

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

SIMULACIÓN Y ANÁLISIS TRIDIMENSIONAL POR ELEMENTOS FINITOS DE LA TIBIA HUMANA SOMETIDA A REEMPLAZO ARTICULAR

**Presentado ante la Ilustre
Universidad Central de Venezuela
para optar al Título
de Ingeniero Mecánico
Por los Brs. Márquez, Carlo Javier
Rodríguez, Roosevelt**

Caracas, agosto de 2001

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

SIMULACIÓN Y ANÁLISIS TRIDIMENSIONAL POR ELEMENTOS FINITOS DE LA TIBIA HUMANA SOMETIDA A REEMPLAZO ARTICULAR

TUTOR: Prof. Miguel Cerrolaza
CO-TUTORA: Prof. Carmen Müller-Karger

**Presentado ante la Ilustre
Universidad Central de Venezuela
para optar al Título
de Ingeniero Mecánico
Por los Brs. Márquez, Carlo Javier
Rodríguez Roosevelt**

Caracas, agosto de 2001
Márquez Z. Carlo Javier
Rodríguez G. Roosevelt R.

SIMULACIÓN Y ANÁLISIS TRIDIMENSIONAL POR ELEMENTOS FINITOS DE LA TIBIA HUMANA SOMETIDA A REEMPLAZO ARTICULAR

Tutor: Prof. Miguel Cerrolaza. **Co-Tutora:** Prof. Carmen Müller-Karger. **Tesis.** Caracas, U.C.V. Facultad de Ingeniería. Escuela de Ingeniería Mecánica. Año 2000, 69 P.

Palabras clave: Biomateriales, Prótesis, Tibia, Artroplastia, Esfuerzo de Von Mises, Métodos Numéricos.

Resumen: El propósito de este trabajo es desarrollar un modelo computacional de tibia humana sometida a la sustitución de su extremo proximal, por el componente tibial de una prótesis de rodilla. Se estudia este modelo mediante métodos numéricos con la finalidad de establecer su utilidad para el proceso de diseño de las prótesis. Se desarrolló un modelo de la tibia a partir de tomografías axiales computarizadas y de la prótesis mediante *Software CAD/CAM*, realizándose luego un estudio comparativo de las condiciones de carga que se obtienen de la literatura y mediciones realizadas por los autores. Se obtuvieron esfuerzos y desplazamientos en los diferentes modelos mediante el Método de Elementos Finitos. Comparaciones realizadas con resultados existentes en la literatura muestran que los modelos presentados en este trabajo son adecuados para la simulación de las condiciones presentes en la artroplastia de la rodilla. Los autores esperan que este trabajo sea una contribución relevante al desarrollo de la primera plataforma virtual tridimensional en el país, que permita el análisis y diseño biomecánico de prótesis de rodilla.

Es probablemente muy cierto que en la historia del pensamiento humano los desarrollos más fructíferos frecuentemente tienen lugar en esos puntos donde se encuentran líneas diferentes de pensamiento. Estas líneas pueden tener raíces en partes muy diferentes de la cultura humana, en diferentes épocas o diferentes ambientes culturales; por tanto si realmente pueden encontrarse; es decir, si al menos se relacionan unas con otras para que pueda tener lugar una verdadera interacción, entonces se puede esperar que a esto sucedan nuevos e interesantes progresos.

Werner Heisenberg

La razón para integrar la Ingeniería Mecánica a la Biología del hombre surgió como una necesidad al entender que el ser humano en su totalidad no puede ser comprendido y descrito sin la unión de ambas.

Los autores

Dedicatorias y Agradecimientos

Dedicamos este trabajo a:

A nuestros amados padres y hermanos.

A la Prof. Carmen Müller-Karger por su espíritu de excelencia.

A Gabi y Maria E. por ser fuente de ejemplo e inspiración.

A nuestros amigos (Karina, Carlitos, Arsenio, Fidel y “Pachano”), la *fuerza* nos acompaña.

Agradecemos por toda la colaboración prestada a:

Prof. Miguel Cerrolaza.

Ana Maria Reverón.

Dr. F. Zambrano.

Dr. M. Rupcich.

Ing. R. Callarotti.

Ing. Z. Maldonado.

Ing. Liber Videla.

Elizabeth Salinas.

ÍNDICE

1	Capítulo 1 Introducción	1
1.1	Introducción.....	1
1.2	Motivación.....	2
1.3	Planteamiento del problema	3
1.4	Objetivos.....	3
1.4.1	Objetivo General	3
1.4.2	Objetivos Específicos	4
2	Capítulo 2 Biomecánica de la rodilla	5
2.1	Músculos.....	5
2.2	Estructura del tejido óseo	7
2.3	Propiedades mecánicas del hueso	9
2.4	Biomecánica de la rodilla	12
3	Capítulo 3 Reconstrucción ósea	15
3.1	Tomografías axiales computarizadas	15
3.2	Metodología de la reconstrucción ósea	16
3.2.1	Segmentación de imágenes.....	16
3.2.2	Construcción del modelo tipo “alambre”	17
3.2.3	Ubicación y áreas de las inserciones musculares	18
3.2.4	Modelado final.....	21
3.2.5	Caracterización del modelo	22
4	Capítulo 4 Cargas biológicas: Ciclo de marcha.....	23
4.1	Ciclo de marcha.....	23
4.1.1	Fases del ciclo de marcha	23
4.2	Análisis de marcha	27
4.2.1	Examen físico completo	27
4.2.2	Video bidimensional de la marcha	28
4.2.3	Cinemática tridimensional de las articulaciones de las extremidades del miembro inferior.	28
4.2.4	Actividad electrográfica durante la marcha.....	29
4.2.5	Cinemática tridimensional de las articulaciones de los miembros inferiores	29
4.2.6	Electromiografía Dinámica (EMGD)	31
4.3	Resultados del análisis de marcha	32

5	Capítulo 5 Prótesis de rodilla	33
5.1	Biomecánica de la sustitución de la rodilla	33
5.2	Gama de posibilidades.....	33
5.3	Requisitos básicos	33
5.4	Biomateriales	34
5.4.1	Biomateriales metálicos.....	34
5.4.2	Polietileno.....	36
5.5	Prótesis seleccionada para el estudio.....	37
5.6	Colocación de la prótesis.....	38
5.6.1	Incisión quirúrgica.....	38
5.6.2	Incisión muscular.....	38
5.6.3	Determinación de los ejes mecánicos.....	39
5.6.4	Colocación de las herramientas de corte	40
5.6.5	Abertura del canal para el vástago de la prótesis	41
5.6.6	Colocación de la prótesis.....	42
5.7	Colocación de la prótesis en el modelo de hueso	43
6	Capítulo 6 Simulación por Elementos Finitos.....	44
6.1	Método de los elementos finitos.....	44
6.2	Ecuaciones básicas del método de elementos finitos	45
6.3	Simulación	50
6.3.1	Caracterización.....	50
6.3.2	Discretización geométrica	50
6.3.3	Aplicación de las cargas	51
7	Capítulo 7 Análisis de Resultados y discusión	53
7.1	Criterio de Von Mises	53
7.2	Caso A	54
7.3	Caso B	57
7.4	Caso C	60
8	Capítulo 8 Conclusiones y Recomendaciones	63
8.1	Conclusiones.....	63
8.2	Recomendaciones	64
9	Referencias	65

Capítulo 1

Introducción

1.1 INTRODUCCIÓN

La Bioingeniería existe desde el mismo momento en que el hombre adquiere conciencia de sí mismo y de las necesidades que el ambiente le impone; imaginándose a aquel hombre primitivo sintiendo frío al estar su piel expuesta a la intemperie, y estableciendo por experiencia y razonamiento, que si cubría su cuerpo con pieles de animales podía solventar ese problema, se puede ver en esa actividad una descripción intuitiva de lo que el ingenio aplicado sobre el cuerpo humano es capaz de realizar.

La evolución de la tecnología y el establecimiento de la Bioingeniería como un área de estudio formal ha permitido llevar esta idea más allá de lo que se hubiera podido imaginar. Las soluciones a los problemas biomecánicos, hasta no hace mucho limitadas a relacionarse solo con la parte externa del cuerpo, han llegado al punto de permitir sustituir de manera efectiva partes internas de la anatomía humana afectadas por patologías.

Es común ver en la actualidad reemplazos artificiales para partes del cuerpo que han perdido totalmente su función, como articulaciones, válvulas cardíacas, piezas dentales, prótesis externas, y el desarrollo de mecanismos que reestablecen el normal funcionamiento del cuerpo ante una patología, como fijadores, placas y catéteres.

Uno de estos reemplazos que ha alcanzado un alto nivel de demanda han sido las prótesis de rodilla. Los componentes tibiales de estas prótesis tienen la posibilidad de aflojarse en muy corto tiempo, además de limitar en gran medida la actividad física del paciente luego de su colocación. Mejoras en el diseño para reducir los esfuerzos sobre el tejido óseo producidos por las cargas presentes en el ciclo de marcha se verán reflejados de manera positiva en el comportamiento de la prótesis.

La revisión bibliográfica de muchos estudios numéricos realizados sobre la tibia y la prótesis que en ella se colocan solo los más recientes reproducen fielmente la geometría del hueso y las condiciones de carga a las que está sometida la tibia. En la mayoría de los casos no se considera la acción que los músculos, ligamentos y meniscos realizan sobre los huesos, debido a factores como la complejidad de la geometría involucrada, la cantidad de datos y parámetros a manejar, que si bien con la capacidad en computación actual no debería representar un problema, tienen el inconveniente de no estar aun bien definidos, (Hayes, Swenson y Schurman, 1978, Metha y Rajani, 1995).

En este trabajo se busca integrar la acción muscular con las cargas fisiológicas a un modelo computacional de la tibia en la cual se ha simulado una artroplastia, con el fin de determinar el comportamiento de la prótesis y del hueso, así como establecer la utilidad de este tipo de modelos en el estudio de las condiciones normales y patológicas de la articulación.

1.2 MOTIVACIÓN

Las articulaciones son los sistemas claves para el movimiento del esqueleto humano, que complementadas con ligamentos tendones, cartílagos, músculos y fluidos, conforman el sistema mecánico que nos da libertad de movimientos.

Enfermedades degenerativas, así como el exceso de uso, pueden producir desgaste en las superficies de contacto de las articulaciones causando dolor e inmovilidad. En muchos casos los tratamientos no quirúrgicos no son suficientes para recuperar la función normal de la articulación, por lo que se hace necesario su reemplazo total.

Es importante destacar que en la operación de reemplazo total de rodilla se sustituyen todas las superficies de contacto de la articulación con una prótesis que comprende: un componente femoral, uno tibial y uno para la rótula (figuras 1.1 y 1.2). De éstos, el componente tibial es el más propenso a fallar por aflojamiento debido a las cargas a las que se ve sometido (San Antonio y Müller-Karger, 2000).

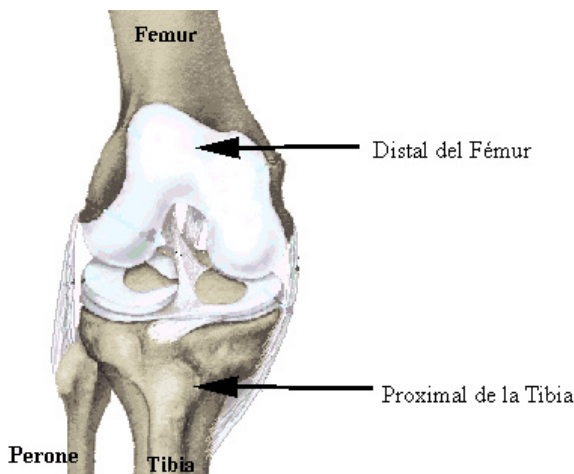


Figura 1.1 Superficies de contacto de la rodilla



Figura 1.2 Componentes de la prótesis.

Después de un reemplazo total de rodilla, el paciente debe estar en condiciones de realizar, en ausencia de dolor y sin gran dificultad, actividades como caminar y ponerse de pie, así como deportes de bajo impacto como ciclismo y natación. Un modelo computacional de la articulación puede simular el proceso de colocación y el uso de la prótesis en condiciones normales o extremas, sin involucrar de manera directa al paciente, de modo de predecir el resultado de la colocación de la prótesis. Esto llevará a mejoras en el diseño de las prótesis y en el proceso de selección de la más adecuada para cada condición de uso.

Por los motivos expuestos anteriormente, se considera importante diseñar un modelo virtual de la articulación de la rodilla que permita simular las condiciones reales de carga a las que se ve sometida luego de una artroplastia.

1.3 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Este trabajo de grado desarrolla un modelo computacional 3D tibia-prótesis para luego encontrar y definir las condiciones de carga a las que se verá sometido y analizar las variaciones de las mismas mediante métodos numéricos de manera de obtener datos de cómo se relacionan estos con el funcionamiento de la articulación.

En este estudio se incluye el modelado geométrico tridimensional de la tibia humana a través de la reconstrucción de imágenes de tomografías computarizadas (fig.1.3) y del componente tibial de una prótesis de rodilla (fig. 1.4), desarrollada mediante un software CAD/CAM en otra investigación (San Antonio, 2000), así como también simulaciones computarizadas del comportamiento mecánico de los modelos.

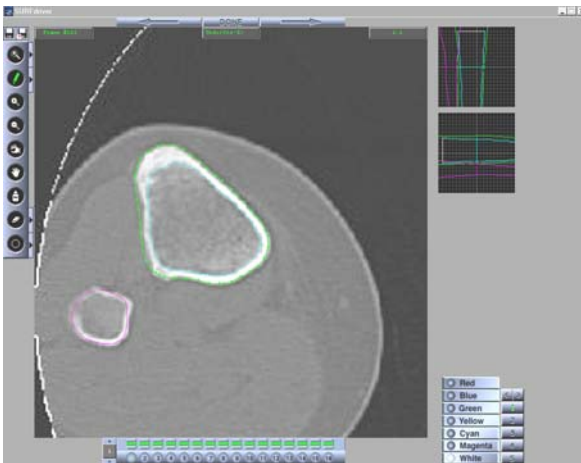


Figura 1.3 Tomografía axial computarizada

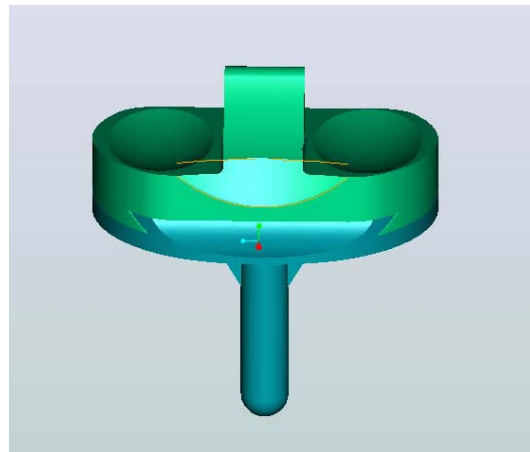


Figura 1.4 Componente tibial de rodilla.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 Objetivo General

Desarrollar un modelo computacional del sistema tibia-prótesis, que permita la simulación de las condiciones de carga que se presentan en la marcha, mediante análisis por métodos numéricos, de manera de obtener las tensiones y desplazamientos del sistema en su conjunto.

1.4.2 Objetivos Específicos

- Definir los requerimientos específicos que se espera cumpla una prótesis de rodilla al momento de su aplicación.
- Estudio de las posibles sollicitaciones bajo las cuales estará sometida la prótesis y la tibia durante su uso.
- Determinar los criterios quirúrgicos necesarios para la colocación de la prótesis sobre el hueso.
- Modelar la tibia humana mediante reconstrucción de imágenes de tomografías computarizadas.
- Análisis por elementos finitos del ensamble prótesis-hueso, bajo las condiciones de carga obtenidas de un análisis de marcha.
- Optimización del modelo en base a los resultados obtenidos, según las tensiones que se producen.

Capítulo 2

Biomecánica de la rodilla

Al hombre como ser automotor lo podemos considerar como un conjunto complejo de palancas óseas, unidas por bisagras articulares de diversos tipos, movidas por la contracción muscular. Este complejo mecanismo obedece a las leyes comunes de las palancas, reposa en el suelo por medio de apoyos variables y está sometido a la acción de la gravedad y a las leyes del equilibrio. Los movimientos no son en si más que acciones mecánicas determinadas, es importante pues conocer sus leyes y aplicarlas con buen criterio. En el plano dinámico la mayoría de los movimientos humanos naturales, se destinan a vencer o a equilibrar una resistencia sea el peso de un segmento del cuerpo o de un objeto. En el plano estático es el peso de cada una de las partes del cuerpo y su distribución lo que determina la posición del cuerpo. En ambos casos la interacción de los músculos con los huesos determina su movimiento y las características del mismo.

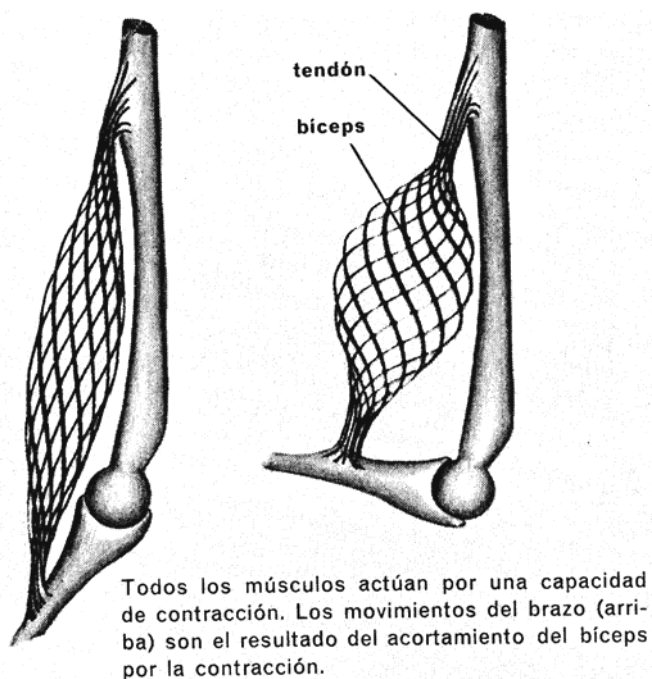


Figura 2.1 Contracción Muscular, (Enciclopedia Médica ,1981)

Es importante para el entendimiento de la biomecánica de la rodilla comprender las características y funcionamiento básico de los músculos y los huesos.

2.1 MÚSCULOS

Los músculos del cuerpo pueden subdividirse en tres tipos: esqueléticos, lisos y músculos cardíacos. Existen aproximadamente unos 400 músculos esqueléticos, que representan casi la mitad del peso total del cuerpo. Su función se halla bajo el control de la voluntad y por regla general, están unidos por tendones los cuales se insertan a los huesos del esqueleto, que actúan como palancas (Fig. 2.1).

Los músculos que interactúan con otros en su acción se denominan sinérgicos, y los que son de acción opuesta, antagonistas. Ejemplos de éste último tipo son el cuádriceps y el isquiotibial, que flexionan y extienden la pierna. Cada músculo esquelético está rodeado por una gruesa membrana de tejido conjuntivo, el epimisio, que se entremezcla con los tendones en las extremidades de los músculos (Enciclopedia Médica, 1981).

El propio músculo internamente está dividido en delgados tabiques de tejido conjuntivo llamado perimisio, cada uno de los cuales consta de gran número de fibras musculares paralelas, que a su vez constan de células musculares (Figura 2.2).

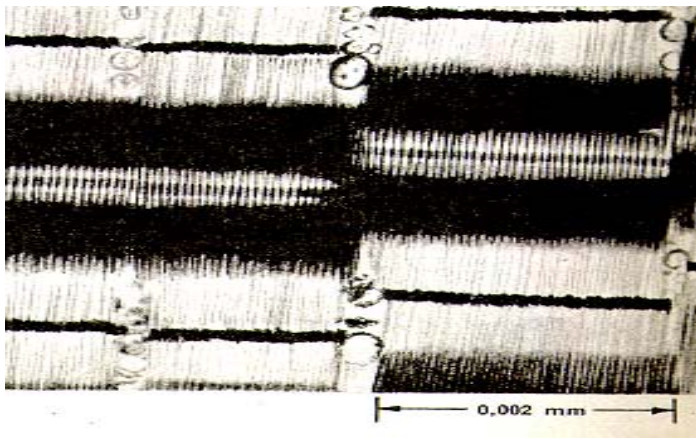


Figura. 2.2 Microfibrillas vistas en microscopio
(Enciclopedia Médica, 1981)

La estructura de la célula muscular es análoga a la de cualquier otra célula humana, aunque tiene apariencia y función muy específica. Pueden apreciarse en ella los dos elementos básicos que conforman en general a todas las células, la pared celular que encierra el contenido de la célula a manera de bolsa o saco y el contenido de ese saco llamado protoplasma.

La pared celular en las células musculares se denomina sarcolema, y el protoplasma se denomina sarcoplasma. Cada célula muscular contiene numerosas fibras delgadas (miofibrillas) que tienen la propiedad de la contracción. El acortamiento de las fibrillas es lo que produce la contracción del músculo (Fig. 2.2 y 2.3).

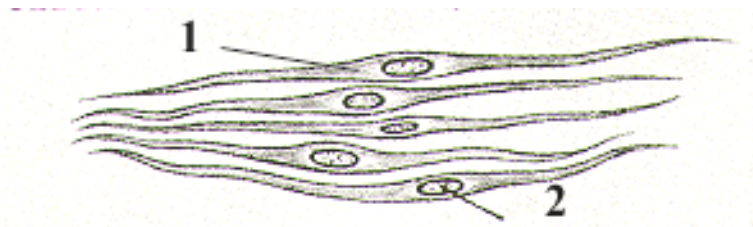
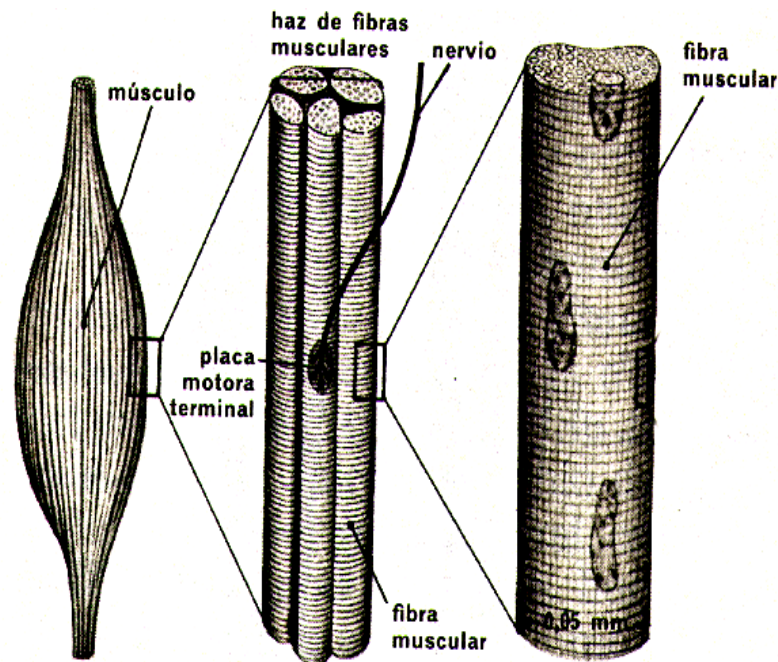


Figura. 3 Células musculares 1: Pared celular, 2: Sarcoplasma, (Enciclopedia Médica, 1981)

Las fibras están divididas en segmentos transversales, con distintas propiedades de retracción, y por esta razón parecen ser estriadas u onduladas cuando se observan al microscopio; de ahí el término músculos estriados para los músculos esqueléticos (Fig. 2.4).

Cuando un impulso nervioso alcanza la placa motora terminal, estructura situada sobre la superficie de la fibra muscular, se libera acetilcolina en el extremo del nervio o terminación nerviosa; la acetilcolina desencadena, a su vez, la contracción de las células musculares a través de un mecanismo químico sumamente complicado. La energía para los

procesos musculares es suministrada por el glucógeno muscular, que se desintegra en glucosa, ácido láctico y otros componentes. Al mismo tiempo se libera calor; los músculos son, en realidad, una de las más importantes fuentes de energía para el organismo.



Estructura de los músculos esqueléticos. Bajo el microscopio, las fibrillas muy delgadas (miofibrillas), muestran una estructura estriada (derecha, aspecto con el microscopio electrónico).

Figura 2.4. Estructura muscular (Enciclopedia Médica, 1981)

Los músculos lisos difieren de los otros tipos en muchos aspectos. Las células musculares de los músculos lisos son pequeñas y contienen solamente un núcleo. No poseen fibrillas bien definidas y, por tanto, no son estriadas; además, no se sabe si los nervios terminan en la célula muscular, o si ésta es estimulada directamente por medios químicos. Las células del músculo liso se contraen mucho más lentamente que las de los otros músculos, y no se hallan bajo la influencia de la voluntad, sino que están reguladas por el sistema nervioso autónomo. Toda esta información acerca de los músculos se encuentra de manera amplia en la Enciclopedia Médica, 1981.

2.2 ESTRUCTURA DEL TEJIDO ÓSEO

Los huesos pueden ser definidos como estructuras capaces de transmitir cargas, predominantemente de compresión, flexión y torsión, ofreciendo una alta rigidez, todo esto, con el mínimo peso y la máxima eficacia.

El material estructural del esqueleto está compuesto por dos fases:

- Orgánica.
- Inorgánica.

El 20% del peso total del hueso es debido al agua y del 80% restante (peso seco), el 77% corresponde a la fase inorgánica y el 23% a la fase orgánica. El colágeno representa un 89% de la fase orgánica, el 11 % restante está constituido por una mezcla de proteínas no colágenas (osteocalcina, osteonectina, sialoproteínas, proteoglicanos, etc.) y pequeñas cantidades de lípidos y carbohidratos.

El colágeno está constituido por estructuras subunitarias periódicas denominadas moléculas de tropocolágeno, de triple hélice y que poseen forma distintivas. Estas subunidades están dispuestas extremo con extremo, en muchos haces paralelos, pero las cabezas aparecen alternadas quedando huecos entre ellas. Estos huecos se corresponden con las zonas en donde se produce la precipitación de cerca de la mitad del mineral que se deposita en el hueso; el resto es depositado sobre las fibras y entre ellas también se depositan proteínas no-colágenas.

La fase mineral está constituida por hidroxiapatita, una estructura cristalina cuyos principales componentes son el calcio y los iones fosfato. La fórmula empírica de la hidroxiapatita presente en el hueso es $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ en la que son posibles un gran número de sustituciones que provocan cambios en las propiedades mecánicas. La fase mineral del hueso lleva a cabo dos tipos de funciones:

- Reserva iónica.
- Determina, en gran medida, las características mecánicas del tejido.

A nivel macroscópico existen dos formas principales de tejido óseo:

Compacto (cortical): material cuya densidad aparente es 2 gr/cm^3 , siendo el componente principal de las zonas externas de todos los huesos.

Esponjoso (trabecular): Se localiza en los extremos y en el interior de la mayoría de los huesos planos. Está formado por una serie de láminas que encierran pequeños volúmenes o trabéculas. La característica porosa del hueso esponjoso tiene una función importante en la absorción de fuerzas en las articulaciones.

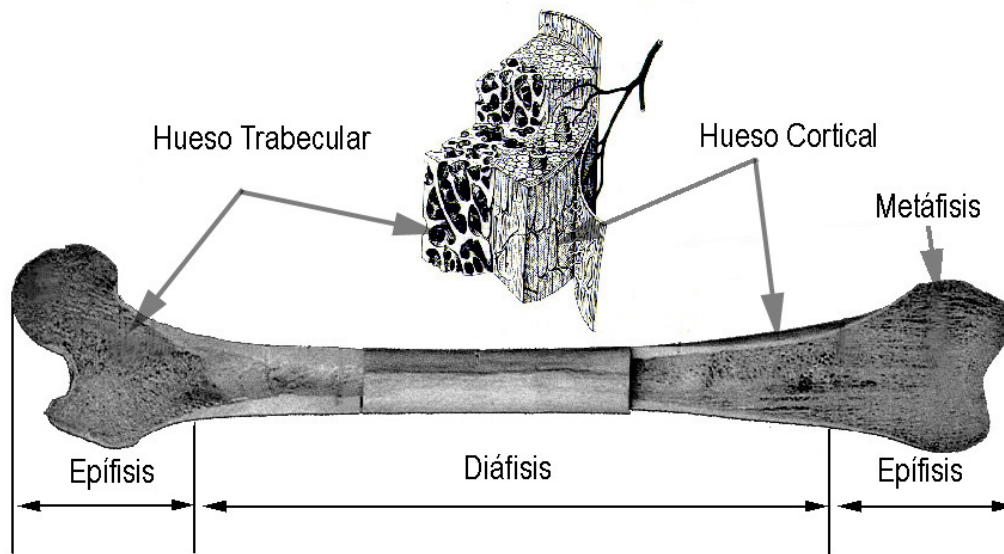


Figura 2.5. Partes de un hueso largo (Enciclopedia Médica, 1981)

Los huesos largos tienen una zona interna tubular formada por hueso cortical llamada eje del hueso o diáfisis. En los extremos del hueso, la diáfisis se transforma en una zona más amplia compuesta por hueso trabecular denominada epífisis que se articula con otros huesos y está protegida por una capa de cartílago llamado cartílago articular. La diáfisis es una estructura que rodea la cavidad medular. En el canal medular se encuentra alojada la medula ósea que tiene como función la irrigación a las células óseas, por lo que cualquier problema que presente la médula afecta las funciones del hueso. Entre la epífisis y la diáfisis hay una zona creciente durante la edad de desarrollo que se llama la metáfisis. El grosor del hueso cortical en la diáfisis proporciona resistencia a la torsión y a la flexión. En la epífisis el apoyo de la delgada capa cortical que cubre al hueso trabecular distribuye cargas mecánicas de las superficies articulares al árbol del hueso y permite mayor deformación, ayudando a absorber las carga de impacto aplicadas en las articulaciones (Fig. 2.5)

2.3 PROPIEDADES MECÁNICAS DEL HUESO

A partir de la estructura del tejido óseo se puede deducir que las propiedades mecánicas del mismo no son iguales en todas las direcciones, por lo que se puede calificar como material anisótropo. Los dos casos particulares de anisotropía que presentan mayor interés en el estudio del tejido óseo son la isotropía transversal y la ortotropía. Los materiales transversalmente isótropos son aquellos que tienen las características elásticas iguales, en dos direcciones perpendiculares pero diferentes en la tercera dirección, y los materiales ortótropos son aquellos que tienen características elásticas diferentes en tres direcciones mutuamente perpendiculares. En el estudio de las propiedades mecánicas del tejido óseo cortical algunos autores lo han clasificado como un material transversalmente isótropo (TI) (Lang, 1970, Reilly y Burstein, 1974, 1975, Yoon y Katz, 1976) y otros más

recientes como un material ortótropo (ORT) (Van Buskirk et al,1981; y Ashrnan et al,1984). En la tabla (2.1) se muestran los resultados obtenidos en algunos de ellos, la simetría del material asumida ha sido la isotropía transversal y la ortotropía. Se asume que la dirección 1 coincide con la dirección radial del hueso, la 2 con la circunferencial o tangencial y la 3 con la longitudinal o axial.

Referencia	Reilly y Burstein (1975)	Yoon y Katz (1976)	Knets (1975)	Ashman et. al (1984)
Tipo de hueso	Fémur	Fémur	Tibia	Fémur
Método de medición	Pruebas mecánicas	Ultrasonido	Pruebas mecánicas	Ultrasonido
Simetría	Transversalmente Isotrópico	Transversalmente Isotrópico	Ortotrópico	Ortotrópico
E1 (GPa)	11.5	18.80	6.91	12.00
E2 (GPa)	11.5	18.80	8.51	13.40
E3 (GPa)	17.0	27.40	18.4	20.00
G12 (GPa)	3.6	7.17	2.41	4.53
G13 (GPa)	3.28	8.71	3.56	5.61
G23 (GPa)	3.28	8.71	4.91	6.23
v12	0.58	0.312	0.488	0.376
v13	0.31	0.193	0.119	0.222
v23	0.31	0.193	0.142	0.235
v21	0.58	0.312	0.622	0.422
v31	0.46	0.281	0.315	0.371
v32	0.46	0.281	0.307	0.350

Tabla (2.1). Propiedades mecánicas del hueso (Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación, 1999).

Mierendorff y Mathias (1998), presentaron un modelo por Elementos Finitos para investigar los esfuerzos internos que se producen en la tibia bajo ciertas condiciones de carga. Desarrollaron un modelo tridimensional utilizando información obtenida de imágenes de resonancia magnética. Ellos asumieron el hueso cortical como un material lineal, isotrópico, homogéneo y el modelo despreciaba los componentes blandos asociados al sistema y las características de la medula ósea.

En este trabajo, como una primera aproximación, y con fines de simplificar el modelo para obtener mayor velocidad de procesamiento, se tomaron para el hueso las mismas condiciones de isotropía y homogeneidad utilizadas por Mierendorff y Mathias, (1998). Se asume que el hueso compacto es homogéneo e isotrópico con una constante de Poisson de 0.3, y con un módulo de Young de 17.2 GPa, (Reilly y Burstein 1974, Carter y Hayes 1977, Carter y Spengler 1978).

Para la determinación de la resistencia del tejido óseo se ensayan especímenes con formas simples y de dimensiones conocidas sometidos a tracción, compresión o torsión.

Muchos han sido los investigadores que han estudiado los valores de resistencia del hueso del hueso cortical. En la tabla 2.2 se muestran los resultados obtenidos por algunos de ellos bajo varios modos de carga en las direcciones longitudinal y transversal.

La resistencia del hueso cortical depende de la dirección de aplicación de la carga y del modo de la carga. Se observa además que la resistencia a compresión es mayor que la resistencia a la tracción. Los especímenes transversales son siempre menos resistentes que los longitudinales. La resistencia a cortante (medida mediante ensayo de torsión) es aproximadamente un tercio de la resistencia a compresión.

	Hueso	Modo de carga	Dirección de la carga	Resistencia Mpa
Reilly y Burstein (1974)	Fémur	Tracción	Longitudinal Transversal	133.0 51.0
	Fémur	Compresión	Longitudinal Transversal	193.0 133.0
	Fémur	Cortante	-	68.0
Cezayirlioglu et al. (1985)	Fémur Tibia	Tracción	Longitudinal	134.5 156.0
	Fémur Tibia	Compresión	Longitudinal	206.0 201.0
	Fémur Tibia	Cortante	- -	70.0 68.0

Tabla 2.2. Resistencia del hueso cortical de fémur y tibia humanos (Cowin, 1989).

En otras investigaciones se ha determinado que la resistencia del hueso cortical depende también de la velocidad de deformación. El hueso se hace más resistente y más rígido cuanto mayor es esta velocidad. McElhaney (1966) hizo esta conclusión experimentando con un fémur humano embalsamado sometido a diferentes velocidades de deformación. Carter y Hayes (1977) encontraron que la resistencia y el módulo elástico eran aproximadamente proporcionales a la velocidad de deformación elevada a la 0.06.

2.4 BIOMECÁNICA DE LA RODILLA

La articulación de la rodilla transmite cargas, participa en el movimiento del cuerpo, ayuda en la conservación del momento y proporciona estabilidad del movimiento (Hirokawa, 1993). La rodilla está compuesta por dos articulaciones: la articulación tibio-femoral y la articulación rótula-fémur. Ambas están sometidas a severas condiciones de funcionamiento: altas cargas y grandes desplazamientos en las superficies de los huesos, y grandes tensiones y deformaciones en las partes cercanas a las superficies de contacto. Debido a que la rodilla es la articulación que soporta toda la carga del cuerpo y a su vez permite tanta movilidad es propensa a diversas patologías como: fracturas, luxaciones y enfermedades crónicas como luxaciones, artrosis, artritis y desgaste.

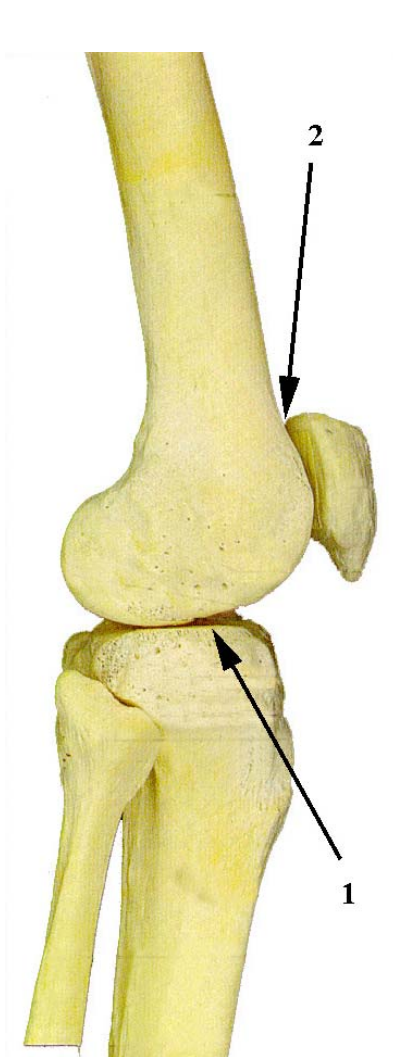


Figura 2.6. Articulación rótula-fémur(1)
articulación fémur-tibia (2)

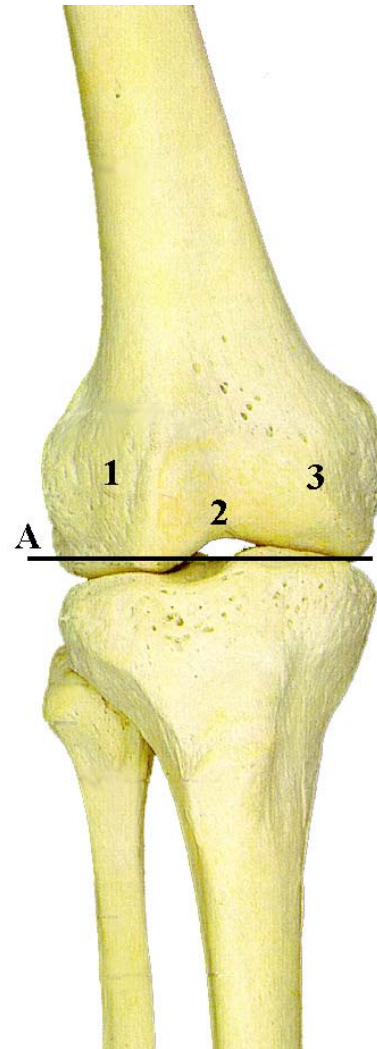


Figura 2.7. Cóndilo lateral (1), Cóndilo medial (3)
tróclea femoral (2). La línea A muestra la diferencia
en el tamaño de los cóndilos

El grado principal de libertad de movimiento de la rodilla, el de flexión-extensión, que corresponde al eje transversal, está condicionado por una articulación de tipo troclear. En efecto, las superficies del extremo inferior del fémur constituyen una polea o, con mayor exactitud, un segmento de polea. Los dos cóndilos femorales, convexos en ambos sentidos, forman las dos superficies de la polea. La garganta de la polea está representada, por delante por la garganta de la tróclea femoral y, por detrás, por la escotadura intercondílea, cuya significación mecánica veremos más adelante (figuras 2.6 y 2.7). Algunos autores describen la rodilla como una articulación bicondílea; esto es cierto desde el punto de vista anatómico, pero desde el punto de vista mecánico, sin discusión se trata de una articulación troclear.

Los movimientos de la rodilla están determinados por la forma de las superficies articulares del fémur y la tibia, y la orientación de los cuatro ligamentos mayores. El movimiento de flexión / extensión tiene una combinación de deslizamiento y rotación. Debido a que el cóndilo femoral lateral tiene un radio de curvatura mayor que el cóndilo medial, esté rota mayor distancia los primeros 15 a 20 grados de flexión. Los ligamentos de la rótula permiten la flexión y extensión de la rodilla ya que transmiten la fuerza del músculo cuádriceps a la articulación. Durante la marcha, cada rodilla soporta la mitad de la carga resultante del peso corporal mas las fuerzas inerciales, cuya resultante se distribuye a cada cóndilo, de manera que al medial le corresponde 2/3 de ella y al lateral 1/3 (Fig. 2.10).

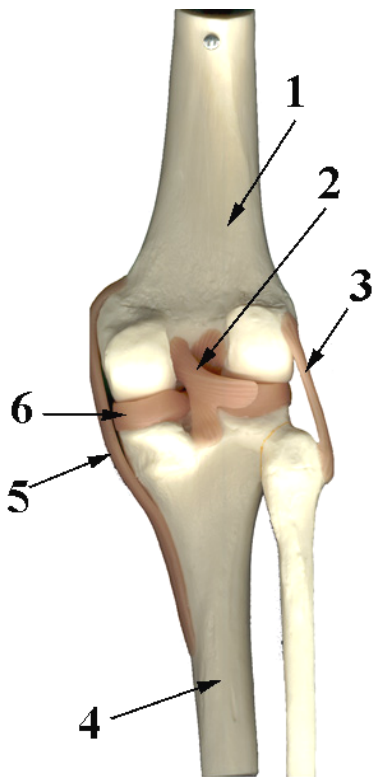


Figura 2.8. Fémur (1), ligamentos cruzados (2), ligamentos laterales (3) y (5), tibia (4), meniscos (6).

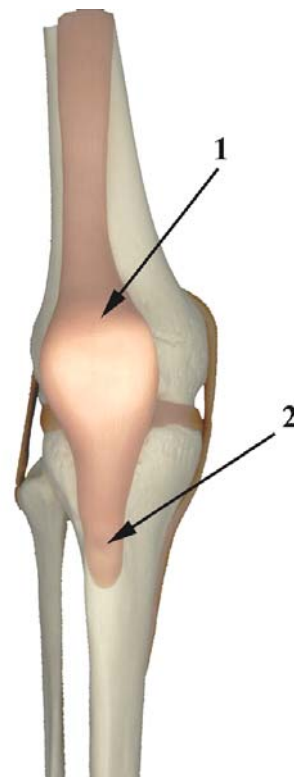


Figura 2.9. Rótula (1), Inserción del cuádriceps (2).

Los ligamentos cruzados proporcionan estabilidad y balanceo. Los ligamentos colaterales soportan a la articulación durante sus movimientos. Los meniscos proporcionan amortiguación y lubricación, a la vez que optimizan las variaciones en el área de distribución de carga, que durante la marcha se producen por la diferencia de tamaño entre los cóndilos (Figura 2.8 y 2.9).

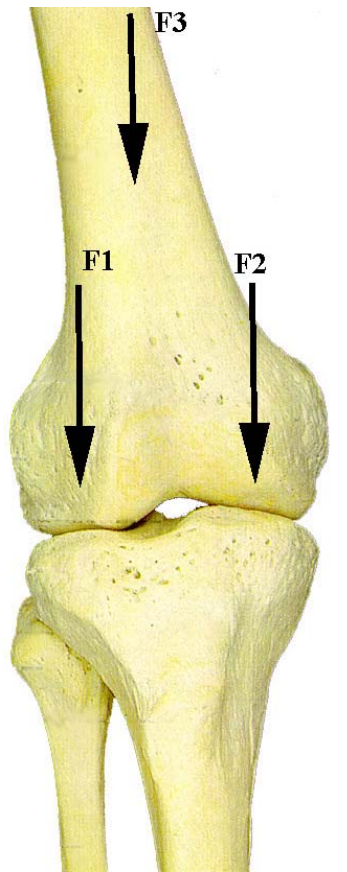


Figura 10. Fuerza resultante del peso mas las fuerzas inerciales (F3), distribución de F3 sobre los cóndilos (F1 y F2).

Capítulo 3

Reconstrucción Ósea

3.1 TOMOGRAFÍAS AXIALES COMPUTARIZADAS

El proceso de reconstrucción ósea se basa en la obtención de imágenes tomográficas, por lo que es preciso describir brevemente su principio de funcionamiento. Las Tomografías Axiales Computarizadas (TAC) se han convertido en una herramienta común en los estudios de Biomecánica. Uno de los métodos usados antes de la aparición de las imágenes tomográficas fue el de seccionar huesos en rebanadas muy delgadas (Little et al. 1986). Actualmente es muy frecuente encontrar modelos de huesos desarrollados con el Método de los Elementos Finitos que han utilizado esta técnica. Tal como es descrito por Chao et al. (1993, 1994), la geometría tridimensional de los huesos y músculos puede ser reconstruida a partir de tomografías computarizadas y de resonancias magnéticas, cuando se dispone de una buena cantidad de imágenes transversales. En este capítulo se hace una descripción del proceso de adquisición de imágenes tomográficas, y se explica el proceso de reconstrucción ósea a partir de estas imágenes.

En la actualidad existen varios procedimientos para la reconstrucción de imágenes a partir de los datos de la absorción de rayos X. La radiología convencional produce imágenes bidimensionales de un objeto, la adquisición de imágenes tomográficas se basa en un procedimiento que puede ser descrito de manera simple; considérese un cuerpo en el plano X-Y cuyo centro se localiza en el origen de los ejes coordenados como en la figura 3.1. Una fuente de rayos X localizada sobre un círculo, es capaz de dar una revolución completa sobre su centro de coordenadas.

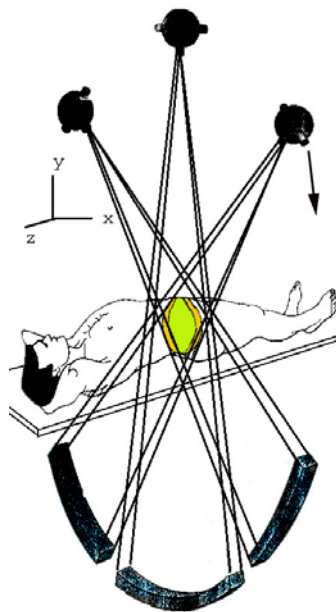


Figura 3.1. Esquema del procedimiento de la obtención de tomografías

Un detector de rayos X se coloca en el lado opuesto de la fuente de los rayos y sigue a la fuente a medida que ésta gira alrededor del cuerpo, captando la diferencia de intensidad entre los rayos que entran y los que salen del cuerpo, estos valores vienen representados en distintos tonos de grises que se pueden ordenar en una caja de valores o matriz de grises. Si además del movimiento de rotación se produce uno de avance en la dirección Z se pueden obtener datos numéricos que permiten seccionar al cuerpo y organizarlo en imágenes paralelas sucesivas. En sus inicios este proceso era mecánico, en la actualidad se utilizan computadoras para almacenar gran cantidad de datos de una parte del cuerpo, cada sección requiere de un gran número de píxeles los cuales tienen asignados datos de sus coordenadas y la absorbencia de rayos X, como resultado el grado de resolución depende del tamaño de la memoria de la computadora.

3.2 METODOLOGÍA DE LA RECONSTRUCCIÓN ÓSEA

3.2.1 Segmentación de imágenes

El modelo de la tibia se realizó a partir de tomografías axiales obtenidas de un individuo masculino de 24 años con 72 Kg. de peso. Las tomografías se procesaron en el *Software* Surfdriver, el cual permite definir los contornos o segmentos de interés para el modelo mediante la diferenciación de las diferentes tonalidades de grises (Fig. 3.2), este procedimiento toma como base el desarrollado por Müller-Kager (2001).

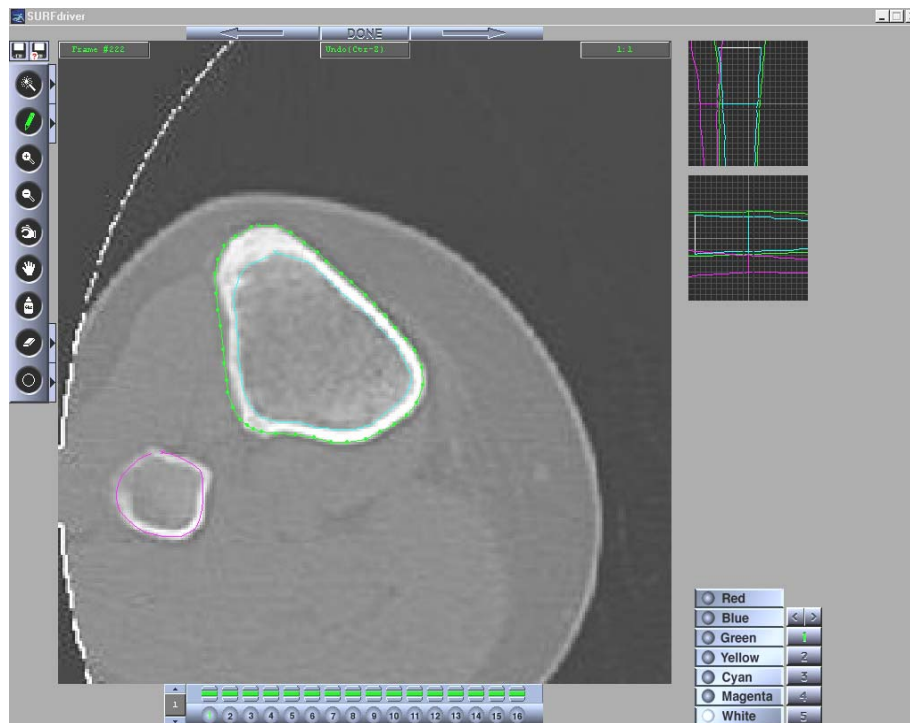


Figura 3.2 Procesamiento de las tomografías en Surfdriver.

3.2.2 Construcción del modelo tipo “alambre”

El conjunto de contornos de las TAC fue exportado al *Software Mechanical Desktop 3*, donde se realiza la reconstrucción tridimensional tipo “alambre” (figuras 3.3 y 3.4). La epífisis y la diáfisis del hueso requiere una distinta cantidad de contornos debido a las variaciones en su geometría.

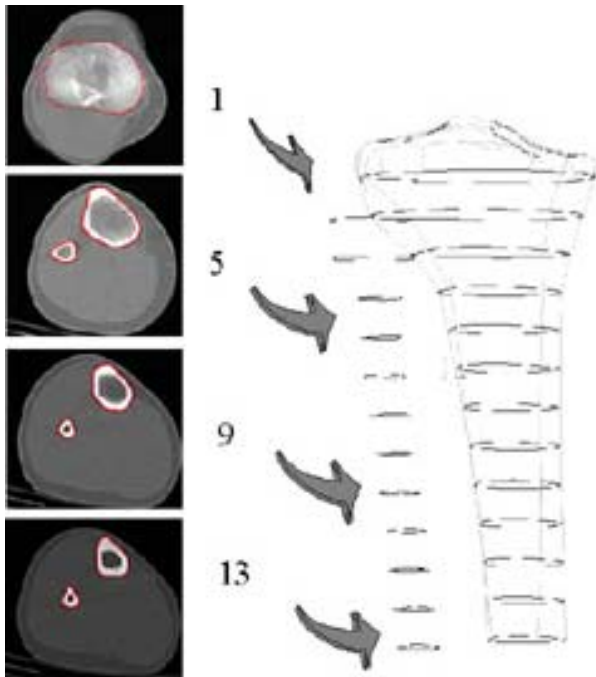


Figura 3.3. Reconstrucción a partir de las tomografías.

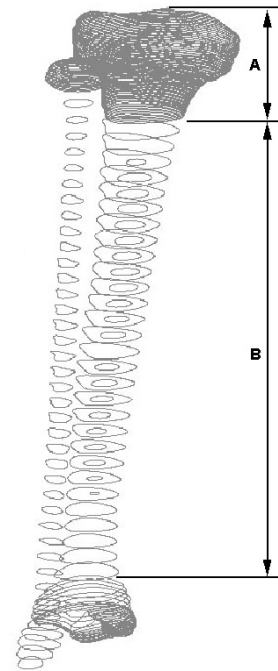


Figura 3.4. Distribución de los contornos.
Epífisis (A), Diáfisis (B).

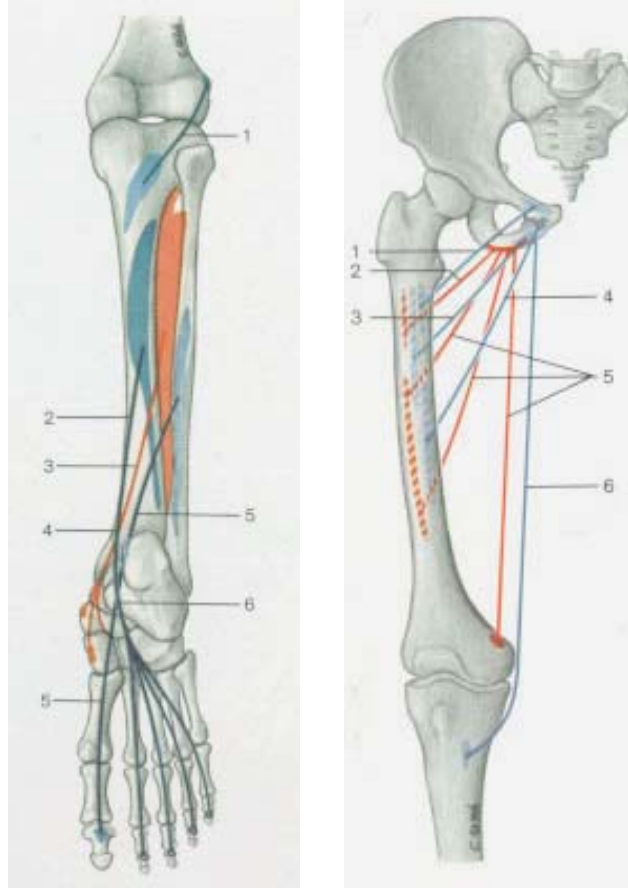
En este trabajo se modeló una tibia de 360 mm, por medio de 160 imágenes adquiridas a un milímetro de espesor en la parte proximal de la tibia, donde existe una fuerte presencia de hueso trabecular y 6 mm en la diáfisis, donde existe más presencia de hueso compacto, como se indica a continuación:

Parte proximal de la Tibia:	120 mm	imágenes c/1mm	=	120 imágenes
Diáfisis de la Tibia:	240 mm	imágenes c/6mm	=	40 imágenes
TOTAL			=	160 imágenes

La de utilizar un modelo de la tibia en su longitud total, se debe a que trabajos como el de Müller-Karger et al. (2000), han mostrado que los esfuerzos que se desarrollan en un modelo de la tibia completa son significativamente diferentes que los que se presentan en modelos parciales, lo cual se debe a la forma curvada que posee la tibia.

3.2.3 Ubicación y áreas de las inserciones musculares

Para determinar donde se aplican las fuerzas musculares sobre el modelo es necesario definir en qué lugares esos músculos se unen a los huesos. Figuras como la 3.5 y la 3.6 ayudan a alcanzar ese objetivo de manera general para la tibia. Estas imágenes, acompañadas de los datos de un espécimen particular, y con el apoyo del software especializado aumentan el número de datos y herramientas para construir el modelo.



Figuras 3.5 y 3.6. Ubicación de las inserciones musculares sobre la tibia (Atlas de Anatomía humana, Rohen Yokochi,).

Así como la localización, el área que ocupan las inserciones musculares es importante para realizar un detallado análisis mecánico de los huesos largos. Debido a que algunas veces las inserciones se extienden sobre grandes áreas, los análisis mecánicos que incluyan la interacción músculo-hueso son muy sensibles a la localización y geometría de las mismas (Duda et al., 1996). En muchos estudios se han estimado las inserciones para los miembros inferiores. Se pueden nombrar entre ellos a Seireg y Arvikar (1973) quienes estimaron la ubicación de los centroides a partir de imágenes en libros.

Desde un punto de vista anatómico, este trabajo tiene poco valor debido a que las imágenes que usaron no tenían una escala específica, el hueso se veía desde una dirección desconocida y estaba basado en una observación bidimensional. Crowninshield et al.(1978), Dostal y Andrews (1981), Pierrynowski y Morrison (1985) y White et al.(1989) localizaron el origen y el centroide de las inserciones de la musculatura a partir de especímenes de hueso seco, para estos autores aparentemente resultó difícil ubicar con exactitud las inserciones y era virtualmente imposible describir la extensión de las mismas sin que los huesos secos tuvieran algún remanente de tejido muscular. Brand et al. (1982) identificaron los centroides de las inserciones en tres pares de extremidades inferiores intactas. Muller-Gerbl et al.(1990) midieron las coordenadas de los centroides en cuatro especímenes sin reportar el método con el cual lo realizaron. En un trabajo más reciente, Lengsfeld et al.(1994) usaron un dispositivo mecánico para digitalizar la ubicación de las inserciones en dos especímenes pero sin reportar datos en coordenadas, lo cual hace difícil la comparación de resultados.



Figura 3.7. Tomografía de la articulación de la rodilla que ha sido ajustada digitalmente hasta poder apreciar la ubicación de los grupos musculares.

En todos los estudios mencionados la inserción muscular fue reducida a su centroide, sin embargo se pueden cometer errores en la estimación del centroide cuando se trabaja con inserciones de gran área debido a la irregularidad de las mismas.

En una aproximación diferente, técnicas de imágenes fueron usadas para determinar las inserciones musculares. Tal como es descrito por Chao et al.(1993, 1994), la geometría tridimensional de los músculos puede ser reconstruida a partir de tomografías computarizadas y de resonancias magnéticas. Cuando se dispone de una gran cantidad de imágenes transversales los datos que se obtienen permiten la adecuada reconstrucción del músculo y su inserción así como sus líneas centroidales (Fig. 3.7).

La gran cantidad de recursos requeridos para el análisis de cada sujeto ha limitado esta técnica a solo unos cuantos especímenes y las variaciones anatómicas todavía no han sido reportadas estadísticamente.

En cuanto al área que abarca la inserción de los músculos sobre los huesos que conforman la articulación de la rodilla, se ha determinado que la misma es muy variable y depende de las características físicas de cada individuo. En el trabajo realizado por Duda et al.(1996), estas variaciones fueron estudiadas en los fémures de seis especímenes encontrando desviaciones estándar hasta de un 70% en los valores del área de cada inserción.

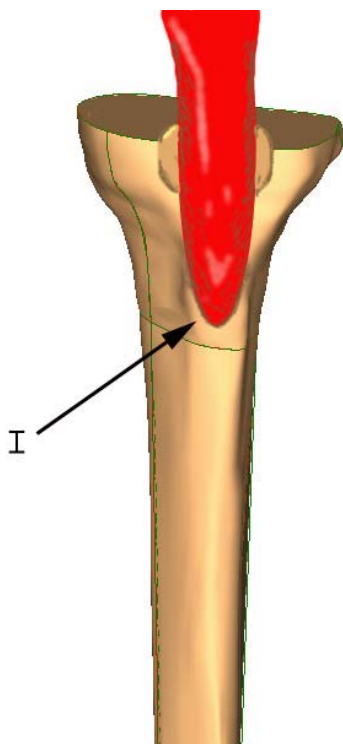


Figura 3.8. Inserción del Cuadriceps.

La idea de Duda no fue realizar un estudio cuantitativo extenso en una serie de especímenes, sin embargo las variaciones anatómicas reportadas dan una idea de las variaciones posibles entre los individuos dentro de una población. Otra de las conclusiones de Duda comparando su trabajo con el de Brand (1982) es que la determinación de los centroides a partir de huesos secos puede no ser lo suficientemente precisa como para obtener resultados útiles. Tomando en cuenta las experiencias anteriores, en el presente trabajo la estimación del área de las inserciones se hace de manera similar a la técnica de Chao (1993,1994), a partir de las mismas tomografías de la articulación, usadas para la reconstrucción de la geometría del hueso. Estas ofrecen imágenes transversales cada milímetro de la zona del hueso donde se ubica la inserción de interés, la reconstrucción tridimensional del conjunto hueso-músculo-inserción se realiza mediante el software Surfdriver, (Lozanov y Moody, 1999).

El resultado que se obtiene es una reconstrucción tridimensional del músculo y su ubicación con respecto al hueso en donde se puede apreciar el área de contacto o inserción muscular (fig.3.8), permitiendo además obtener las dimensiones de la inserción.

Para que esta reconstrucción se pueda estudiar biomecánicamente es necesario conocer las fuerzas que los músculos ejercen, una explicación detallada de esto se da en el capítulo 4.

3.2.4 Modelado final

Una vez construido el modelo tridimensional a partir de los contornos, en el Software CAD/CAM ProEngineer 2000i² se le dan las características de sólido, esto a través de las opciones de reconstrucción de superficie y de sólidos. Con este mismo Software, San Antonio (2000) modeló el componente tibial de una prótesis Insall-Burstein II (US PAT. 4289.992). Este modelo se tomó como base en este trabajo para ensamblarlo siguiendo parámetros médicos con el modelo del hueso (Fig. 3.9 y 3.10).

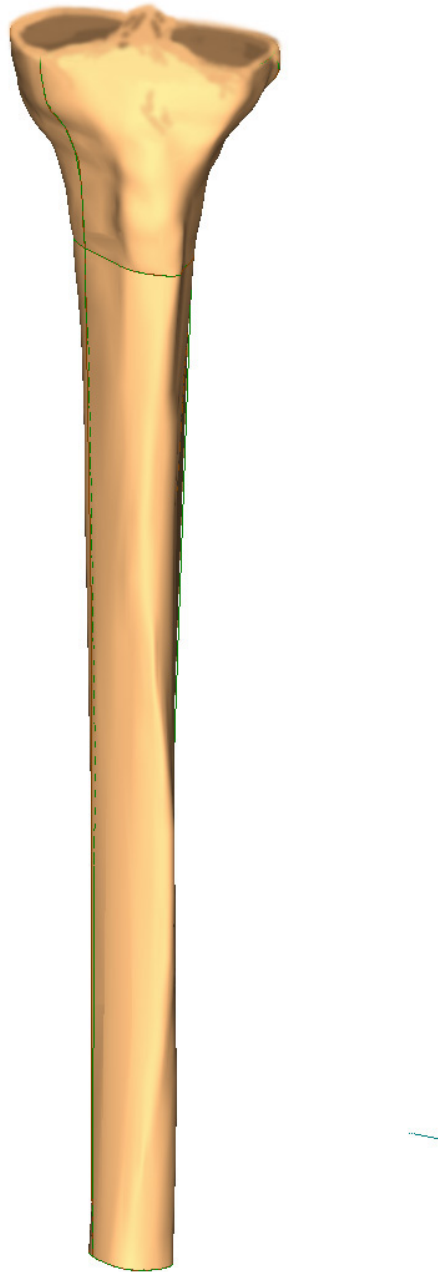


Figura 3.9 Modelo de la tibia

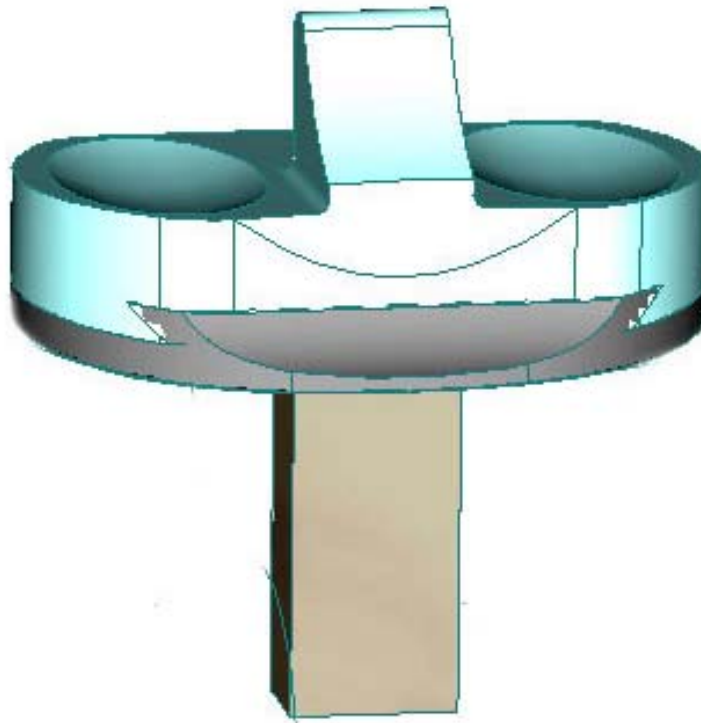


Figura 3.10. Modelo de la prótesis.

3.2.5 Caracterización del modelo

Se asignaron las propiedades físicas a cada material; se asume que el hueso compacto es homogéneo e isotrópico con una constante de Poisson de 0.3, con un módulo de Young de 17.2 GPa, (Reilly y Burstein, 1974), (Carter y Hayes, 1977) y (Carter y Spengler, 1978) (Capítulo 2). Para el componente de polímero (UHMW) de la prótesis se toma la constante de Poisson de 0.3, Módulo de Young 1.72 Mpa, en cuanto al componente metálico (Cromo-Cobalto), se toma un Poisson de 0.3 y Young 248 Mpa.

El Capítulo 5 contiene una descripción detallada del modelo 3D de la tibia y la prótesis ensambladas.

Capítulo 4

Cargas Biológicas: Ciclo de Marcha.

4.1 CICLO DE MARCHA

La marcha es el proceso por el cual el ser humano se desplaza de un punto a otro por sus propios medios, esto a través de la interacción de sus extremidades inferiores con el resto del cuerpo.

El estudio de la marcha puede ser diferenciado en dos áreas: cinemática y cinética. Cinemática es el estudio del movimiento sin tomar en cuenta las fuerzas que lo producen. La cinemática sin embargo da una precisa descripción de los movimientos que ocurren en una articulación en particular en un momento dado.

Por otro lado la cinética involucra las fuerzas que producen el movimiento. En 1987, Winter describe la manera en la cual los parámetros cinéticos pueden ser calculados y propone algunas aplicaciones clínicas de la cinética. Posteriormente Davis et al.(1988) y Ounpuu et al. (1991) desarrollan un software clínico que muestra la variaciones de los momentos y las variaciones de las fuerzas en las tres principales articulaciones de las extremidades inferiores.

Para cualquier tipo de estudio que se pretenda realizar es necesario separar la marcha en fases según la posición de las extremidades inferiores con el fin de organizar el proceso de medición y descripción del ciclo.

4.1.1 Fases del ciclo de marcha.

El ciclo de marcha se divide básicamente en dos fases, la de apoyo y la de balanceo (fig. 4.1), la primera se puede subdividir en tres partes:

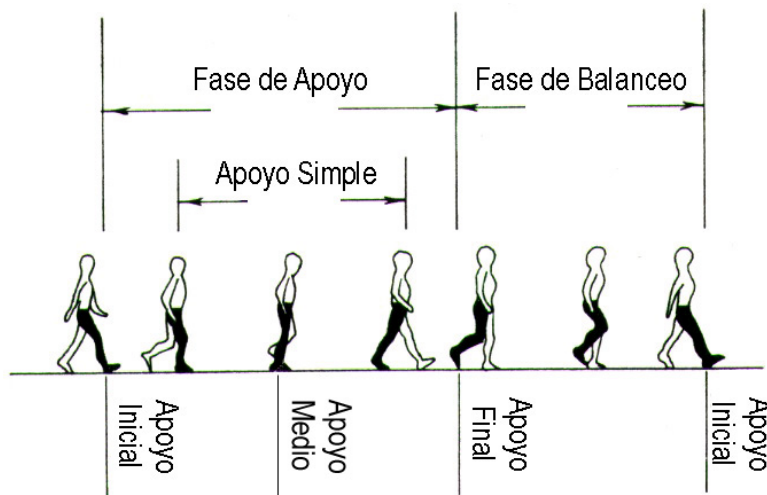


Figura 4.1. Fases del ciclo de Marcha, la fase de apoyo se consume el 60% de la marcha.

Apoyo inicial

Es llamada fase de respuesta a la carga, el cuerpo es recibido por una extensión de la rodilla progresiva y la fuerza de reacción del suelo pasa por detrás de ella produciendo un momento externo flector, en este momento el talón hace contacto con el suelo. En esta fase se cumplen dos objetivos:

- Absorber el impacto en el contacto del talón.
- Disminuir la velocidad de translación vertical del centro de masa.

Para evitar el colapso de la rodilla, los músculos del cuadriceps: vasto interno, externo y crural actúan concéntricamente para absorber energía y contrarrestar el momento externo (Figuras 4.2 y 4.3).

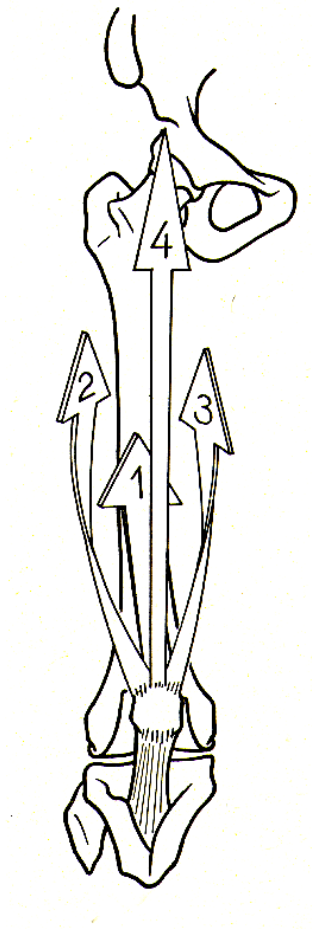


Figura 4.2. Músculos de cuadriceps: Crural (1)
Vasto externo (2), Vasto Interno (3), Recto (4).

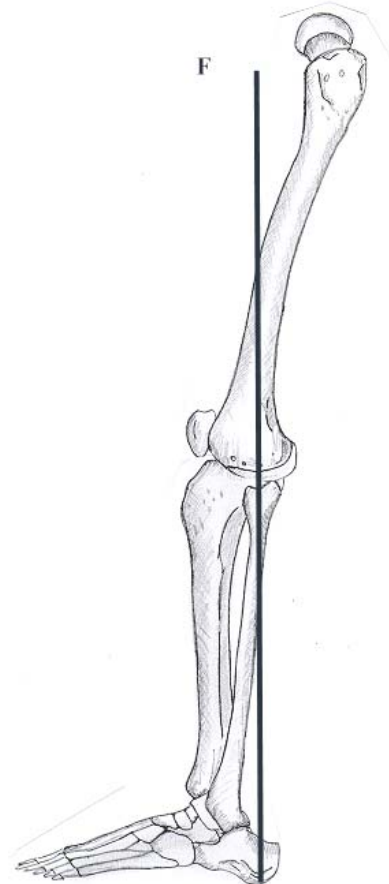


Figura 4.3. Fuerza de reacción del suelo
en la fase inicial

Apoyo medio

La rodilla se extiende en la medida que las extremidades se apoyan sobre la planta del pie, la fuerza de reacción del suelo es anterior a la rodilla, creando un momento externo extensor, por lo que las fuerzas internas desarrollaran un momento interno flexor. En ese instante no hay acción muscular y este momento interno es producido por los ligamentos de la rodilla.(Fig. 4.4)

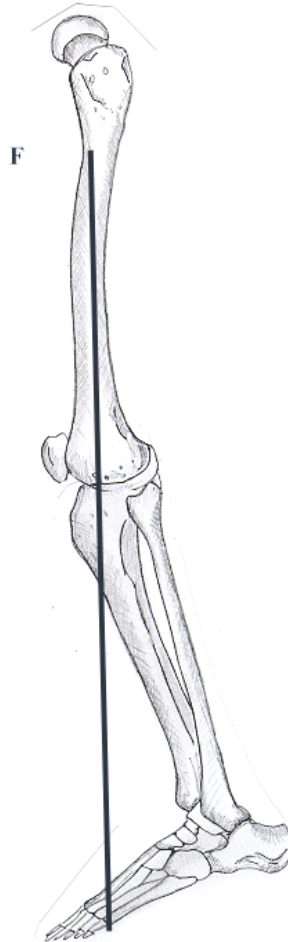


Figura 4.4. Fuerza de reacción del suelo en el apoyo medio.

Apoyo final

Comienza con la elevación del talón, en la medida que el tobillo flexiona sobre la planta del pie, la rodilla comienza a flexionarse hasta llegar a 45 grados en el momento del despegue, al aumentar la flexión la fuerza de reacción pasa por delante de la rodilla creando un momento externo flexor, el momento interno de la rodilla es extensor, mediado por el recto anterior que actúa excéntricamente controlando la velocidad de la flexión, por lo que se absorbe la potencia.(Fig. 4.5)

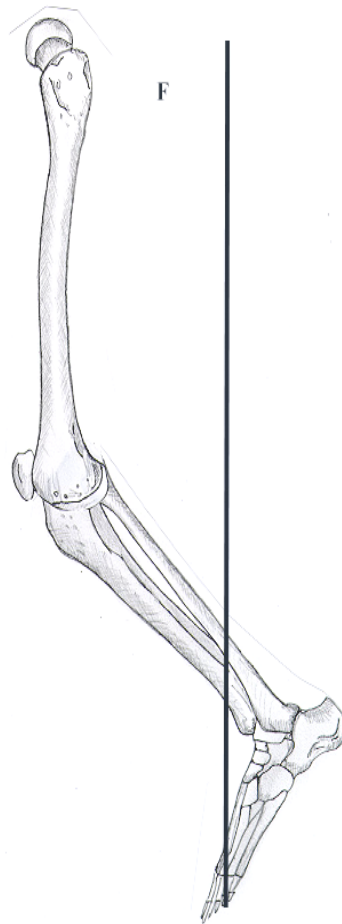


Figura 4.5. Fuerza de reacción del suelo en el apoyo final.

Fase de Balanceo

Mientras una pierna pasa por las fases de apoyo la otra se balancea, las rodillas se alternan entre balanceo y apoyo completando así el ciclo de marcha.

Caminando normalmente la flexión y extensión de la rodilla son pasivas, la pierna se comporta como un péndulo compuesto y la cadencia se controla por la acción muscular, durante el balanceo inicial, la rodilla está en flexión creciente. Esta acción es controlada por el recto anterior que actúa como desacelerador evitando la flexión exagerada de la rodilla, la fase media del balanceo es un periodo transición en la cual no hay actividad muscular.

La fase final del balanceo es un periodo de extensión de la rodilla controlada excéntricamente por los músculos isquiotibiales (Fig. 4.1), al final de dicha fase la rodilla se encuentra en extensión casi total.

4.2 ANÁLISIS DE MARCHA

Como puede verse la fase que más compromete a la extremidad inferior y por tanto a la rodilla es la fase de apoyo, específicamente durante el apoyo inicial, ya que la articulación además de soportar el peso corporal soporta las fuerzas inerciales producto del impacto con el suelo y la desaceleración de la extremidad.

Estableciendo ésta como la condición de carga mas crítica del ciclo de marcha y sabiendo que ésta ocurre durante el al 60 % del ciclo, se procedió a determinar la magnitud de las cargas que actúan sobre la rodilla por medio de un análisis de marcha.

La magnitud de la carga total de compresión axial sobre al rodilla en la fase de apoyo ésta en el orden de 3 a 5 veces el peso del cuerpo como fue determinado por Morrison, (1978) y Harrington, (1976). Posteriormente Little et al., (1986) reafirmaron estos valores.

Con fines comparativos en este trabajo se realizaron mediciones de esa fuerza sobre el mismo individuo del cual se tomaron las tomografías que permitieron reconstruir el modelo del hueso. Esto con la colaboración del *Laboratorio de Marcha del Hospital Ortopédico Infantil de Caracas*. El análisis de marcha completo incluyo los siguientes pasos:

4.2.1 Examen físico completo.

Es la etapa en la cual se toman medidas antropométricas en los puntos clave que definen el movimiento del cuerpo (Figuras 4.6 y 4.7).



Figura 4.6. Medición del pie.



Figura 4.7. Medición de la rodilla.

4.2.2 Video bidimensional de la marcha

Se realiza para evaluar visualmente las características de movimiento del individuo (Fig.4.8)



Figura 4.8. Video de la marcha en el que se tienen dos planos o puntos de referencia.

4.2.3 Cinemática tridimensional de las articulaciones de las extremidades del miembro inferior.

Se toman medidas espacio – temporales como velocidad, cadencia, porcentajes del apoyo/balanceo durante un ciclo de marcha, etc. Para estas mediciones se colocan marcadores infrarrojo que interactúan con una cámara de emisión recepción. (Figuras 4.9 y 4.10).

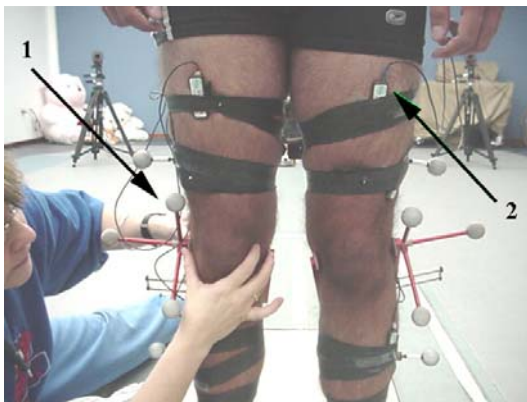


Figura 4.9. Colocación de los marcadores infrarrojos (1)
Sensores Electromiográficos (2).

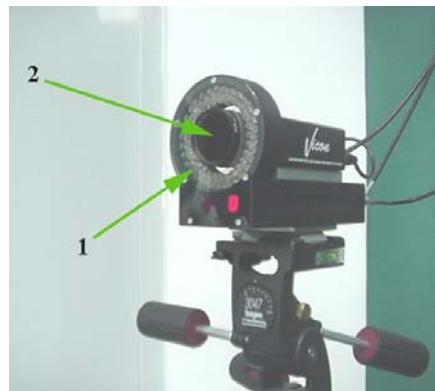


Figura 4.10. Cámara infrarroja, emisor (1),
receptor (2)

4.2.4 Actividad electromiográfica durante la marcha.

Se realiza a través de los sensores electromiográficos los cuales envían una señal al receptor (Fig. 4.11) se determina la actividad de los grupos musculares durante el ciclo de marcha.



Figura 4.11. Colocación del receptor para electromiografía.

4.2.5 Cinética tridimensional de las articulaciones de los miembros inferiores. (Estudio de las fuerzas que producen el movimiento).

La cinética articular puede ser calculada combinando la información de la posición articular (cinemática articular) obtenida por medio de los marcadores infrarrojos y la información de las placas de fuerza, las cuales deben de ser obtenidas simultáneamente (Fig. 4.12).

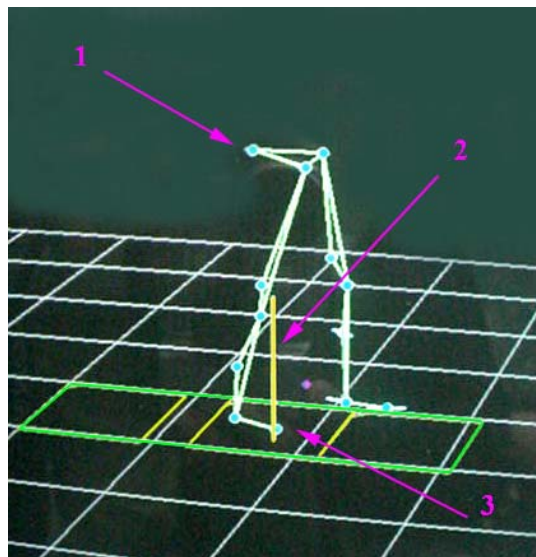


Figura 4.12. Simulación virtual a través de eslabones de las extremidades inferiores del individuo, señal de los marcadores (1), fuerza de reacción del suelo (2), placa de fuerza (3).

La cinética articular puede ser calculada combinando la información de la posición articular (cinemática articular) obtenida por medio de los marcadores infrarrojos y la información de las placas de fuerza, las cuales deben de ser obtenidas simultáneamente (Fig. 4.13). Los datos ofrecidos por las placas de fuerza solo pueden ser obtenidos si el paciente presenta una longitud de paso suficientemente larga que permita que un solo pie entre en contacto con la placa. La cinética consta de dos parámetros: potencia y momentos articulares, facilitando mas información sobre la causa del movimiento.

El **momento interno neto** representa la respuesta del cuerpo a una carga externa e indica qué grupo muscular está dominando, es decir, flexores o extensores.

La **potencia articular neta** indica cuando el poder es absorbido o generado por el músculo. También es un indicador con respecto a si el músculo se contrae excéntricamente (absorción de potencia) o concéntricamente (generación de potencia).

La cinética de la cadera, rodilla y tobillo se suministran en gráficas. En la primera fila se representa la cinemática de la articulación y por debajo su correspondiente momento articular y potencia. La cinética articular está normalizada para el peso corporal (Kg.) y a porcentajes del ciclo de marcha como en la cinemática.

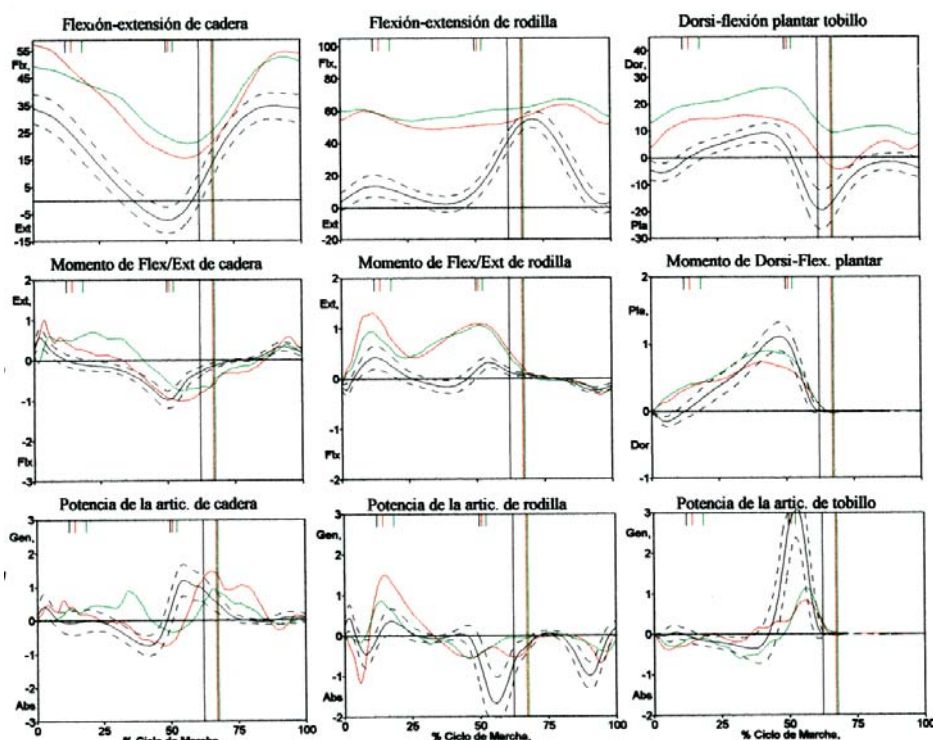


Figura 4.13. Gráficas del análisis de marcha, la primera fila en le eje y está en grados de rotación, la segunda en N-m, y la tercera en Watts. La línea roja corresponde a la pierna derecha, la verde a la izquierda, la línea negra la marcha ideal, y las líneas punteadas representan las desviaciones promedio.

4.2.6 Electromiografía Dinámica (EMGD)

La información de la EMGD es representada por múltiples ciclos de la marcha obtenidos de cada prueba muscular. El nombre del músculo y el lado es indicado sobre el gráfico (Fig 4.14). El disparo y tiempo normal de cada músculo es representada por una barra situada debajo de cada gráfica. La línea horizontal es normalizada en porcentajes del ciclo de marcha como en las gráficas de cinemática. La línea vertical representa el despegue separando la fase de apoyo y balanceo. La recolección de datos se logra con electrodos de superficie. La EMGD proporciona actividad y sincronización de los músculos pero no ofrece información sobre su fuerza.

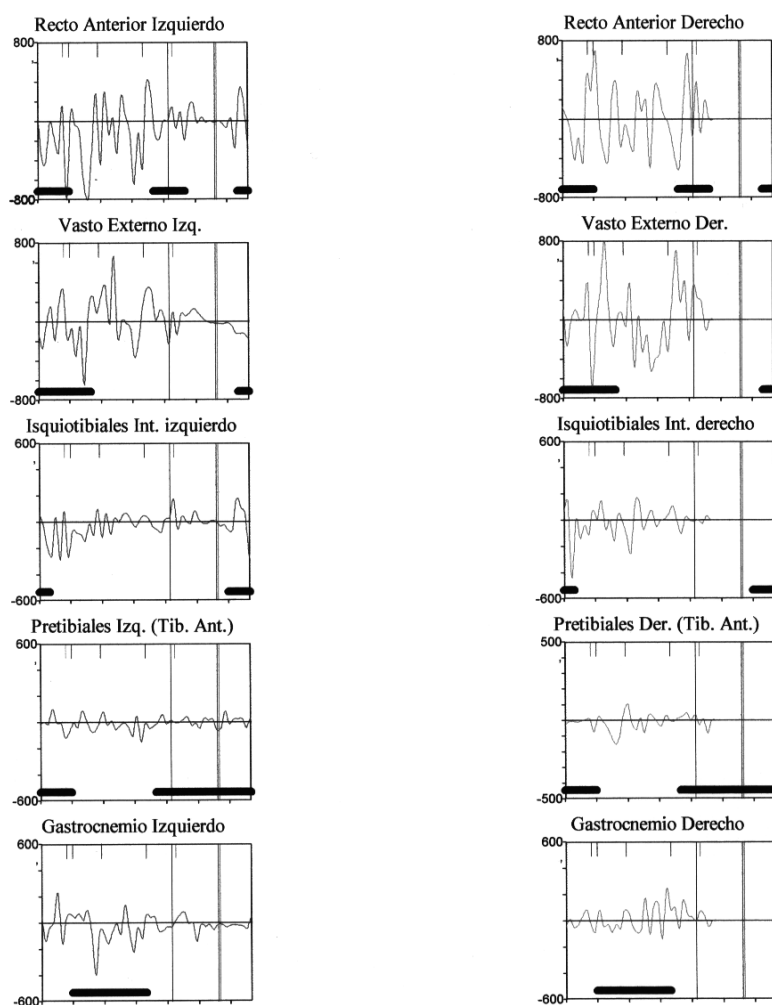


Figura 4.14. Gráficas de la actividad muscular

La información aportada por la electromiografía permitió determinar que el Cuadriceps es el grupo muscular con mayor actividad durante en inicio de la fase de apoyo.

Por medio de los datos obtenidos del análisis cinético y través del modelo matemático de simulación del software SIMM, que procesa toda la información del análisis de marcha, se estimó la fuerza del Cuadriceps con el fin de incluirla dentro de las condiciones de carga.

4.3 RESULTADOS DEL ANÁLISIS DE MARCHA.

Las mediciones realizadas arrojaron un valor de fuerza de compresión axial de tres veces el peso corporal (2450 N) actuando sobre la articulación en la fase de apoyo y durante una marcha normal. La fuerza del cuadriceps se estimó en 712.8 N. Estos valores son consecuentes con los obtenidos por Morrison, (1978) y Harrington, (1976).

Para una situación de trote, la fuerza sobre la articulación resultó ser de 5 veces el peso corporal (4065 N), con una fuerza del Cuadriceps de 1184 N.

Mediciones intermedias que determinaban sobre la articulación una fuerza en el orden de 4 veces el peso del cuerpo (3260 N), arrojaron un valor aproximado para la fuerza del Cuadriceps de 982 N. Estos resultados aparecen en la figura 4.15.

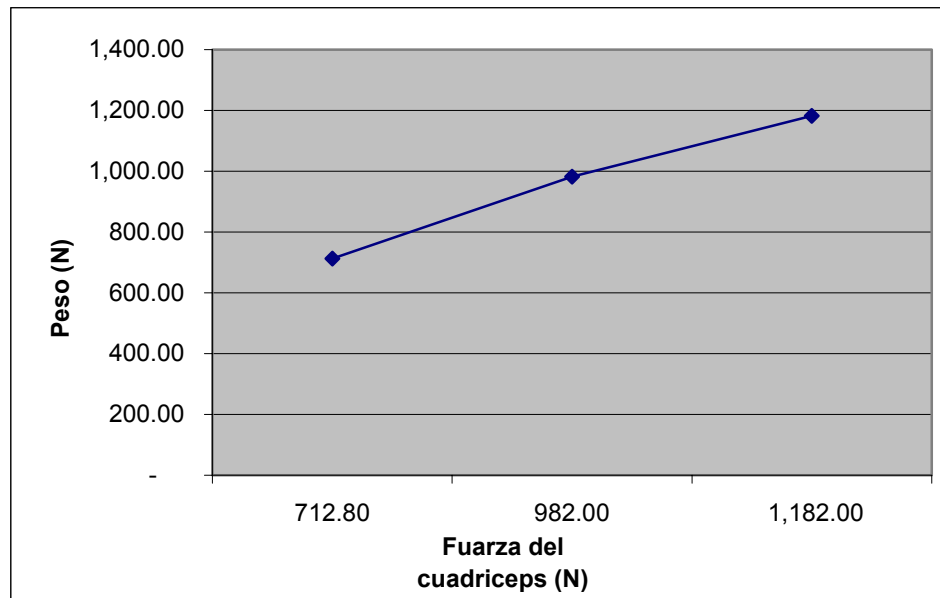


Figura 4.15. Gráfica de la fuerza del Cuadriceps contra incremento del peso.

De este análisis se puede concluir que la fuerza que actúa sobre la articulación y la fuerza del cuadriceps son proporcionales a la velocidad de la marcha.

Capítulo 5

Prótesis de rodilla

5.1 BIOMECÁNICA DE LA SUSTITUCIÓN DE LA RODILLA

El propósito de esta sección no es dar una exposición detallada de las prótesis y su colocación, sino simplemente discutir los principios generales.

La selección de materiales y modelos para el componente protésico en la rodilla está basado en las mismas consideraciones que en las otras articulaciones, aunque las condiciones de carga en la rodilla imponen requisitos más concretos que, por ejemplo, en la cadera. Igualmente, los medios de fijación se pueden seleccionar de la misma forma que se hace para otras articulaciones, pero considerando ciertas características especiales de la rodilla.

5.2 GAMA DE POSIBILIDADES

En la rodilla, como en cualquier otra articulación, se puede elegir el reemplazar ambas de las dos superficies articulares, la de la tibia y la del fémur, o tan sólo sustituir una de ellas. Existen además otras posibilidades, que son las siguientes: se puede sustituir la articulación patelofemoral, la tibiofemoral. Así se tiene una gama de posibilidades, desde sustituir sólo la parte posterior de la rótula, o una de las superficies de un cóndilo tibial, hasta las seis superficies de carga (dos cóndilos femorales, dos cóndilos tibiales, la rótula y la superficie rotuliana en el fémur).

Una decisión estrechamente relacionada con la articulación tibiofemoral es la de sustituir tan sólo las funciones de las superficies articulares o las de las superficies articulares y de los ligamentos. Esto es de una importancia fundamental, y lleva a unas divergencias importantes en el diseño protésico.

5.3 REQUISITOS BÁSICOS

Los requisitos básicos que debe cumplir una prótesis luego de su colocación se pueden enumerar de la siguiente manera:

1. Eliminar el dolor.
2. Corregir deformidades.
3. Aportar la estabilidad necesaria.
4. Aportar los índices de movilidad necesarios para llevar a cabo las actividades de la vida diaria.
5. Aportar las funciones mencionadas antes por un tiempo aceptable.
6. Dejar al paciente en tal estado que las consecuencias de un accidente no sean desproporcionadamente incrementadas.
7. Permitir un procedimiento de reemplazo en caso de que se haya que sustituir la prótesis.
8. Que el costo sea razonable.

Ninguno de los requisitos mencionados tiene un valor absoluto, y es difícil valorarlos. Lo que está claro es que los principales objetivos son la eliminación del dolor y la garantía de una vida satisfactoria en el tiempo de vida que le quede al paciente; pero, incluso si se consigue reducir el dolor agudo a un dolor soportable y ocasional, puede considerarse aceptable. Esta consideración es aplicable a los otros requisitos, y como ocurre en la mayoría de problemas de diseños de ingeniería, los requisitos están, hasta cierto punto, en una situación conflictiva, y el cumplir uno de ellos plenamente puede representar o incluso asegurar que otro no llegue a lograr su objetivo. Quizás el equilibrio esté en obtener una buena estabilidad y el evitar el aflojamiento.

5.4 BIOMATERIALES

5.4.1 Biomateriales metálicos

La mayoría de los metales empleados para fabricar implantes (Fe, Cr, Co, Ni, Mo, Ti, W y sus aleaciones con Carbono) pueden ser tolerados por el cuerpo en pequeñas cantidades y algunos de ellos resultan esenciales para muchas funciones biológicas. Los metales se deterioran por oxidación en contacto con el aire y por corrosión en un medio biológico, esto debido a que los estados de oxidación de los metales tienen menor energía libre que los estados puros. Los procesos de oxidación / corrosión producen problemas de debilitación del implante y de reacciones tisulares adversas, locales y sistémicas a los productos de corrosión. Estos problemas limitan el número de biomateriales metálicos a unos pocos: el acero inoxidable 316L, las aleaciones Cr-Co-Mo y las aleaciones de Ti.

Aleaciones de cromo-cobalto

Los nombres comerciales de las aleaciones de Cr-Co empleadas para la fabricación de implantes son Stellite^R, Vitallium^R, Vinertia^R, etc, con ligeras variaciones en su composición química. Los principales procedimientos para la obtención de la geometría final de una pieza metálica son la mecanización, (mediante arranque de viruta en una máquina-herramienta), el moldeo, (basado en la colada de metal líquido en un molde cuya geometría es el negativo de la geometría de la pieza que se desea obtener), y la forja, (obteniendo la forma final mediante sometimiento del material a elevadas presiones, normalmente a altas temperaturas, mediante matrices cuya geometría es el negativo de la pieza que se desea fabricar). Las aleaciones de Cr-Co no son mecanizables por endurecer tremendamente por acritud, fenómeno que se produce en las primeras pasadas por una máquina-herramienta. La forma de procesar este material para la fabricación de productos finales pueden ser por moldeo o por forja, siendo las composiciones de las aleaciones de moldeo y forja muy diferentes entre sí. La pequeña cantidad de molibdeno de las aleaciones de moldeo reduce el tamaño de grano durante la solidificación, incrementando su resistencia mecánica. Las aleaciones de moldeo reproducen a la perfección los pequeños detalles del molde. Aun así, los pequeños defectos superficiales de las aleaciones de moldeo pueden ser focos de corrosión por picaduras y la resistencia a corrosión aumenta cuando el moldeo se realiza a presión. La aleación endurece inmediatamente por acritud debido a su escasa

capacidad de deformarse plásticamente. Por ello, cuando se fabrica un implante con un trabajado en frío, el material debe recibir un tratamiento térmico final (normalmente un recocido a 1180°C) para eliminar las tensiones internas acumuladas por el trabajo en frío y mejorar su tenacidad. Las propiedades mecánicas de las aleaciones de Cr-Co son superiores a las de los aceros inoxidable. Su resistencia a fatiga y a corrosión resulta excelente. El mayor inconveniente de estas aleaciones es el asociado a los costos de los procesos de fabricación.

Aleaciones de Titanio

El titanio y sus aleaciones son empleados para la fabricación de implantes por su alta resistencia a la corrosión y su densidad relativamente baja (4.5 g/cm³ frente a 7.9, 8.3 y 9.2 g/cm³ del acero inoxidable y de las aleaciones de Cr-Co de moldeo y forja, respectivamente). La resistencia a la corrosión se debe a la película de óxido de titanio que se forma con rapidez sobre su superficie y que resulta inalterable en un medio fisiológico. Desde el punto de vista económico, aunque el precio del titanio dobla al del acero inoxidable, este efecto se compensa con su densidad, que es casi la mitad que la del acero. Por otra parte, dado que su resistencia mecánica es similar a la de los aceros empleados para la fabricación de implantes, su resistencia específica (relación entre resistencia mecánica y peso) duplica a la del acero.

Por sus limitadas características mecánicas y por la dificultad de su obtención en estado puro, el titanio se alea con otros elementos como Al, V, Mn, Si, Mo y Sn, lo que parece no restarle resistencia a corrosión y, en cambio, mejora sustancialmente sus propiedades mecánicas. Las aleaciones de titanio con un 6% de aluminio y un 4% de vanadio han sido recomendadas para la fabricación de implantes, aunque es un hecho reconocido que el empleo de esta aleación se debe fundamentalmente a su aplicación en otros campos. Comercialmente reciben diversos nombres (Tivanium^R, Tivaloy^R, Protasul-64WF^R, Tikrutan^R) según el fabricante.

La mayor resistencia a fatiga del Ti-6Al-4V se alcanza con una estructura de grano fino, lo que se consigue mediante forja en caliente. Sin embargo, debido a la alta afinidad química del titanio por el oxígeno, el nitrógeno y el hidrógeno, cualquier otro procedimiento de fabricación es preferible a la forja en atmósfera no controlada, desde el punto de vista de las propiedades mecánicas, fundamentalmente de la fatiga. En algunas aplicaciones la pieza de titanio se recubre con microesferas del mismo material de diámetros entre 50 y 250 µm, que se sueldan a la superficie mediante sinterización a 1200°C. Tras el sinterizado la porosidad se mantiene entre el 30 y el 50% y el diámetro medio de los poros oscila entre 50 y 400 µm, típicamente 200 µm. Los inconvenientes de este proceso de sinterizado es que los granos del metal se engrosan hasta alcanzar dimensiones superiores a 1 cm, lo que repercute en una disminución de las propiedades mecánicas a la fatiga, fragiliza el material y lo hace anisótropo. Las uniones de las esferas al núcleo son concentradores de tensiones y actúan como posibles iniciadores de grietas de fatiga.

5.4.2 Polietileno

El polietileno (PE) es un termoplástico lineal de estructura $(CH_2)_n$. De las 3 variedades comercialmente disponibles, de **baja densidad** (LD, *low density*), de **alta densidad** (HD, *high density*) y de **ultra-alto peso molecular** (UHMW), ultra-high molecular weight, con peso molecular superior a 2.000.000 g/mol), esta última ha sido ampliamente usada para la fabricación de implantes en cirugía ortopédica, especialmente para aquellos cuyas superficies soportan grandes cargas y están sometidas a fricción, como es el caso de las prótesis totales de cadera y rodilla. El polietileno no se disuelve en ningún agente conocido a temperatura ambiente. El único proceso de fabricación posible es el sinterizado, consistente en el moldeo de polvos a altas temperaturas y presiones.

Polímeros acrílicos e hidrogeles

Estos polímeros encuentran aplicaciones en lentes de contacto duros e implantables, cemento para fijación de prótesis articulares y prótesis dentales y, en general, en cirugía maxilofacial.

Los polímeros acrílicos son polímeros de adición y pueden presentarse en forma de monómero líquido o completamente polimerizado en esferas, láminas o barras.

El **PMMA** tiene mayor resistencia a tracción y temperatura de reblandecimiento que el polimetacrilato (PMA): 60 MPa y 125°C frente a 7 MPa y 33°C, respectivamente. El PMMA tiene un coeficiente de transmisión de luz muy alto (92%), un alto índice de refracción (1.49) y una excelente resistencia a la temperatura. Puede ser moldeado o mecanizado con herramientas convencionales. Presenta poca afinidad química y es biocompatible. Es frágil en comparación con otros polímeros.

El polímero acrílico que, más aplicaciones encuentra en cirugía ortopédica es el PMMA, empleado para asegurar la fijación firme de las prótesis articulares. El cemento óseo está fundamentalmente constituido por PMMA en polvo y monómero líquido de metil-metacrilato. El PMMA en polvo suele ser una mezcla de unos 40 g con la siguiente composición media másica: 15% de PMMA, 75% de copolímero de metilmetacrilato-estireno y 10% de sulfato de bario ($BaSO_4$). El $BaSO_4$ proporciona opacidad radiológica al cemento óseo. Un ejemplo del líquido empleado como iniciador de la polimerización es el producto *Surgical Simplex Radiopaque^R*, que contiene 20 ml de líquido de composición volumétrica: 97.4% de monómero de metilmetacrilato, 2.6% de N,N-dimetil-p-toluidina y 75±15 ppm de hidroquinona. La hidroquinona evita la polimerización prematura del componente líquido y la N,N-dimetil-p-toluidina se añade para iniciar y acelerar el curado o polimerización en frío (a temperatura ambiente, sin calor ni presión) del material.

Existen varios procedimientos de preparación del cemento óseo. Lindén (1991) ha mostrado que el mezclado manual de los componentes proporciona un cemento cuyas características mecánicas son muy variables. En este sentido, un mezclado

mecánico por centrifugación proporciona un cemento de resistencia entre un 5 y un 10% superior y, fundamentalmente, de propiedades mecánicas menos variables. Wixson et al. (1987) demostraron que la mezcla mediante centrifugación en vacío produce un cemento de menor porosidad y de propiedades mecánicas hasta un 24% superiores a las de un cemento producto de un. mezclado manual convencional.

Durante el curado del cemento óseo se incrementa la temperatura hasta unos 85°C (la normativa ASTM limita la temperatura máxima durante el curado a 90°C) y después de la colocación del cemento, la contracción del material oscila entre el 2.75 y el 5%. El cemento óseo absorbe un 0.5% de agua.

Las propiedades mecánicas todos estos materiales se presentan en la tabla 1.

Material	Resistencia (Mpa)	Módulo Elástico (MPa)	Relación de Poisson
PMMA	-	2.700	0.31
Polietileno (UHMW)	34	1.500	0.54
Aleación Cr-Co-Mo (Forjadas)	800	230.000	0.27
Titanio Ti-6Al-4V	900	110.000	0.33

Tabla 1. Propiedades mecánicas de los biomateriales (Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación, 1999).

5.5 PRÓTESIS SELECCIONADA PARA EL ESTUDIO

El modelo seleccionado toma como base de la prótesis modular tipo Insall-Burstein II (US PAT. 4289.992) San Antonio y Müller-Karger (2000). Esta prótesis tiene sus componentes tibiales fabricados de Polietileno (UHMW) y Aleación forjada de Cr-Co-Mo (figura 5.1). Esta prótesis generalmente no requiere cemento para su colocación, por lo que este material no se tomó en cuenta para el modelo que se analizó.

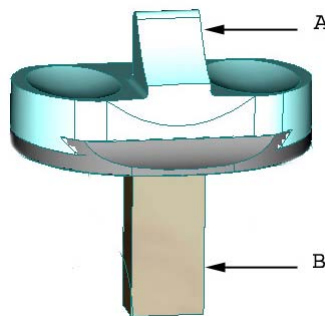


Figura 5.1 Prótesis Insall Burstein II, parte de polietileno (UHMW) (A), parte de Cr-Co (B).

San Antonio y Müller-Karger desarrollaron el modelo la prótesis tomando medidas directamente de una muestra, para luego trasladarlas al software CAD/CAM Proengineer 2000i², reproduciendo así un modelo computacional de la misma.

5.6 COLOCACIÓN DE LA PRÓTESIS

5.6.1 Incisión quirúrgica.

En este primer paso se realiza un corte sobre la piel del paciente para acceder a la estructura interna muscular de la rodilla. Este corte puede variar en forma y longitud como se muestra en la figura.5.2.

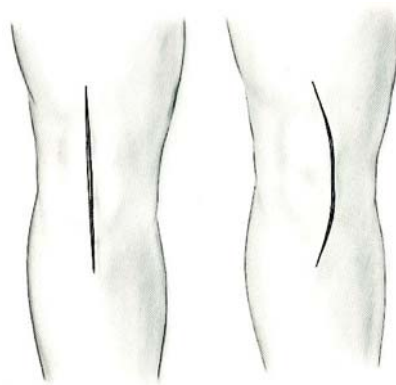


Figura 5.2 Dos tipos de incisiones dependiendo de la forma en que se quiera exponer la rodilla a artroplastia. La primera de izquierda a derecha muestra un corte longitudinal anterior, la segunda un corte medio rotular. (Total knee arthroplasty, 1993)

5.6.2 Incisión muscular.

Se corta sobre el tejido muscular alrededor de la rotula con el fin de exponer la tibia y el fémur así como tener acceso a las otras estructuras de la articulación como los meniscos, ligamentos cruzados y ligamentos laterales (Fig.5.3).

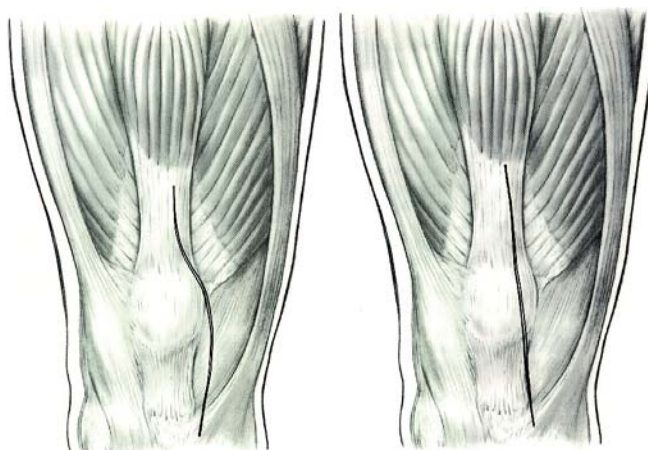


Figura 5.3. Cortes musculares estándar realizados en una artroplastia. El primero pasa a lo largo del tendón del cuadriceps y al lado de la rotula. El segundo pasa por el tendón del cuadriceps y corta el tejido suave sobre la rotula. (Total knee arthroplasty, 1993)

5.6.3 Determinación de los ejes mecánicos.

Los ejes mecánicos de la pierna sirven como referencia para realizar los cortes necesarios en la instalación de la prótesis. El alineamiento de los ejes para realizar los cortes en el fémur se hace referido al eje mecánico, el cual es la línea que va desde la escotadura intercondílea hasta el centro de la cabeza femoral. De manera similar el corte de la tibia toma como referencia el eje mecánico que va desde la escotadura intercondílea hasta el centro del tobillo (Fig. 5.4).

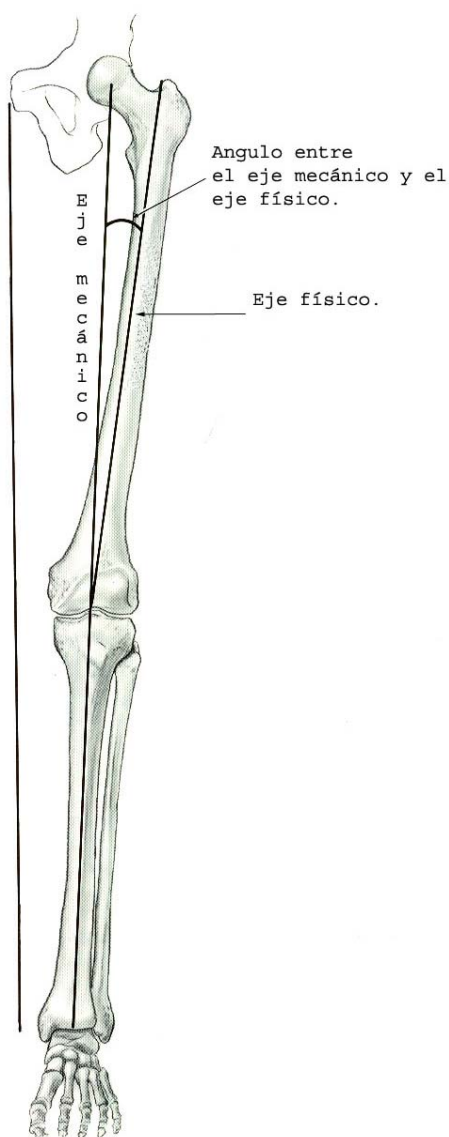


Figura 5.4. Ejes mecánicos y físicos de la pierna. (Total knee arthroplasty, 1993)

5.6.4 Colocación de las herramientas de corte.

Sobre la tibia se instala un mecanismo de guía para la sierra que realiza el corte, el eje de esta guía se alinea de manera conveniente con el eje mecánico del hueso como se demuestra en la figura 5.5. En el plano lateral la guía de la sierra se orienta de manera que forme un ángulo entre 0 y 10 grados con la horizontal. El valor preciso de este ángulo dependerá del tipo de prótesis y las necesidades del paciente.

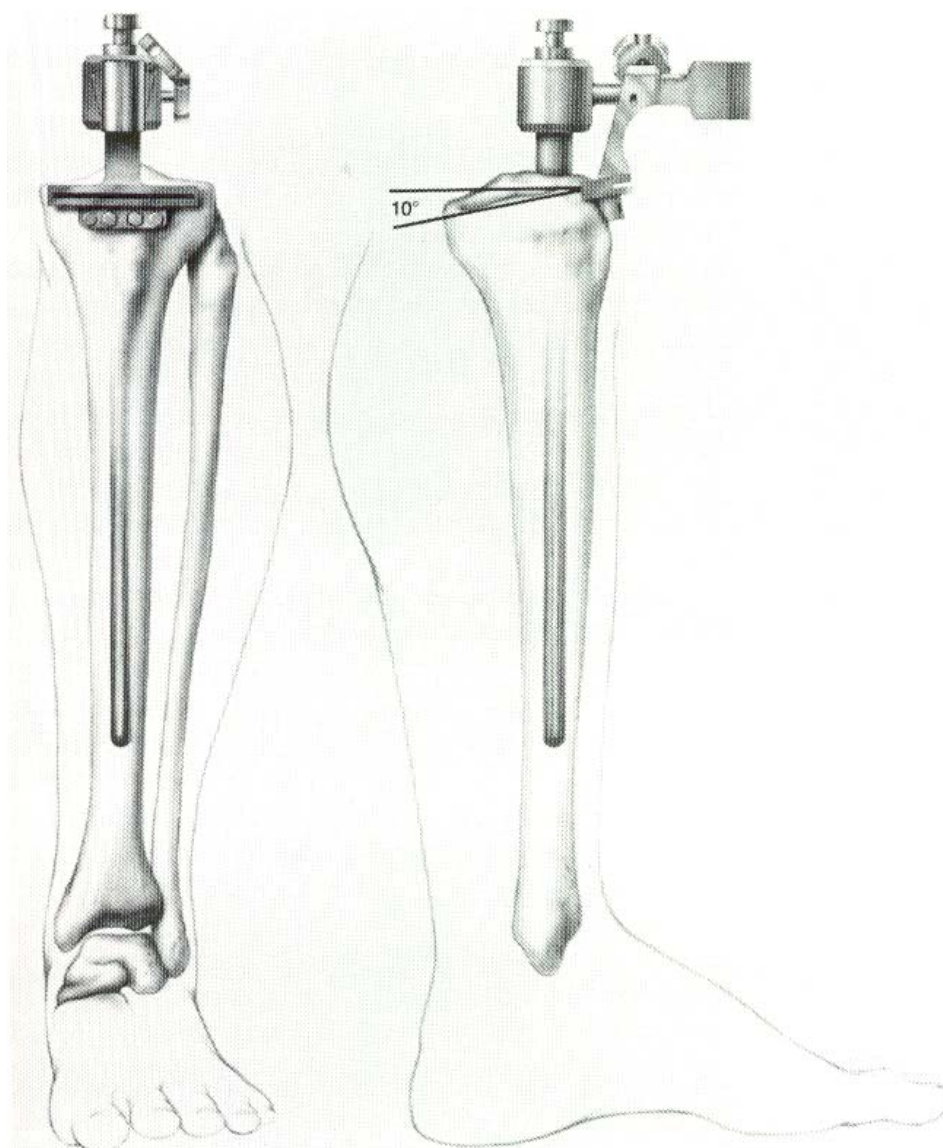


Figura 5.5. Alineamiento de la guía para la sierra para el corte tibial. El eje de la guía se introduce a lo largo del canal medular, si el canal medular es muy estrecho puede ajustarse el eje de la guía para obtener mayor precisión de corte. (Total knee arthroplasty, 1993)

Los cortes sobre el fémur se realizan con una guía similar alineada a su eje mecánico. Los ángulos y la longitud de dichos cortes dependen nuevamente de la características de la prótesis a colocar (Fig. 5.6 y 5.7).

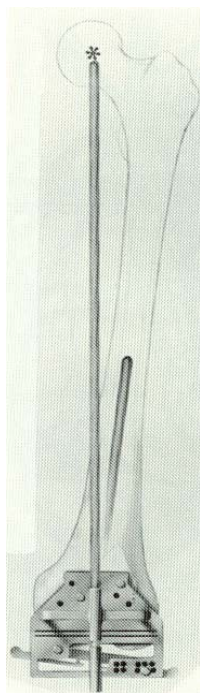


Figura 5.6. Guía para el corte de fémur.
(Total knee arthroplasty, 1993)

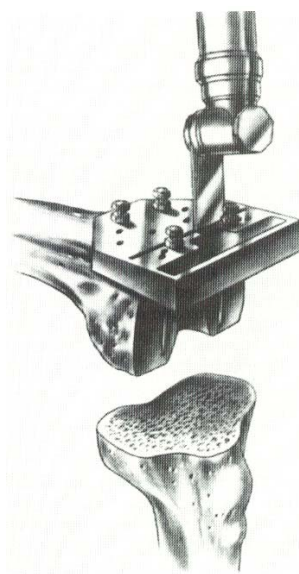


Figura 5.7. Corte del fémur y de la tibia.
(Total knee arthroplasty, 1993)

5.6.5 Abertura del canal para el vástago de la prótesis.

Esta abertura se hace con una broca que abre un agujero sobre el corte realizado en la tibia y perpendicular al mismo. La profundidad del agujero depende de la longitud del vástago (Fig. 5.8).

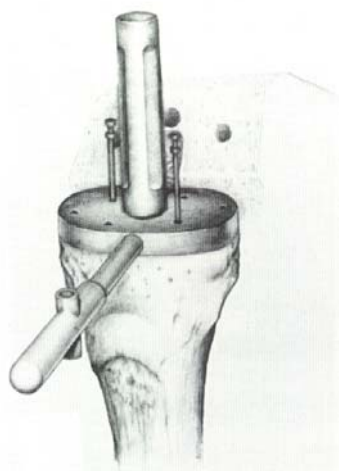


Figura 5.8. Apertura del agujero para el vástago de la prótesis. (Total knee arthroplasty, 1993)

5.6.6 Colocación de la prótesis.

Sobre los huesos cortados, se colocan los componentes femoral y tibial de la prótesis la ubicación final de los mismos se decide de manera de garantizar la completa y normal movilidad de la articulación, uno de los parámetros mas importantes que se toma como referencia es la ubicación del centro del componente tibial con respecto al borde medial de la tuberosidad de la tibia (Fig. 5.9). Posterior a esto se cierran las aberturas realizadas y el paciente entra en la etapa de rehabilitación.

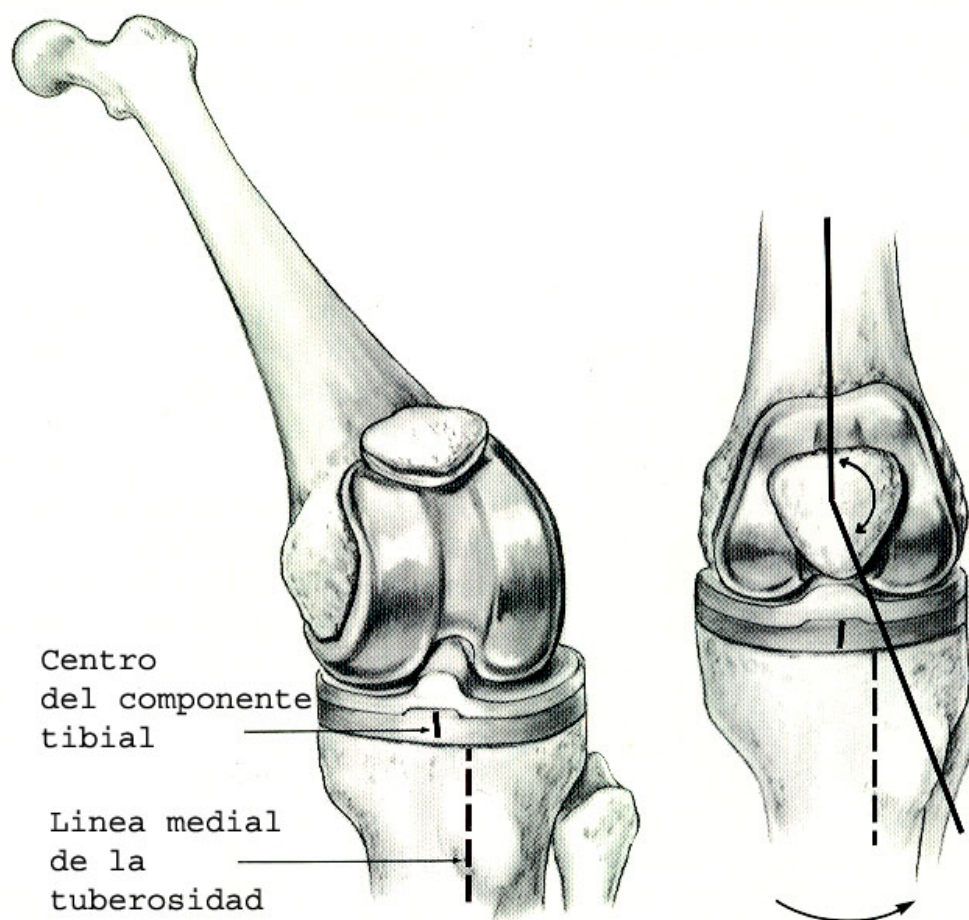


Figura 5.9. Ubicación general del centro del componente tibial respecto a la línea medial de la tuberosidad de la tibia. Puede observarse que se encuentran un tanto desalineados. (Total knee arthroplasty, 1993)

5.7 COLOCACIÓN DE LA PRÓTESIS EN EL MODELO DE HUESO

Los pasos descritos anteriormente se aplican al modelo computarizado de la tibia usando los comandos de corte y ensamble del software Proengineer 2000i, obteniendo así un modelo que contiene tanto a la tibia como al componente protésico que en ella se coloca como se muestra en la figuras 5.10.

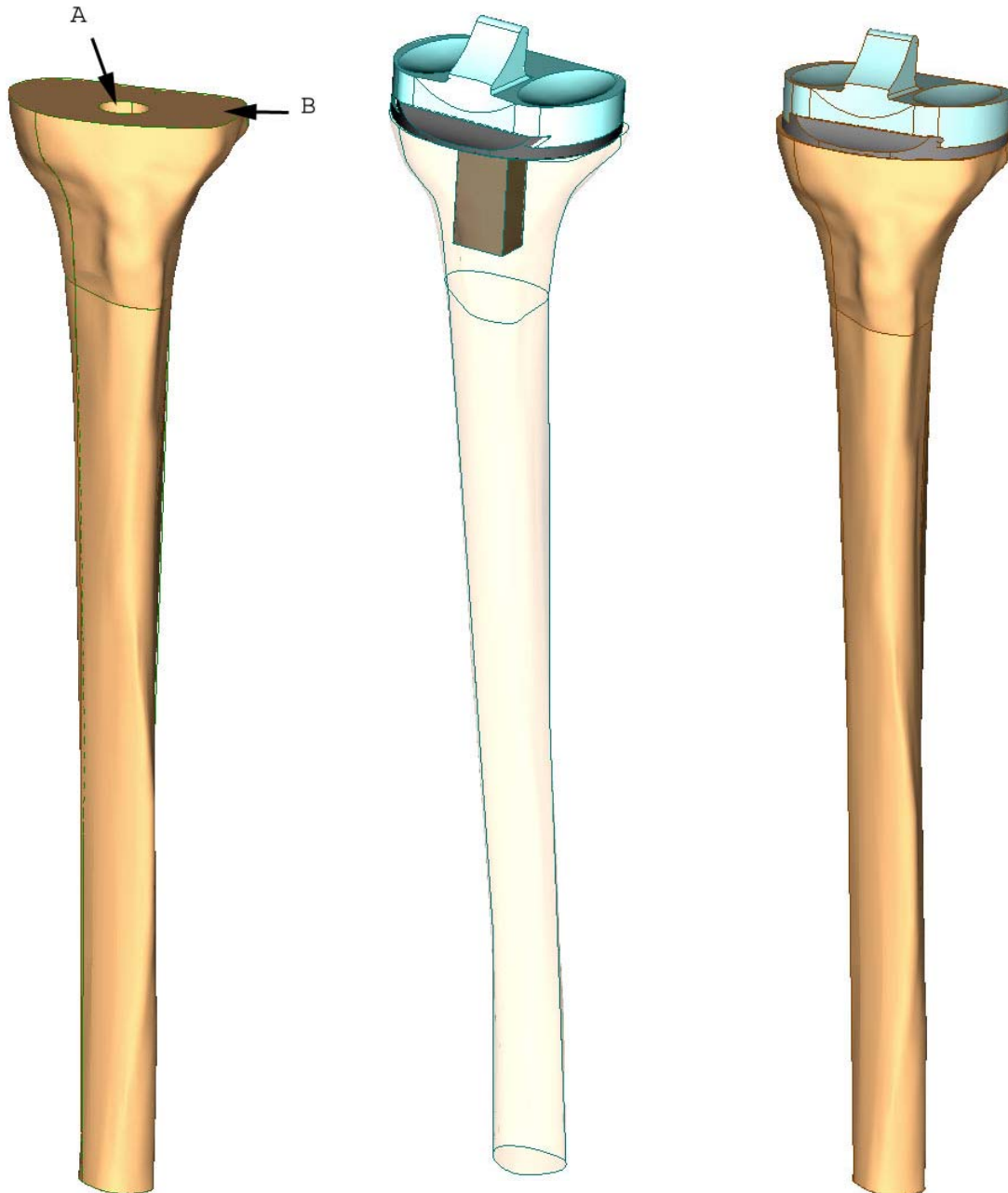


Figura 5.10. Colocación sobre la prótesis sobre el hueso. Agujero para el vástago de la prótesis (A), corte transversal sobre la meseta tibial (B).

Capítulo 6

Simulación por elementos finitos

6.1 MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS

El proceso de simulación del modelo obtenido bajo las condiciones descritas, se realizó por medio del Método de los Elementos Finitos. No es el propósito de este trabajo dar una explicación profunda del método por lo que se presenta una explicación general del mismo y las razones por la que se escogió como herramienta de trabajo.

Los métodos numéricos son técnicas mediante las cuales es posible formular problemas de tal forma que puedan resolverse usando operaciones aritméticas. Aunque hay muchos tipos de métodos, todos comparten una característica común: invariablemente llevan a cabo un buen número de tediosos cálculos aritméticos.

El éxito de los métodos numéricos ha sido su capacidad de reducir la complejidad que presenta la solución de problemas continuos, a través de la discretización de ese problema, de tal modo de obtener soluciones aproximadas a la solución para un medio continuo.

Son muchas las facetas de la ingeniería en las que se precisa determinar la distribución de tensiones y deformaciones en un medio continuo elástico. Los casos particulares de dichos problemas pueden variar desde los casos de tensión plana hasta el análisis de sólidos tridimensionales.

En todos estos casos el número de interconexiones entre un “elemento finito” cualquiera rodeado por fronteras imaginarias y los elementos vecinos a él es infinito. Es difícil por lo tanto apreciar a primera vista como pueden discretizarse problemas de este tipo (Zienkiewicz y Taylor, 1994).

La evolución de estos métodos, a través de la interacción de la ingeniería y la matemática condujo a partir de la década de los 60 a definir el estado actual de uno de ellos; el Método de los Elementos Finitos.

Se puede definir este método como un procedimiento de aproximación de problemas continuos. En este método el medio continuo se divide en un número finito de partes o elementos, cuyo comportamiento se describe mediante un número finito de parámetros. La solución del sistema completo como el ensamblaje de los elementos sigue las mismas reglas que se aplican a los problemas tipo. Es decir que el método de análisis sigue un patrón general que puede aplicarse a todos los sistemas discretos, desde el más sencillo al más complejo.

Para discretizar el medio pueden utilizarse elementos de distintas geometrías como tetraédros y/o hexaedros, dependiendo de la capacidad de generación de elementos que se disponga.

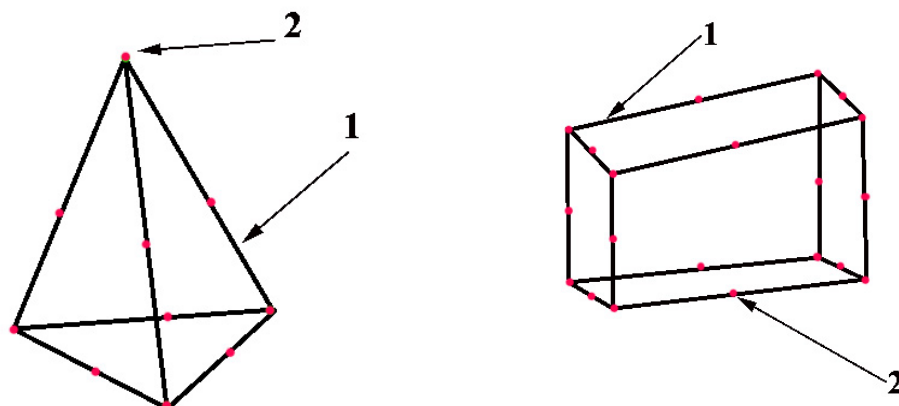


Figura 6.1. Elementos finitos tetraédricos y hexaédricos, elementos (1), nodos (2).

Dichos elementos se entrelazan entre si a través de nodos, formando una malla que reproduce de manera aproximada la geometría involucrada, siendo intuitivo darse cuenta que a mayor número de elementos contenidos en la malla, mejor será la aproximación a la geometría real (Fig.6.1).

La interacción de esta malla con las condiciones de contorno que se le asignen; cargas, restricciones de movimiento etc., generan incógnitas que definen el comportamiento del modelo, las cuales pueden ser planteadas y resueltas por medio de ecuaciones diferenciales. Por supuesto un mayor número de elementos genera una mayor cantidad de incógnitas.

6.2 ECUACIONES BÁSICAS DEL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Con el fin de facilitar la lectura de la siguiente formulación, los vectores y matrices serán escritos en negrita. El elemento se define por ocho nodos i, j, k, l, m, n, o, p y por líneas rectas. Aproximando los desplazamientos $\mathbf{u}$, por medio de la ecuación 6.1

$$\mathbf{u} \approx \bar{\mathbf{u}} = \sum \mathbf{N}_i \mathbf{a}_i^e = [\mathbf{N}_i, \mathbf{N}_j, \mathbf{N}_k, \dots] \left\{ \begin{matrix} \mathbf{a}_i \\ \mathbf{a}_j \\ \mathbf{a}_k \\ \vdots \end{matrix} \right\}^e = \mathbf{N} \mathbf{a}^e \quad (6.1)$$

donde $\mathbf{a}_i$ son las incógnitas a determinar en los nodos y $\mathbf{N}_i$ son las funciones de interpolación de las que se hablará con mas detalle. En el caso particular de la tensión en el espacio tridimensional:

$$\mathbf{u} = \{u(x, y, z) \quad v(x, y, z) \quad w(x, y, z)\} \quad (6.2)$$

representa los movimientos en las tres direcciones de un punto cualquiera de un elemento e y

$$\mathbf{a}^e = \{u_i \quad v_i \quad w_i\}^e \quad (6.3)$$

los correspondientes desplazamientos en el nodo i . Las funciones $N_i, N_j, N_k, N_l...$ han de escogerse de manera que al sustituir en la ecuación (4.1) en las coordenadas de los nodos se obtengan los correspondientes desplazamientos nodales, por lo cual toman los valores:

$$\begin{aligned} N_i(x_i, y_i, z_i) &= 1 & (\text{matriz Identidad}) \\ N_i(x_j, y_j, z_j) &= N_i(x_k, y_k, z_k) = 0, \text{ etc.} & (\text{matriz nula}) \end{aligned} \quad (6.4)$$

Una vez conocidos los desplazamientos para todos los puntos del elemento pueden determinarse las deformaciones ($\boldsymbol{\varepsilon}$) en función de los desplazamientos. De forma matricial se puede escribir:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{S}\mathbf{u} \quad (6.5)$$

donde $\mathbf{S}$ es el siguiente operador lineal:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{xz} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial z} \\ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \\ \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial z} & \frac{\partial}{\partial y} \\ \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} = \mathbf{S}\mathbf{u} \quad (6.6)$$

Sustituyendo la ecuación (6.1) se tiene:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{S}\mathbf{N}\mathbf{a} = \mathbf{B}\mathbf{a} \quad (6.7)$$

conocidas las funciones de interpolación $N_i, N_j, N_k, N_l...$ es fácil obtener la matriz $\mathbf{B}$, que relaciona las deformaciones con los desplazamientos de los nodos.

$$\mathbf{B} = \sum_{i=1}^n \mathbf{B}_i = \sum_{i=1}^n \begin{bmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial z} \\ \frac{\partial N_i}{\partial y} & \frac{\partial N_i}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial z} & \frac{\partial N_i}{\partial y} \\ \frac{\partial N_i}{\partial z} & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial x} \end{bmatrix} \quad (6.8)$$

y $\mathbf{B}_i$ es la matriz de deformación del elemento para un nodo i .

Las tensiones se relacionan con las deformaciones por medio de la ley de Hooke. Considerando además que el sistema puede tener tensiones residuales $\boldsymbol{\sigma}_0$ y deformaciones iniciales $\boldsymbol{\epsilon}_0$, la ecuación que describe este comportamiento es:

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D}(\boldsymbol{\epsilon} - \boldsymbol{\epsilon}_0) + \boldsymbol{\sigma}_0 \quad (6.9)$$

donde $\mathbf{D}$ es la matriz de elasticidad que contiene las propiedades del material y $\boldsymbol{\sigma}$ es el vector de tensiones que se expresa como :

$$\boldsymbol{\sigma} = \{\sigma_x \quad \sigma_y \quad \sigma_z \quad \tau_{xy} \quad \tau_{yz} \quad \tau_{xz}\}^T \quad (6.10)$$

Para un medio isotrópico, la matriz $\mathbf{D}$ puede definirse en función de sus constantes usuales módulo de Young (E) y del coeficiente de Poisson (ν).

$$\mathbf{D} = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{(1-\nu)} & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ & 1 & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ & & 1 & 0 & 0 & 0 \\ & & & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 \\ & & & & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ & & & & & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \end{bmatrix} \quad (6.11)$$

*Matriz
Simétrica*

Si definimos $\mathbf{q}^e$ como las fuerzas que actúan en los nodos, éstas deben equilibrarse con las tensiones en el contorno y las fuerzas distribuidas $\mathbf{b}$ que actúan en el elemento, como muestra la figura 6.2. Estas fuerzas tienen el mismo número de componentes que el desplazamiento nodal correspondiente, por tanto

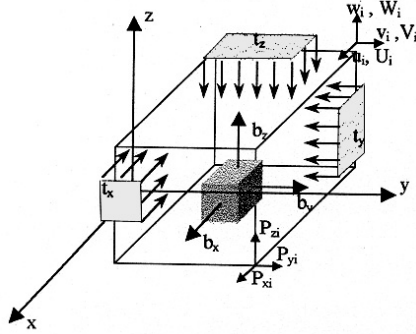


Figura 6.2 Fuerzas sobre un elemento finito.

$$\mathbf{q}_i^e = \{U_i \quad V_i \quad W_i\}^e$$

$$\mathbf{b} = \{b_x \quad b_y \quad b_z\}$$
(6.12)

para establecer la equivalencia estática entre las fuerzas nodales, las tensiones actuales en el contorno y fuerzas distribuidas, se impone un desplazamiento virtual arbitrario $\delta \mathbf{a}^e$ y se iguala el trabajo virtual de todas las fuerzas involucradas. El trabajo virtual efectuado por las fuerzas nodales es

$$\delta W = \delta \mathbf{a}^{eT} \mathbf{q}^e \quad (6.13)$$

El trabajo virtual interno por unidad de volumen efectuado por las tensiones y las fuerzas distribuidas es:

$$\delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} - \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} = \delta \mathbf{a}^{eT} (\mathbf{B}^T \boldsymbol{\sigma} - \mathbf{N}^T \mathbf{b}) \quad (6.14)$$

igualando estas dos expresiones e integrando sobre el volumen del elemento:

$$\delta \mathbf{a}^{eT} \mathbf{q}^e = \delta \mathbf{a}^{eT} \left(\int_{V^e} \mathbf{B}^T \boldsymbol{\sigma} dV - \int_{V^e} \mathbf{N}^T \mathbf{b} dV \right) \quad (6.15)$$

Esto se cumple para cualquier desplazamiento virtual por lo que se puede escribir:

$$\mathbf{q}^e = \int_{V^e} \mathbf{B}^T \boldsymbol{\sigma} dV - \int_{V^e} \mathbf{N}^T \mathbf{b} dV \quad (6.16)$$

Esta expresión es válida para cualquiera que sea la relación entre tensiones y deformaciones, y representa la ecuación de equilibrio para un elemento:

$$\mathbf{q}^e = \mathbf{K}^e \mathbf{a}^e + \mathbf{f}^e \quad (6.17)$$

donde se define la matriz de rigidez como:

$$\mathbf{K}^e = \int_{V^e} \mathbf{B}^T \mathbf{D} \mathbf{B} dV \quad (6.18)$$

y los vectores de carga asociados:

$$\mathbf{f}^e = - \int_{V^e} \mathbf{N}^T \mathbf{b} dV - \int_{V^e} \mathbf{B}^T \mathbf{D} \boldsymbol{\varepsilon}_0 dV + \int_{V^e} \mathbf{B}^T \boldsymbol{\sigma}_0 dV \quad (6.19)$$

Esta última expresión representa las fuerzas másicas, las deformaciones iniciales y las tensiones iniciales.

Cuando se resuelve el problema en su totalidad las fuerzas internas se cancelan y es necesario considerar una carga por unidad de superficie $\mathbf{t}$ aplicada al sistema completo, por lo que el vector de fuerzas equivalentes toma la forma:

$$\mathbf{f} = - \int_V \mathbf{N}^T \mathbf{b} dV - \int_A \mathbf{N}^T \mathbf{t} dA - \int_V \mathbf{B}^T \mathbf{D} \boldsymbol{\varepsilon}_0 dV + \int_V \mathbf{B}^T \boldsymbol{\sigma}_0 dV \quad (6.20)$$

y la matriz de rigidez:

$$\mathbf{K} = \int_V \mathbf{B}^T \mathbf{D} \mathbf{B} dV \quad (6.21)$$

resultando la ecuación matricial clásica que es necesario resolver en cualquier análisis de elementos finitos:

$$\mathbf{K} \mathbf{a} = \mathbf{f} \quad (6.22)$$

6.3 SIMULACIÓN.

6.3.1 Caracterización.

A partir del modelo del hueso (Capítulo 3), ensamblado con el modelo de la prótesis (Capítulo 4), estos fueron caracterizados utilizando valores de propiedades mecánicas encontradas en la literatura. Estos valores fueron descritos en capítulos anteriores y se presentan resumidos a continuación; se asume que el hueso compacto es homogéneo e isotrópico con una constante de Poisson de 0.3, con un módulo de Young de 17.2 GPa, (Reilly y Burstein, 1974), (Carter y Hayes, 1977) y (Carter y Spengler, 1978). Para el componente de polímero (UHMW) de la prótesis se toma la constante de Poisson de 0.3, Módulo de Young 1.72 Mpa, en cuanto a el componente metálico (Cromo-Cobalto), se toma un Poisson de 0.3 y el módulo de Young 248 Mpa.

6.3.2 Discretización geométrica.

El modelo fue mallado con el software Nastran 4.5, utilizando elementos tetraédricos de 10 nodos y se optimizó el tamaño de los mismos (Figura 6.3).

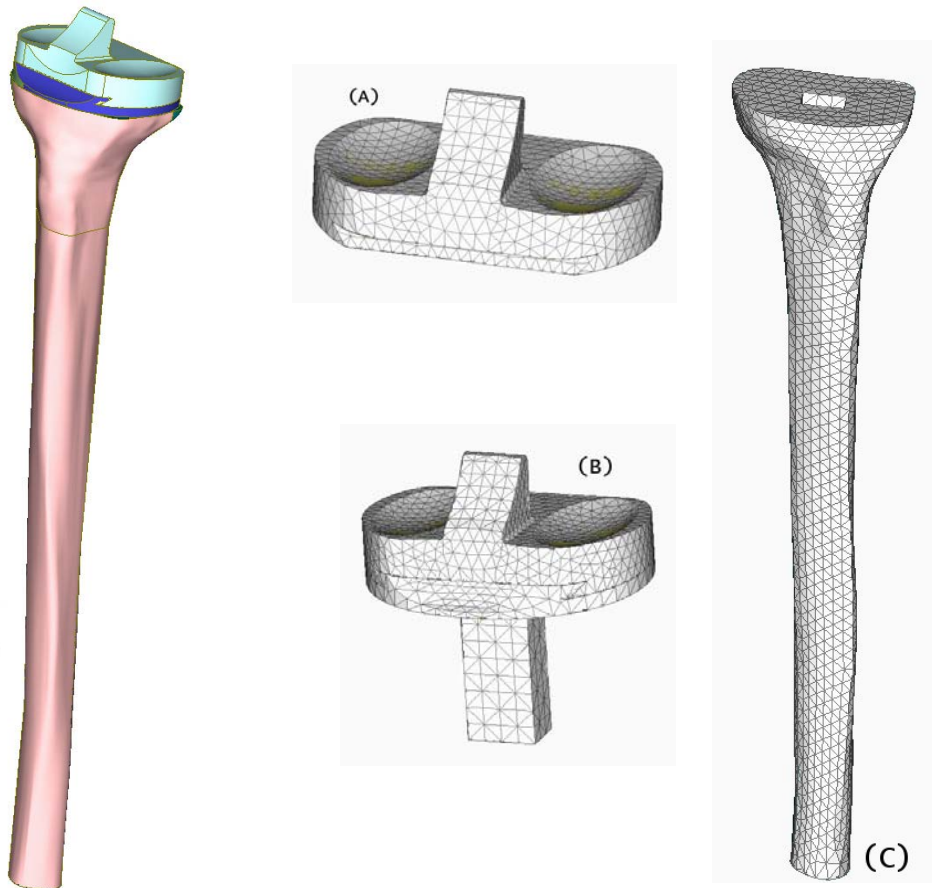
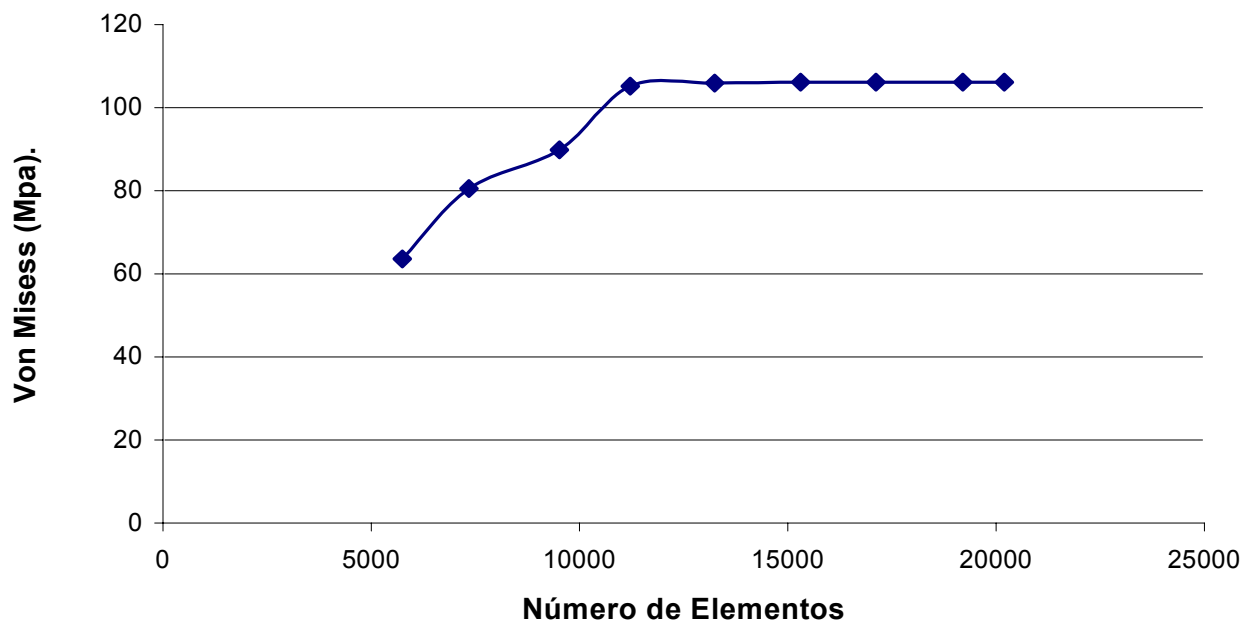


Figura 6.3. Izquierda modelo sin malla, derecha componente plástico (A) nodos: 11058, elementos: 6258; Prótesis completa (B) nodos: 14835, elementos: 8245; Tibia (C) nodos: 11249, elementos: 5947.

La razón de utilizar elementos tetraédricos fue la complejidad en la geometría del hueso y de la prótesis; la subrutina de mallado hexaédrico automático del Nastran no producía una malla de características aceptables.

El número total de nodos y elementos fue 20.778 y 13.115 respectivamente. Para llegar a estos valores se realizó un estudio de convergencia en el cual se tomó como parámetro de referencia el esfuerzo máximo del modelo, y se aumentó el número de elementos hasta que la variación en el valor del esfuerzo máximo fue menor al 3% (Gráfica 6.1)



Gráfica 6.1. Convergencia del modelo de Elementos Finitos.

6.3.3 Aplicación de las cargas.

Se analizaron tres casos de carga:

- En los dos primeros actuaba sobre el modelo una fuerza de tres veces el peso corporal respectivamente aplicada en forma distribuida sobre la superficie de los platillos tibiales de la prótesis, correspondiendo 1/3 de la carga al platillo lateral y 2/3 al medial. Entre los dos solo varió la geometría de la prótesis.
- El caso restante, con las mismas condiciones anteriores y adicionalmente actuando la fuerza muscular del cuádriceps sobre el modelo de la tibia distribuida en el área de su inserción (Fig.6.4).

La fuerza del caso a se aplicó en áreas de contacto de 250 mm^2 , la de la acción muscular en un área de 150 mm^2 .

La superficie en la base del modelo se restringió en los tres grados de libertad de traslación, representando un empotramiento en la parte distal del hueso. (Fig. 6.4).

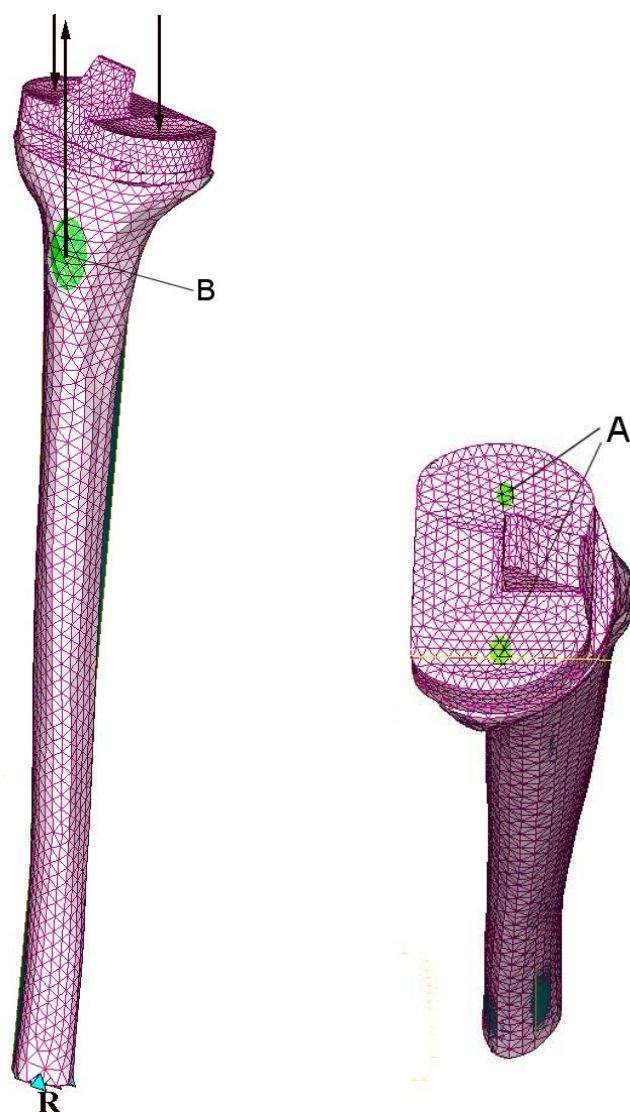


Figura 6.4. Fuerzas aplicadas sobre el modelo, la de sentido ascendente representa la acción muscular, las descendentes el peso, en la parte inferior indicado con la letra R la restricción de movimiento, inserción del cuádriceps (B). Puede observarse en el detalle superior de la prótesis las áreas en las cuales se aplicaron las fuerzas descendentes (A).

El proceso de simulación consumió 10,34 min., en una computadora Intergraph Pentium II 350 MHZ.

Capítulo 7

Análisis de resultados y discusión

Para analizar y discutir los resultados obtenidos primero debe establecerse algún criterio acerca del mecanismo de falla del material que haga posible establecer los efectos de los estados de esfuerzo en el material. Con este fin en este trabajo se toma el criterio de Von Mises.

7.1 CRITERIO DE VON MISES

Este se basa en el cálculo de la energía de distorsión en un material dado, es decir de la energía asociada con cambios en la forma del material (distinto de la energía asociada con el cambio de volumen del mismo material). De acuerdo con este criterio, conocido como de Von Mises, debido al matemático germano-americano Richard Von Mises (1883-1953), un componente estructural es seguro siempre que el máximo valor de la energía de distorsión por unidad de volumen en ese material permanezca más pequeño que la energía de distorsión por unidad de volumen requerida para hacer fluir una probeta del mismo material sometida a tensión.

A partir del valor de la energía de distorsión cuando ocurre la fluencia del material se deduce la expresión para el esfuerzo de Von Mises, donde σ_1 , σ_2 , σ_3 son los esfuerzos principales en un estado triaxial de tensiones. La fluencia ocurre cuando el esfuerzo equivalente de Von Mises supera el límite elástico.

$$\sigma_{ym} = \sqrt{3/2 [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]}$$

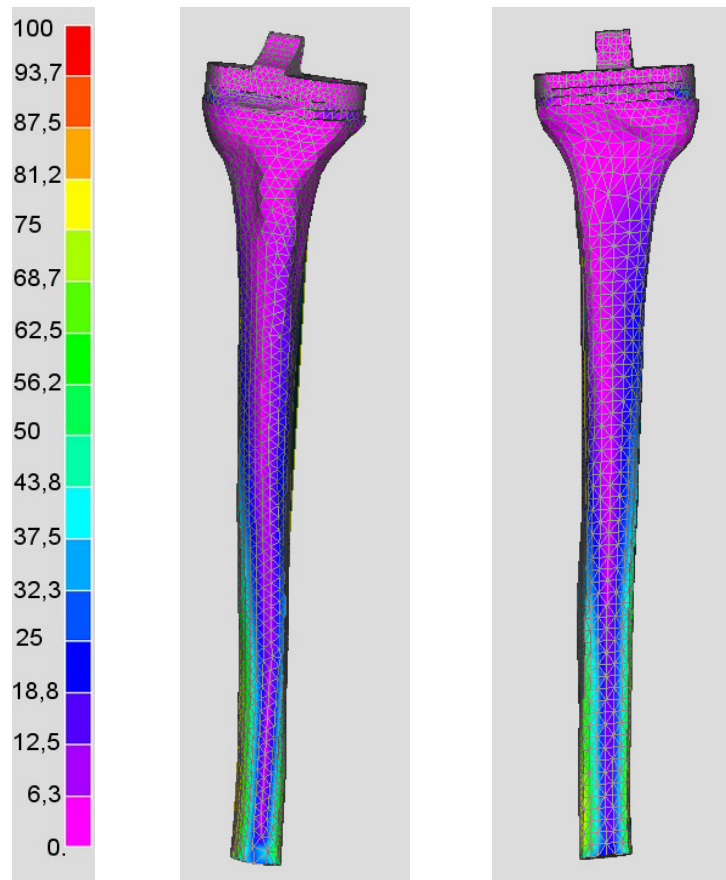
El criterio de Von Mises es continuamente utilizado en modelos numéricos para identificar las zonas para identificar las zonas críticas o las zonas con mayores solicitaciones mecánicas (Hayes, 1991). Se establece entonces como criterio de trabajo la comparación de las tensiones de límite de fluencia con los valores obtenidos para los esfuerzos sobre el modelo.

A continuación se presentan los resultados de los tres casos de carga estudiados, en los cuales quiere obtener la distribución de los esfuerzos, sus valores máximos y la variación de los mismos debido a cambios en la geometría y la colocación de la fuerza del músculo cuádriceps sobre el modelo.

7.2 CASO A

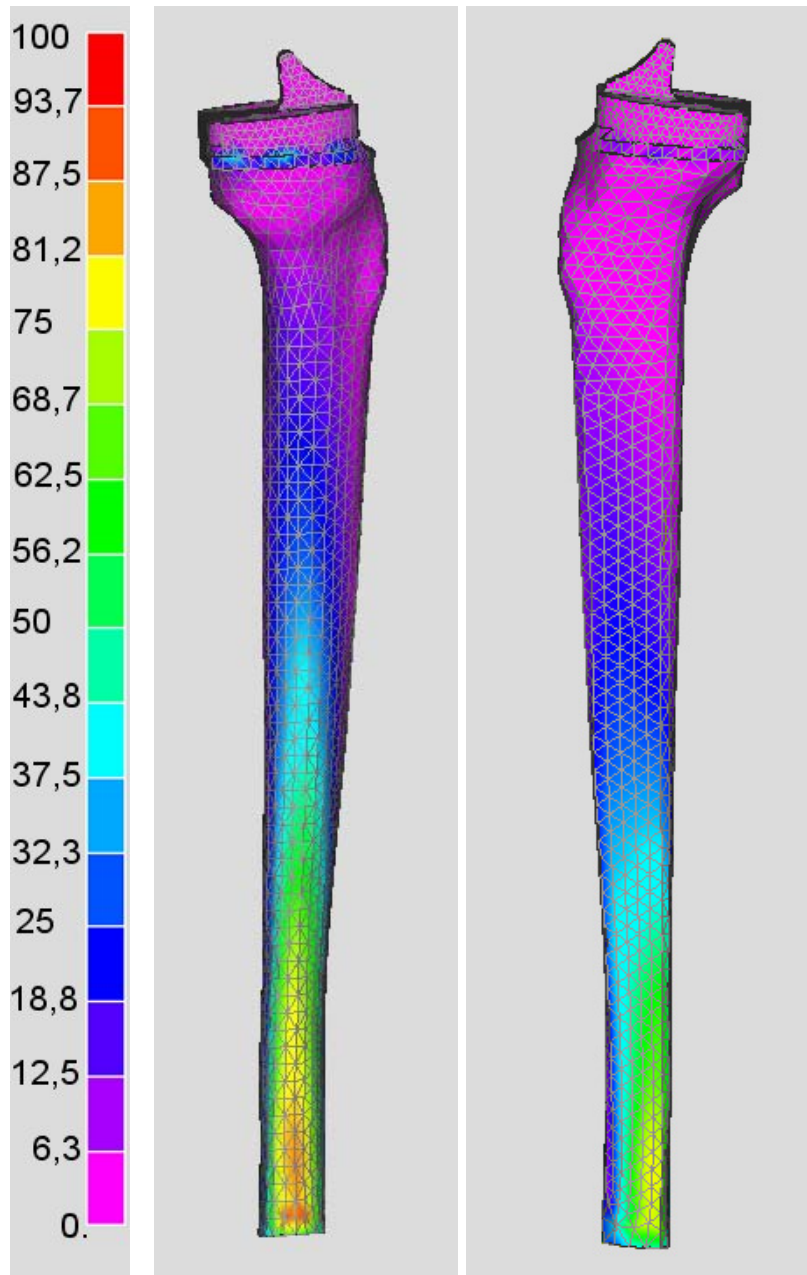
Este modelo corresponde al descrito en el capítulo 6 consiste en una tibia de 360 mm, en la que se ha sustituido el extremo proximal por el componente tibial de una prótesis de rodilla. Las cargas aplicadas corresponden a las del capítulo 4; tres veces el peso del cuerpo actuando sobre la superficie de la prótesis.

Los resultados de este caso muestran un esfuerzo máximo de 100 MPa que ocurre hacia la parte distal de la tibia y en la parte interna donde el extremo del vástago hace contacto con el hueso. Las figuras 7.1a y 7.1b muestran la distribución de los esfuerzos de Von Mises sobre la tibia, vista de manera frontal y posterior. Estos concuerdan con los obtenidos en el trabajo de Müller-Karger et al. (2000), en donde obtienen un esfuerzo máximo de 100,18 MPa en la misma región proximal. Metha y Rajani (1995), obtuvieron un esfuerzo máximo de 147 MPa para un modelo similar compuesto por tres materiales (hueso cortical, hueso trabecular y médula), en el modelo presentado en este trabajo así como el de Müller-Karger et al. (2000), el esfuerzo resultó algo menor ya que se consideró la tibia compuesta sólo por hueso compacto. Es importante destacar que los modelos Müller-Karger y de Metha y Rajani son de una tibia completa, sana y sin prótesis.



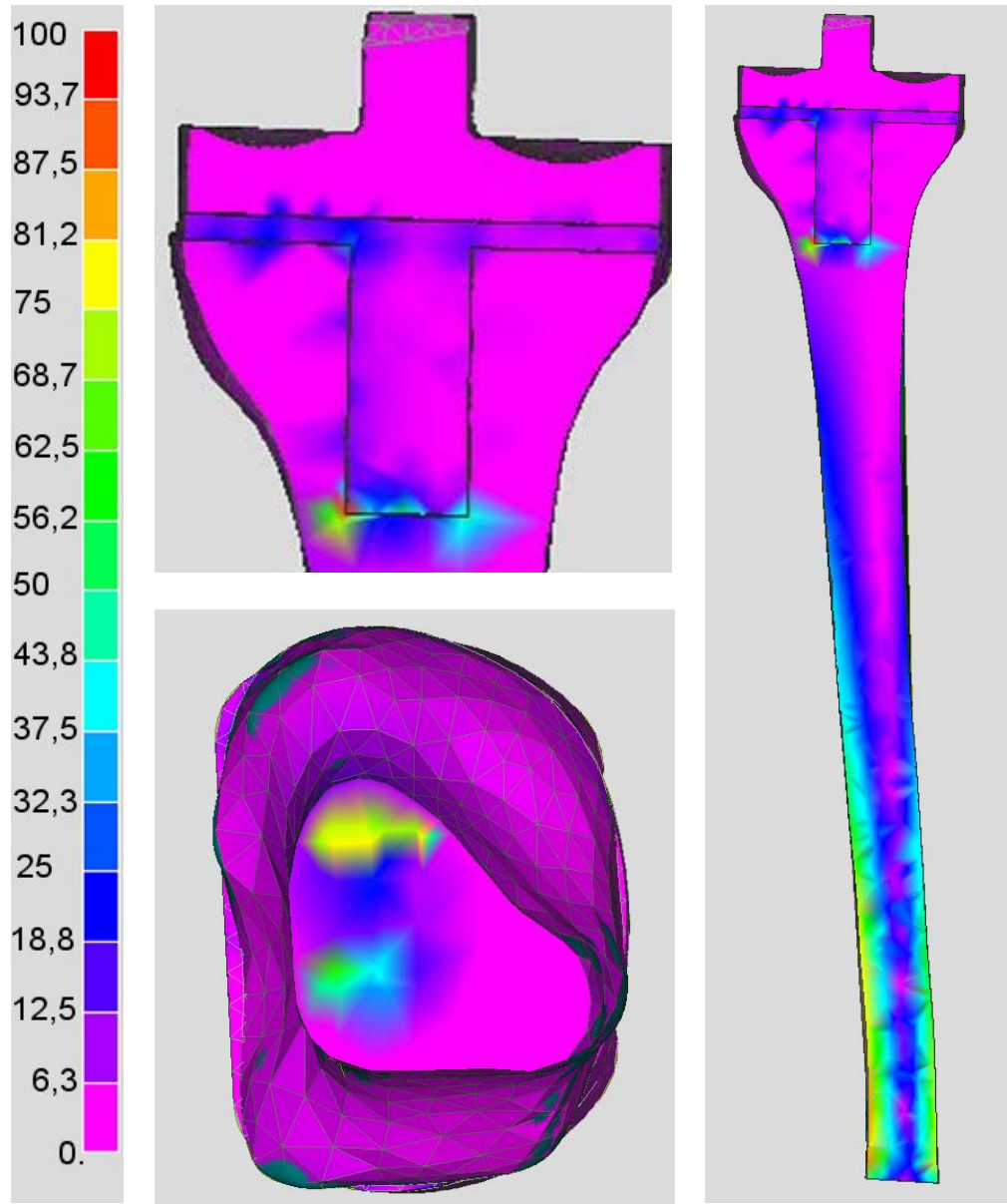
Figuras 7.1a y 7.1b. Esfuerzo de Von Mises en cara frontal y posterior (MPa).

Las figuras 7.2a y 7.2b muestran la distribución de esfuerzos sobre la cara lateral del hueso. Las figuras 7.3a y 7.3b ilustran lo que ocurre dentro del modelo en un corte longitudinal, la figura 7.3c es un corte transversal de la región de máxima concentración de esfuerzos que se observa la figura 7.2a.



Figuras 7.2a y 7.2b. Esfuerzo de Von Mises en caras laterales (MPa).

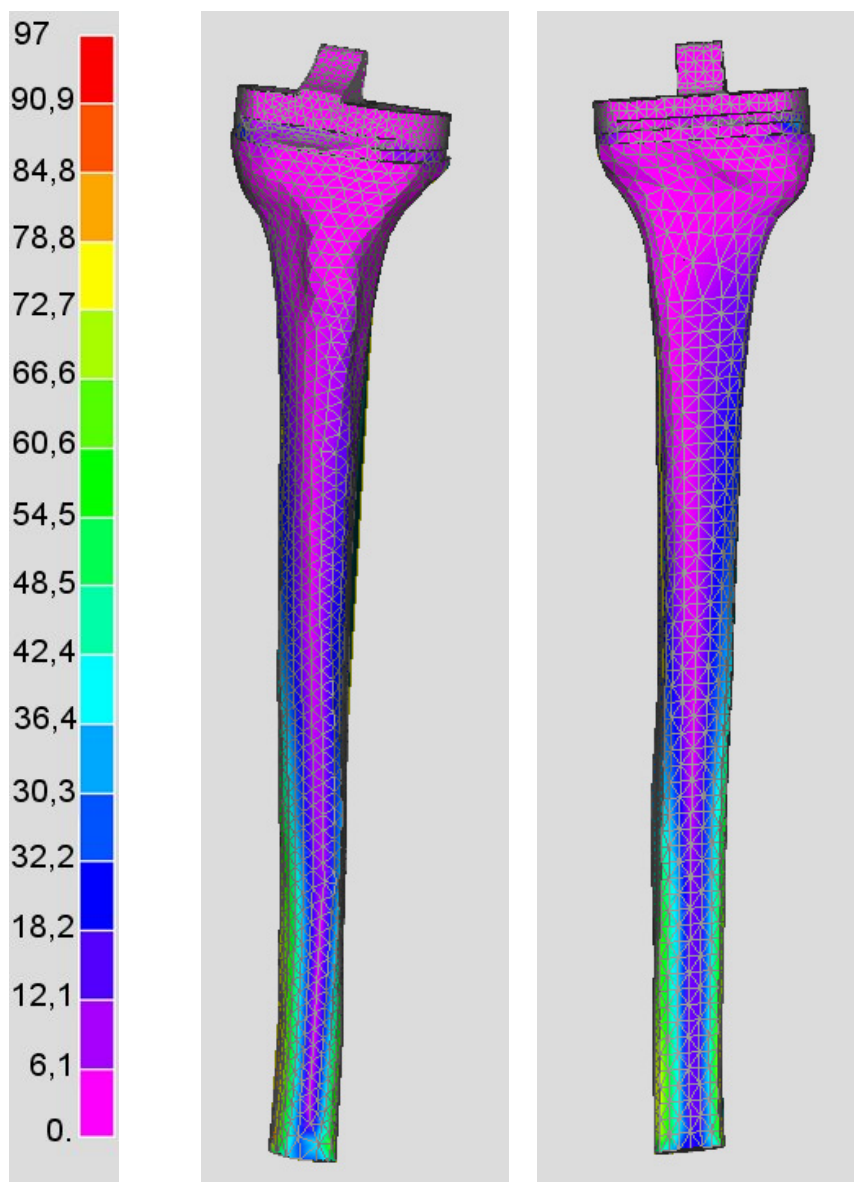
La comparación realizada con las otras investigaciones mencionadas valida el modelo aquí presentado, el cual genera resultados confiables, por lo que es útil para la simulación de las condiciones de la tibia luego de la artroplastia.



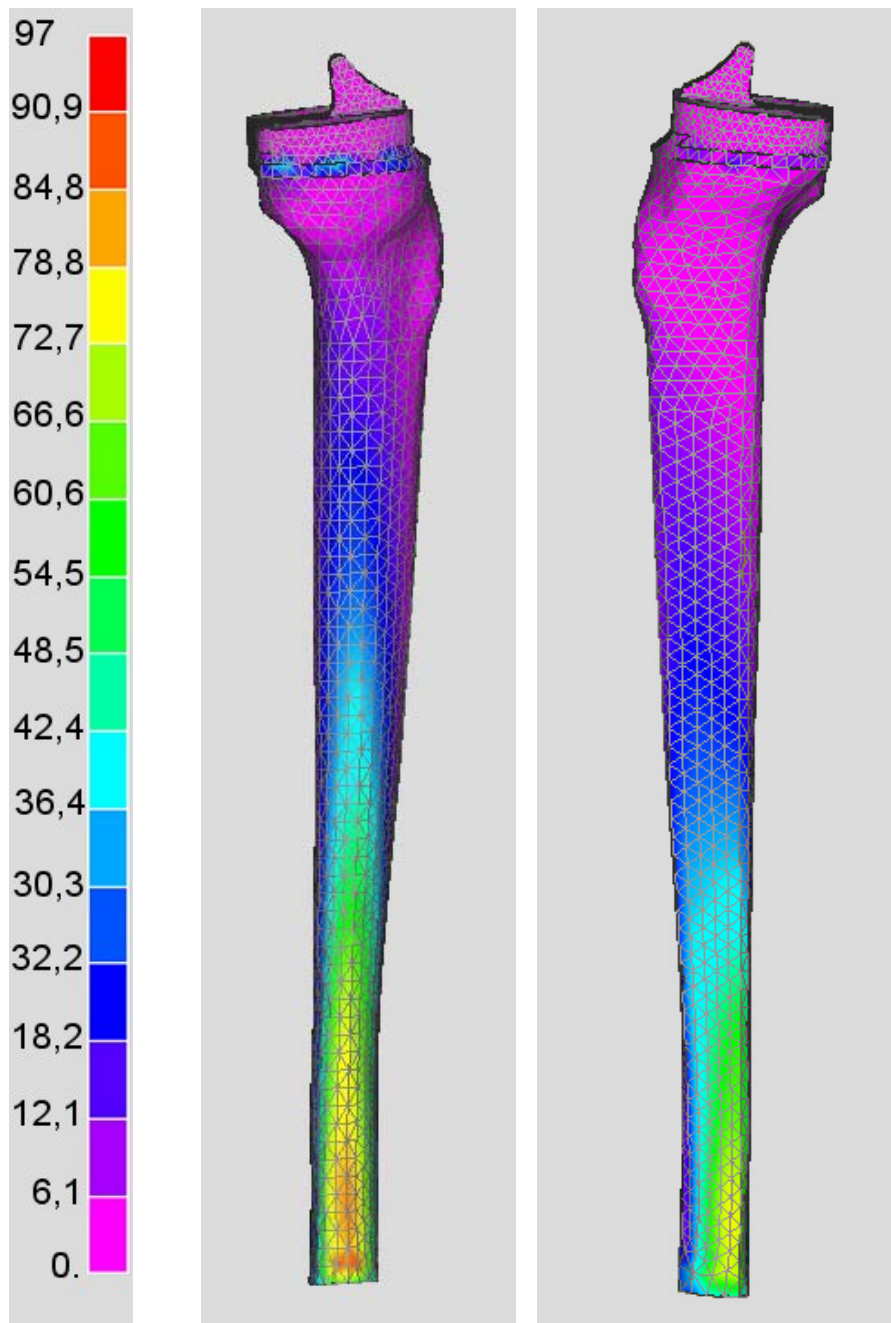
Figuras 7.3a, 7.3b y 7.3c. Esfuerzo de Von Mises en cortes transversal y longitudinal (MPa).

7.3 Caso B

Este modelo es básicamente el mismo anterior pero se ha sustituido el vástago de sección transversal cuadrada por un vástago cilíndrico de igual volumen. Las condiciones de carga y las condiciones de carga y las restricciones permanecieron iguales al caso A. Las figuras de la 7.4 a la 7.6 representan, en las mismas vistas que el caso anterior, la distribución de los esfuerzos de Von Mises en MPa. Puede notarse que el cambio de vástago no afecta de modo notable a la distribución y magnitud de los esfuerzos en la superficie del modelo.

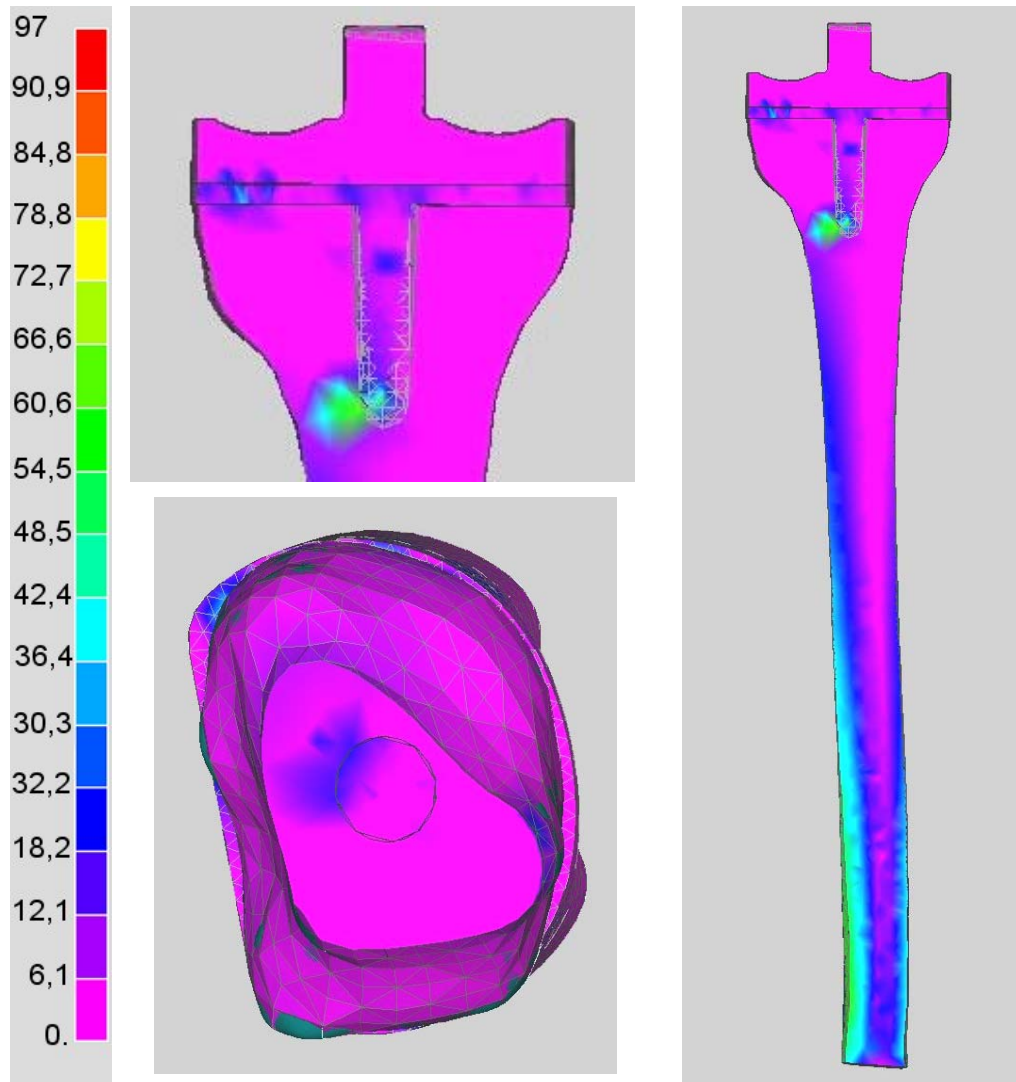


Figuras 7.4a y 7.4b. Esfuerzo de Von Mises en cara frontal y posterior (MPa).



Figuras 7.5a y 7.5b. Esfuerzo de Von Mises en vista frontal y posterior (MPa).

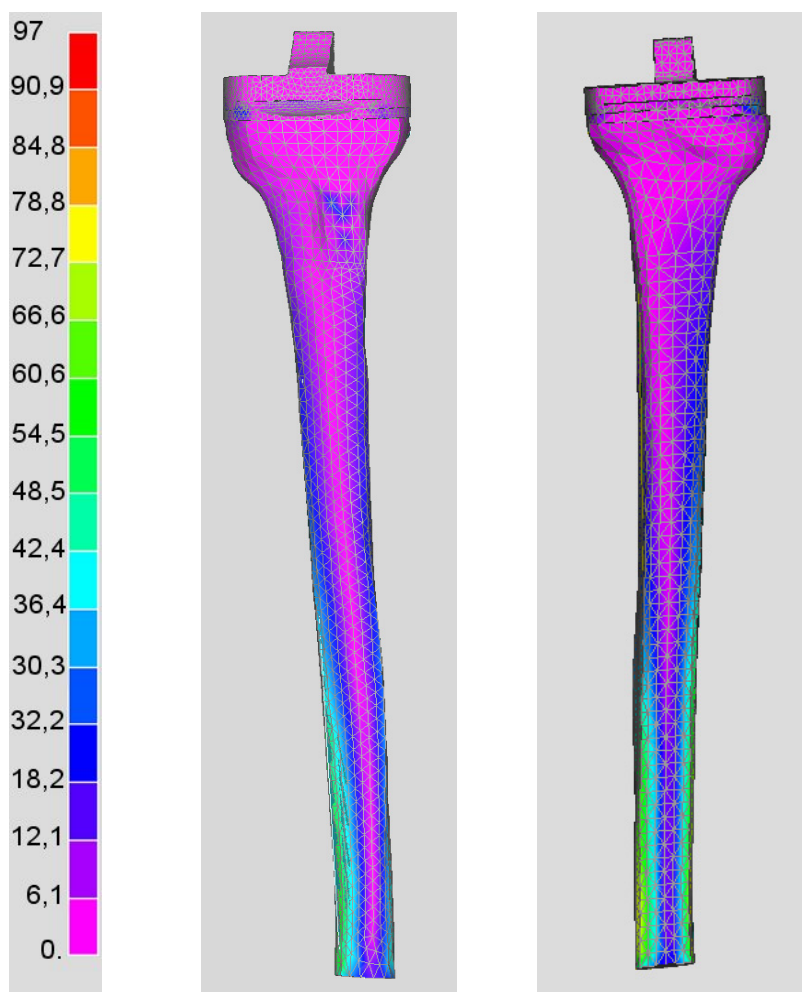
Los resultados de este caso muestran una disminución del valor del esfuerzo en la unión del hueso con el extremo del vástago, de 100 MPa en el caso (A) hasta 60,6 MPa. Esto demuestra la influencia de los cambios de la geometría de la prótesis sobre la manera como se distribuyen las cargas en el modelo, lo que coincide con el trabajo de Delp et al (1995), donde se estudió el efecto de la variación de parámetros de diseño de las prótesis en el comportamiento de la cinemática tibiofemoral, obteniendo resultados que indicaron que pequeñas variaciones en la geometría de los componentes tienen un efecto importante en la estabilidad y buen desempeño de la prótesis. Sathasivan y Walker et al. (1999), además tomaron en cuenta variaciones en las superficies de contacto tanto del componente tibial como del femoral encontrando combinaciones que reducían la posibilidad de aflojamiento del componente tibial. No fue encontrado un trabajo que estudiara el efecto de la fuerza muscular sobre un modelo completo de la tibia con prótesis.



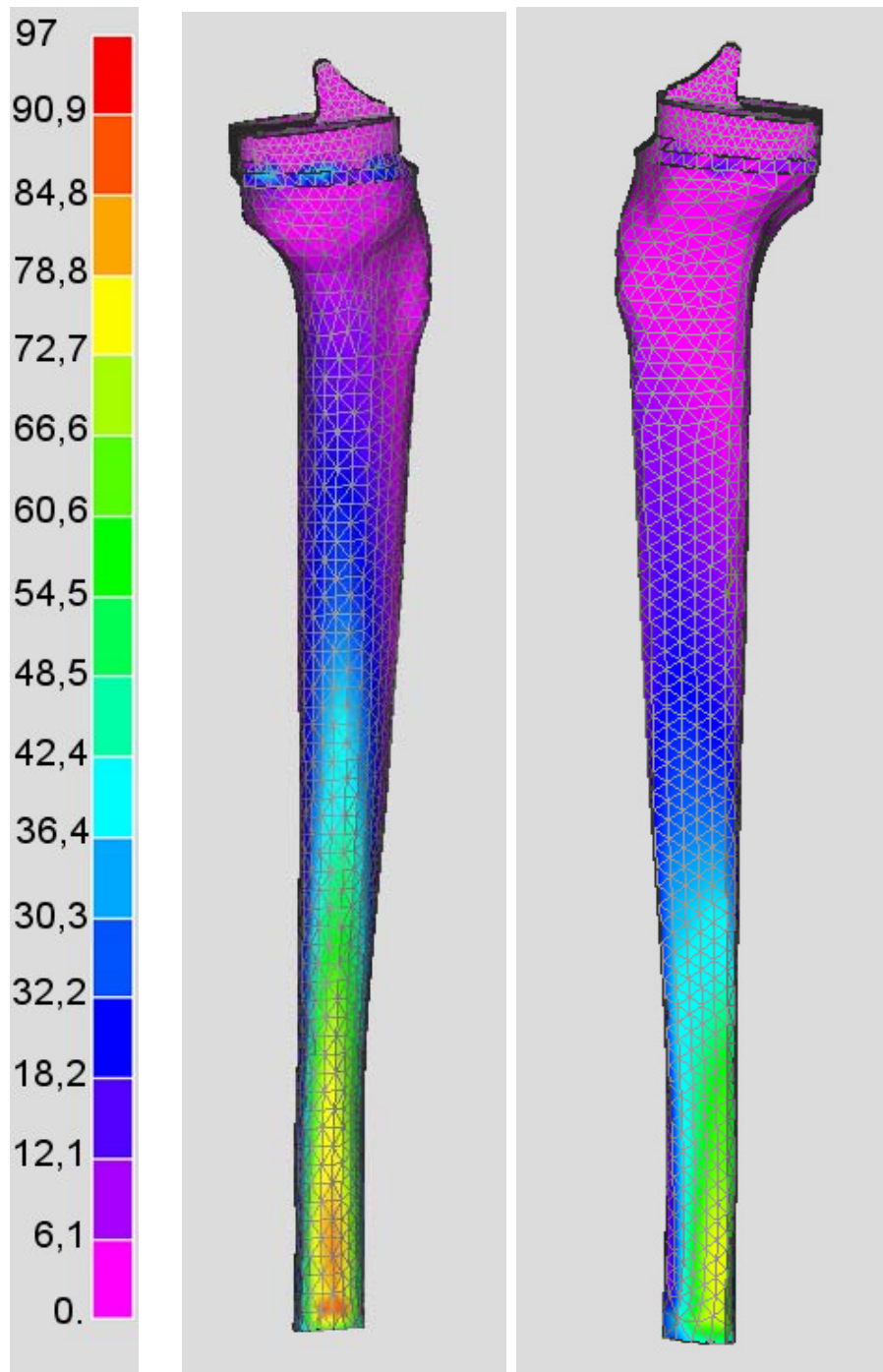
Figuras 7.6a, 7.6b y 7.6c. Esfuerzo de Von Mises vista frontal y posterior.

7.4 Caso C

Aquí se conserva la geometría del caso (B) y se agrega al modelo la fuerza del cuadriceps distribuida sobre su área de inserción en la tibia, como se ha descrito en el Capítulo 6, figura 6.5. Este caso demuestra el efecto de la fuerza muscular sobre la distribución y valores de los esfuerzos. En los casos anteriores el valor del esfuerzo en la parte distal de la tibia estaba en el orden de 100 MPa, la acción del músculo redujo este valor hasta 70 MPa (Figuras 7.7a ,7.7b, 7.8a y 7.8b).

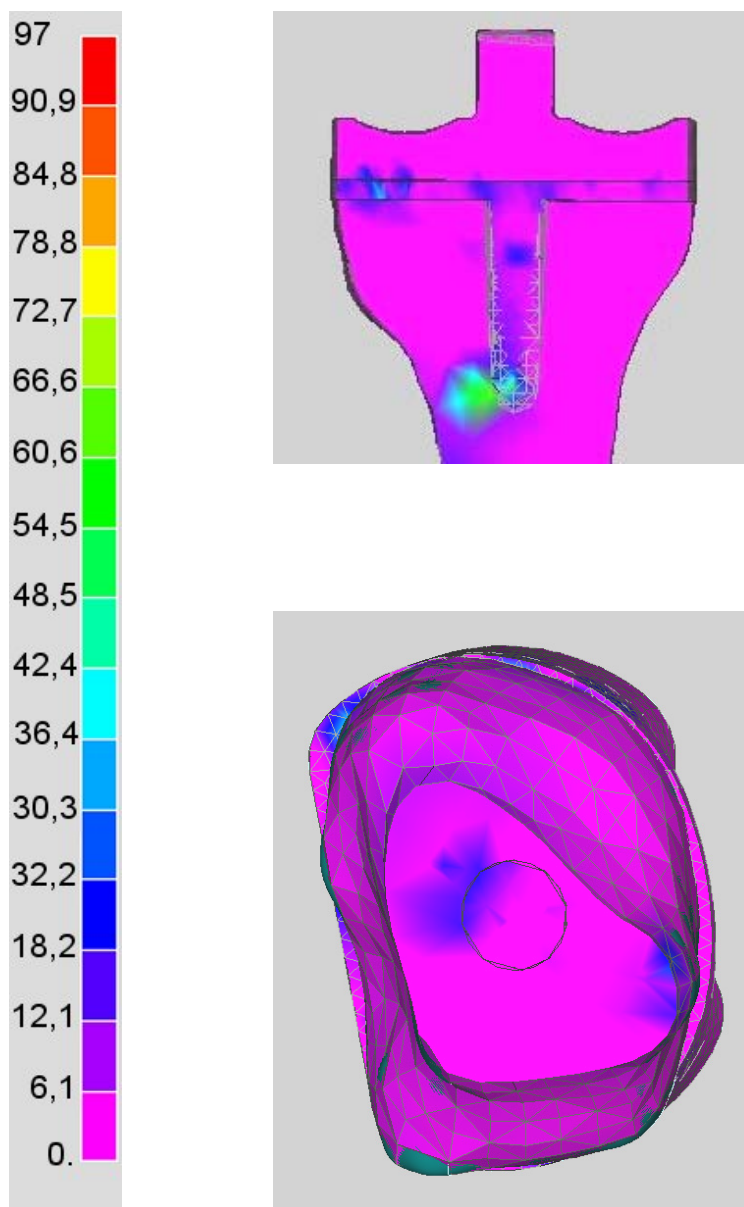


Figuras 7.7a y 7.7b. Valores de Von Mises en vistas frontal y posterior (MPa).



Figuras 7.8a y 7.8b. Valores de Von Mises en vistas laterales (MPa).

Los cortes transversales y longitudinales permiten ver que en el interior del modelo, específicamente en la zona de contacto vástago hueso, la distribución y valor máximo de los esfuerzos permanecieron casi iguales a los del caso (B), por lo que se puede decir que la fuerza muscular no tiene un efecto directo sobre el comportamiento del vástago de la prótesis.



Figuras 7.9a y 7.9b. Valores de Von Mises en cortes transversal y longitudinal (MPa).

Capítulo 8

Conclusiones y recomendaciones

8.1 CONCLUSIONES

En este trabajo se desarrolló un modelo para la simulación y análisis de la tibia humana bajo condiciones de artroplastia. Este modelo es de gran importancia para el desarrollo de la primera plataforma virtual de la articulación de la rodilla en Venezuela, que permita el análisis y diseño biomecánico de prótesis de rodilla. La multiplicidad de variables y resultados involucrados, hace imprescindible que la toma de decisiones basadas en criterios de ingeniería sean compatibles con los requerimientos médico-quirúrgicos.

De manera general se puede concluir que:

- La integración de la Ingeniería con la Biología humana a través de la bioingeniería se hace cada vez más inevitable y necesaria, en la búsqueda de mejorar la calidad y tiempo de vida de los seres humanos.

- El método de los elementos finitos (FEM) es una herramienta poderosa para la simulación numérica de casos prácticos médicos, como el reemplazo de la articulación de la rodilla, donde están involucradas geometrías complejas. El método permite incluir condiciones de carga, propiedades mecánicas, y restricciones, así como la visualización del comportamiento mecánico de los modelos, considerando siempre las idealizaciones realizadas en los modelos analizados.

Específicamente:

- La simulación de sistemas como las articulaciones, presenta una gran complejidad debido a la forma y composición de los huesos, por lo que se hace necesaria una metodología que integra el uso de distintos *Software* y métodos de medición. Esto implica una gran cantidad de horas de trabajo.

- Se reprodujeron los pasos quirúrgicos necesarios para la colocación de la prótesis de rodilla en un modelo virtual de la tibia humana.

- Tomar en cuenta la ubicación y magnitud de las fuerzas musculares que actúan sobre los huesos es imprescindible para obtener resultados más cercanos a la realidad, ya que estas fuerzas cambian la magnitud y distribución de los esfuerzos en el modelo.

- El efecto de la fuerza muscular del cuádriceps sobre el modelo es el de disminuir el valor del esfuerzo en la parte distal del hueso, este cambio no incide sobre los valores que se alcanzan en el extremo del vástago en contacto con el hueso.

-Los resultados de los esfuerzos y su distribución son sensibles a cambios en la geometría de la prótesis.

-Comparar los resultados con estudios previos por elementos finitos es difícil, debido a las diferentes prótesis, distintas geometrías de la tibia y distintas condiciones de carga que son usadas en cada investigación.

8.2 RECOMENDACIONES

-Promover el desarrollo de programas que permitan integrar toda la metodología de construcción de los modelos tridimensionales de huesos como la tibia, a partir de tomografías computarizadas.

-Tomar en cuenta en futuros análisis, los efectos producidos por los meniscos y ligamentos.

-Incluir en el modelo de la tibia el hueso trabecular y definir de manera más precisa las restricciones del modelo.

-Realizar la simulación y análisis del modelo de la tibia con distintos tipos de prótesis y condiciones de carga.

-A partir de los estados de esfuerzos obtenidos, optimizar la geometría de las prótesis de rodilla para disminuir las concentraciones locales de esfuerzos.

-Analizar el comportamiento dinámico además del estático lineal.

Referencias

- American Society for Testing and Materials .*Annual Book of ASTM Standards*, Part. 46, ASTM, Philadelphia.,1978.
- Ashman, R.B., Cowin, S.C., Buskirk, W.C. Van, y Rice, J.C. "A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone". *J. Biomech.*17, 349-361.,1984"
- Brand, R.A., Crowninshield, R.D., Wittstock, C.E., Pedersen, D.R., Clark, C.R. y Van Krieken, F.M. "A model of lower extremity muscular anatomy". *J. Biomech. Eng.* 104, 304-310.,1982.
- Buskirk, W.C., Cowin, S.C. y Ward, R.N."Ultrasonic measurement of orthotropic elastic constants of bovine femoral bone" . *J. Biomech. Eng.* 103, 67-71.,1981.
- Carter D.R. and Hayes W.C., " The compressive Behaviour of Bone as a two-Phase Porous Structure", *Journal of Bone and joint Surgery.* 59a.:954-962.,1977.
- Carter D.R. and Spengler W.C., " Mechanical properties and Composition of Cortical Bone", *Clinical orthopaedics and Related Research.* 135:192-214.,1978.
- Chao, E.Y.S., Lynch, J.D. y Vanderploeg, M.J. "Simulation and animation of musculoskeletal joint system". *J. Biomech. Engng* 115, 562-568.,1993.
- Crowninshield, R.D., Johnston, R.C., Andrews, J.G. y Brand, R.A. "A biomechanical investigation of the human hip". *J. Biomechanics.* 11, 75-85.,1978.
- Delp, S.L.; Kocmond, J.H.; Stern S.H. "Tradeoffs between motion and stability in posterior substituting knee arthroplasty" *Clin.Orthop.* 226-232,1998.
- Dostal, W.F. y Andrews, J.G. "A three-dimensional biomechanical model of the hip musculature". *J. Biomechanics.* 14, 803-812.,1981.
- George N. Duda, "Variability of Femoral Muscle Attachments". *J. Biomechanics.* Vol 29, No 9, pp 1185-1190.,1996
- Gibson L.J., " Mechanical behavior of cortical bone ", *Journal the Biomech.* 18, 317-328, 1985.
- Harrington L.J., "A Bioengineering Analysis of Force Actions at the Knee in Normal and Pathological Gait". *J. Biomedical Engineering*,11:167-172.,1976

-
- Hayes W. C., Swenson L. W., Schurman D.J., "Axisymmetric finite element analysis of the lateral tibial plateau", *Journal of Biomechanics*. 16: 13-22, 1978.
 - Hayes, W.C. "Biomechanics of cortical and trabecular bone: Implications for assessment of fracture risk", *Basics Orthopaedics Biomechanics*. Raven Press Ltd., New York. 1991.
 - Hirokawa, S. y Matsumara, K. "Three-dimensional configurational analysis of human knee joint basing on the CAD theory", *Proc. 5th. Int. Congr. Bone Morph.* P. 108.,1988.
 - Hoy et al., "A Musculoskeletal Model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendón, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuator at the hip, knee, and ankle." *J. Biomechanics*. Vol. 23 , No 2, pp 157-169.,1990
 - Lang, S.B. "Ultrasonic method for measuring elastic coefficients of bone and results on fresh and dried bovine bones". *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 17, 101-105.,1970.
 - Langsfeld, M., Stammberg, U. y Reeh, S. "Spatial measurement and transformation of muscular attachments at the lower extremity". *J. Biomech. Engng* 16, 518-525.,1994.
 - Lindén, U. "Mechanical properties of bone cement". *Clin. Orthop.* 272, 274-278.,1991.
 - Lindén, U., " Mechanical properties of the bone cement ". *Clin. Orthop.* 272. 274-278, 1991.
 - Little R.B., Wevers H.W., Siu D., Cooke T.D.V., "A Three Dimensional Finite Element Analysis of the Upper Tibia", *Journal of Biomechanical Engineering*, 108: 111-119.,1986.
 - McElhaney, J.H. "Dynamic response of bone and muscle tissue". *J. Appl. Physiol.* 21, 1231-1236.,1966.
 - Mechanical Desktop, Tutorial and user's. Ed Autodesk, Inc. U.S.A. 592.,1998.
 - Metha B.V. y Rajani S., Finite element analysis of the human tibia, Computer Simulation in Biomedicine, Editors H. Power., R.T. Hart., *Computational Mechanics Publications*. pp. 309-316, 1995.

-
- Mierendorff S. y Mathias K.J., "" Dynamic loading of the tibia: A Finite Element Study"" *Proceeding of Third World Congress of Biomechanics*, August 2-8, Sapporo, Japan, 1998.
 - Morrison J.B. "The Mecanics of the normal knee joint in relation to normal walking" *Journal of Biomechanics*. 3: 51-61, 1970.
 - Müller-Gerbl, M., Dunkelberg, D. Y Ennemoser, O. "Resultant forces of muscles and joint at the hip joint". *Proc. 7th Meeting of the ESB*, Aarhus. 1990.
 - Müller-Karger C.M. ,Rodríguez R., Márquez C. "Análisis tridimensional por elementos de contorno de la tibia humana para el estudio mecánico de la rodilla" *V Congreso de métodos numéricos en ingeniería y ciencias aplicadas Cimenics 2000*, Pto. La Cruz, Venezuela. BI-25, 2000.
 - *Nastran for Windows*. User's Guide. Ed: The MacNeal - Schwendler Corporation. U.S.A., 1997.
 - Ounpuu, S.;Gage, J.R. y Davis, R.B. "Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait". *J. Pediat. Orthop.*, 11, 341-349., 1991.
 - Park, J.B. *Biomaterials: An overview. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. Vol 1, (Editado por Webster, J.G.), Wiley & Sons, New York, 328-350., 1988.
 - Pierrynowski, M.R. y Morrison, J.B. "A physiological model for the evaluation of muscular forces in human locomotion: theorical aspects". *Math: Biosci.* 75, 69-101.,1985.
 - Rakotomanana L.R., Terrier A., Ramaniraka N.A., Leyvraz P.F., *Anchorage of orthopaedic prostheses: Influence of bone properties and bone-implant mechanic*". Ed. by P. Pedersen and M. P. Bendsfe, Kluwer Academic Publishers, 55-66, 1999.
 - Rand, J.A. *Total knee arthroplasty*. Raven Press, New York, 7, 115-153.,1993.
 - Reilly D. T, and Burstein A.H., "Mechanical Properties of Cortical Bone", *Journal of Bone and Joint Surgery*, 56A:1001-1022., 1974.
 - Reilly D. T, and Burstein A.H., "The Elastic Modulus for Bones", *Journal of Biomechanics*, 17:271-275., 1974.

-
- Reilly, D. T. , Burstein, A.H “The elastic and ultimate properties of the compact bone tissue” *J. Biomech.* 8 (6), 393-406., 1975.
 - Reily, D. T. , Burstein, A.H. y Frankel, V.H., “The elastic modulus for the bone”. *J. Biomech.* 7.271-275., 1974.
 - Rodríguez R., Marquez C., Müller-Karger C.M., Martínez E. “Análisis por elementos finitos de la tibia humana sometida a reemplazo articular” *II Jornadas de Investigación de la Facultad de Ingeniería UCV*, Caracas, Venezuela, 2000.
 - Rubin, I.I. (Ed.) *Handbook of Plastic Materials and Technology*, Wiley & Sons, New York.1990.
 - San Antonio T, Müller-Karger C.M. , “Avances en el diseño y modelaje tridimensional de la prótesis de rodilla”, *V Congreso de métodos numéricos en ingeniería y ciencias aplicadas Cimenics 2000*, Pto. La Cruz, Venezuela. BI-65., 2000.
 - Seireg, A. Y Arvikar, R. J. “A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the músculo-skeletal system”. *J. Biomechanics.* 6:313-326.,1973.
 - Shathavisan, S. y Walker, P.S. “The conflicting requirements of laxity and conformity in total knee replacement”. *Journal of Biomechanics.* 32:239-247,1999.
 - Taylor M., “Finite elements analisis of tibial proximal implant”, *Journal of Biomechanics.* 10: 34-37., 1988.
 - Torsten F., *Enciclopedia médica del hogar*, Editorial Grolier, México. pp 476-478.,1981.
 - Turner C.H., Rho J., Takano Y., Tsui T.Y.; Pharr G. M., “The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques”, *Journal of Biomechanics.* Vol. 32, pp.437-441.,1999.
 - White, S.C., Yack, H.J. y Winter, D.A. “A three-dimensional musculoskeletal model for gait analysis. Anatomical variability estimates”. *J. Biomechanics.* 22, 885-893.,1989.

-
- Winter, D.A. "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological". Ed. 2, pp. 35-49. Waterloo, Ontario, Canada, *University of Waterloo Press*. 1991.
 - Wixson, R.L., Lautenschlager, E.P. y Novak, M.A. "Vacuum mixing of acrylic bone cement", *J. Arthroplasty*. 2, 141-149., 1987.
 - Yoon, H.S. y Katz, J.L. "Ultrasonic wave propagation in human cortical bone. I. Theoretical considerations of hexagonal symmetry". *J. Biomech.* 9, 407-412., 1976a.
 - Yoon, H.S. y Katz, J.L. "Ultrasonic wave propagation in human cortical bone. II. Measurements of elastic properties and micro hardness". *J. Biomech.* 9, 459-464., 1976b.
 - Zienkiewicz, O.C. y Taylor, R.L. *El Método de los Elementos Finitos*, McGraw Hill, CIMNE, Barcelona. Capítulo1. 1-18.,1994.

Paginas Web:

- <http://www.lib.umich.edu/libhome/Dentistry.lib/Dental?tables/Elasmod.html>
- <http://www.lib.umich.edu/libhome/Dentistry.lib/Dental?tables/Poisratio.html>

Software:

- Lozanov , Surfdriver for Windows Version 3.0.5., 1999.
- Mechanical Desktop 3 for Windows NT. Autodesk Inc.,1999.
- Nastran 4.5 for Windows NT. MSC.Software Corp., 1999.
- Proengeniering 2000i for Windows NT. Parametric Technology Corp., 2000.