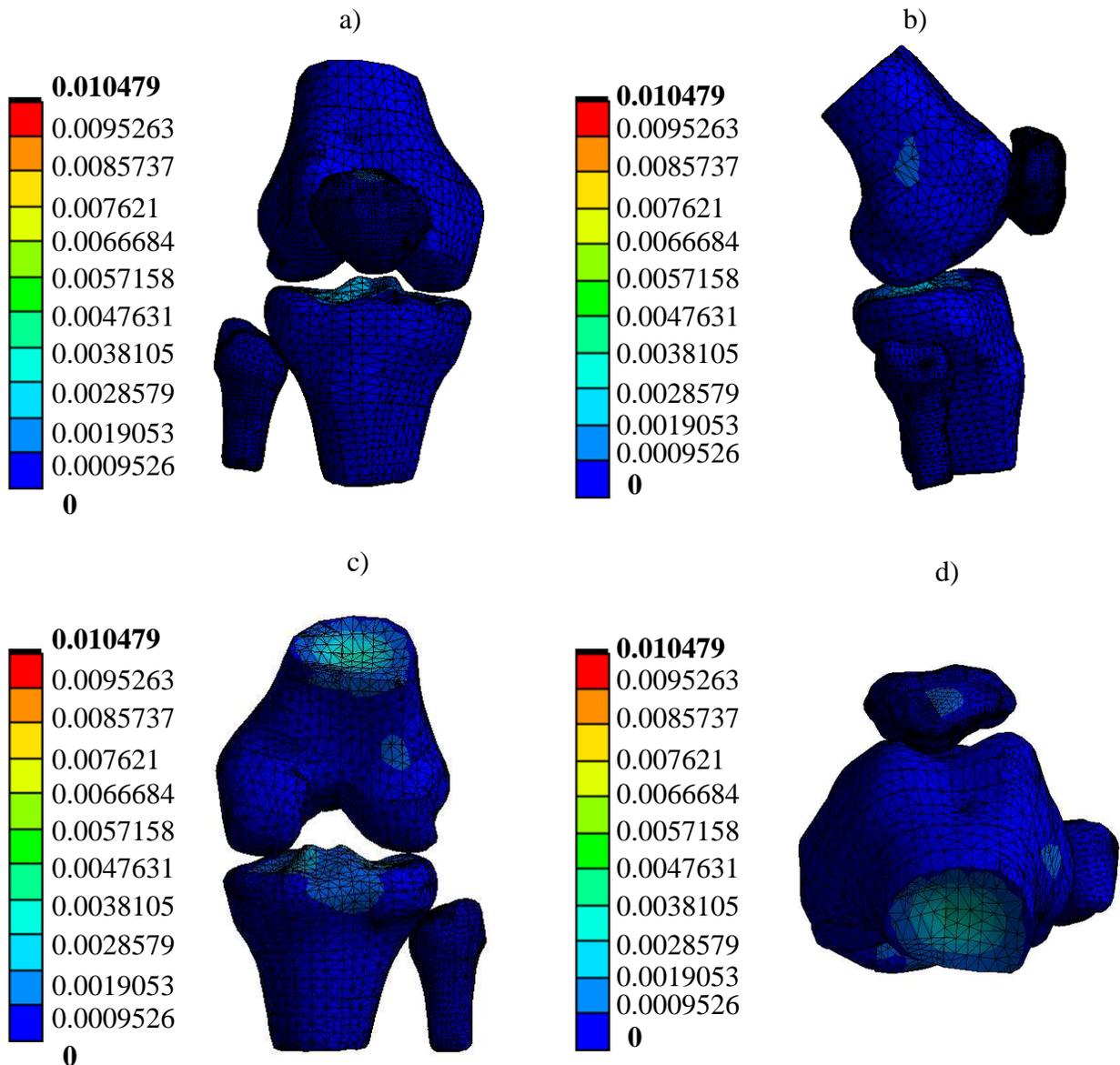


Figura VI.13.- Valores obtenidos correspondientes al desplazamiento total en un intervalo de tiempo de 0s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.

Tabla VI.5.- Valores obtenidos del desplazamiento total en un intervalo de 0s a 1s

Tiempo (s)	Desplazamiento Mínimo (m)	Desplazamiento Máximo(m)
0	0	0
0.01477	0	0
0.03797	0	0
0.0654	0	0
0.08017	0	0
0.08939	0	0
0.1145	0	9.53×10^{-4}
0.2291	0	1.91×10^{-3}
0.3198	0	2.86×10^{-3}
0.4008	0	3.81×10^{-3}
0.5251	0	4.76×10^{-3}
0.602	0	5.72×10^{-3}
0.7193	0	6.68×10^{-3}
0.8101	0	7.62×10^{-3}
0.9106	0	8.57×10^{-3}
1	0	1.05×10^{-2}

En la Figura VI.14 se puede observar la linealidad del desplazamiento notando que a partir del segundo 0.09106s comienza a haber un desplazamiento ascendente alcanzando un máximo de 0.010479m en un tiempo de 1s.

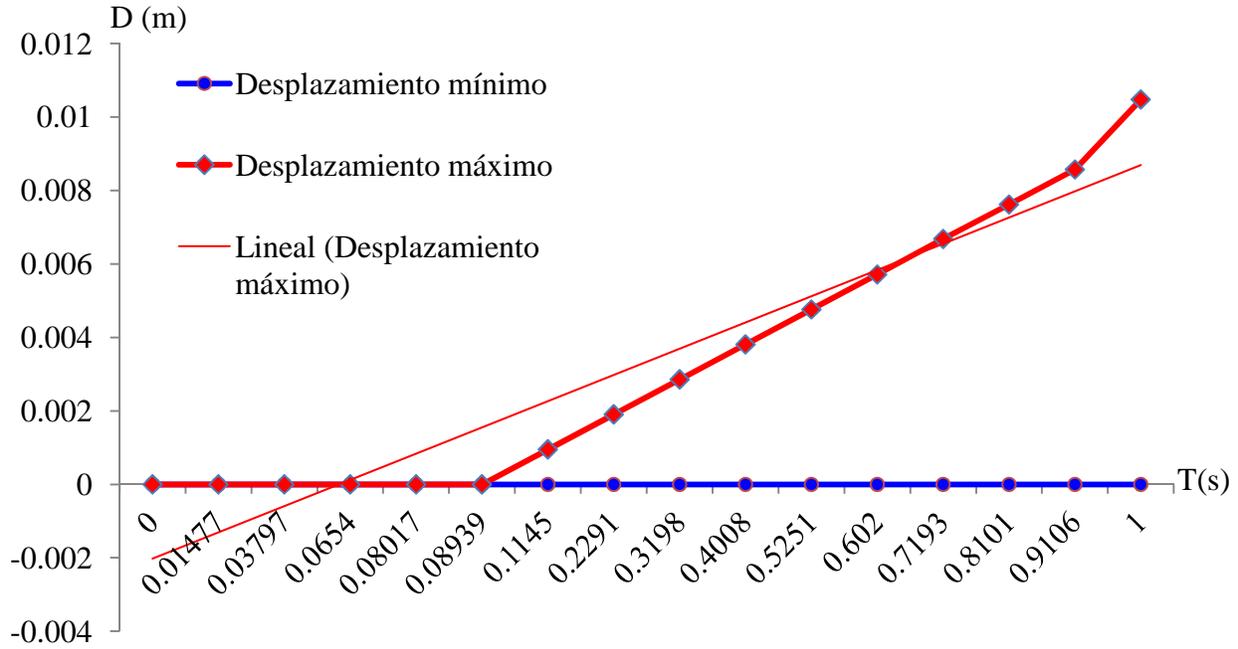
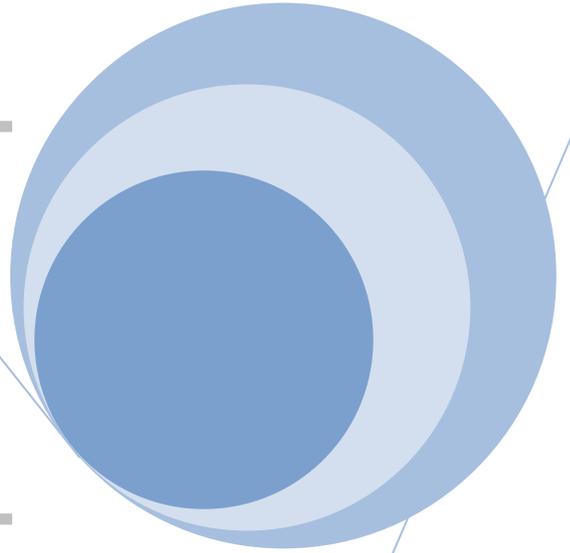


Figura VI.14.- Gráfica desplazamiento total VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s

VI.4.- Sumario

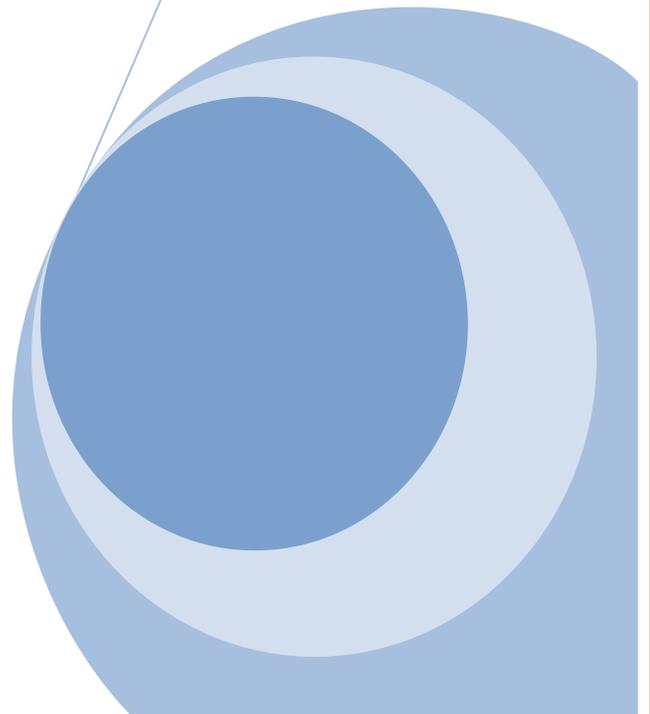
En este capítulo se crea un nuevo análisis estructural en el programa *ANSYS WORKBENCH V.11*, analizando en este capítulo la fase II de la marcha: la fase de contacto. Empleando el modelo del capítulo V y el programa *SOLID WORKS 2012* se realizan los movimientos de flexión y extensión requeridos para el análisis. Al inicio del análisis se establece el sistema de unidades correspondiente, también se indica las propiedades mecánicas del hueso cortical, indicándolo en el programa como un material ortotrópico. Antes de iniciar con el análisis numérico se hace un estudio estático de las fuerzas que se involucran en la rodilla en la fase de contacto, generando dos diagramas de cuerpo libre: uno correspondiente al hueso del fémur y la tibia y otro correspondiente a la rótula. Con la información necesaria obtenida del estudio estático, se realiza el análisis numérico reportando los resultados del esfuerzo equivalente, esfuerzo principal máximo, esfuerzo principal mínimo, esfuerzo cortante máximo, deformación elástica equivalente y desplazamiento total.

VIII



Análisis numérico de las fuerzas que se involucran en la rodilla en la fase de balanceo

En este capítulo se analiza la fase de balanceo, estableciendo las consideraciones y restricciones necesarias para el análisis numérico se obtiene como resultados: el esfuerzo equivalente, esfuerzos principal máximo y mínimo, Esfuerzo cortante máximo, deformación elástica equivalente y finalmente el desplazamiento total.



VII.1.- Consideraciones del análisis numérico

Se realiza un estudio estático estructural, analizando las fuerzas que se involucran en la articulación de la rodilla. En este capítulo, estudiando la fase de contacto se consideró un ángulo de 10° de extensión del fémur y un ángulo de flexión de la tibia a 40° :

5. El modelo sólido obtenido de la articulación de rodilla en el programa *POWER SHAPE* se guardado como un archivo con extensión *PARASOLID* para ser exportado a una plataforma de *CAD*.
6. El modelo de rodilla es exportado a la plataforma del programa *SOLID WORKS 2012* con la finalidad de realizar los movimientos de flexión y extensión del fémur y la tibia respectivamente (Figura VII.1).

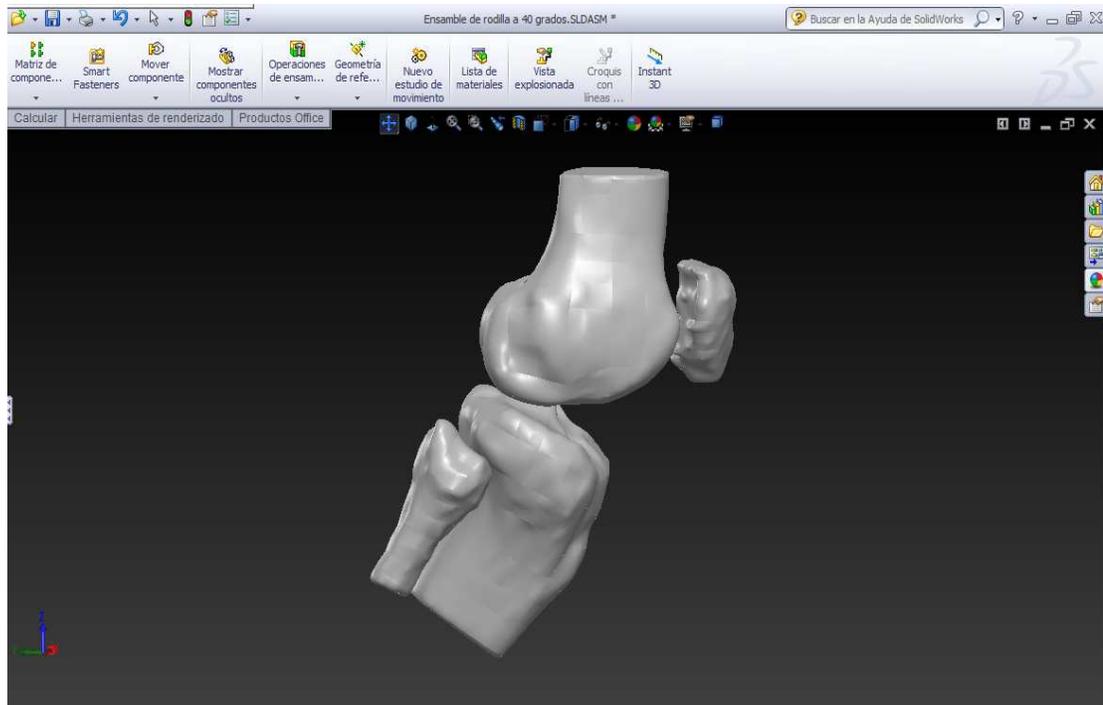


Figura VII.1.- Articulación de rodilla en flexión a 30° y extensión a 10° modificada en *SOLID WORKS 2012*

7. Se guarda el archivo generado en *SOLID WORKS 2012* con extensión *PARASOLID* y se exporta al programa *ANSYS WORKBENCH V.11* para generar el mallado del modelo y proceder a realizar el análisis (Figura VII.2).

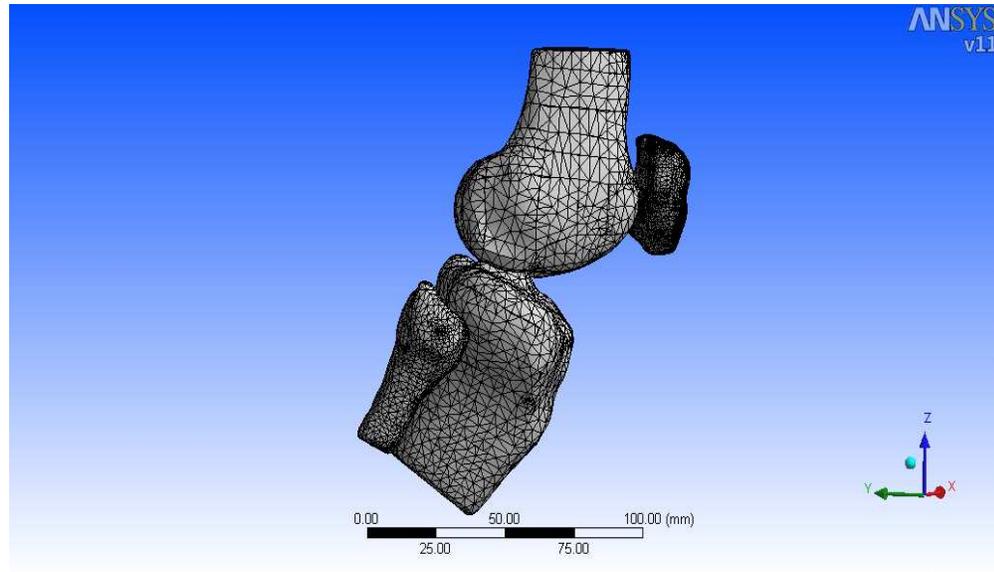


Figura VII.2.- Mallado de la articulación de rodilla en flexión a 30^0 y extensión a 10^0 en *Ansys Workbench V.11*

8. Se consideró las mismas restricciones del caso 1, nuevamente para este estudio se tomo las mismas propiedades mecánicas para el hueso cortical siendo este un material ortotrópico.

VII.2.- Resultados obtenidos del análisis numérico

Para cada uno de los casos de estudio se mostraran los siguientes resultados en un intervalo de tiempo de 0 a 1s:

- a) Esfuerzo equivalente.
- b) Esfuerzo principal máximo y mínimo.
- c) Esfuerzo cortante máximo.
- d) Deformación elástica equivalente.
- e) Desplazamiento total.

VII.3.- Resultados de la fase 3: fase de balanceo

Dentro del ciclo de la marcha normal esta fase se considera una de las más críticas puesto que en un instante mínimo de tiempo la rodilla se encuentra soportando la totalidad del peso corporal. En la Figura VII.3a se presenta el diagrama de cuerpo libre de la rodilla incluyendo únicamente los huesos del fémur y la tibia. Mientras que en la Figura VII.3b se muestra el diagrama de cuerpo libre de la rótula.

Diagrama de cuerpo libre de la rodilla

Diagrama de cuerpo libre de la rótula

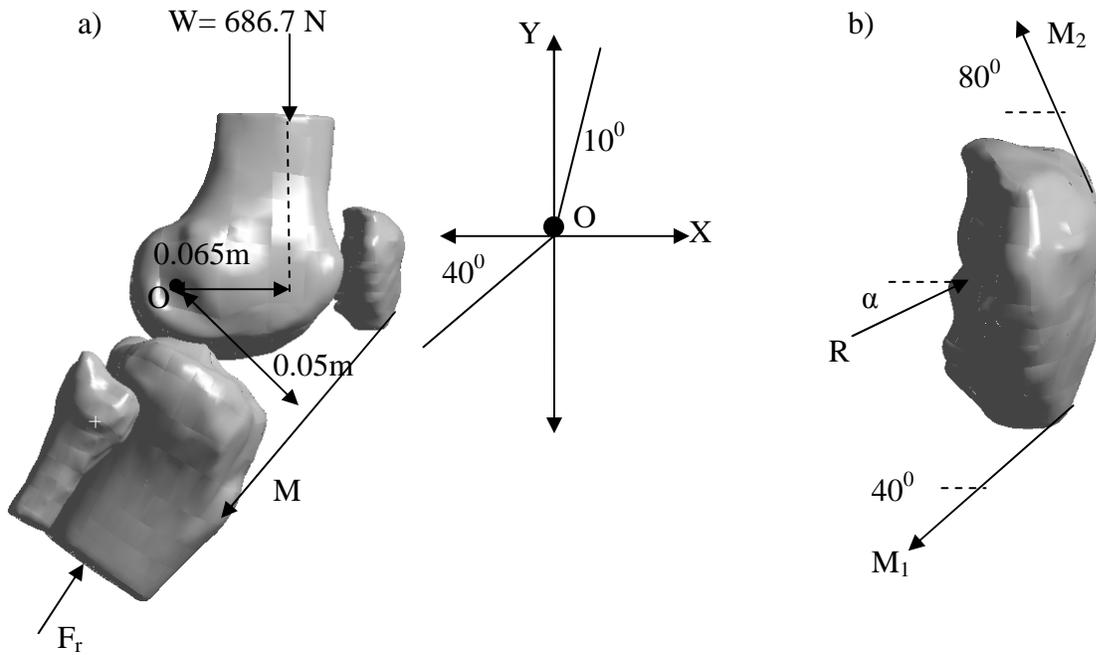


Figura VII.3.- a) Diagrama de cuerpo libre de la rodilla. b) Diagrama de cuerpo libre de la rótula.

Realizando sumatoria de momentos en el punto “O” se encuentra el valor del momento generado por el tendón rotuliano sobre la rótula:

$$\sum M_o = 0 \tag{VII.1}$$

$$-W(0.065m) + M(0.05m) = 0 \tag{VII.2}$$

Sustituyendo valores:

$$-686.7N(0.065m) + M(0.05m) = 0 \tag{VII.3}$$

$$-44.63Nm + M(0.05m) = 0 \tag{VII.4}$$

∴

$$M = \frac{44.63Nm}{0.05m} = \mathbf{892.71N}$$

Para calcular la fuerza de reacción articular se aplican las ecuaciones de condición de equilibrio.

$$\sum F_x = 0 \quad \text{VII.5}$$

$$= -M\cos 40^\circ + Frx = 0 \quad \text{VII.6}$$

$$Frx = 892.71N\cos 40^\circ = \mathbf{683.85N}$$

$$\sum F_y = 0 \quad \text{VII.7}$$

$$= -W - 892.71\text{sen} 40^\circ + Fry = 0 \quad \text{VII.8}$$

$$= -686.7N - 573.82 + Fry = 0 \quad \text{VII.9}$$

$$Fry = \mathbf{1260.52N}$$

$$Fr = \sqrt{\sum Fx^2 + \sum Fy^2} \quad \text{VII.10}$$

$$\mathbf{Fr = 1434.07N}$$

Ahora partiendo del diagrama de cuerpo libre de la rótula y considerando que $M_1=M_2$ se aplica las ecuaciones de condición de equilibrio para encontrar la fuerza resultante R.

$$\sum F_x = 0 \quad \text{VII.11}$$

$$= -M_1\cos 40^\circ - M_2\cos 80^\circ + Rx = 0 \quad \text{VII.12}$$

$$= -892.71\cos 40^\circ - 892.71\cos 80^\circ + Rx = 0 \quad \text{VII.13}$$

$$Rx = 892.71\cos 40^\circ + 892.71\cos 80^\circ = \mathbf{838.32N}$$

$$\sum F_y = 0 \quad \text{VII.14}$$

$$= -892.71\text{sen} 40^\circ + 892.71\text{sen} 80^\circ - Ry = 0 \quad \text{VII.15}$$

$$Ry = -892.71\text{sen} 40^\circ + 892.71\text{sen} 80^\circ = \mathbf{305.32N}$$

∴

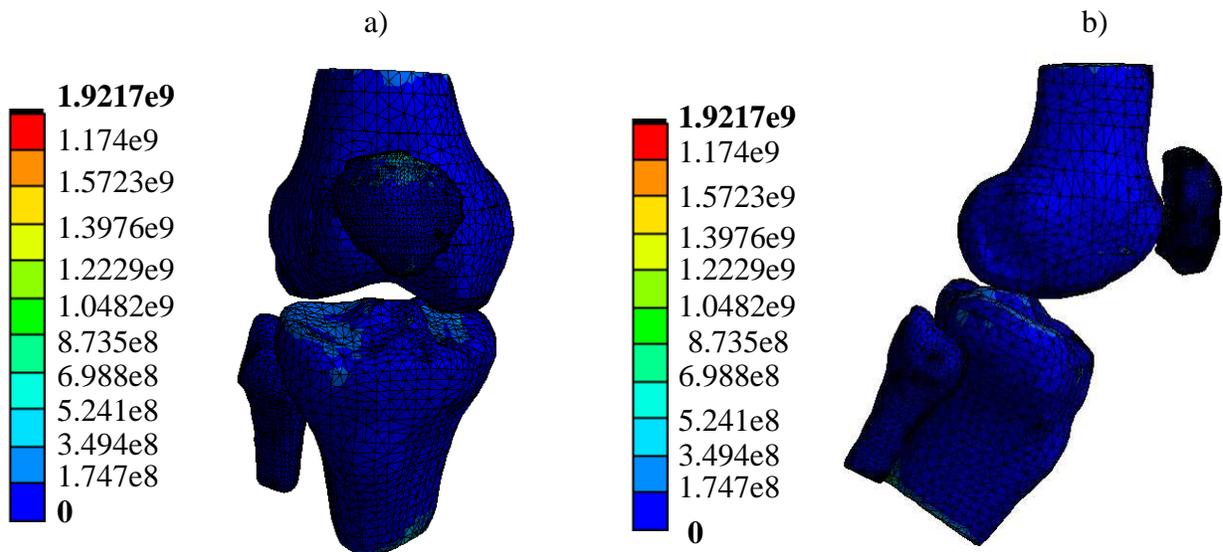
$$R = \sqrt{\sum Fx^2 + \sum Fy^2} \quad \text{VII.16}$$

De la ecuación VII.16 se obtiene el valor de la resultante R.

$$R = 892.18N; \alpha = 20^\circ$$

VII.3.1.- Resultados obtenidos del esfuerzo equivalente (σ)

Con la finalidad de conocer la resistencia a la tensión del material se incluye la teoría del esfuerzo equivalente de Von Mises para conocer los puntos críticos de falla. En la Figura VII.4d cerca del segundo 0.667s el fémur y la tibia alcanzan un esfuerzo a tensión de 1.0482×10^9 Pa. Mientras que en la rótula para un intervalo de 0.556s alcanza un esfuerzo de 8.735×10^8 Pa.



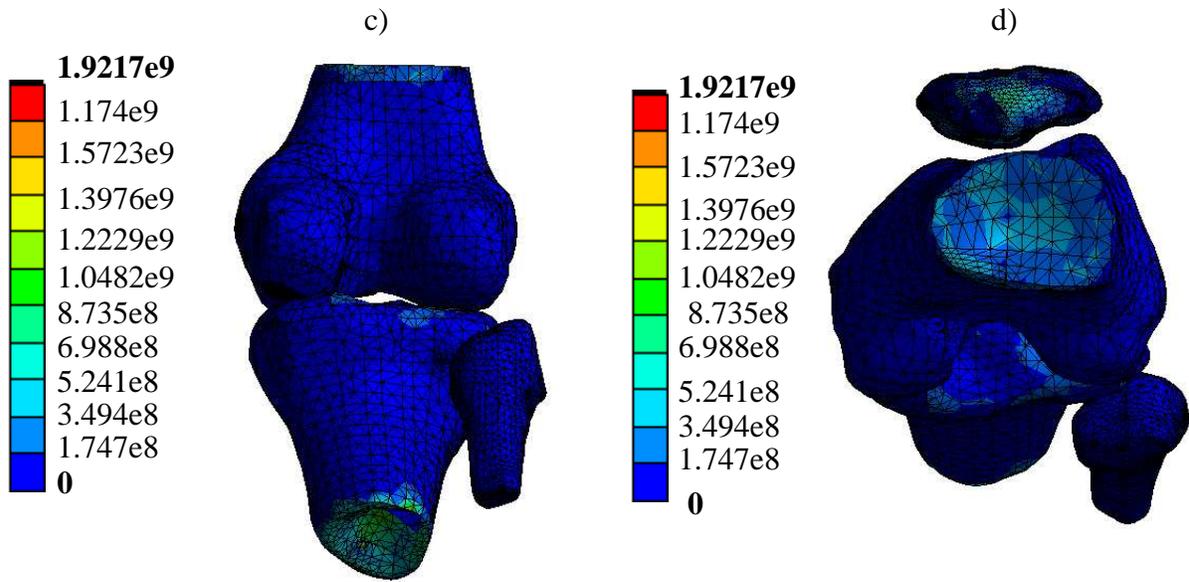


Figura VII.4.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo equivalente en un intervalo de tiempo de 0s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.

Tabla VII.1.- Valores obtenidos del esfuerzo equivalente en un intervalo de 0s a 1s

Tiempo (s)	Esfuerzo Equivalente (Pa)
0	0
0.111	1.75×10^8
0.222	3.49×10^8
0.333	5.24×10^8
0.444	6.99×10^8
0.556	8.74×10^8
0.667	1.05×10^9
0.778	1.22×10^9
0.889	1.40×10^9
0.949	1.57×10^9
1	1.92×10^9

En la Figura VII.5 puede observarse que la distribución de esfuerzos se mantiene constante en una sola dirección de forma ascendente alcanzado un valor máximo de 1.9217×10^9 Pa en un tiempo de 1s.

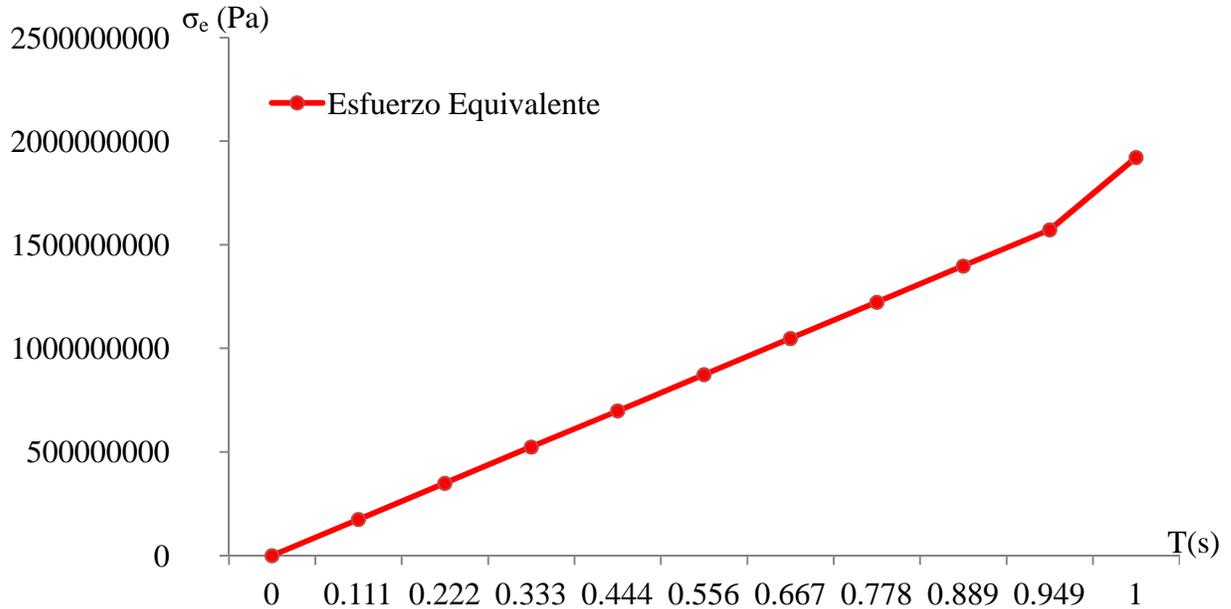


Figura VII.5.- Gráfica esfuerzo equivalente VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s

VII.3.2.- Resultados obtenidos del esfuerzo principal máximo ($\sigma_{p-\text{máx}}$)

Analizar los esfuerzos principales máximos y mínimos del material permite identificar el punto en el que este puede fallar o se encuentra en su punto más crítico. De acuerdo con la Figura VII.6d puede notarse que cerca de un intervalo de tiempo 0.8342s se alcanza un esfuerzo a tensión en la rótula de 9.0721×10^8 Pa y en un tiempo de 8.43×10^{-2} s se obtiene un esfuerzo a compresión de -7.748×10^7 Pa. En la Figura VII.6a y de acuerdo con la Tabla VII.2 en un tiempo de 0.3174s el fémur y la tibia se encuentran sometidos a esfuerzos de tensión con un valor de 2.9178×10^8 Pa.

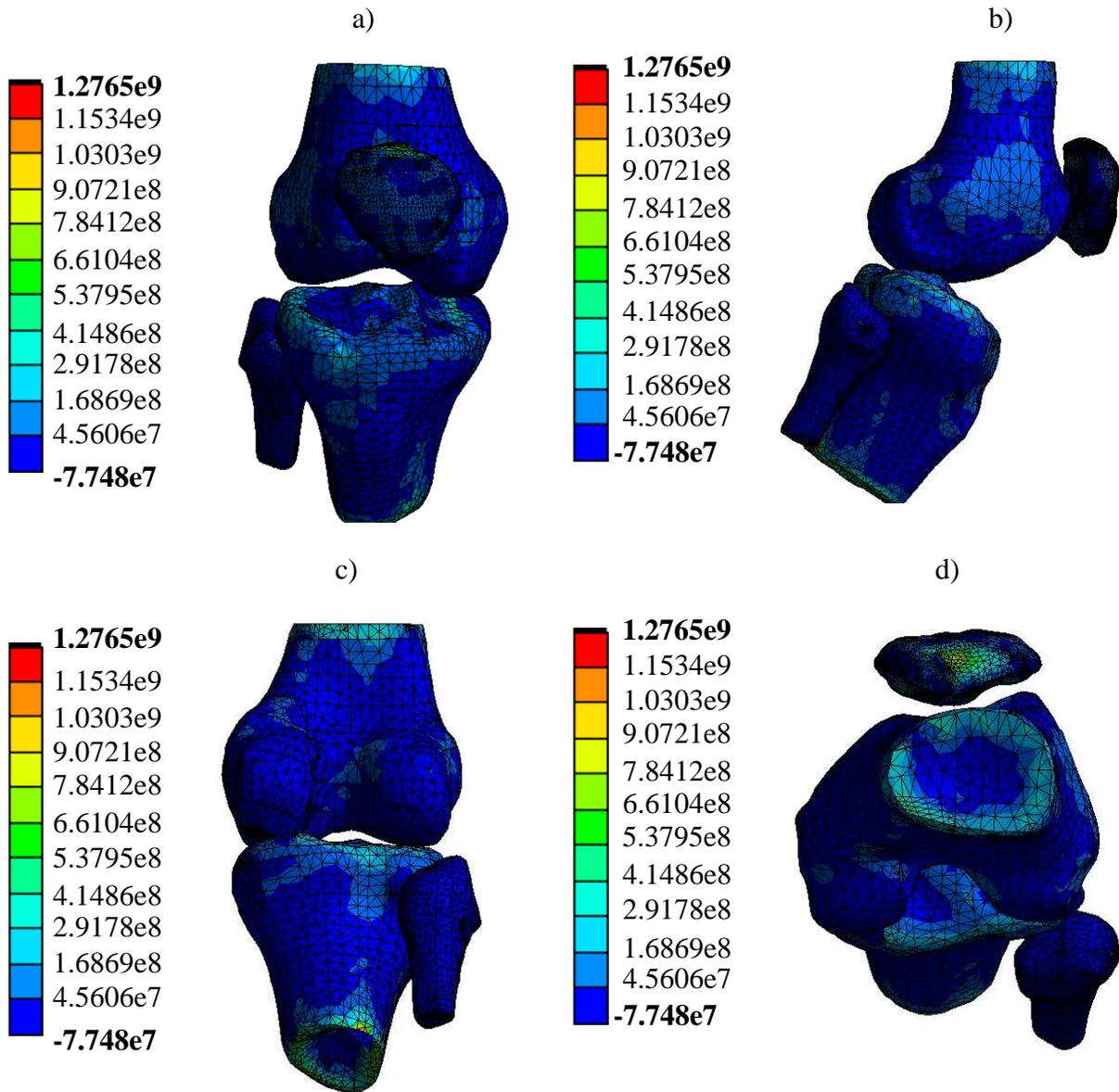


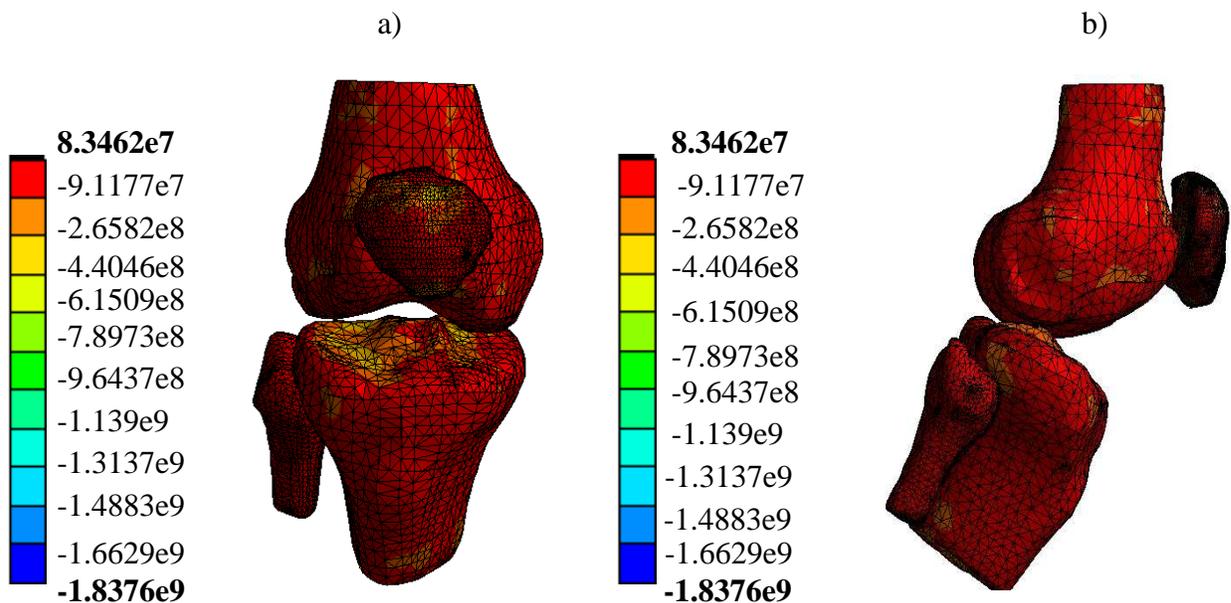
Figura VII.6.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo principal máximo en un intervalo de tiempo de 8.43×10^{-2} s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.

Tabla VII.2.- Valores obtenidos del esfuerzo principal máximo y mínimo en un intervalo de 8.43×10^{-2} s a 1 s

Tiempo (s)	Esfuerzo Principal	
	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
8.43×10^{-2}	-1.84×10^9	-7.75×10^7
0.1376	-1.66×10^9	4.56×10^7
0.2401	-1.49×10^9	1.69×10^8
0.3174	-1.31×10^9	2.92×10^9
0.4297	-1.14×10^9	4.15×10^8
0.5393	-9.64×10^8	5.38×10^8
0.6095	-7.90×10^8	6.61×10^8
0.7261	-6.15×10^8	7.84×10^8
0.8342	-4.40×10^8	9.07×10^8
0.9339	-2.66×10^8	1.03×10^9
1	8.35×10^7	1.28×10^9

VII.3.3.- Resultados obtenidos del esfuerzo principal mínimo ($\sigma_{p-\text{mín}}$)

De acuerdo con la Figura VII.7 y la Tabla VII.2 se observa que en un tiempo igual a 8.43×10^{-2} se obtiene un esfuerzo mínimo a compresión de -1.84×10^9 Pa y en un tiempo de 0.9339s se alcanza un esfuerzo de compresión máximo de -2.66×10^8 Pa.



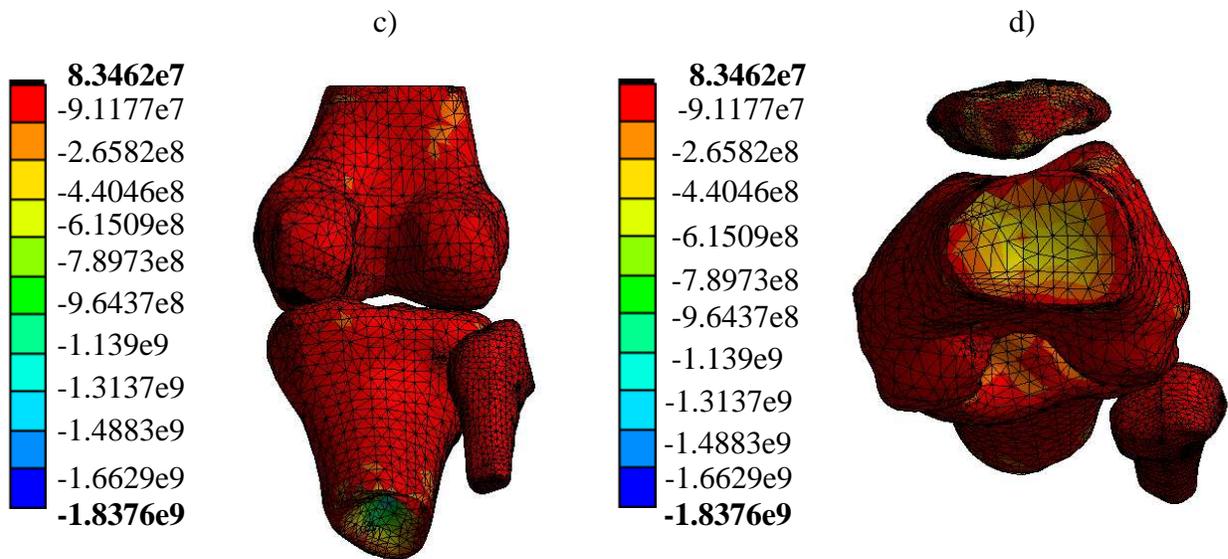


Figura VII.7.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo principal mínimo en un intervalo de tiempo de 8.43×10^{-2} s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.

En la Figura VII.8 se observa los esfuerzos principal máximo y esfuerzo principal mínimo, el esfuerzo máximo asciende de manera constante hasta el segundo 0.2401s, en este punto hay un incremento notable en el esfuerzo en el que se debe poner atención puesto que logra un valor máximo de 2.92×10^9 Pa, considerándose un punto crítico. Su valor desciende hasta el segundo 0.4297s y se mantiene constante.

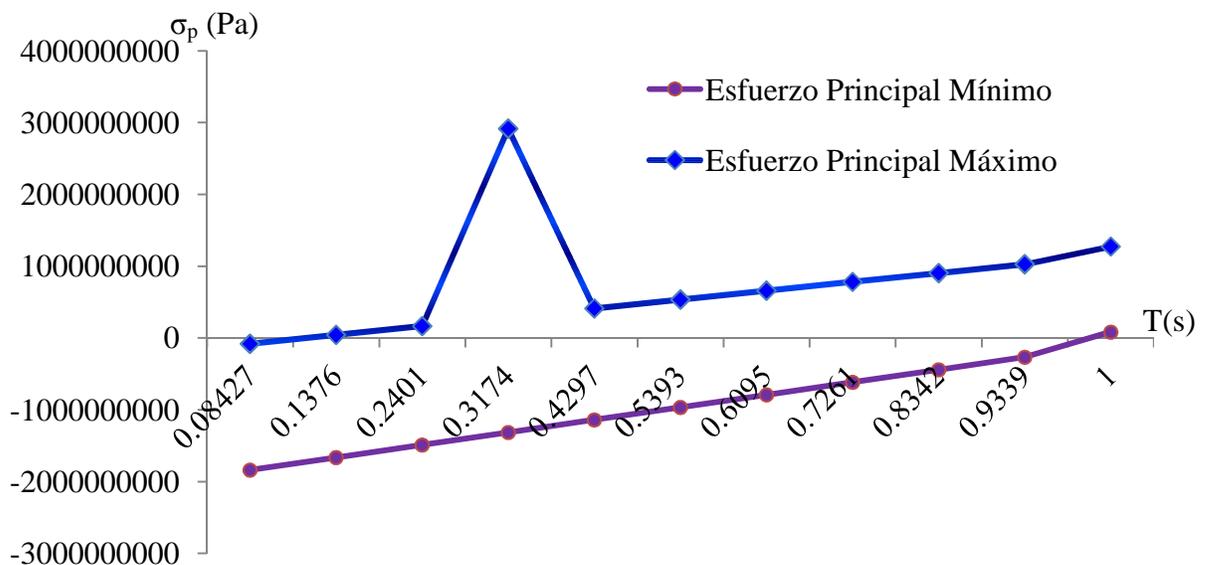


Figura VII.8.- Gráfica esfuerzo principal máximo y mínimo VS tiempo en un intervalo de 8.43×10^{-2} s a 1s

VII.3.4.- Resultados obtenidos del esfuerzo cortante máximo ($\tau_{\text{máx}}$)

Se considera importante analizar la teoría del esfuerzo cortante máximo de Von Mises para conocer el punto de fluencia del material producido por los esfuerzos cortantes. En la Figura VII.9c se observa que cerca de un valor de tiempo de 0.4008s se obtiene un esfuerzo cortante de 3.6436×10^8 Pa originado en la tibia y fémur, mientras que en la Figura VII.9d en el segundo 0.5251s se alcanza un esfuerzo cortante de 4.55×10^8 Pa que se origina en la rótula.

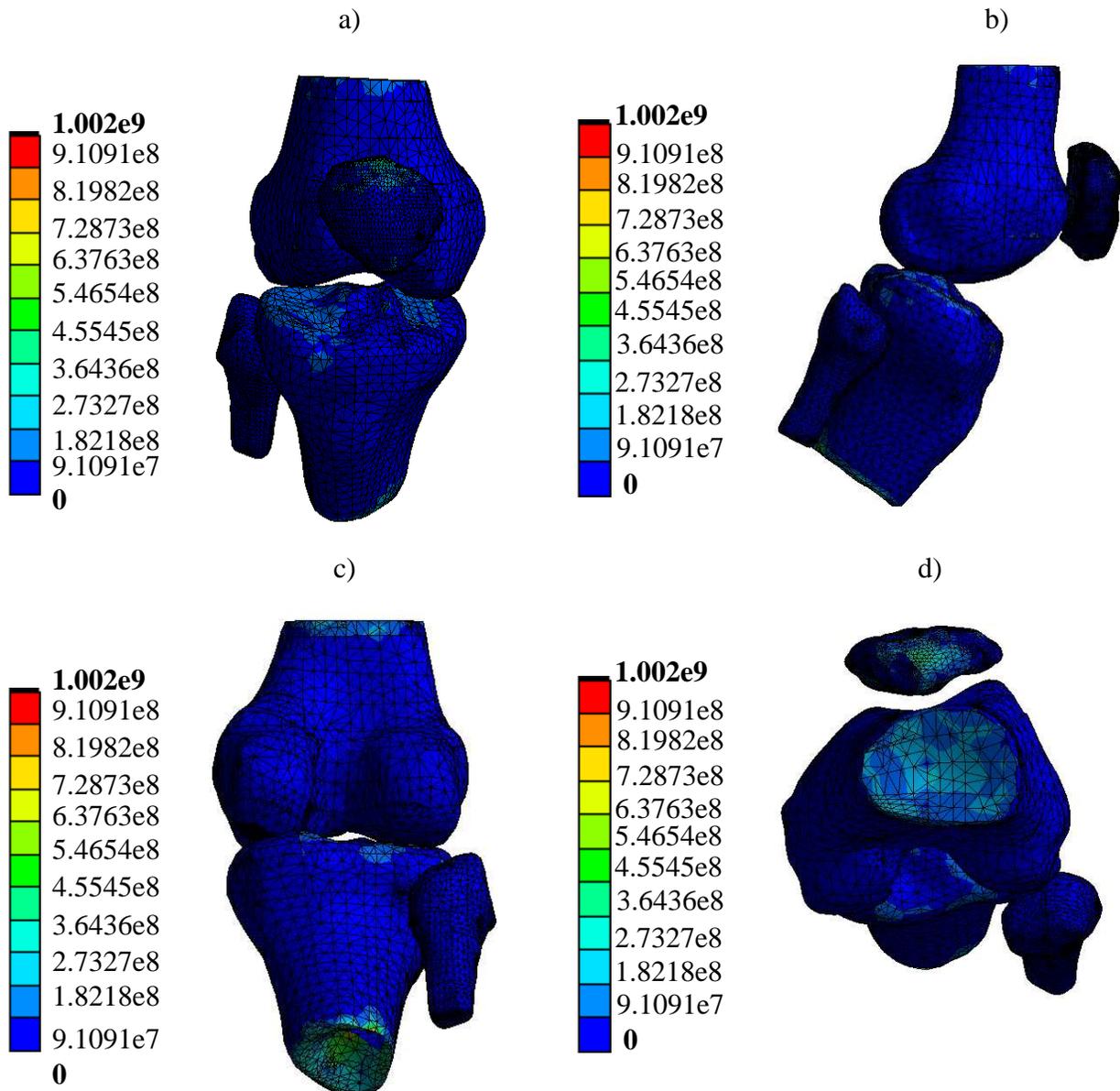


Figura VII.9.- Valores obtenidos correspondientes al esfuerzo cortante máximo en un intervalo de tiempo de 0.01477s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.

Tabla VII.3.- Valores obtenidos del esfuerzo cortante máximo y mínimo en un intervalo de 0.01477s a 1s

Tiempo (s)	Esfuerzo Cortante Mínimo (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)
0.01477	0	0
0.03797	0	0
0.0654	0	0
0.08017	0	0
0.08939	0	0
0.1145	0	9.11×10^7
0.2291	0	1.82×10^8
0.3198	0	2.73×10^8
0.4008	0	3.64×10^8
0.5251	0	4.55×10^8
0.602	0	5.47×10^8
0.7193	0	6.38×10^8
0.8101	0	7.29×10^8
0.9106	0	8.20×10^8
1	0	1.00×10^9

En la Figura VII.10 se observa que el esfuerzo cortante asciende de forma constante hasta llegar al segundo 0.9106s donde vuelve a incrementarse alcanzando un valor máximo de 1×10^9 en 1s.

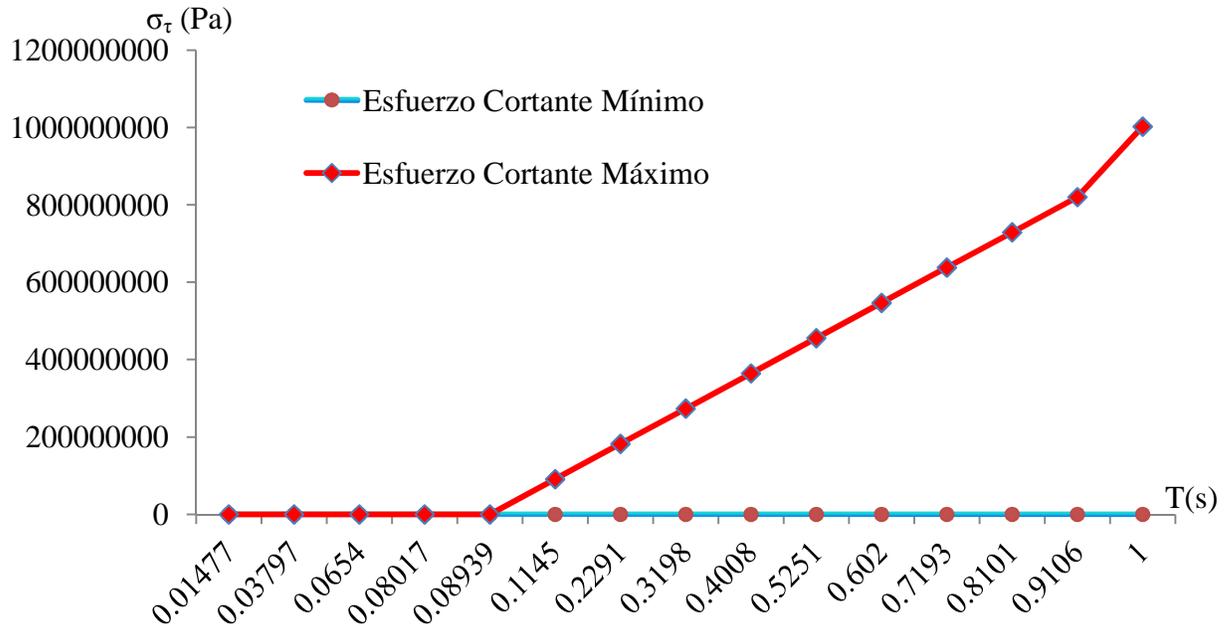
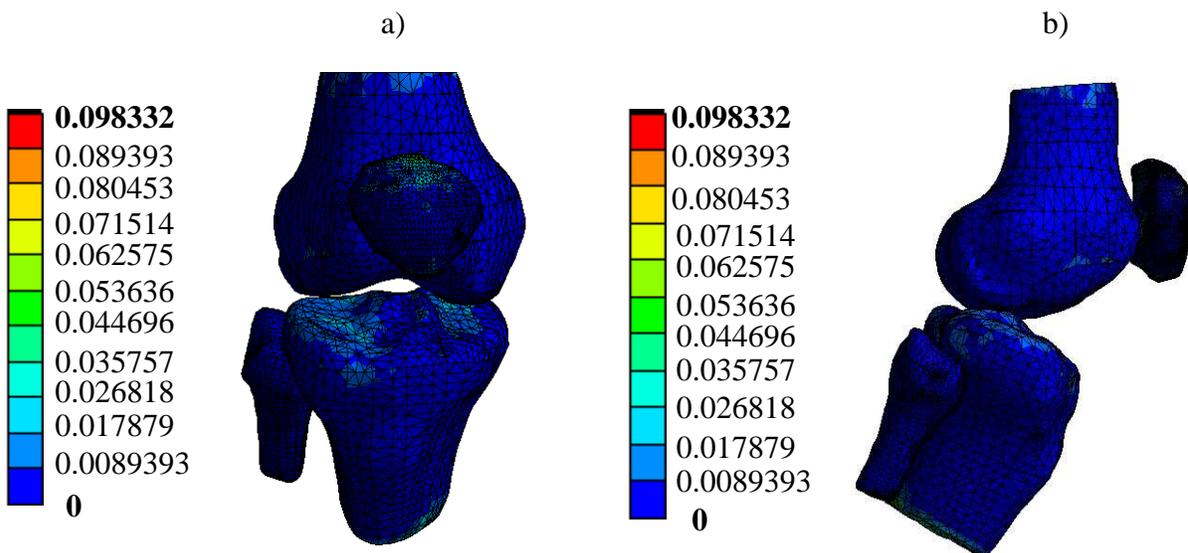


Figura VII.10.- Gráfica esfuerzo cortante máximo y mínimo VS tiempo en un intervalo de 0.01477s a 1s

VII.3.5.- Resultados obtenidos de la deformación elástica equivalente (ϵ)

Se analiza para conocer los puntos mínimos y máximos de deformación que el material sufre en el intervalo de tiempo establecido, conservando aún la misma forma geométrica del hueso. En la Figura VII.11c se observa que cerca de un intervalo de tiempo de 0.5251s se alcanza una deformación de 0.04469 (m/m) en la tibia. En la Figura VII.11d para un intervalo de 0.1145s alcanza una deformación de 0.00893 (m/m) en el fémur y rótula.



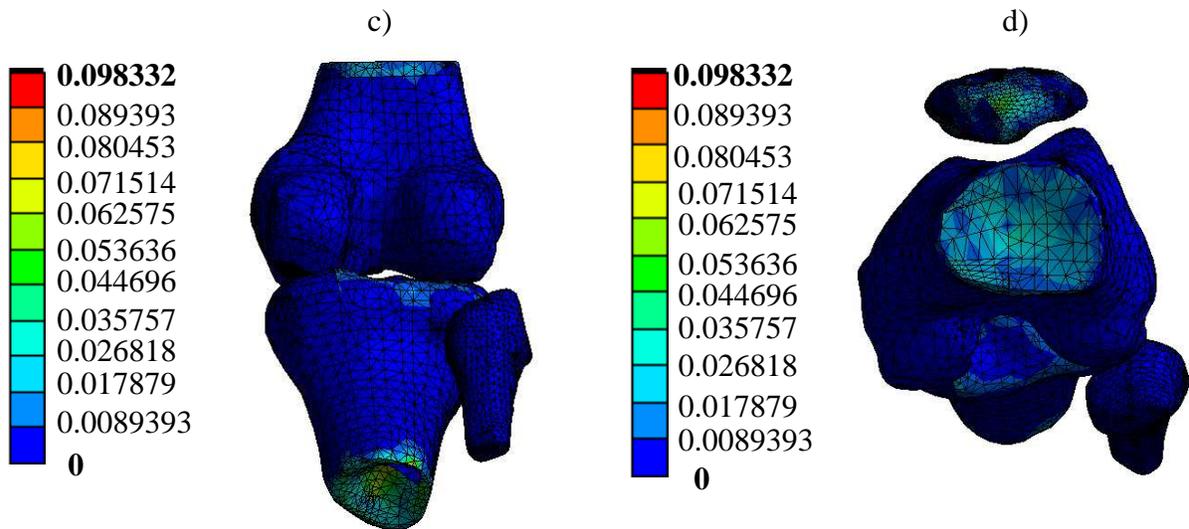


Figura VII.11.- Valores obtenidos correspondientes a la deformación elástica equivalente en un intervalo de tiempo de 0s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.

Tabla VII.4.- Valores de la de la deformación elástica equivalente en un intervalo de 0s a 1s

Tiempo (s)	Equivalente elástico	
	Mínimo (m/m)	Máximo (m/m)
0	0	0
0.01477	0	0
0.03797	0	0
0.0654	0	0
0.08017	0	0
0.08939	0	0
0.1145	0	8.94×10^{-3}
0.2291	0	1.79×10^{-2}
0.3198	0	2.68×10^{-2}
0.4008	0	3.58×10^{-2}
0.5251	0	4.47×10^{-2}
0.602	0	5.36×10^{-2}
0.7193	0	6.26×10^{-2}
0.8101	0	7.15×10^{-2}
0.9106	0	8.05×10^{-2}
1	0	9.83×10^{-2}

En la Figura VII.12 se identifica que a partir del segundo 0.08939 la deformación comienza a incrementar hasta llegar a un valor 8.05×10^{-2} , en un tiempo de 0.9106s al llegar a este punto la deformación sigue incrementado con una tendencia ascendente llegando a un valor máximo aproximado de 9.83×10^{-2} .

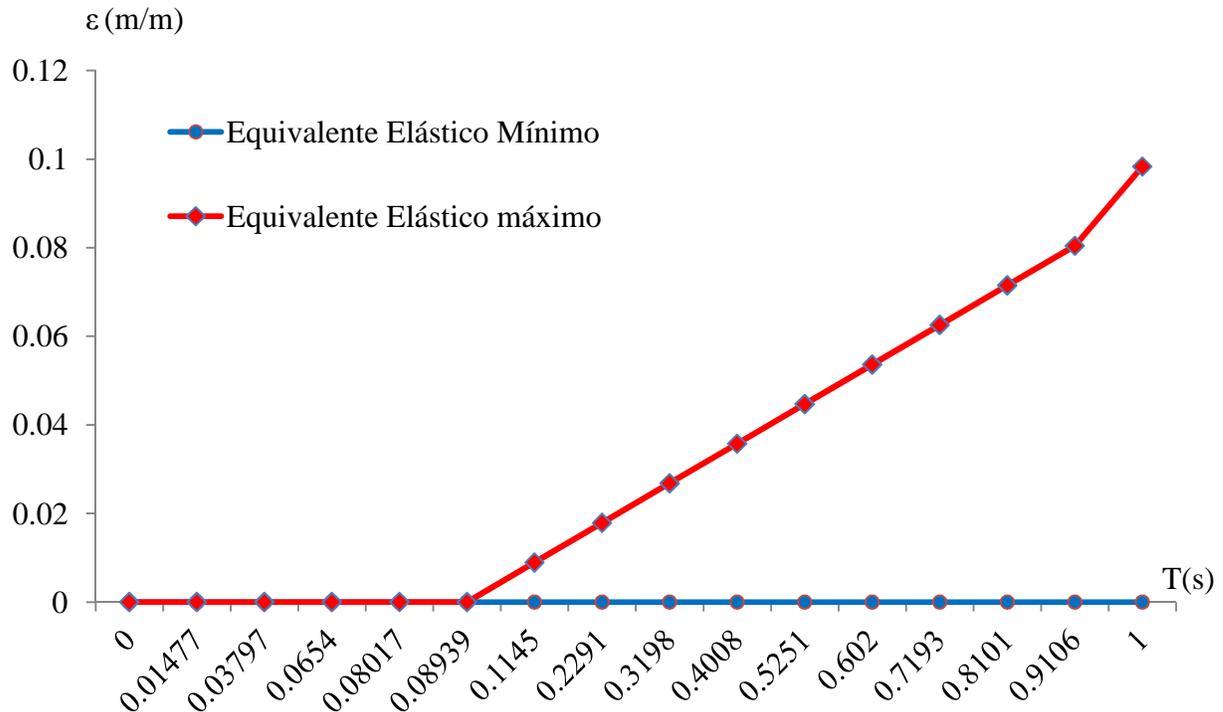


Figura VII.12.- Gráfica deformación elástica equivalente VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s

VII.3.6.- Resultados obtenidos del desplazamiento total (D)

Con la finalidad de conocer y observar los desplazamientos que el hueso sufrió respecto a su forma original debido a las fuerzas aplicadas, se analiza el desplazamiento total, este desplazamiento es medido en unidades de longitud. En la Figura VII.13b y la Figura VII.13d puede notarse que en el fémur se alcanza un desplazamiento máximo de 0.0076 m en un tiempo de 0.4008s, en la misma Figura VII.13d la rótula alcanza un desplazamiento de 0.0038m para un tiempo de 0.2291s. Mientras que en la Figura VII.13a exactamente en la parte de los platillos tibiales se observa un desplazamiento que va desde 0.00190m-0.00760m en esta fase.

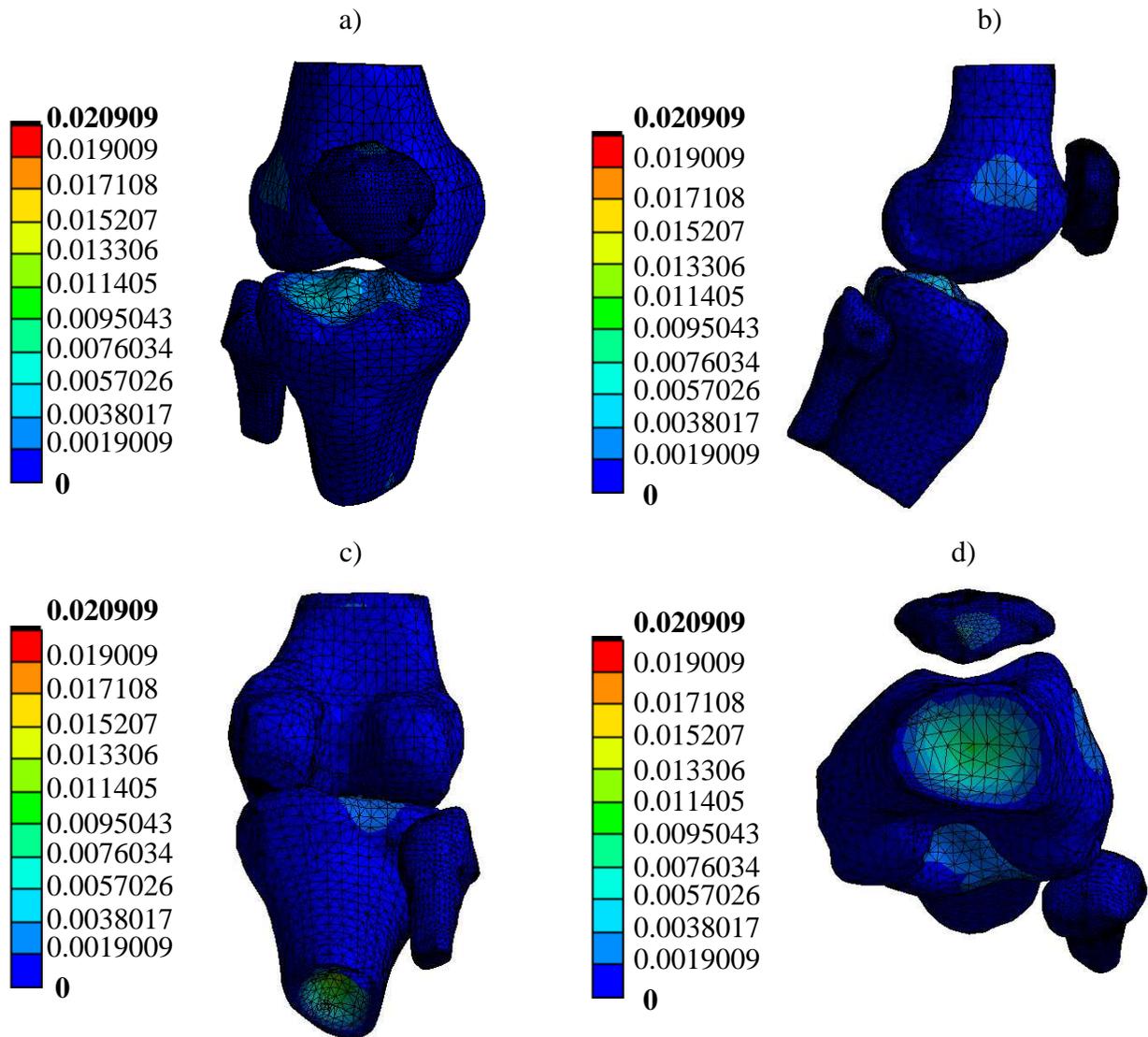


Figura VII.13.- Valores obtenidos correspondientes al desplazamiento total en un intervalo de tiempo de 0s a 1s. a) Vista frontal. b) Vista lateral. c) Vista posterior. d) Vista superior.

Tabla VII.5.- Valores obtenidos del desplazamiento total en un intervalo de 0s a 1s

Tiempo (s)	Desplazamiento Mínimo (m)	Desplazamiento Máximo(m)
0	0	0
0.01477	0	0
0.03797	0	0
0.0654	0	0
0.08017	0	0
0.08939	0	0
0.1145	0	1.90×10^{-3}
0.2291	0	3.80×10^{-3}
0.3198	0	5.70×10^{-3}
0.4008	0	7.60×10^{-3}
0.5251	0	9.50×10^{-3}
0.602	0	1.14×10^{-2}
0.7193	0	1.33×10^{-2}
0.8101	0	1.52×10^{-2}
0.9106	0	1.71×10^{-2}
1	0	2.09×10^{-2}

En la Figura VII.14 se puede observar la linealidad del desplazamiento notando que a partir del segundo 0.09106s comienza a haber un desplazamiento ascendente alcanzando un valor máximo de 0.02090m en un tiempo de 1s.

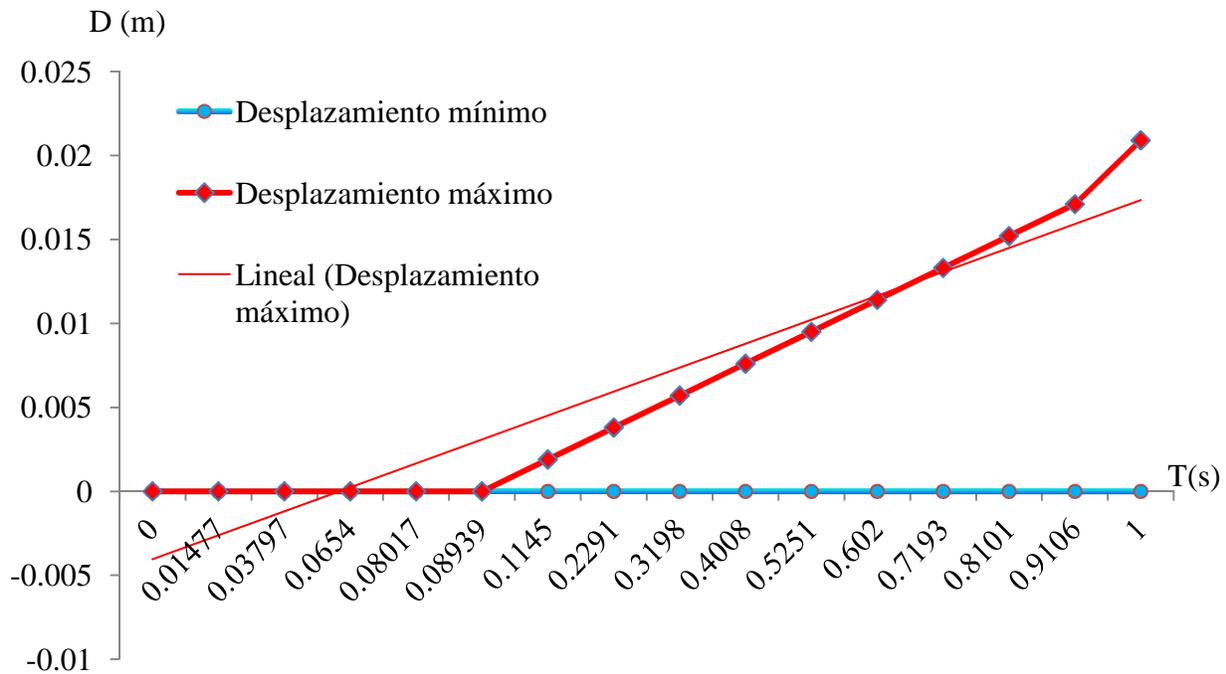
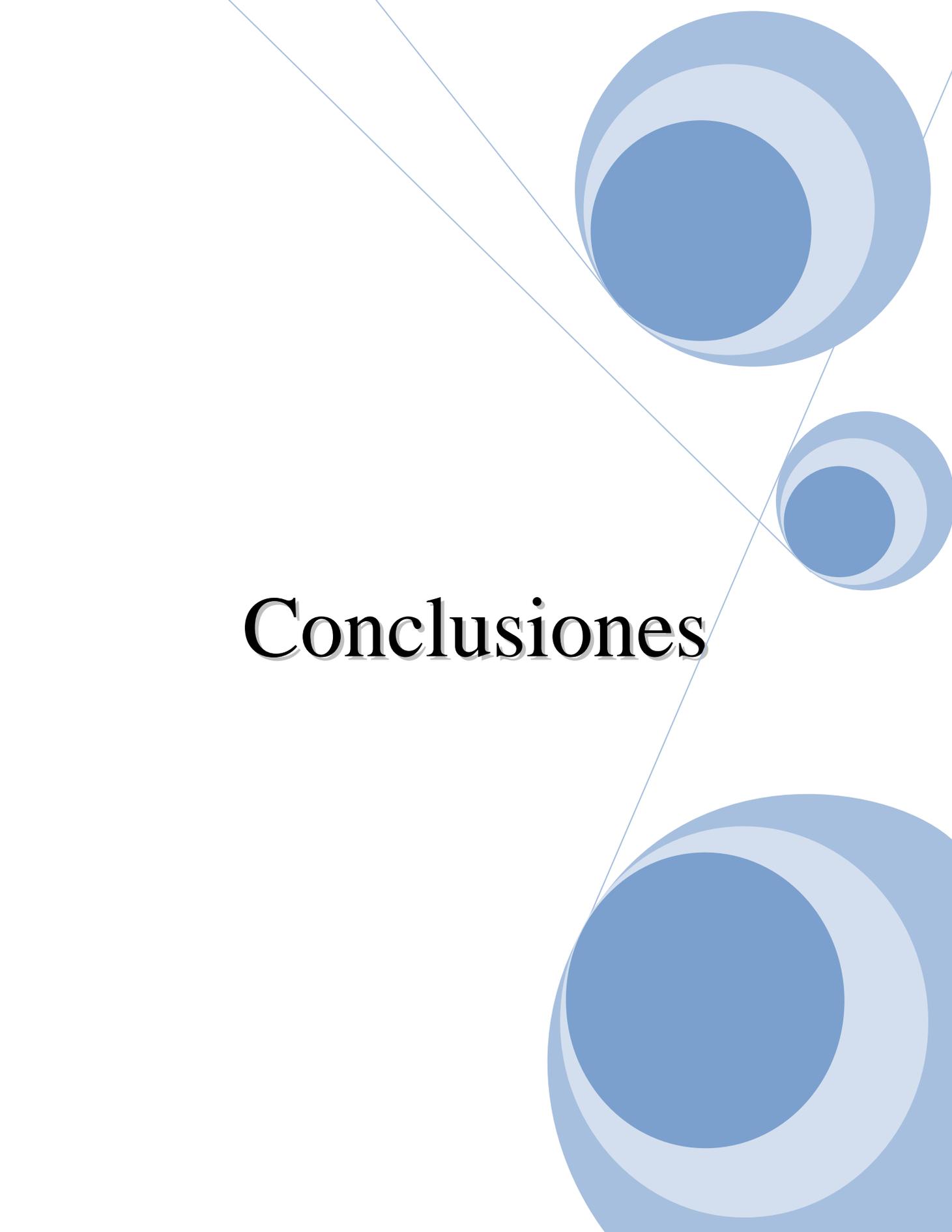


Figura VII.14.- Gráfica desplazamiento total VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s

VII.4.- Sumario

En este capítulo se crea un nuevo análisis estructural en el programa *ANSYS WORKBENCH V.11*, analizando en este capítulo la fase III de la marcha: la fase de balanceo. Empleando el modelo del capítulo V y el programa *SOLID WORKS 2012* se realizan los movimientos de flexión y extensión en el modelo de la articulación de rodilla requeridos para el análisis. Al inicio del análisis se establece el sistema de unidades correspondiente, también se indica las propiedades mecánicas del hueso cortical, indicándolo en el programa como un material ortotrópico. Antes de iniciar con el análisis numérico se hace un estudio estático de las fuerzas que se involucran en la rodilla en la fase de balanceo, generando dos diagramas de cuerpo libre: uno correspondiente al hueso del fémur y la tibia y otro correspondiente a la rótula. Con la información necesaria obtenida del estudio estático, se realiza el análisis numérico reportando los resultados del esfuerzo equivalente, esfuerzo principal máximo, esfuerzo principal mínimo, esfuerzo cortante máximo, deformación elástica equivalente y desplazamiento total.

A decorative graphic consisting of three blue circles of varying sizes, each with a darker blue center and a lighter blue outer ring. These circles are connected by thin blue lines that cross each other, creating a geometric pattern. The circles are positioned in the top right, middle right, and bottom right areas of the page.

Conclusiones

VIII.1.- Conclusiones de la Fase de apoyo normal

Cabe mencionar que esta primera fase es considerado el 100% del peso corporal de la persona distribuido entre las dos piernas y que es transmitido del fémur hacia la tibia por lo que el resultado del esfuerzo equivalente en esta fase se genera a tensión. De acuerdo con la Tabla V.1 y la Figura V.9 se obtiene un valor mínimo de $2.87 \times 10^7 \text{Pa}$ para un tiempo de 0.111s y un valor máximo en un tiempo igual a 1s de $3.16 \times 10^8 \text{Pa}$.

El esfuerzo principal máximo que se genera en esta fase inicia con un esfuerzo mínimo a compresión con un valor de $-4.13 \times 10^7 \text{Pa}$ en un tiempo de $8.43 \times 10^{-2} \text{s}$ y aumentando hasta llegar a un valor máximo de $2.54 \times 10^8 \text{Pa}$ en 1s. El mayor esfuerzo principal mínimo generado a compresión es de $-2.68 \times 10^7 \text{Pa}$ en un tiempo igual a 0.8342s de acuerdo con la Tabla V.2.

Los esfuerzos cortantes que se generan en esta fase son a tensión alcanzando un valor máximo de $1.57 \times 10^8 \text{Pa}$ que de acuerdo con la Figura V.13 se generan en el fémur.

La deformación elástica equivalente en un tiempo de 0.4008s incrementa de forma drástica alcanzando un valor de 0.1 (m/m) y en este punto su valor sigue ascendiendo llegando hasta 0.14 (m/m) en un tiempo igual a 0.7193s, considerando este punto, un punto crítico donde el hueso se deforma de manera súbita pero al llegar al segundo 0.8101 el hueso regresa a su forma original y se mantiene constante.

En cuanto al desplazamiento se obtiene un valor máximo de 0.044m en un tiempo de 1s que de acuerdo con la Figura V.17 se produce en el fémur.

Como conclusión, en esta primera fase de apoyo normal y con los resultados anteriormente obtenidos, los huesos que presentan mayor concentración de esfuerzos son: el fémur y la tibia, específicamente una concentración mayor de esfuerzos sobre los platillos tibiales, en tanto que la rótula presenta un mínimo de concentración de esfuerzos.

VIII.2.- Conclusiones de la Fase de contacto

Los resultados del esfuerzo equivalente en esta fase se generan a tensión, de la misma forma que en la primera fase. De acuerdo con la Tabla VI.1 y la Figura VI.5 se obtiene un valor mínimo de $6.94 \times 10^7 \text{Pa}$ para un tiempo de 0.111s y un valor máximo en un tiempo igual a 1s de $6.94 \times 10^8 \text{Pa}$.

El esfuerzo principal máximo que se genera en esta fase inicia con un esfuerzo mínimo a compresión con un valor de $-4.77 \times 10^7 \text{Pa}$ en un tiempo de $8.43 \times 10^{-2} \text{s}$ y aumentando hasta llegar a un valor máximo de $5.49 \times 10^8 \text{Pa}$ en 1s. El mayor esfuerzo principal mínimo generado a compresión es de $-9.52 \times 10^7 \text{Pa}$ en un tiempo igual a 0.9339s de acuerdo con la Tabla VI.2.

Los esfuerzos cortantes que se generan en esta fase son a tensión alcanzando un valor máximo de $3.27 \times 10^8 \text{Pa}$ que de acuerdo con la Figura VI.9 se generan en el fémur y la rótula. En el segundo 0.9106s los esfuerzos permanecen constantes tal y como se muestra en la Figura VI.10.

La deformación elástica equivalente en esta fase no presenta cambios, presenta un ligero incremento en el segundo 0.9106 donde alcanza un valor de $4.63 \times 10^{-2} (\text{m/m})$.

En cuanto al desplazamiento se obtiene un valor máximo de $1.05 \times 10^{-2} \text{m}$ en un tiempo de 1s que de acuerdo con la Figura V.17 se produce en el fémur.

Como conclusión, en esta segunda fase de contacto el peso corporal no se encuentra distribuido en su totalidad sobre la superficie de los platillos tibiales debido a la flexión existente en el fémur y extensión en la tibia. Los huesos que presentan mayor concentración de esfuerzos son: el fémur, la tibia y la rótula que por efecto de los tendones del músculo cuádriceps y el tendón rotuliano se encuentra sometida a fuerzas de tensión.

VIII.3.- Conclusiones de la Fase de balanceo

Los resultados del esfuerzo equivalente en esta fase se generan a tensión, de la misma forma que en la primera y segunda fase. De acuerdo con la Tabla VII.1 y la Figura VII.5 se obtiene un valor mínimo de $1.75 \times 10^8 \text{Pa}$ para un tiempo de 0.111s y un valor máximo en un tiempo igual a 1s de $1.92 \times 10^9 \text{Pa}$.

El esfuerzo principal máximo que se genera en esta fase inicia con un esfuerzo mínimo a compresión con un valor de $-7.75 \times 10^7 \text{Pa}$ en un tiempo de $8.43 \times 10^{-2} \text{s}$ y aumentando hasta llegar a un valor máximo de $1.28 \times 10^9 \text{Pa}$ en 1s. En la Figura VII.8 se nota una discontinuidad en la gráfica aumentando de manera súbita el esfuerzo cortante hasta $2.92 \times 10^9 \text{Pa}$. El mayor esfuerzo principal mínimo generado a compresión es de $-2.66 \times 10^8 \text{Pa}$ en un tiempo igual a 0.9339s de acuerdo con los resultados de la Tabla VII.2.

Los esfuerzos cortantes que se generan en esta fase son a tensión alcanzando un valor máximo de $1.00 \times 10^9 \text{Pa}$ que de acuerdo con la Figura VII.9 se generan en el fémur, tibia y la rótula.

La deformación elástica equivalente en esta fase no presenta cambios, presenta un ligero incremento en el segundo 0.9106 donde alcanza un valor de $9.83 \times 10^{-2} \text{ (m/m)}$.

El desplazamiento en esta tercera fase se obtiene un valor máximo de $2.09 \times 10^{-2} \text{m}$ en un tiempo de 1s que de acuerdo con la Figura V.17 se produce en el fémur y en la zona de contacto de los platillos tibiales.

Como conclusión, en esta tercera fase de balanceo el peso corporal se considera el doble puesto que la pierna en esta fase se encuentra en un apoyo monopodal, de la misma manera que en el caso anterior, el peso no se encuentra distribuido en su totalidad sobre la superficie de los platillos tibiales debido a la flexión existente en el fémur y tibia. Los huesos que presentan mayor concentración de esfuerzos y deformaciones son: el fémur y la tibia.

En la Figura VIII.1 se observa el impacto de los esfuerzos equivalentes para cada uno de los casos analizados: fase de apoyo normal, fase de contacto, fase de balanceo por lo que en la tercera fase se producen esfuerzos superiores.

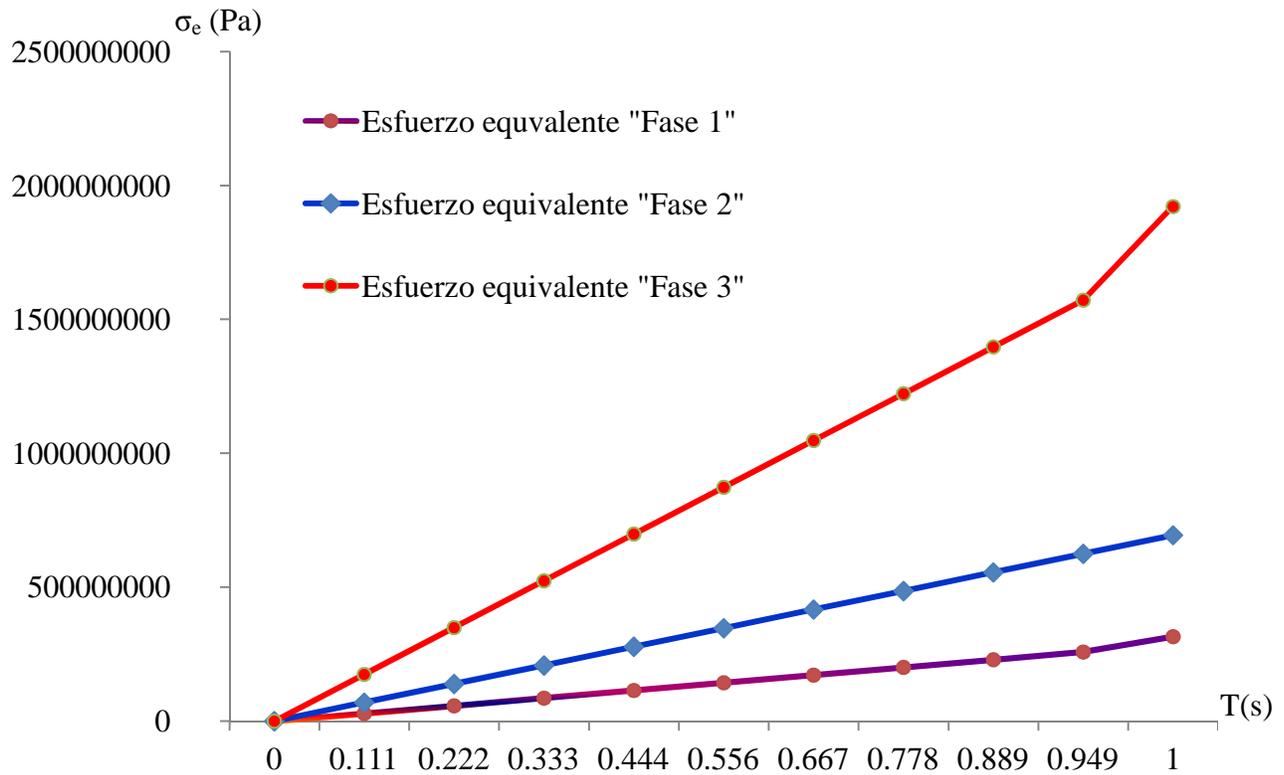


Figura VIII.1.- Gráfica de comparación entre los esfuerzos equivalentes generados en las tres fases de marcha VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s

En la Figura VIII.2 se observa la distribución de los esfuerzos a tensión y compresión de las tres fases: apoyo normal, fase de contacto y balanceo. En la gráfica se nota que el esfuerzo principal máximo que se genera es en la fase de balanceo así como el incremento súbito del esfuerzo que mantiene en el segundo 0.2401.

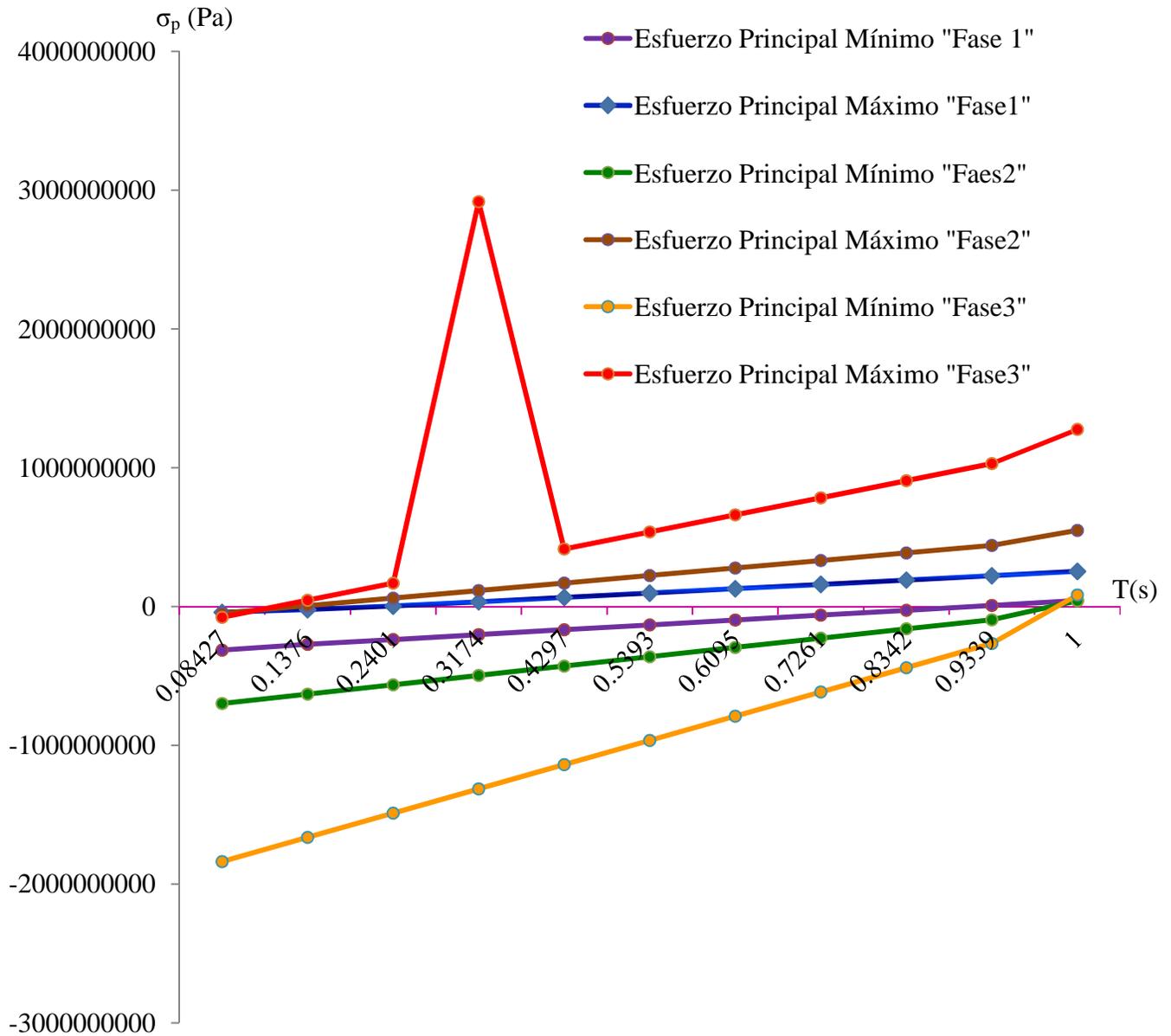


Figura VIII.2.- Gráfica de comparación entre los esfuerzos principales mínimos y máximos de las tres fases de marcha VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s

La Figura VIII.3 muestra la tendencia de los esfuerzos cortantes producidos notando una diferencia entre las fases 2 y 3, donde en la fase 2 en el segundo 0.9106 los esfuerzos se mantienen constantes y para el mismo segundo en la fase 3 existe un incremento notable.

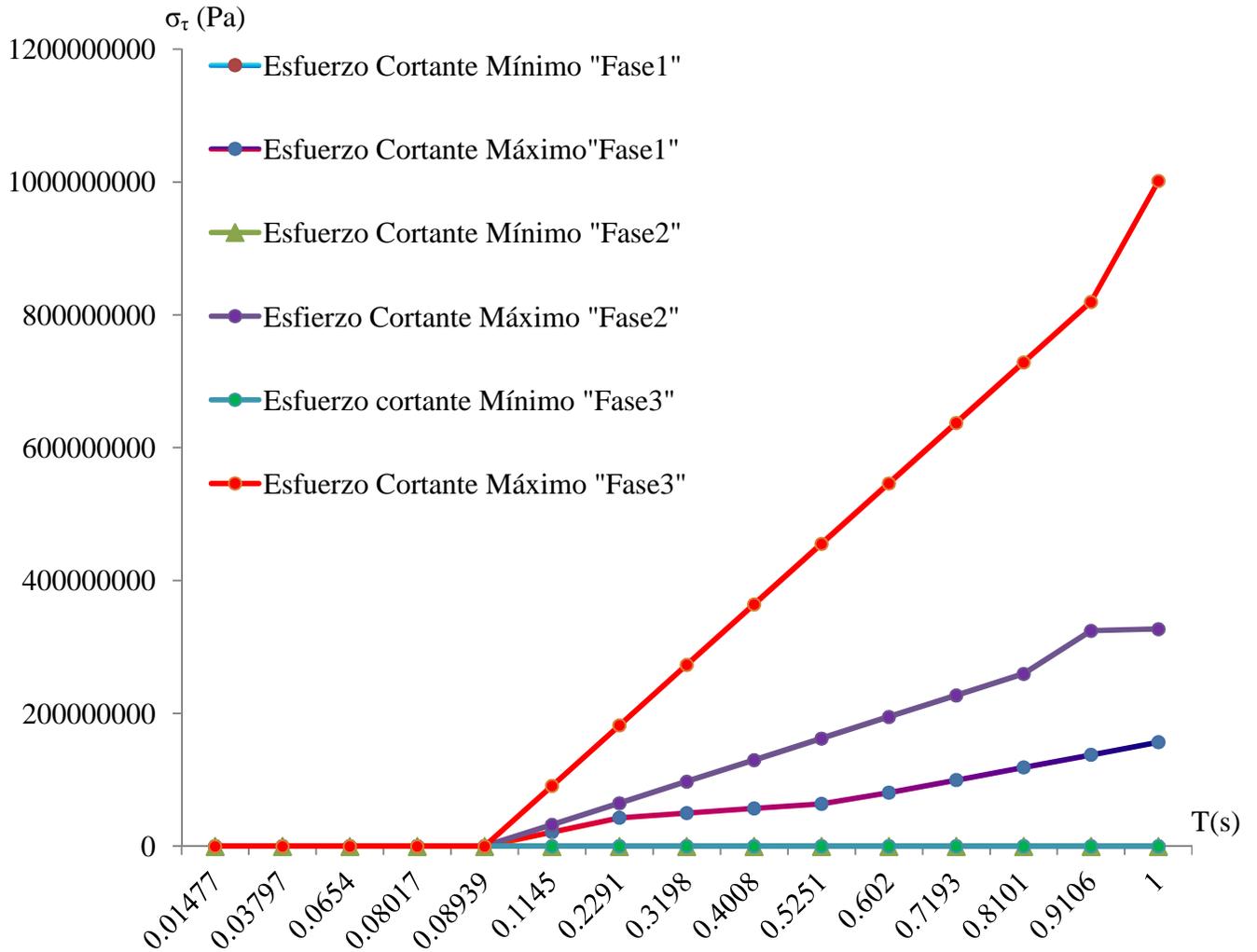


Figura VIII.3.- Gráfica de comparación de los esfuerzos cortantes presentados en las tres fases de marcha VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s

Se observa en la Figura VIII.4 la comparación entre las deformaciones elásticas equivalentes para las fases de: apoyo normal, fase de contacto y balanceo donde se aprecia que en la fase de apoyo normal existe un punto crítico donde se presenta una variación brusca de la deformación elástica superando los valores la fase de balanceo.

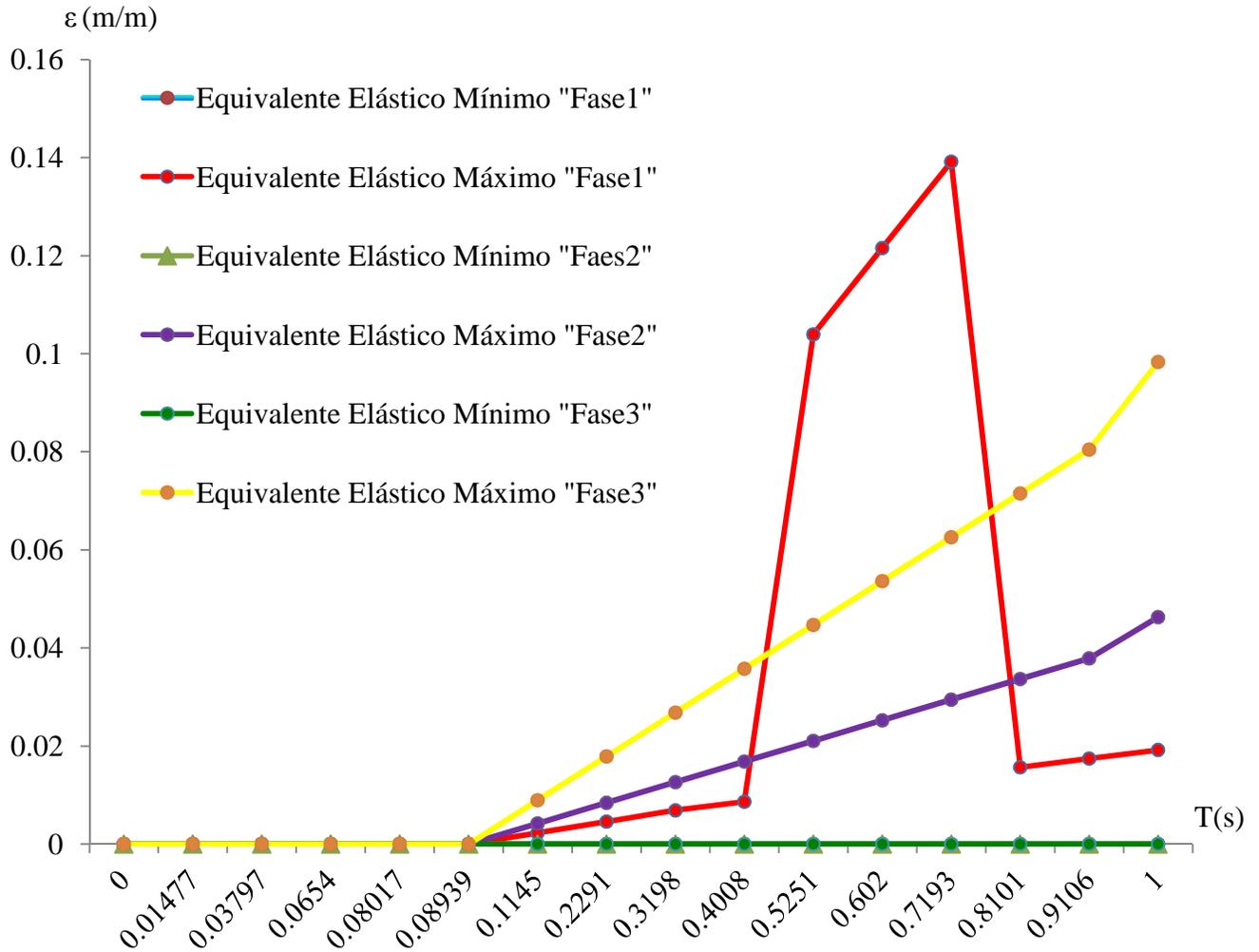


Figura VIII.4.- Gráfica de comparación de las deformaciones elásticas equivalentes producidas en las tres fases de marcha VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s

En la Figura VIII.5 se muestra la comparativa del impacto que presentan las deformaciones para las fases de: apoyo normal, fase de contacto y balanceo. A pesar de que las deformaciones obtenidas son del orden de milímetros la fase de balanceo sigue siendo la fase más crítica.

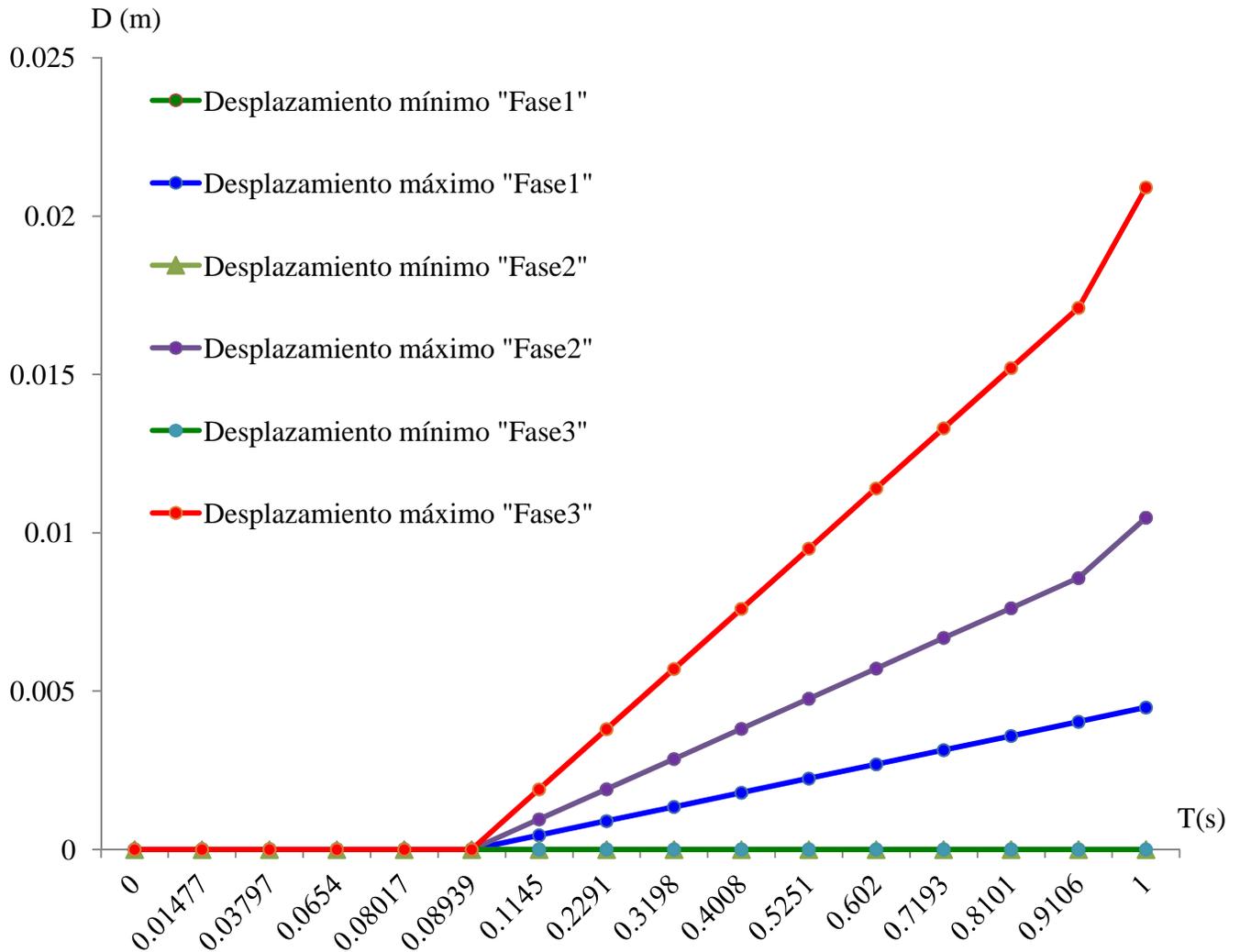
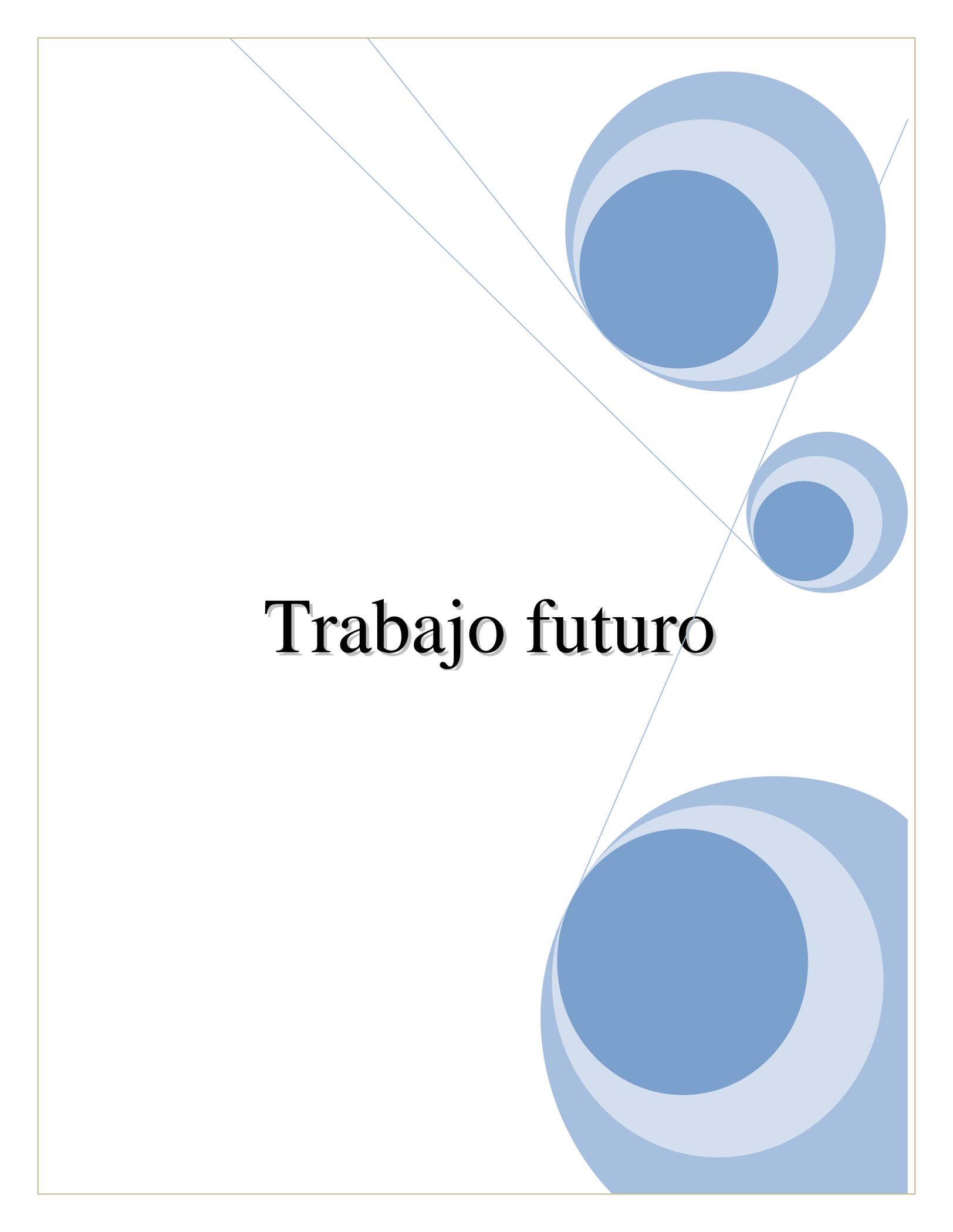


Figura VIII.5.- Gráfica de comparación de los desplazamientos totales de las tres fases de marcha VS tiempo en un intervalo de 0s a 1s

The image features a white background with a thin grey border. Three large, overlapping blue circles are arranged in a triangle: one in the top right, one in the bottom right, and one in the middle right. Each circle is composed of three concentric layers of blue, with the innermost being the darkest and the outermost being the lightest. Two thin, light blue lines originate from the top left and extend towards the top-right and middle-right circles, while another line extends from the top-right circle towards the middle-right circle. The text 'Trabajo futuro' is centered in the middle of the page in a black, serif font with a subtle drop shadow.

Trabajo futuro

Trabajo futuro

Los resultados de este trabajo cumplieron con el objetivo general establecido al inicio, centrado principalmente en el comportamiento de la articulación de rodilla mediante la realización del análisis numérico de las tres fases correspondientes a la marcha humana: apoyo normal, fase de contacto, fase de balanceo. Sin embargo, puede complementarse con los siguientes trabajos:

1. La realización de la parte experimental del trabajo, con la finalidad de validar y comparar los resultados numéricos obtenidos con los resultados experimentales, además de visualizar el comportamiento de cada uno de los huesos que constituyen a la articulación de rodilla para cada una de las fases de marcha.
2. Hablando del modelo generado en 3D de la articulación de rodilla, se propone generar el modelo correspondiente al cartílago articular y ligamentos que se involucran en el movimiento de la misma y generar el mismo análisis estático-estructural considerando las propiedades del hueso como un material ortotrópico lineal.
3. Generar un análisis dinámico en el programa *ANSYS WORKBENCH V.11* u otro programa de Elemento Finito de la articulación, considerando las masas, las velocidades angulares, aceleraciones angulares y fuerzas a las que se encuentran sometidos los huesos del fémur, tibia y rótula en las tres fases de marcha humana.

Referencias

- Andriacchi, T.P., Mundermann, A., Smith, R.L., Alexander, E.J., Dyrby, C.O. y KOO, S., A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 32, pp 447-457, 2004.
- Barrientos, A., Peñin, L.F., Balaguer, C., Aracil, R., *Fundamentos de Robótica*, Ed. McGraw Hill, 2da edición, pp 93-126, 1997.
- Basas, G.A. y Fernández de las Peñas C., *Tratamiento fisioterapéutico de la rodilla*, Ed. McGraw-Hill, 1ra edición, pp 78-85, 2003.
- Bendjaballah, M. Z., Shirazi-Adl, A. y Zukor, D. J., Biomechanics of the human knee joint in compression: Reconstruction, mesh generation and finite element analysis, *The Knee*, Vol. 2, No. 2, pp 69-79, 1995.
- Berstein, N.A., *The coordination and regulation of Movements*, Ed. Pergamon Press, 1ra edición, London, pp 55-60, 1967.
- Beynon, B., Yu, J., Huston, D., Fleming, B., Johnson, R., Haugh, L. y Pope, M. H., A sagittal plane model of the knee and cruciate ligaments with application of a sensitivity analysis, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 118, No. 2, pp 227-239, 1996.
- Blandine C., *Anatomía para el movimiento: Introducción al análisis de las técnicas corporales*, Ed. Curbet-Narques impressors, 2da edición, Barcelona, pp 15-22, 2004.
- Bouchet, A., Cuilleret, J., *Anatomía descriptiva, topográfica y funcional. Miembros inferiores*. Ed. Panamericana, 1ra edición, pp 119-168, 1979.
- Brekemans, W. A. M., Poort, H. W. y Slooff, T. J. J. H., A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts, *Acta Orthopedic Scandinavia*, Vol. 43, pp 301-317, 1972.
- Buckwalter, J.A., Hunziker, E. y Rosenberg, L.C., Articular cartilage: composition and structure. En: Woo, S. L. y Buckwalter, J.A., *Injury and Repair of the Musculoskeletal Soft Tissues*, *Journal of Bone and Joint Surgery*, pp 405-425, 1988.
- Buckwalter, J.A., Martin, J., Degenerative Joint Disease. Anatomy and physiology of synovial joints, *Clinical Symposia*, Vol. 47, No.2, pp 1-10, 1995.
- Cavanagh, P.R., Petak, K.L., Shapiro, R. y Daly, D., Bilateral asymmetry in work output during cycling ergometer pedaling, *Brazilian Journal of Biomechanics*, Vol. 6, pp 80-81, 1974.

- Cerrud-Sánchez, S.M., Narváez-Clemente, M.Y., Muñoz-González, V. y Schouwenaars, R., Modelado del comportamiento mecánico del hueso (Análisis de los efectos del grado de hidratación), *Ingeniería Mecánica. Tecnología y Desarrollo*, Vol. 1, No. 006, pp 223-232, 2005.
- Chaler-Vilaseca, J., Garreta-Figuera, R. y Muller, B., Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación: Estudio de la marcha, *Rehabilitación*, Vol. 39, No. 6, pp 305-313, 2005.
- Chao, E.Y.S., Orthopaedic biomechanics: The past, present and future, *Journal of Orthopedic*, Vol. 20, pp 239-243, 1996.
- Chen, C.T., Bhargava, M., Lin, P.M. y Torzilli, P.A., Time, stress, and location dependent chondrocyte death and collagen damage in cyclically loaded articular cartilage, *Journal of Orthopedic Research*, Vol. 21, pp 888-898, 2003.
- Cooper, G., *Kinesiología*, Ed. Medica panamericana, 1ra edición, Buenos Aires, pp 116-118, 1973.
- Correal- Franco, S., Palacio-Delgado, L.J. y Salazar-Gómez, I.C., Análisis FEA de Prótesis de Rodilla Policéntrica. *Departamento de Ingeniería de Diseño de Producto*, Medellín. Vol. 3 No. 1 pp 35-38, 2006.
- Craig, J. J., Robótica, Ed. Prentice-Hall, 3ra edición, pp 150-173, 2006.
- Daza-Benítez, L., Vidal-Lesso, A. y Lesso-Arroyo, R., Análisis y Simulación del desgaste cartílago de articulación de rodilla. *4º Congreso Internacional y 2º Congreso Nacional organizado por la Sociedad Mexicana de Métodos Numéricos en Ingeniería y Ciencias Aplicadas*, pp 1-5, 2007.
- Dienhart, C.M., *Anatomía y Fisiología Humanas*, Ed. Nueva Editorial Interamericana, 3ra.edición, pp 49-53, 1987.
- Dorian, L.R.J., Santos-García, M., Rodríguez, R.C., Moreno, B.K., Lesso-Arroyo, R., Daza-Benítez, L., Hernández, C. N. y Louvier, J.F., Diseño y construcción de una prótesis completa de rodilla, *10º Congreso Internacional de innovación y diseño basado en simulación por computadora*, Guanajuato, pp 18-22, 2010.
- Elaine, N.M., Anatomía y fisiología humana, Ed. Pearson, 9na edición, pp 166-170, 2008.
- Enderle, J., Blanchard, S. y Bronzino, J., *Introduction to Biomedical Engineering*, Ed. Academic Press, pp 1-125, 2000.
- Fawcett, D.W. y Jensch, R.P., *Cartílago*, en “*Compendio de histología*”, Ed. McGraw Hill, 1ra edición, pp 68-70, 1997.
- Fernández-Fairén, M., Biomechanical basis of tibial osteotomy, *Instituto de Ciencias Médicas*, Vol. 1, No. 7, pp 122-126, 1996.

- Ferro-Sánchez, A., *La carrera de velocidad: metodología de análisis biomecánico*, Ed. Esteban Sanz, 1ra edición, pp 136, 2001.
- Field, D., Palastanga, N., Field, D. y Saomes, R., *Anatomía y Movimiento Humano: Estructura y Funcionamiento*, Ed. Paidotibo, 1ra edición, pp 100-128, 2000.
- Foster, M., *Lectures on the History of Physiology*, Ed. University press, pp 71-72, 1941.
- Frankel, V.H. y Nardin, M., *Basic Biomechanics of the skeletal system*, 1ra edición, Ed. Febiger, pp 120-125, 1980.
- Freeman-Miller, M.D., Knee kinematics, *II curso internacional de artroplastias*, pp 87-88, 2001.
- Góngora-García, L. H., Rosales-García, C. M., González-Fuentes, I. y Pujals-Victoria, N., Articulación de la rodilla y su mecánica articular, *MEDISAN; Laboratorios de Anticuerpos y Biomodelos Experimentales*, Vol. 7, No. 2, pp 100-109, 2003.
- González-Jemio, F., Mustafá-Milán, O. y Antezana-Arzabe, A., Alteraciones biomecánicas articulares en la obesidad, *Gaceta médica Boliviana*, Vol. 34, No.1, pp 52-56, 2011.
- Govanov, Y., *Semblanza de Grandes Hombres de Ciencia*, Ed. Progreso, 1ra edición, Moscú, URSS, pp 1-25, 1986.
- Gutierrez-Dávila, M., *Biomecánica Deportiva, Bases para el Análisis*, Ed. Síntesis, pp 25-27, 1998.
- Guyton, A.C., *Tratado de Fisiología Médica*, Ed. Elsevier, 11⁰ edición, pp 25-29, 2006.
- Hall, S. J., *Basic Biomechanics*, Ed. McGraw-Hill, 3ra edición, pp 37-44, 1999.
- Hallett, M.B. y Andrish, J.T., Effects of exercise on articular cartilage. *Sports Med Arthroscopic Rev*, Vol. 2, pp 29-37, 1994.
- Hamill, J. y Knutzen, K.M., *Biomechanical Basis of Human Movement*, Ed. Baltimore, 2da edición, pp 25-37, 1995.
- Harold, H.L., *Anatomía clínica*, Ed. El manual moderno, 2da edición, pp 619-630, 1990.
- Hayes, W. C., Snyder, B., Levine, B. M. y Ramaswamy, S. *Of the patella. Finite Elements in Biomechanics*, Ed. John Wiley, pp 223-26, 1982.
- Heegard, J., Leyvraz, P. F., Curnier, A., Rakotomanana, L. y Huiques, R., The biomechanics of the human patella during passive knee flexion, *Journal of Biomechanics*, Vol. 28, No. 11, pp 1265-1279, 1995.
- Hernández, R., Palma, R. y Piña, C.M., Hidroxiapatita y sus aplicaciones, *Revista mexicana de física*, Vol. 1, No. 45, pp 144-147, 1999.
- Huiskes, R. y Chao, E.Y.S., A survey of finite analysis in orthopedic biomechanics, *Journal of Biomechanics*, Vol. 16, No. 6, pp 385-409, 1983.

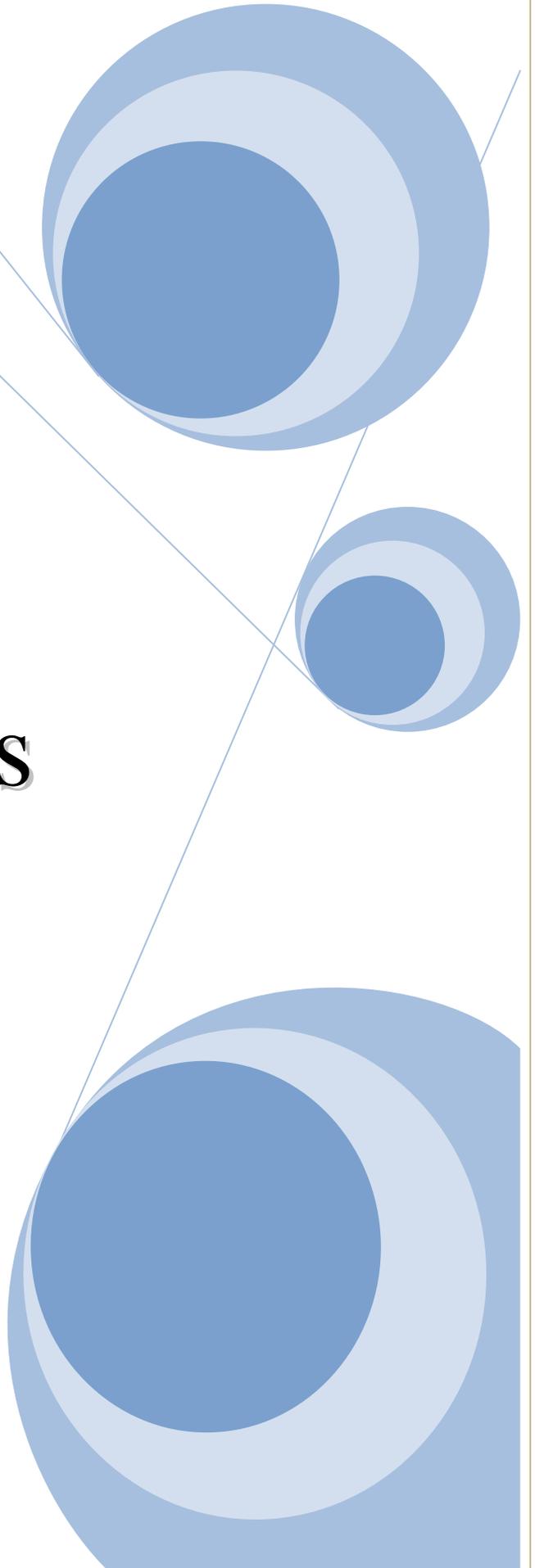
- Iwaki, H., Pinskerova, V. y Freeman-Miller, M.D., Tibiofemoral movement 1: The shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg*, Vol. 82, pp 1189-1195, 2000.
- Jacob, S.W., Francone, C.A. y Lossow, W. J., *Anatomía y Fisiología Humana*, Ed. Nueva Editorial Interamericana, 4ta. Edición, pp 136-152, 1982.
- Jacobs, C.R., The mechanobiology of cancellous bone structural adaptation, *J Rehab Res Dev*, Vol. 36, pp 209-216, 2000.
- James, C.B. y Uhl, T.L., A review of articular cartilage pathology and the use of glucosamine sulfate. *Journal of Athletic Training*, Vol. 36, No.4, pp 413-419, 2001.
- Josa-Bullich, S., *Biomecánica I: Cinética de la rodilla*. En: Josa-Bullich, S., Palacios, Y. y Carvajal, J., *Cirugía de la rodilla*, Ed. JIMS, 2da edición, pp 35-48, 1995.
- Jun-hai, Z., Shu-fang, M. y Xue-ying, W., Finite Element Analysis of Femur Stress under Bending Moment and Compression Load, *2nd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, BMEI'09*, pp 1-4, 2009.
- Kapandiji, I.A., *Cuadernos de Fisiología Articular*, Ed. Toray-Masson, 1ra edición, pp 72-135, 1977.
- Katona, G., *Gonartrosis*, Ed. Pfizer, 1ra Edición, pp 25-26, 1987.
- Kettlecamp, D. H., An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. *Journal of bone and joint Surgery*, Vol. 52, pp 775-790, 1970.
- Latarjet, M. y Ruiz, L., *Anatomía humana*, Ed. Médica Panamericana, 3ra edición, México, pp 1-16, 2001.
- Lawrence, H.B., Collins, P., Dyson, M., *Anatomía de Gray*, Ed. Harcourt, 2da edición, pp 106-120, 2001.
- Le Veau, B., *Biomecánica del Movimiento Humano*, Ed. Trillas, 1ra edición, pp 27-47, 1991.
- Levens, A. S., Berkeley, C. E., Inman, V. T. y Blosser, J. A., Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. *Journal of Bone joint Surgery*, Vol.30, pp 859-872, 1948
- Lotz, M., Blanco, F.J., Von-Kempis, J., Dudler, J., Maier, R., Villiger, P.M. y Geng, Y., Cytokine regulation of chondrocyte function. *Journal of Rheumatology*, Vol. 43, pp 104-8, 1995.
- Luttgens, K. y Wells, K., *Kinesiología. Bases científicas del movimiento humano*. Ed. Saunders College publishing, 7ª edición, pp 39-43, 1982.
- Mackerle, J., Finite and boundary element methods in biomechanics: A bibliography (1976-1991), *Engineering Computations*, Vol. 9, No. 4, pp 403-435, 1992.

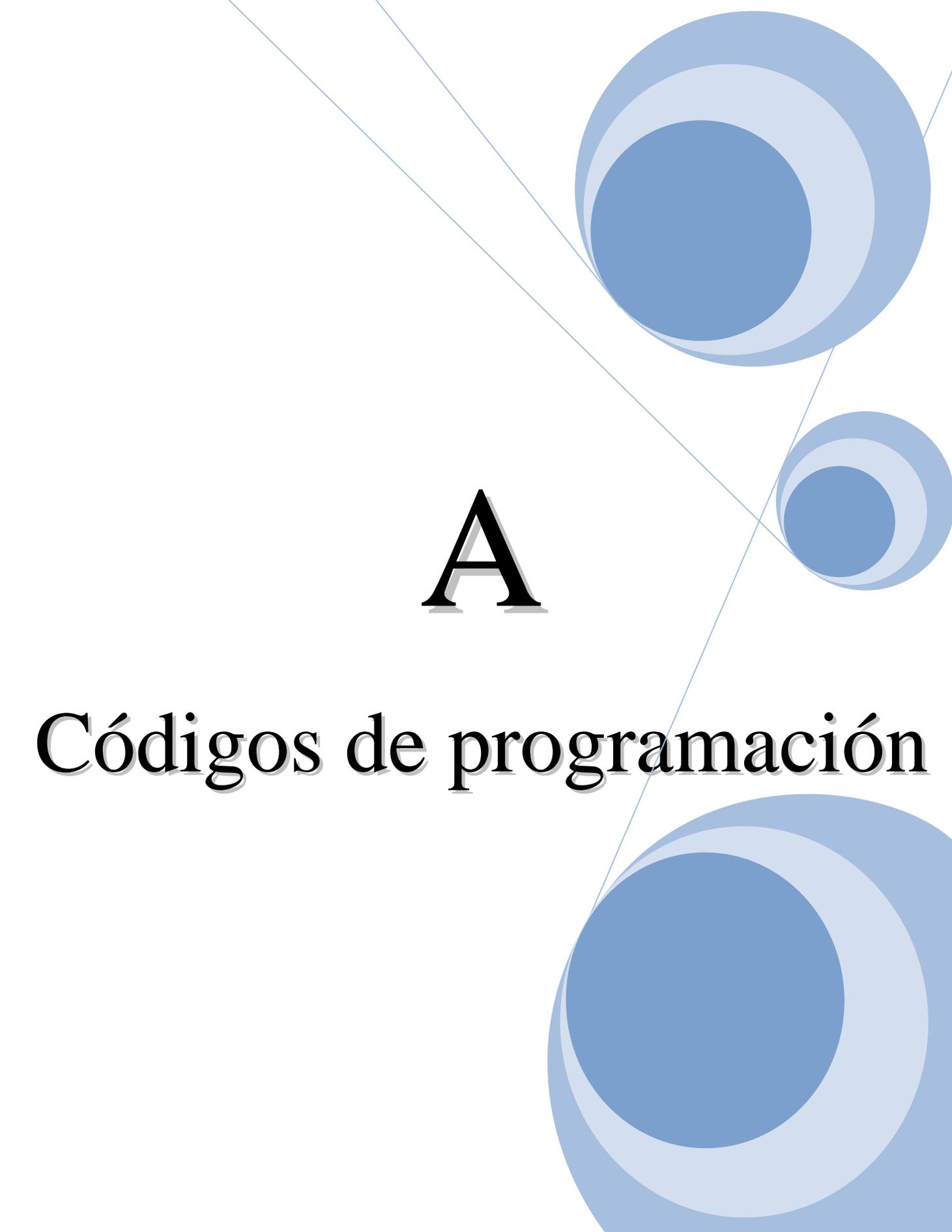
- Maquet, P., Biomechanics of the knee and surgical possibilities of healing osteoarthic knee joints, *Clinical Orthopedics and Related Research*, Vol. 146, pp 102-110, 1980.
- Maroudas, A., Bullough, P., Swanson, S. y Freeman, M., The permeability of articular cartilage, *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 50, pp 166-167, 1968.
- Martini, F.H., *Human anatomy*, Ed. Prentice Hall, 2da edición, pp 729-737, 1997.
- Miralles-Marrero, R.C. y Puig-Cunillera, M., *Biomecánica Clínica del Aparato Locomotor*, Ed. Masson, 1ra edición, pp 115-130, 1998.
- Morrison, J. B., The mechanics of the knee joint in relation to normal walking, *Journal of Biomechanics*, Vol. 3, No. 1, pp 51-61, 1970.
- Mow, V.C., Kuei, S.C., Lai, W.M. y Armstrong, C.G., Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression: theory and experiments. *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 102, pp 73-84, 1980.
- Murray, C.J.L. y Lopez, A.D., The global burden of disease, *Global Burden of Disease and Injury Series*, Vol. 1, pp 69-82, 1996.
- Nigg, B.M., *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*, Ed. Jhon Wiley & Sons, pp 3-35, 1999.
- Nogi, J., Caldwell, J. W., Kavzalanich, J. J. y Thompson, R. C., Load testing of geometric and polycentric total knee replacement. *Clin Orthop*, Vol. 114, pp 235-242, 1976.
- Nordin, M. y Frankel, V., *Biomecánica básica del Sistema Musculo-esquelético*, Ed. McGraw-Hill, 3ra edición, pp 229-234, 2004.
- Ollero, B.A., *Robótica. Manipuladores y robots móviles*, Ed. Marcombo, 1ra edición, pp 120-201, 2001.
- Ortega-Araoz, A. y Palacios-Blanco, J.L., Hacia la biomecánica, 30 años de investigación en el CIATEC. *Revista Ciencia y Desarrollo, ISSN 2006*, Vol. 32, no. 198, pp 6-12, 2006.
- Peng, L., Junfang, N., Yong, Z., Wen, Z. y Dinghua J., Construction of 3-D Finite Element Model of Upper End of Tibia, *Third International Conference on Measuring Technology and Mechatronics Automation, (ICMTMA)2011*, pp 766-769, 2011.
- Peña, E., Calvo, B., Martinez, M. A., A three-dimensional finite element analysis of the combined behaviour of ligaments and menisci in the healthy human knee joint, *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, pp 1686-1701, 2006.
- Perry, J. y Burnfield, M., *Gait Analysis; Normal and Pathologic Function*, Ed. Bunch WH, 2da edición, pp 76-111, 1992.

- Ramírez-Díaz, E.I., Ortíz-Prado, A., Schouwenaars-Franssens, R. y Ruiz-Cervantes, O., Metodología para el modelado del comportamiento mecánico del hueso esponjoso a partir de sus microestructuras, *Ingeniería Investigación y Tecnología*, Vol. 11, No. 2, pp 199-216, 2010.
- Rash, P. J. y Burke, R. K., *Kinesiología y Anatomía Aplicada; la Ciencia del Movimiento Humano*, Ed. El Ateneo, 6ta. edición, pp 65-72, 1985.
- Rho, J.Y., Tsui, T.Y., Pharr, G.M., Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials*, Vol. 18, pp 1325-1330, 1997.
- Rybicki, E. F., Simonen, F. A. y Weis E. B., On the mathematical analysis of stress in the human femur, *Journal of Biomechanics*, Vol. 10, No. 2, pp 257-258, 1972.
- Rodríguez, R., Márquez, C., Müller-Karger, C. M. y Martínez, E., Análisis por elementos finitos de la tibia sometida a reemplazo articular, *2do Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica*, Habana, pp 1-4, 2001.
- Rosenberg, A. y Micos, R., Biomecánica de la rodilla. En Scott, N., Lesiones de los ligamentos y del aparato extensor de la rodilla. Diagnóstico y tratamiento, Ed. Mosby, 1ra edición, pp 26- 45, 1992.
- Shirazi-Adl, A. y Mesfar, W., Effect of tibial tubercle elevation on biomechanics of the entire knee joint under muscle loads, *Clinical Biomechanics*, Vol.22, pp 344-351, 2007.
- Singer, C., A Short History of Medicine, Oxford University Press, pp 451-453, 1928.
- Smith, P.N., Refshange, K.M. y Scarvell, J.M., Development of the concepts of knee kinematics. *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 84, pp 1895-1902, 2003.
- Stella-Landínez, N., Vanegas, J.C. y Garzón, D.A., modelado matemático del comportamiento mecánico de un fragmento de cartílago articular, *Revista Colombiana de Biotecnología*, Vol. 76, No. 157, pp 133-144, 2009.
- Suh, J.K., Li, S.L. y Woo, Y., Dynamic behavior of a biphasic cartilage model under cyclic compressive loading, *Journal of biomechanics*, Vol. 28, pp 357-64, 1995.
- Taylor, S. J. G., Walker, P. S., Perry, J. S., Cannon, S.R. y Woledge, R., The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry, *Journal of Arthroplasty*, Vol.13, pp 428-437, 1998.
- Thompson, C.W. y Floyd, R.T., *Manual de Kinesiología Estructural*, Ed. Paidotribo, 1ra edición, pp 17-23, 1996.
- Tortora, G.J., *Introduction to Human Body: The Essentials of Anatomy and Physiology*, Ed. Harper Collins Publishers 2da edición, pp 130-140, 1991.

- Urriolagoitia-Calderón, G., Urriolagoitia-Sosa, G., Hernández-Gómez, L.H., Merchán-Cruz, E.A., Vite-Torres, M., Feria-Reyes, C.V. y Beltrán-Fernández, J.A., Análisis del desgaste de la articulación cabeza femoral–copa acetabular mediante simulación experimental con máquina pernodisco, *Revista Colombiana de Biotecnología*, Vol.10, No.001, Universidad Nacional de Colombia Bogotá, ISSN 2008, pp 94-110, 2008.
- Van De Graaff, K.M. y Rhees, R.W., *Anatomía y Fisiología Humanas*, Ed. McGraw-Hill, 2da edición, pp 114-117, 1999.
- Van-Rietbergen, B., Odgaard, A., Kabel, J. y Huiskes, R., Direct mechanics assessment of elastic symmetries and properties of trabecular bone architecture, *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, pp 1653-1657, 1996.
- Vega, J.A., García-Suárez, O. y Martínez-Almagro, A., Cartílago articular y factores de crecimiento (primera parte). *Rev. Mapfre Medicina*, Vol. 11, No. 3, pp 60-73, 2000.
- Vera, P., La biomecánica Deportiva, *Monografía de la serie deportes (Unisport)*, No. 19, pp 361-369, 1994.
- Viladot-Voegeli, A., *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*, Ed. Springer, 1ra edición, pp 43-60, 2001.
- Weineck, J., *La Anatomía Deportiva*, Editorial Paidotribo, 1ra edición, pp 70-74, 1995.
- Winter, D.A., *Biomechanics and motor control of human movement*, Ed. John Wiley and Sons, 1ra edición, pp 61-65, 1990.
- Wood, R., Valliappan, S. y Svensson, N. L., Stress analysis of human femur: Theory and Practice in FEM Structural Analysis, *Tokio Seminar*, University of Tokio Press, pp 461-478, 1973.
- Wu, J.P. y Kirk, T.B., A Study of the Shape Change of the Sheep Chondrocytes with application of Compression to Cartilage. *Seventh Australian and New Zealand Intelligent Information Systems Conference*, Vol. 76, No. 157, pp 18-21, 2001.
- Xu-Shu, Z., Yuan, G. y Weiyi, C., 3D finite element method modeling and contact pressure analysis of the total knee joint in flexion, *3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, ICBBE 2009*, pp 1-3, 2009.
- Yu, L., Tang, X., Du, L. y Rao, C., Measurement-based research on the biomechanics characteristics of a knee joint, *2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, ICBBE 2008*, pp 1233-1236, 2008.

Anexos



A decorative graphic consisting of three overlapping blue circles of varying sizes and three thin blue lines that intersect to form a triangular shape. The circles are positioned in the top-right, middle-right, and bottom-right areas of the page. The lines connect the top-left, top-right, and bottom-right corners of the page.

A

Códigos de programación

Programa para calcular la cinemática directa de la pierna derecha

```

%%Programa para calcular la matriz de transformación homogenea
fprintf('          PROGRAMA PARA CALCULAR LA CINEMÁTICA DIRECTA DE LA PIERNA DERECHA
MEDIANTE\n');
fprintf('          LOS PARAMETROS DE DENAVIT-HARTEMBERG\n');
fprintf('          PROYECTO "ANÁLISIS NUMÉRICO DE LAS FUERZAS QUE SE INVOLUCRAN \n');
fprintf('          EN EL MOVIMIENTO DE LA RODILLA"\n\n');
%Longitudes de los eslabones
L1= input ('Longitud del eslabón 1= ');
L2= input('Longitud del eslabón 2= ');
L3= input('Longitud del eslabón 3= ');
L4= input('Longitud del eslabón 4= ');
%%Parámetros de Denavit-Hartenberg
Q1= input ('Introduce el valor del angulo Q1= ');
Q2= input('Introduce el valor del angulo Q2= ');
Q3= input('Introduce el valor del angulo Q3= ');
C1=cos(Q1);
C2=cos(Q2);
C3=cos(Q3);
S1=sin(Q1);
S2=sin(Q2);
S3=sin(Q3);
%Matrices de Transformación Homogenea
A01=[C1 0 -S1 (L1*C1);S1 0 C1 (L1*S1);0 -1 0 0;0 0 0 1]
A12=[C2 -S2 0 (L2*C2);S2 C2 0 (L2*S2);0 0 1 0;0 0 0 1]
A23=[C3 0 S3 (L3*C3);S3 0 -C3 (L3*S3);0 1 0 0;0 0 0 1]
A34=[1 0 0 0;0 0 -1 0;0 1 0 L4;0 0 0 1]
%Obtención de la matriz de transformación homogenea
A02=A01*A12;
A03=A01*A12*A23;
A04=A03*A34
%Vector de posición (x, y, z) de cada sistema de coordenadas
x0 = 0; y0 = 0; z0 = 0;
x1 = A01(1,4); y1 = A01(2,4); z1 = A01(3,4);
xi = x1; yi = y1; zi = z1 + L1;
x2 = A02(1,4); y2 = A02(2,4); z2 = A02(3,4);
x3 = A03(1,4); y3 = A03(2,4); z3 = A03(3,4);
x4 = A04(1,4); y4 = A04(2,4); z4 = A04(3,4);
% Se dibuja el robot
x = [x0 x1 xi x2 x3 x4];
y = [y0 y1 yi y2 y3 y4];
z = [z0 z1 zi z2 z3 z4];
plot3(x,y,z)
% Se coloca una rejilla a los ejes
grid
% Se establecen los límites de los ejes
axis([-1.5 1.5 -1.5 1.5 0 1.5])

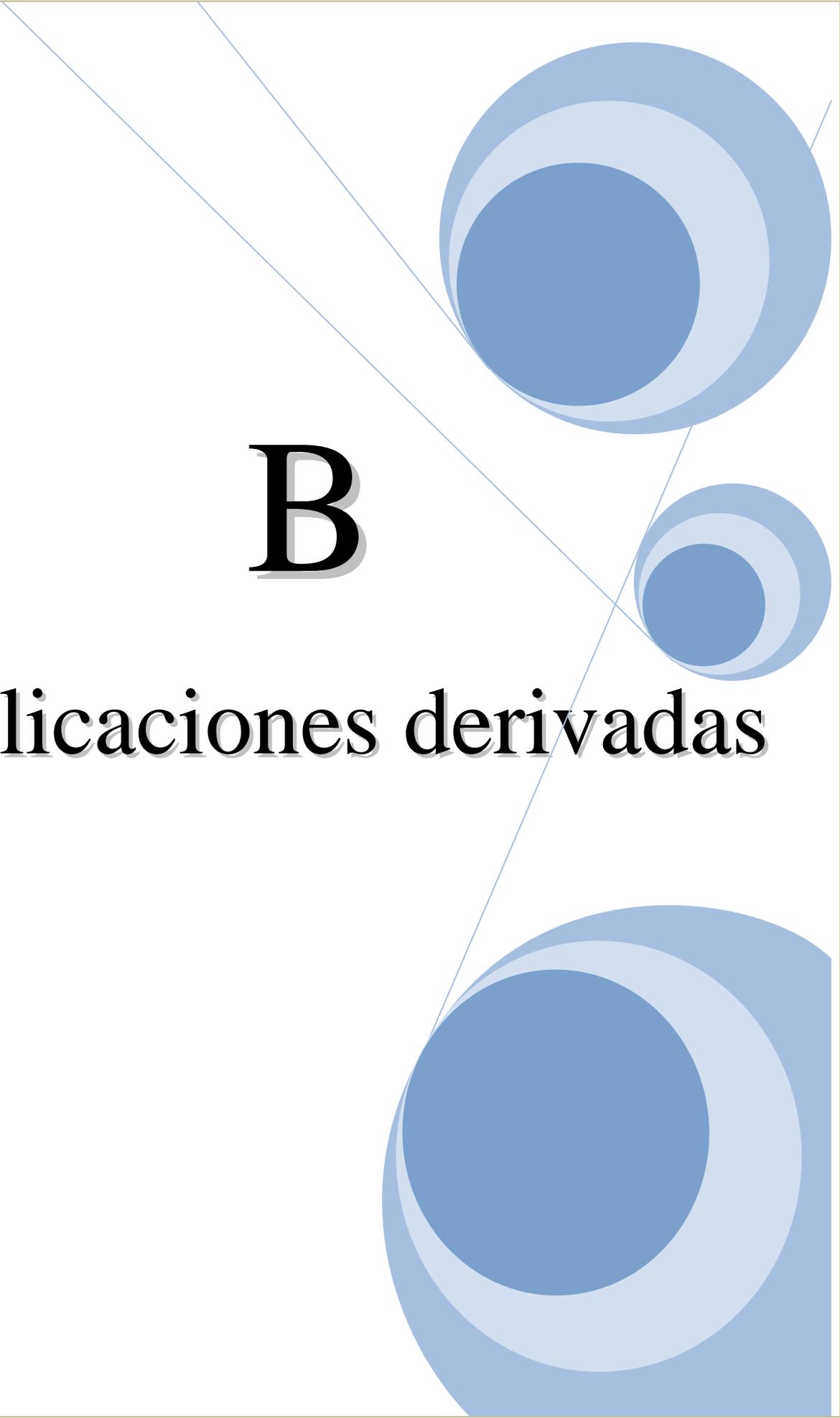
```

Programa para calcular la cinemática directa de la pierna izquierda

```

%%Programa para calcular la matriz de transformación homogenea
fprintf('      PROGRAMA PARA CALCULAR LA CINEMÁTICA DIRECTA DE LA PIERNA
IZQUIERDA MEDIANTE\n');
fprintf('      LOS PARAMETROS DE DENAVIT-HARTEMBERG\n');
fprintf('      PROYECTO "ANÁLISIS NUMÉRICO DE LAS FUERZAS QUE SE INVOLUCRAN \n');
fprintf('      EN EL MOVIMIENTO DE LA RODILLA"\n\n');
%Longitudes de los eslabones
L1= input ('Longitud del eslabón 1= ');
L2= input('Longitud del eslabón 2= ');
L3= input('Longitud del eslabón 3= ');
L4= input('Longitud del eslabón 4= ');
%%Parámetros de Denavit-Hartemberg
Q1= input ('Introduce el valor del angulo Q1= ');
Q2= input('Introduce el valor del angulo Q2= ');
Q3= input('Introduce el valor del angulo Q3= ');
C1=cos(Q1);
C2=cos(Q2);
C3=cos(Q3);
S1=sin(Q1);
S2=sin(Q2);
S3=sin(Q3);
%Matrices de Transformación Homogenea
A01=[C1 0 -S1 (L1*C1);S1 0 C1 (L1*S1);0 -1 0 0;0 0 0 1]
A12=[C2 -S2 0 (L2*C2);S2 C2 0 (L2*S2);0 0 1 0;0 0 0 1]
A23=[C3 -S3 0 (L3*C3);S3 C3 0 (L3*S3);0 0 1 0;0 0 0 1]
A34=[1 0 0 0;0 1 0 0;0 0 1 L4;0 0 0 1]
%Obtención de la matriz de transformación homogenea
A02=A01*A12
A03=A01*A12*A23
A04=A03*A34
%Vector de posición (x, y, z) de cada sistema de coordenadas
x0 = 0; y0 = 0; z0 = 0;
x1 = A01(1,4); y1 = A01(2,4); z1 = A01(3,4);
xi = x1; yi = y1; zi = z1 + L1;
x2 = A02(1,4); y2 = A02(2,4); z2 = A02(3,4);
x3 = A03(1,4); y3 = A03(2,4); z3 = A03(3,4);
x4 = A04(1,4); y4 = A04(2,4); z4 = A04(3,4);
% Se dibuja el robot
x = [x0 x1 xi x2 x3 x4];
y = [y0 y1 yi y2 y3 y4];
z = [z0 z1 zi z2 z3 z4];
plot3(x,y,z)
% Se coloca una rejilla a los ejes
grid
% Se establecen los límites de los ejes
axis([-1.5 1.5 -1.5 1.5 0 1.5])

```

A decorative graphic consisting of three overlapping blue circles of varying sizes, arranged in a triangular pattern. Thin blue lines connect the top-left and top-right points of the circles to the bottom-right point of the largest circle. The circles have a gradient from dark blue in the center to light blue on the edges.

B

Publicaciones derivadas

Publicación en el XIII Congreso Nacional de Ingeniería Electrónica y de Sistemas (CNIES) llevado a cabo del 12 al 16 de Noviembre del 2012 del Instituto Politécnico Nacional.

ARTÍCULO NO.
ARTÍCULO

XIII CONGRESO NACIONAL DE INGENIERÍA
ELECTROMECÁNICA Y DE SISTEMAS (XIII CNIES)

Análisis por el Método de Elementos Finitos de la Tibia en Genu Normal, Genu Varo y Genu Valgo

Daniel Méndez. R, Guillermo Urriolagoitia. S, Guillermo Manuel Urriolagoitia. C.

Resumen — La gonartrosis es una afección degenerativa causada por alteraciones en el cartilago articular. En gran parte de las artrosis de rodilla existe un factor mecánico que es originado por una desviación axial; en la mayoría de los casos en genu varo y genu valgo, de una inestabilidad de orden ligamentario que repercute sobre la rodilla. El objetivo de este trabajo es conocer, observar y analizar los esfuerzos a los que se encuentra sometida la tibia en ambas mal deformaciones, generando un modelo en 2D por medio de coordenadas y puntos obtenidos de una radiografía de rodilla AP y lateral para poder hacer posteriormente un análisis numérico por el Método del Elemento Finito (MEF). Finalmente el beneficio de esta investigación es que a partir de los resultados que se obtengan, sirvan como un parámetro para investigadores, ingenieros y doctores en el diseño de prótesis de rodilla y prevención de esta enfermedad que es la gonartrosis.

Palabras Clave— Genu valgo, genu varo, gonartrosis

Abstract— Knee osteoarthritis is a degenerative condition caused by alterations in articular cartilage. In most of the knee osteoarthritis there is a mechanical factor that is caused by axial deviation, in most cases in genu varum and genu valgus instability of a ligament order that affects the knee. The objective of this study is to observe and analyze the stresses to which is subject in both cases, generating a 2D model by coordinates and points obtained from an X-ray AP and lateral knee to make a subsequent numerical analysis by Finite Element Method (FEM). Finally, the benefit of this research is that based on the results obtained; serve as a parameter for researchers, engineers and doctors in the design of knee prosthesis and prevention of this disease.

Los autores agradecen el apoyo del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo otorgado para esta investigación.

Ing. Daniel Méndez Romero (daniel_mendezr89@hotmail.com)
Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa (guiurri@hotmail.com)
Dr. Guillermo Manuel Urriolagoitia Calderón

Instituto Politécnico Nacional,
Sección de Estudios de Posgrado e Investigación,
Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica,
Unidad profesional Adolfo López Mateos "Zacatenco"
Edif. 5, 2 piso, Col. Lindavista, C. P. 07338, México, D. F. México

MÉXICO, D.F., MÉXICO, NOVIEMBRE 2012

1



Index Terms—Genu valgus, genu varus, osteoarthritis

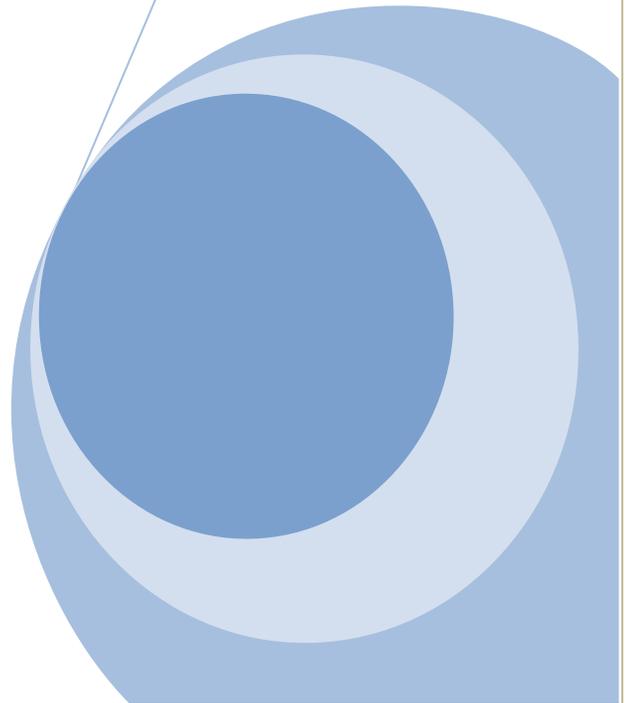
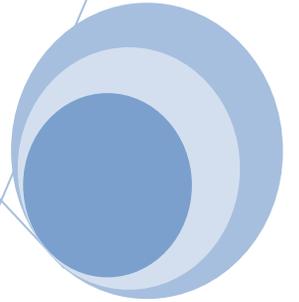
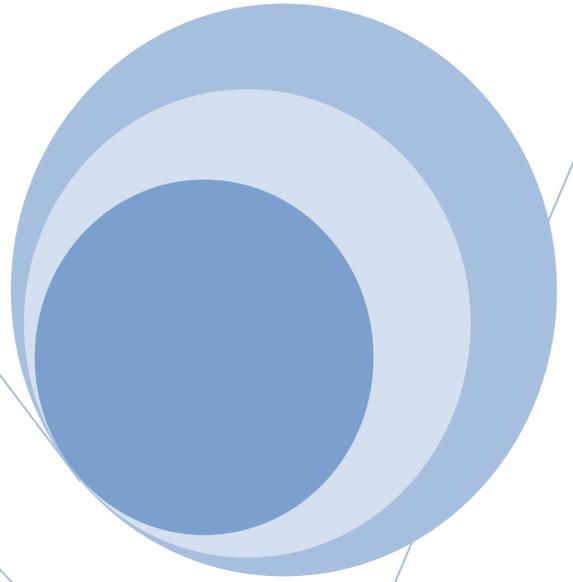
I. INTRODUCCIÓN

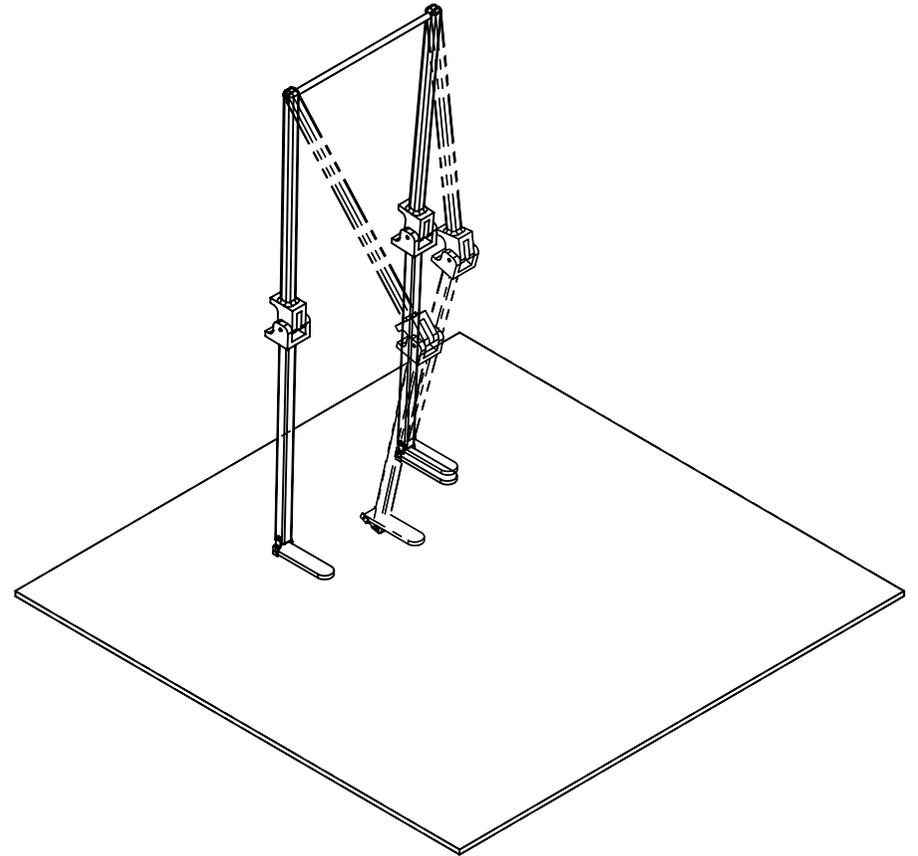
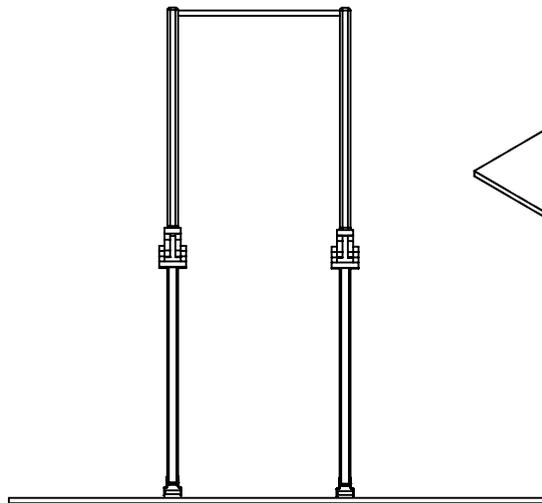
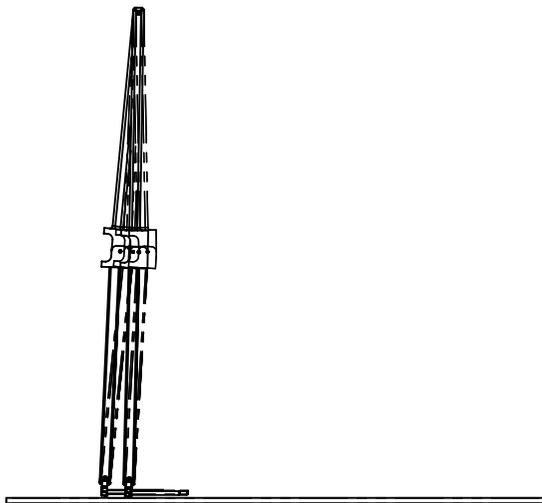
La tibia se caracteriza por ser un hueso largo, voluminoso, sólido, por debajo del fémur, además de soportar y transmitir la mayor cantidad del peso corporal y que forma parte de una de las articulaciones más grandes del cuerpo humano [1]. La rodilla, que es comúnmente afectada con más de 30% de las personas mayores de 60 años. Un reporte reciente de la *Organización Mundial de la Salud* (OMS), indica que enfermedades tales como la osteoartritis y gonartrosis de rodilla esta cerca de ser la cuarta causa más importante de discapacidad en mujeres y la octava causa en hombres, con un alto costo anual atribuido a esta patología [2]. Se supone que alrededor del 2020, 11.6 personas tendrán limitaciones debido a la osteoartritis de rodilla con gastos anuales de 60 billones de dólares alrededor del mundo.

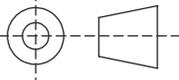
El eje mecánico de la extremidad inferior es una línea de carga trazada entre el centro de la cabeza femoral y el punto medio de la articulación del tobillo. El paso del eje mecánico de la extremidad a nivel de la rodilla en el plano frontal define la deformidad en el plano anteroposterior [3]. Si pasa por el centro de la rodilla cercano a la espina tibial interna se trata de una extremidad normoaxada; si se halla en el compartimento interno se define como genu varo; genu valgo en el caso que pase por el compartimento externo, en la Fig. 1, se muestra las aéreas mecánicas del miembro inferior [4].

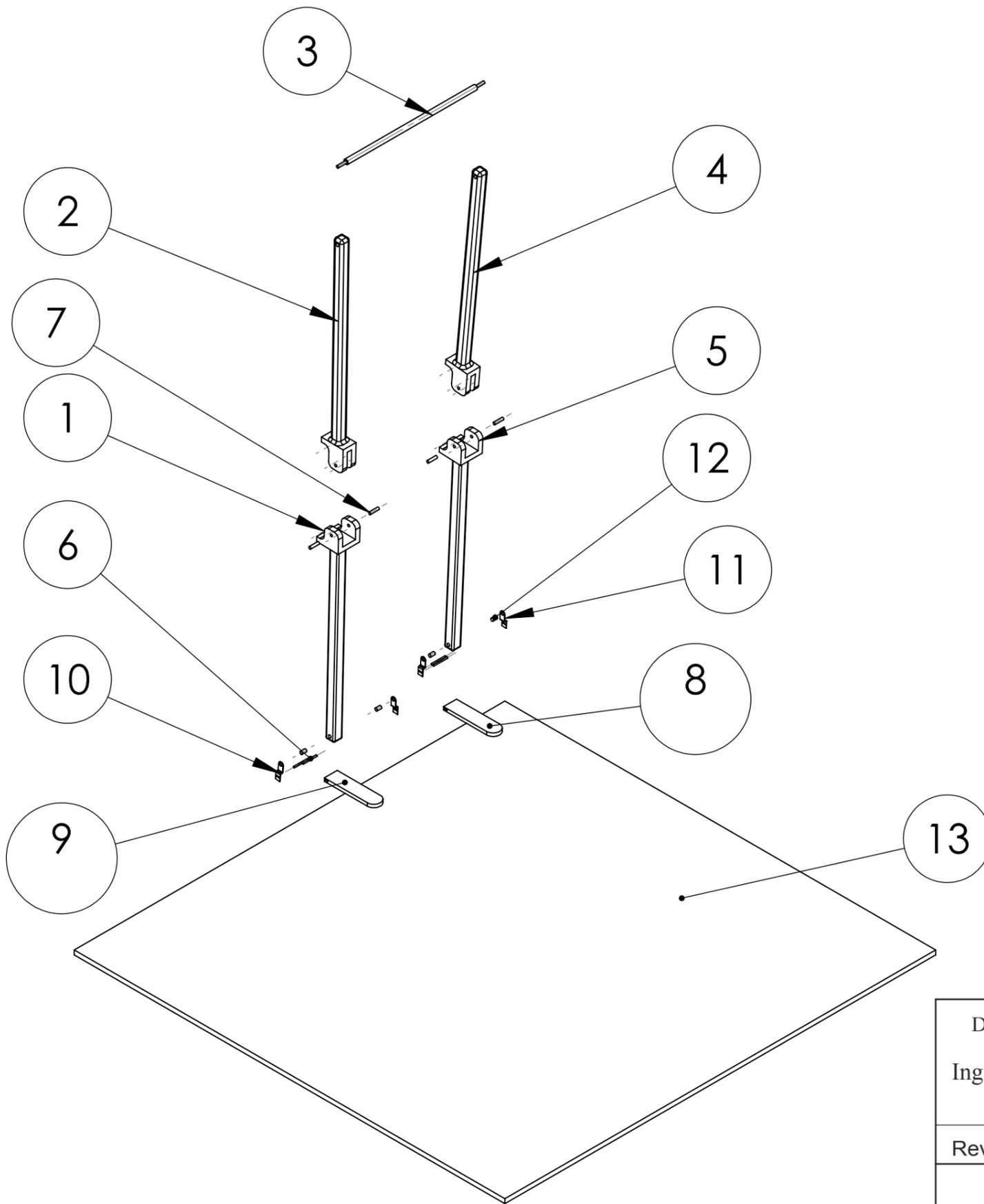
C

Planos

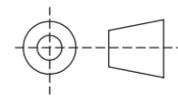


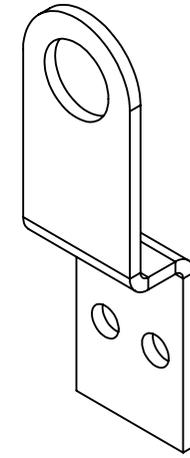
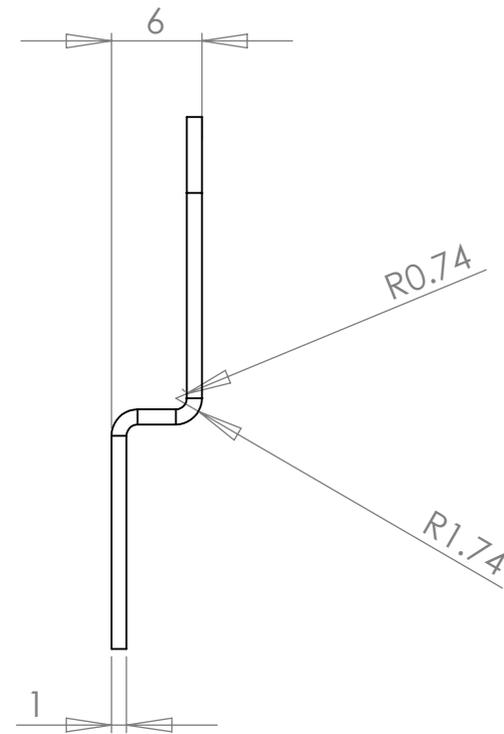
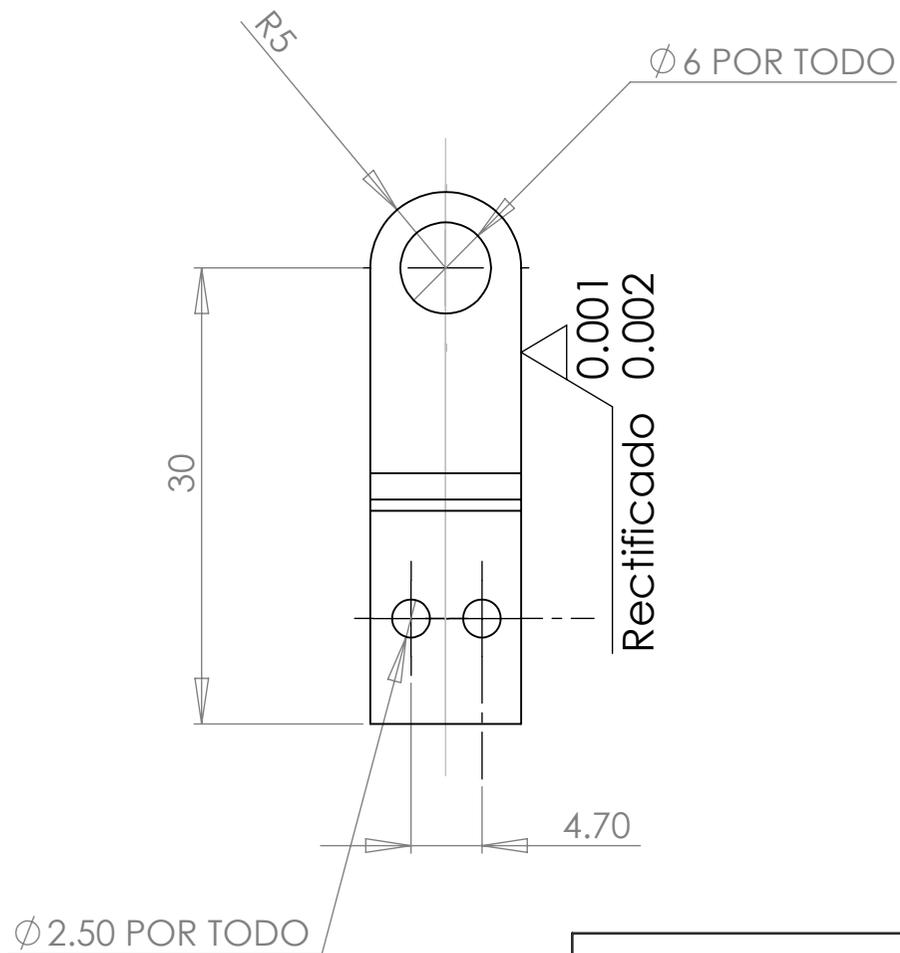


Dibujado: Ing. Daniel Méndez Romero	Acotación: mm	Fecha: 20/11/2012		
Revisado:		Material: Aluminio 3003		
Ensamble de miembro inferior		Formato: DIN A4	Escala: 1:12	Proyección: 

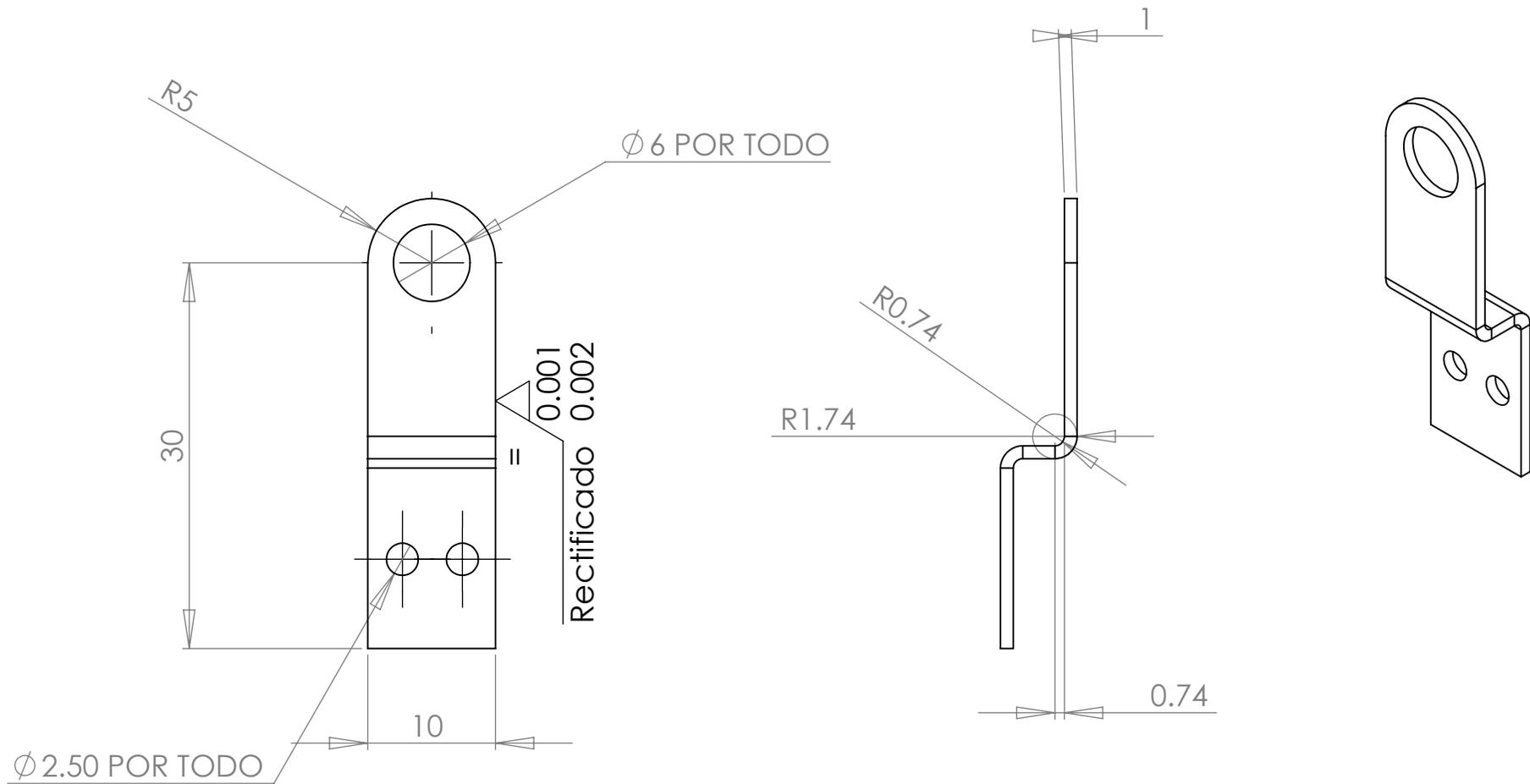


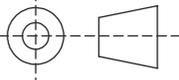
No. DE ELEMENTO	DESCRIPCIÓN	MATERIAL	CANT.
1	Tibia de pierna derecha	Aluminio 3003	1
2	Fémur de pierna derecha	Aluminio 3003	1
3	soporte de cadera	Aluminio 3003	1
4	Fémur de pierna izquierda	Aluminio 3003	1
5	Tibia de pierna izquierda	Aluminio 3003	1
6	perno 2.5mm	Aluminio 3003	4
7	perno 5mm	Aluminio 3003	4
8	Pie izquierdo	Aluminio 3003	1
9	Pie derecho	Aluminio 3003	1
10	Lámina lateral derecha	Aluminio 3003	2
11	Lámina lateral izquierda	Aluminio 3003	2
12	perno 6mm	Aluminio 3003	4
13	Suelo		1

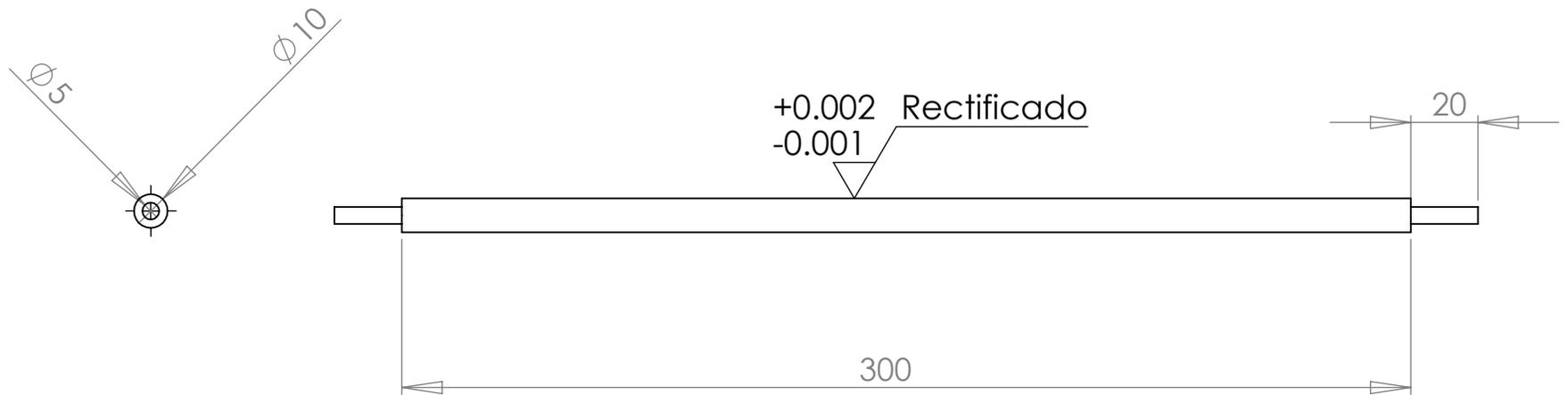
Dibujado: Ing. Daniel Méndez Romero	Acotación: mm	Fecha: 20/11/2012	
Revisado:	Material: Aluminio 3003		
Vista en explosión		Formato: A-3	Proyección: 
		Escala: 1:6	

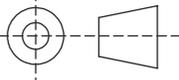


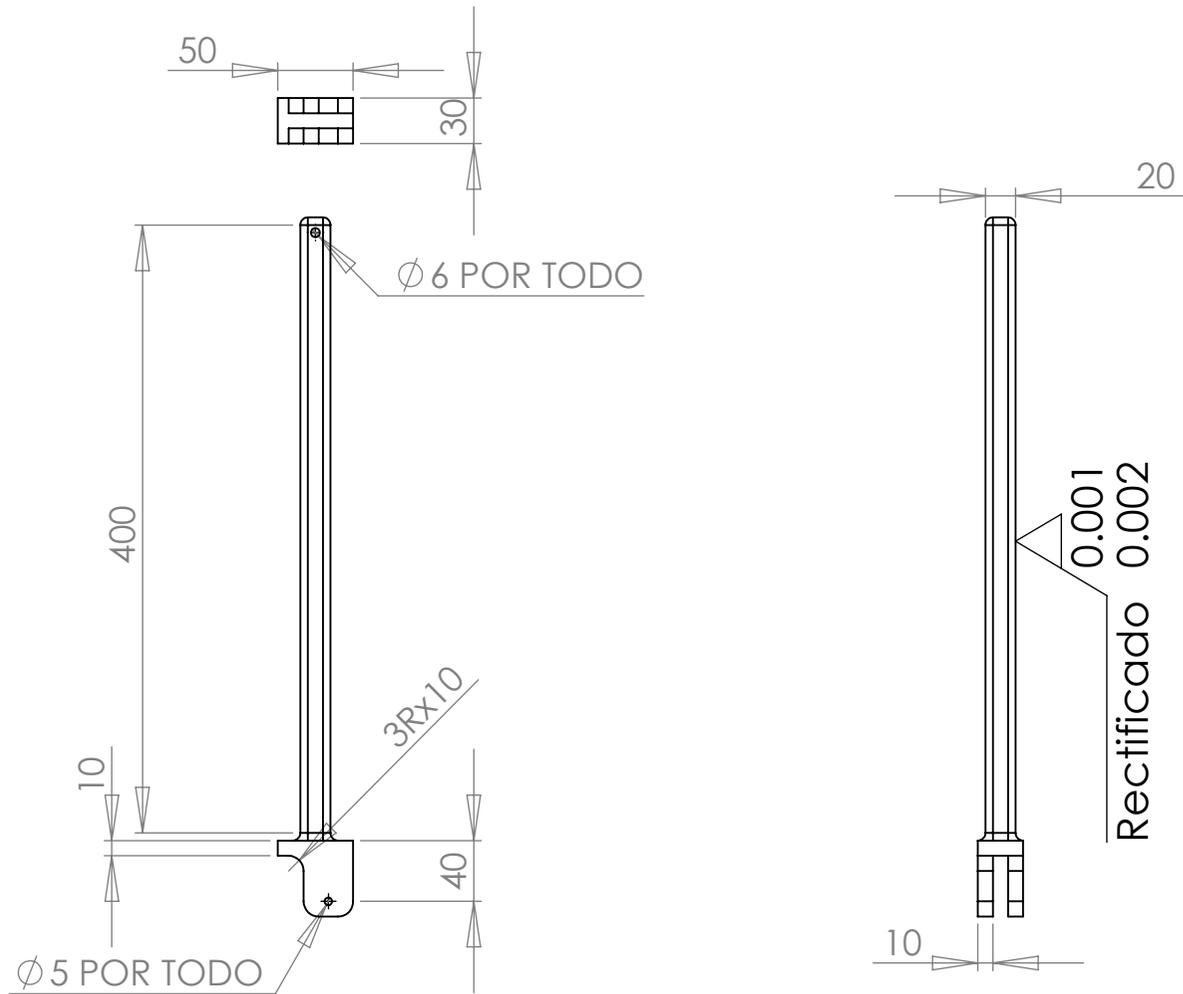
Dibujado: Ing. Daniel Méndez Romero	Acotación: mm	Fecha: 20/11/2012		
Revisado:	Material: Aluminio 3003			
Lámina lateral derecha		Formato: DIN A4	Escala: 2:1	Proyección:

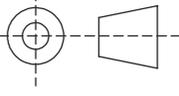


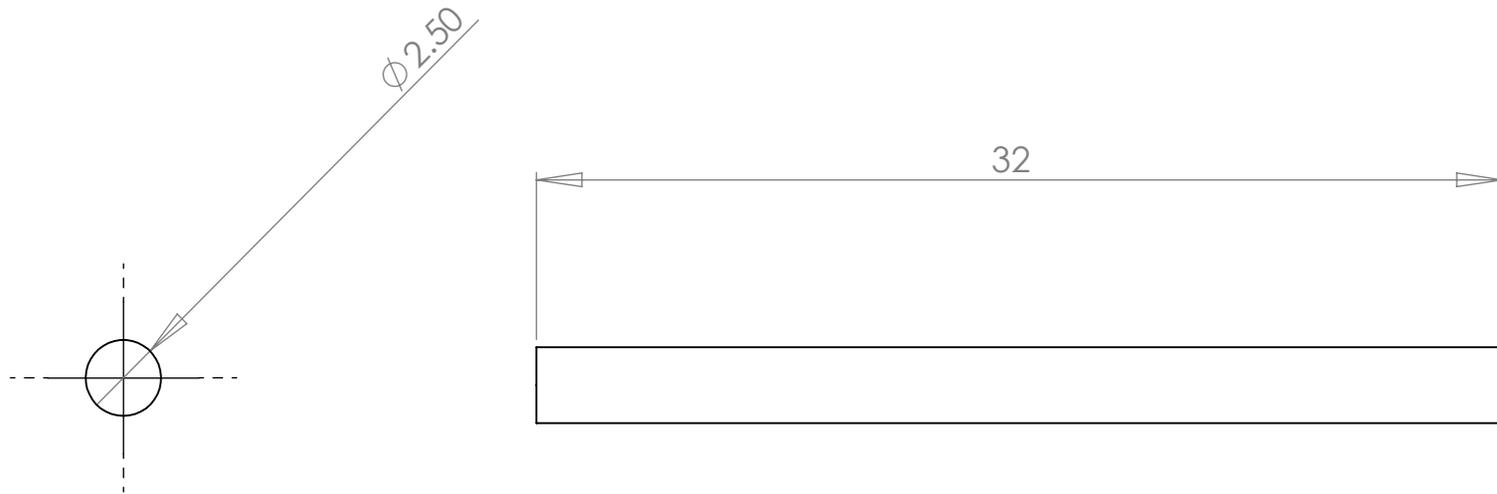
Dibujado: Ing. Daniel Méndez Romero	Acotación: mm	Fecha: 20/11/2012	
Revisado:	Material: Aluminio 3003		
Lámina lateral izquierda		Formato: DIN A4	Proyección:
		Escala: 2:1	

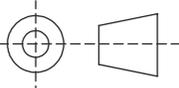


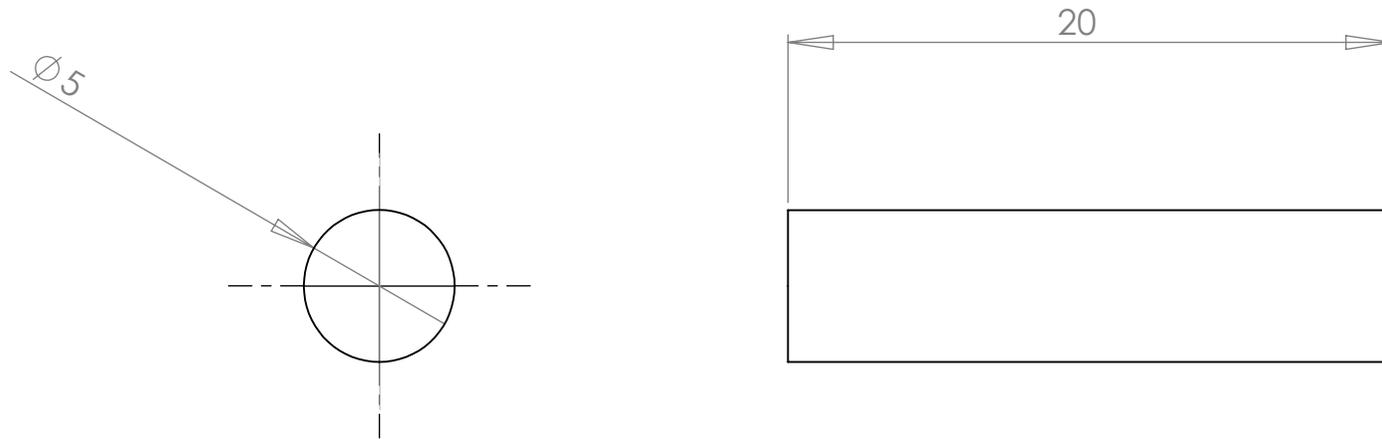
Dibujado: Ing. Daniel Méndez Romero	Acotación: mm	Fecha: 20/11/2012		
Revisado:	Material: Aluminio 3003			
Cadera		Formato: DIN A4	Escala: 1:2	Proyección: 

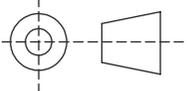


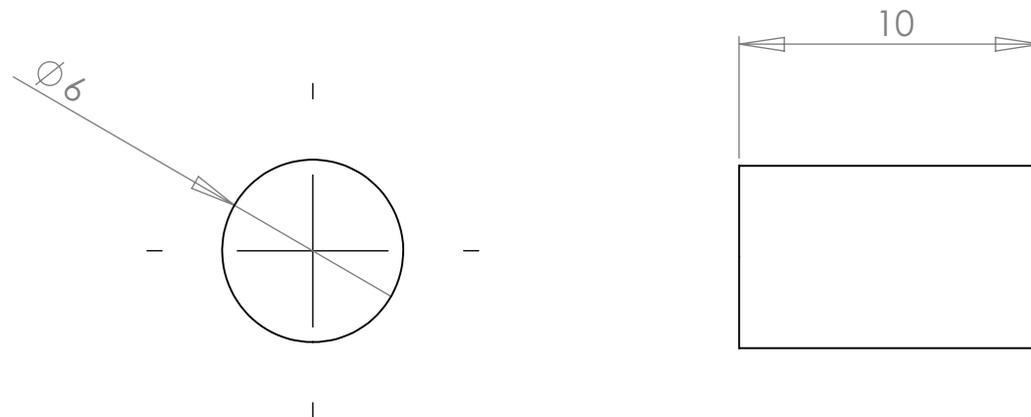
Dibujado: Ing. Daniel Méndez Romero	Acotación: mm	Fecha: 20/11/2012		
Revisado:	Material: Aluminio 3003			
<h2>Fémur izquierdo</h2>		Formato: DIN A4	Escala: 1:5	Proyección: 

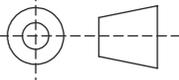


Dibujado: Ing. Daniel Méndez Romero	Acotación: mm	Fecha: 20/11/2012		
Revisado:	Material: Aluminio 3003			
Perno de sujeción "2.5mm"		Formato: DIN A4	Escala: 4:1	Proyección: 

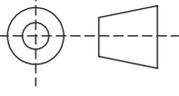


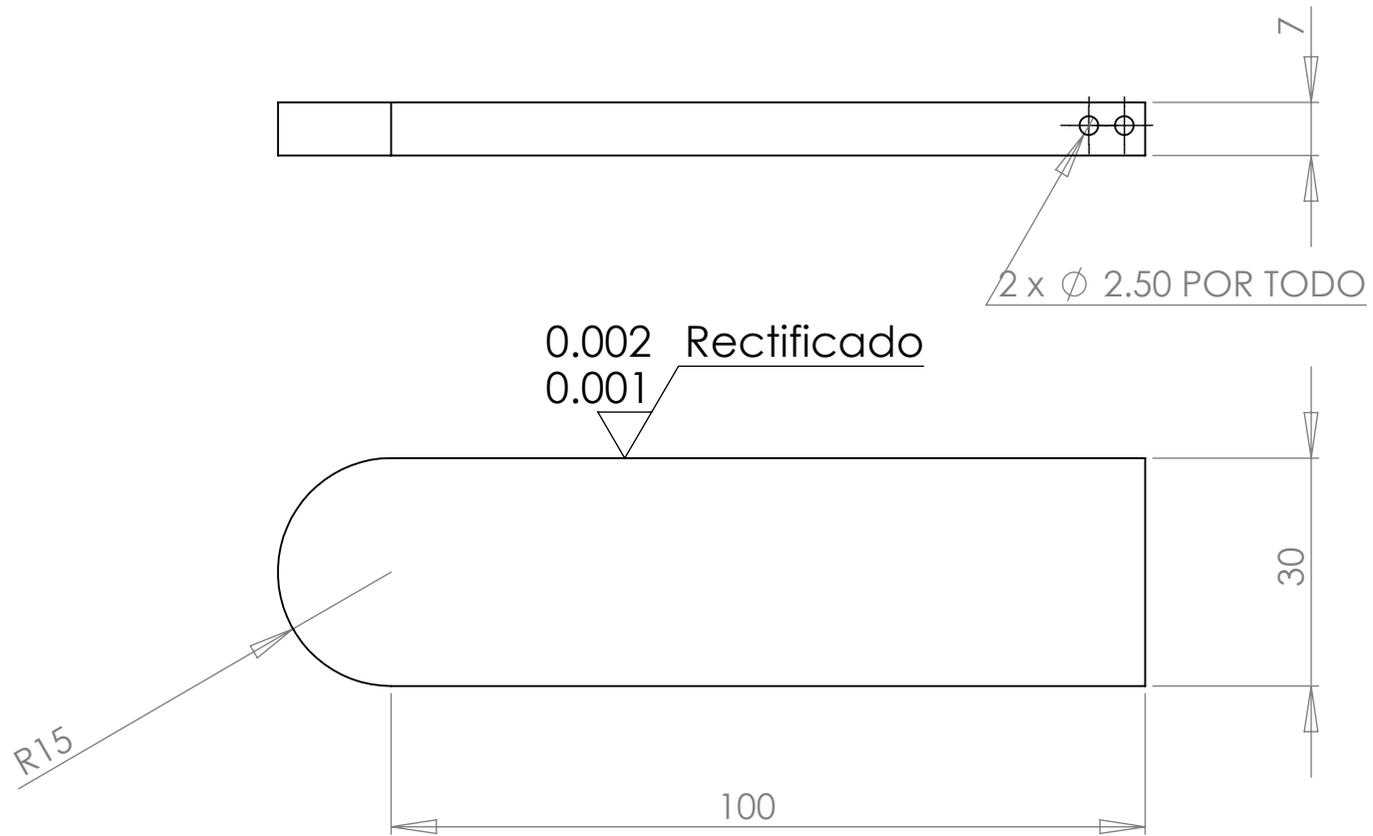
Dibujado: Ing. Daniel Méndez Romero	Acotación: mm	Fecha: 20/11/2012		
Revisado:		Material: Aluminio 3003		
Perno de sujeción "5mm"		Formato: DIN A4	Escala: 4:1	Proyección: 

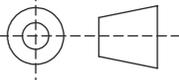


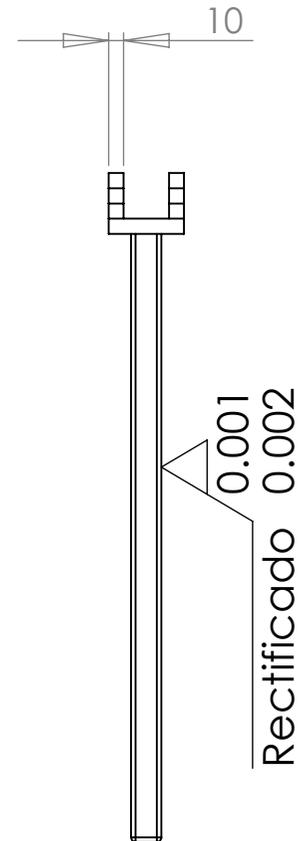
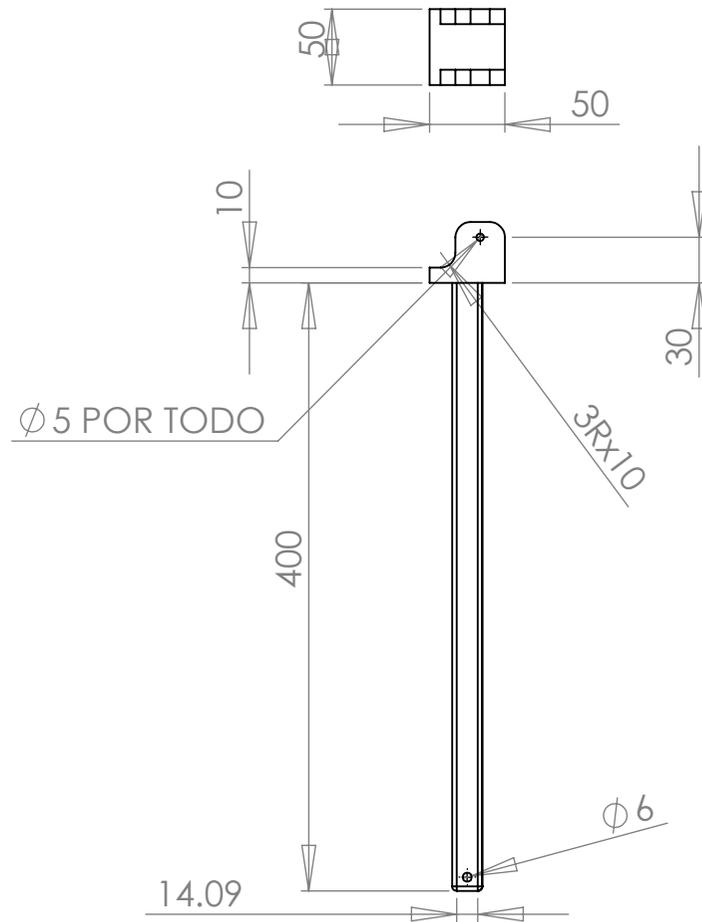
Dibujado: Ing. Daniel Méndez Romero	Acotación: mm	Fecha: 20/11/2012		
Revisado:		Material: Aluminio 3003		
Perno de sujeción "6mm"		Formato: DIN A4	Escala: 4:1	Proyección: 

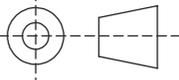


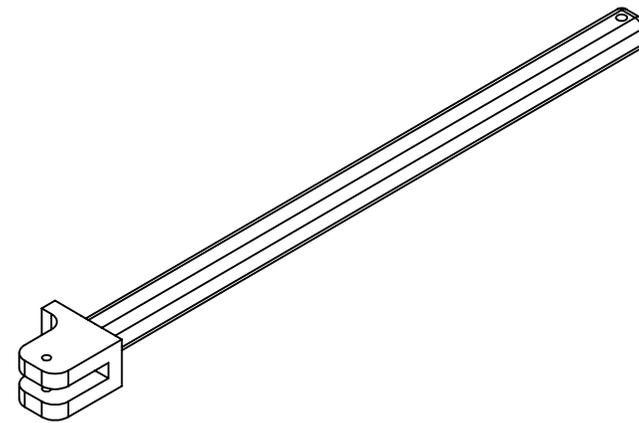
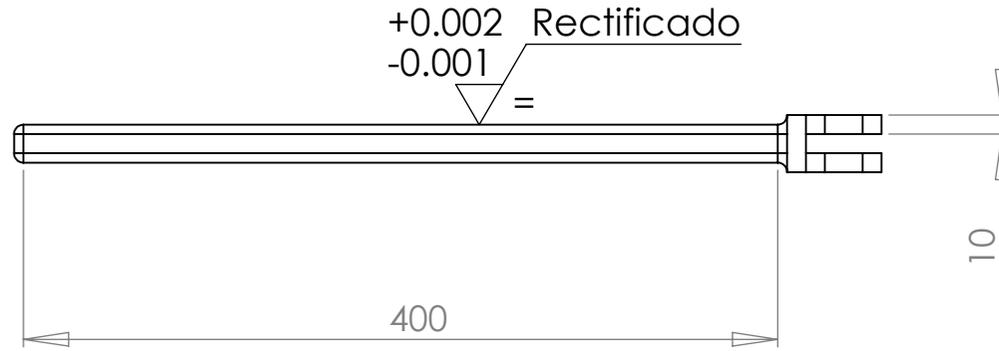
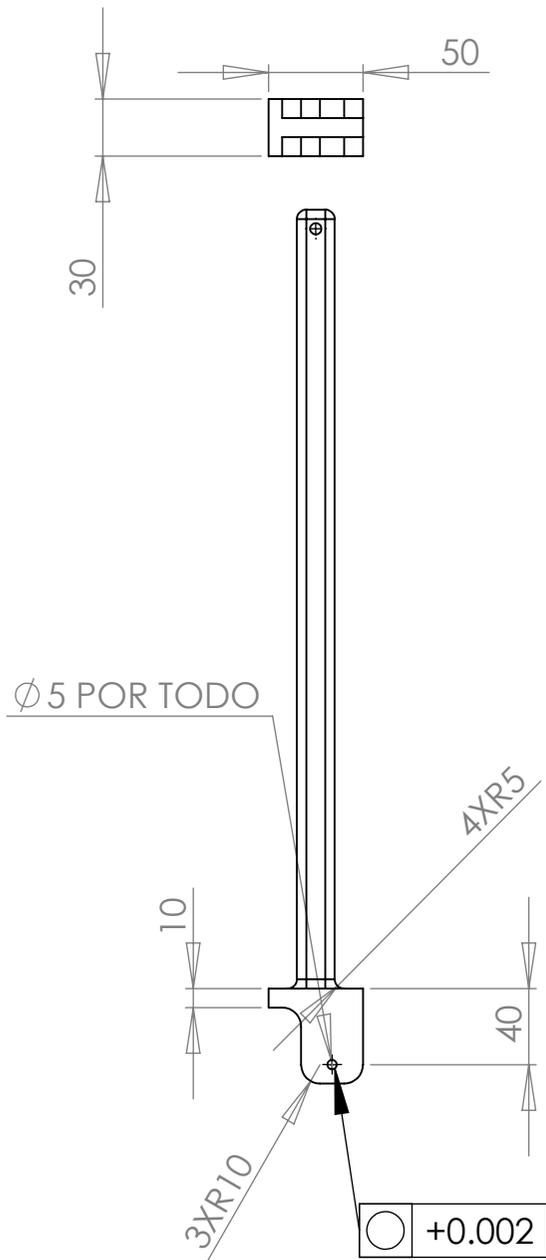
Dibujado: Ing. Daniel Méndez Romero	Acotación: mm	Fecha: 20/11/2012		
Revisado:	Material: Aluminio 3003			
Pie derecho		Formato: DIN A4	Escala: 2:1	Proyección: 



Dibujado: Ing. Daniel Méndez Romero	Acotación: mm	Fecha: 20/11/2012		
Revisado:	Material: Aluminio 3003			
Pie izquierdo		Formato: DIN A4	Escala: 1:1	Proyección: 



Dibujado: Ing. Daniel Méndez Romero	Acotación: mm	Fecha: 20/11/2012		
Revisado:	Material: Aluminio 3003			
Tibia izquierda		Formato: DIN A4	Escala: 1:5	Proyección: 



Dibujado: Ing. Daniel Méndez Romero	Acotación: mm	Fecha: 20/11/2012		
Revisado:	Material: Aluminio 3003			
Fémur derecho		Formato: DIN A4	Escala: 2:1	Proyección: 