

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

**Departamento de Centro de Estudio de Electrónica y Tecnología de la
Información**



TRABAJO DE DIPLOMA

Diseño de prótesis externa de rodilla.

Autor: Michael Felpeto Medina.

Tutor: Dr. Ing. Jorge Laureano Moya Rodríguez

Santa Clara

2013

"Año 55 de la Revolución"

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

**Departamento de Centro de Estudio de Electrónica y Tecnología de la
Información**



TRABAJO DE DIPLOMA

Diseño de prótesis externa de rodilla

Autor: Michael Felpeto Medina.

Tutor: Dr. Ing. Jorge Laureano Moya Rodríguez

Santa Clara

2013

"Año 55 de la Revolución"



Hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad de Ingeniería Eléctrica, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

Firma del Autor

Firma del Jefe de Departamento donde se defiende el trabajo

Firma del Responsable de
Información Científico-Técnica

Resumen

En el presente trabajo se hace un análisis de los diferentes tipos de prótesis del miembro inferior a lo largo de la historia de la humanidad desde los tiempos más remotos hasta los tiempos actuales. Se estudia en detalle la biomecánica de la rodilla, analizando la equivalencia entre los ligamentos de la misma y los mecanismos que pueden ser usados para el diseño de las prótesis. Se hace una comparación entre los mecanismos de bisagra y los mecanismos policéntricos. Se abordan en detalle los mecanismos de cuatro y seis barras que pueden ser usados con este fin. Se establece un mecanismo de manivela biela corredera con características especiales para el diseño de una nueva prótesis, la cual tiene entre sus atributos un bajo costo y posibilidades sencillas de Fabricación. Todos los elementos de la prótesis son calculados mediante el Método de los elementos finitos, simulándose además el funcionamiento de la misma. Para tales fines se usaron los software Solidworks 2010, especialmente sus módulos de dibujo y simulación y el Visual Nastran 2004.

TAREA TÉCNICA

- ❖ Estudio de la Biomecánica de la rodilla.
- ❖ Estudio de la cinemática y dinámica de la rodilla.
- ❖ Análisis de los diferentes modelos y fabricantes de prótesis.
- ❖ Análisis y estudio de los diferentes mecanismos que pueden ser usados en prótesis de rodillas.
- ❖ Diseño y análisis de un mecanismo policéntrico para las prótesis de rodillas con todas sus partes.
- ❖ Evaluación de tensiones, deformaciones y factor de seguridad en solidworks simulation de todas las partes del mecanismo.
- ❖ Evaluación del movimiento de la prótesis en Solidworks Motion y Visual Nastran.

Firma del Autor

Firma del Tutor

Índice General

Contenido	Págs.
Introducción.....	10
Necesidad.....	11
Problema científico.....	12
Objeto de la investigación.....	12
Campo de la investigación.....	12
Hipótesis.....	12
Objetivo General.....	12
Objetivos específicos.....	12
Novedad Científica.....	12
Actualidad Importancia en la investigación.....	13
Métodos de Investigación utilizados.....	13
Estructura de la tesis.....	14
Capítulo I Marco Teórico	
Introducción.....	15
Evolución histórica de las prótesis.....	15
Materiales para las prótesis.....	19
Prótesis Inteligentes.....	22
Conclusiones.....	27
Capítulo II Materiales y Métodos para el diseño de la nueva prótesis	
Introducción.....	29
Biomecánica de la rodilla en condiciones normales.....	29
Ejes de movimiento de la rodilla.....	30
Arquitectura general del miembro inferior y orientación de las superficies articulares	32
Cinética de la rodilla.....	34
Cinemática de la rodilla.....	34
Prótesis tipo bisagra.....	39
Mecanismos Policéntricos.....	40
Mecanismos Policéntricos utilizados en prótesis para miembro inferior.....	43
Mecanismo de manivela – biela corredera tradicional. Análisis cinemático.....	45
Mecanismo propuesto para la prótesis. Análisis cinemático.....	48
Antropometría.....	51
Determinación del Software a utilizar.....	53
Diseño de la prótesis.....	53
Procedimiento para el diseño y simulación de la resistencia y del movimiento de las	

partes de la prótesis.....	54
Diseño del mecanismo de bloqueo.....	56
Ensamble del mecanismo y de la prótesis en conjunto.....	59
Conclusiones.....	60
Capítulo III. Análisis y discusión de los resultados.....	62
Introducción.....	62
Características del mecanismo diseñado.....	62
Valores del factor de seguridad de los diferentes elementos de la prótesis....	63
Simulación del movimiento de la prótesis.....	64
Comparación con otros diseños de la literatura.....	65
Conclusiones Parciales.....	66
Conclusiones.....	67
Recomendaciones.....	68
Bibliografía:.....	69

Índice de Figuras

Contenido	Págs.
Figura 1.1 Prótesis del Primer Dedo (Finch, 2007).....	15
Figura 1.2. Primera prótesis de pierna de aluminio.....	17
Figura 1.3 Evolución de las prótesis.....	18
Figura 1.4. Prótesis magnetoreológica Rheo Knee.....	22
Figura 1.5. Prótesis inteligente Plus.....	22
Figura 1.6. Prótesis OTTO BOCK 3R60.....	23
Figura 1.7. Prótesis policéntrica GEOFLEX.....	23
Figura.1.8. Total Knee® 2000.....	24
Figura.1.9. Prótesis Entegra SV Knee.....	24
Figura.1.10. Rodilla Hidráulica HOSMER.....	25
Figura .1.11. Rodilla de Nylon 802.....	25
Figura.1.12. Prótesis inteligente “da Vinci Award Nominee”.....	25
Figura 2.1. Vista interna rodilla semiflexionada.....	29
Figura 2.2 Vista externa rodilla semiflexionada.....	39
Figura 2.3 Valgus y Vargus fisiológico de la rodilla.....	30
Figura 2.4 Flexión de la rodilla.....	31
Figura 2.5 Columna articulada.....	32
Figura 2.6 Columna semi-articulada.....	32

Figura 2.7 Columna fija	32
Figura 2.8 Plano sagital de la tibia.....	32
Figura 2.9 Curvas de fémur y tibia.....	33
Figura 2.10 Modelo en bisagra. La articulación se desplaza en torno a un ángulo desde el punto de referencia.....	34
Figura 2.11 Diagrama sagital de ambos cóndilos femorales mostrando los centros instantáneos de rotación formando el poloide.....	35
Figura 2.12 Modelo planar o del centroide donde el desplazamiento se cuantifica en un vector tangente a la línea articular y perpendicular a la línea que une el centroide con el punto de contacto fémoro-tibial	35
Figura 2.13. Modelo de una junta de rodilla LCA: Ligamento cruzado anterior, CI: Centro Instantáneo de rotación, PCL: Ligamento posterior cruzado.....	36
Figura 2.14 Representación sobre una rodilla con una prótesis total del modelo de 6 grados de libertad y su representación esquemática mostrando la delimitación de los ejes que sirven como centros de rotación (Bull, 1998).....	38
Figura 2.15. Prótesis de eje simple. El TKO 1500 Ossur.....	39
Figura 2.16. Rodilla Policéntrica.....	40
Figura 2.17. Mecanismo Policéntrico.....	41
Figura 2.18. Ligamentos de la rodilla.....	41
Figura 2.19. Desplazamiento del centro de gravedad.....	41
Figura 2.20. Prótesis de rodilla con mecanismo de 4 barras.....	42
Figura.2.21 Mecanismo de 4 barras cruzado.....	42
Figura.2.22 Mecanismo de 4 barras con 2 barras intermedias y 3 topes.....	43
Figura. 2.23. Mecanismo policéntrico de OTTO BOCK 3R60.....	43
Figura. 2.24. Centro instantáneo de rotación (CIR) y centro mecánico de rotación (CMR) o el eje antero-distal de la rodilla, con una fuerza de reacción F aplicada al suelo.....	44
Figura.2.25. Configuraciones de los mecanismos de 6 barras para prótesis de rodilla.....	44
Figura. 2.26 Esquema del mecanismo de Manivela-Biela-Corredera y polígono vectorial.....	45
Figura. 2.27. Mecanismo de la prótesis diseñada comparado con el mecanismo de manivela-biela-corredera.....	48
Figura. 2.28 Esquema del mecanismo de la prótesis y su polígono vectorial.....	48
Figura 2.29 Modelo paramétricos de los segmentos del cuerpo humano en función de la altura del sujeto.....	51
Figura. 2.30. Prótesis y esquema cinemático del mecanismo principal.....	51

Figura 2.31. Diseño de Prótesis de Bisagra.....	53
Figura 2.32. Selección del material de la carcasa.....	54
Figura 2.33. Mallado de la parte superior de la prótesis para su cálculo usando el MEF...	54
Figura 2.34 Pie de la prótesis total con la malla, las condiciones de apoyo y las cargas...	55
Figura 2.35 Mecanismo de trinquete de la prótesis diseñada.....	56
Figura 2.36. Diseño y mallado del encaje.....	57
Figura 2.37. Diseño del pie.....	57
Figura 2.38. Detalles del mecanismo telescópico.....	58
Figura. 2.39 Carrera máxima y mínima del mecanismo telescópico.....	58
Figura 2.40. Diseño del Mecanismo de la rodilla.....	59
Figura2.41 Vista general de la prótesis diseñada (incluye además de la rodilla el pie, la pierna y el encaje.....	59
Figura 3.1. Valores del factor de seguridad en los diferentes puntos de la parte superior de la prótesis.....	62
Figura 3.2. Valores del factor de seguridad en los diferentes puntos de la parte inferior de la prótesis.....	63
Figura 3.3. Valores del factor de Seguridad en el pie.....	64
Figura 3.4. Valores del desplazamiento resultantes del encaje o funda.....	65
Figura. 3.5. Simulación del funcionamiento de la prótesis total en Solidworks Simulation.....	66
Figura. 3.6. Simulación del funcionamiento de la prótesis de rodilla en VisualNastran...	66
Figura 3.7. Comparación entre prótesis de rodilla con diferentes mecanismos policéntricos.....	67

INTRODUCCIÓN

Para comenzar con el diseño de una prótesis, es necesario conocer el pasado acerca de esta materia. El ser humano ha logrado a través de los años con su creatividad y con los nuevos descubrimientos tecnológicos, cubrir sus necesidades más elementales, desarrollando herramientas y equipos que le hacen la vida más fácil y agradable. Estas necesidades no sólo son superfluas como la creación de teléfonos celulares, agendas electrónicas, juguetes interactivos, etc. Al ser humano se le han presentado necesidades que afectan su propio cuerpo. Una de ellas es la falta de una o varias de sus extremidades; existe un alto porcentaje de casos de pérdidas de miembros a causa de accidentes, así como daños de origen congénito que tienen un mayor impacto en la población con escasos recursos.

Para comprender a cabalidad este trabajo se hace necesario definir el concepto de articulación: Una articulación es una estructura especial del cuerpo humano donde terminan dos o más huesos y cuyo engranaje permite el movimiento. Por ejemplo, el hueso de la pierna llamado tibia y el del muslo denominado fémur se unen formando la rodilla. La parte final del hueso de una articulación se halla cubierto de un material liso y reluciente que se llama cartílago. Este material amortigua las fuerzas que actúan sobre el hueso subyacente y permite que la articulación se mueva fácilmente y sin dolor. La articulación está incluida en una cápsula recubierta en su interior por un tejido liso llamado sinovial. La sinovial produce un lubricante denominado líquido sinovial o sinovia que reduce la fricción y el desgaste de la articulación. También existen unos ligamentos que estabilizan la articulación. Cruzando las articulaciones hay músculos y tendones que además de aumentar su estabilidad favorecen el movimiento

La sustitución protésica de las articulaciones ha sido uno de los mayores avances logrados por la cirugía ortopédica en este siglo. El esfuerzo conjunto de ingenieros y cirujanos ortopédicos ha posibilitado el desarrollo de los materiales y las técnicas para que ello sea posible. La sustitución protésica consiste en sustituir una articulación lesionada o atrófica por una articulación artificial denominada prótesis. Resulta imposible abarcar todos los aspectos en los que se está investigando respecto a las prótesis de rodilla. Los temas a abarcar son extensísimos y muy variados (geometría, congruencia, cinemática, materiales, etc.). El presente trabajo solamente se dedicará a los aspectos teóricos del diseño de prótesis de rodilla de acuerdo a los fundamentos teóricos de biomecánica.

Los materiales utilizados en las prótesis totales están diseñados para permitir una movilidad similar a la de la articulación normal. Se utilizan diversos metales, acero inoxidable, aleaciones de cobalto, cromo y titanio. También se utilizan plásticos como el polietileno y el nylon o poliamida que son extremadamente duraderos y resistentes al desgaste.

La fabricación de prótesis se ha convertido en una ciencia en los últimos años como resultado del enorme número de amputaciones producidas, en un inicio por las guerras y actualmente por accidentes automovilísticos y enfermedades crónico-degenerativas, como la diabetes y el cáncer. En la actualidad existen diversos tipos de prótesis de articulación de rodilla, los cuales se basan en dos mecanismos: el de tipo bisagra

y el policéntrico; el de tipo bisagra es más simple y limita la marcha; por otra parte, el mecanismo de tipo policéntrico es más complejo y actualmente es el más eficiente porque tiene mayor estabilidad en la marcha que el de tipo bisagra.

- **Necesidad**

Poseer un diseño de prótesis de rodilla autóctono que responda a la ergonomía de los cubanos y que pueda ser fabricado en el país.

Hasta hace poco, las prótesis eran muy estorbosas, las proporciones y las medidas no encajaban y la ayuda era considerada conveniente para la calidad de vida futura del paciente. Durante el último par de décadas, el diseño ha ayudado a crear un nuevo conocimiento realizando modernas prótesis, sofisticadas, hechas con alta tecnología, que facilitan la movilidad. Los movimientos naturales son imitados con la ayuda de la tecnología inteligente, llegando a ser similares a los de la pierna humana [1].

A lo largo del tiempo se han presentado distintos modelos de cinemática de la rodilla, basándose en la premisa de la descripción de la movilidad articular relativa entre dos cuerpos rígidos unidos por la articulación a estudiar. Estos modelos han ido evolucionando, desde el movimiento en dos planos (o dos grados de libertad), hasta los más recientes con seis grados de libertad. La característica más importante del movimiento de la articulación puede describirse como una combinación de deslizamiento y rodadura de los cóndilos femorales sobre el platillo tibial.

La tecnología de hoy parece muy avanzada en comparación a los primeros diseños del siglo XVII. Esta evolución ha sido posible como resultado de los investigadores que siguen explorando la mecánica, hidráulica, computación y biónica o tecnología neuroprotésica [2].

Sin embargo, aun hoy en día, las prótesis existentes no han podido simular el movimiento natural de la rodilla, así como el lograr caminar con facilidad hacia delante, atrás y subir escaleras, sin que el movimiento se vea tan robotizado. Por otra parte su costo es demasiado elevado para la mayoría de la población. Si se tiene la necesidad de poseer una prótesis que reemplace por completo el miembro inferior, así que el problema a resolver es realizar el diseño de un mecanismo para prótesis que sea flexible.

En el mercado existen mecanismos de tipo policéntrico entre ellos el 3R106 y el 3R105 de Otto Bock®, [3] la rodilla Adaptive de Endolite®,[4] el modelo Hydeal de Proteor ®[5] y más, este tipo de mecanismos son de alto costo y poco accesibles. La mayoría de los centros de rehabilitación en América Latina usan con mayor frecuencia los mecanismos de tipo bisagra, los cuales se encuentran en desventaja frente a los policéntricos.

La principal referencia a citar en cuanto a prótesis externas de rodilla es la C-Leg de Otto Bock®, debido a sus mecanismos de control hidráulico en base a microprocesador cuyas principales características son poseer una velocidad máxima de 5 Km. /h y más de 5 Km. al día, peso de la articulación de 1,210 Kg., ángulo de flexión de 125°, y baterías de litio de 45 horas.

- **Problema científico**

Teniendo en cuenta lo planteado en los párrafos precedentes, el problema científico se puede plantear de la siguiente forma: No existe un diseño nacional de una prótesis de rodilla con mecanismo articulado para amputados que garantice el confort y la movilidad del usuario.

- **Objeto de la investigación**

El objeto de la investigación es el diseño de Prótesis total de rodillas con mecanismo articulado

- **Campo de la investigación**

Biomecánica. Diseño de Prótesis total de la rodilla

- **Hipótesis**

Es posible diseñar y evaluar mediante métodos numéricos un nuevo modelo de prótesis de rodilla con posibilidades de fabricación en el país usando NYLON y ALUMINIO como materiales para su fabricación.

- **Objetivo General**

Diseñar y evaluar un modelo de rodilla articulada, que tenga la facilidad de incorporarlo a prótesis modulares y ponerlo al alcance de quien requiera estos dispositivos y que sea equiparable a la principal referencia en prótesis de rodilla; la rodilla C-Leg de Otto Bock.

- **Objetivos específicos**

1. Diseñar un prototipo de prótesis de rodilla de mediana complejidad.
2. Evaluar el desempeño y calcular la resistencia de los elementos de la prótesis, usando métodos numéricos.

- **Novedad Científica**

La novedad científica del trabajo la constituye el diseño de un nuevo modelo de prótesis de rodilla con un mecanismo articulado de cuatro barras modificado.

- **Actualidad Importancia en la investigación**

Desde hace varios años ha habido un incremento de las investigaciones relacionadas con el diseño y evaluación de diferentes modelos de prótesis de rodilla, siendo las firmas Otto Bock y la Endolite las que más adeptos tienen en el mercado. Las principales investigaciones han estado destinadas a obtener nuevos mecanismos que simulen de la manera más semejante el funcionamiento de la rodilla [3] [4]. En menor medida, también se han desarrollado investigaciones sobre el desarrollo de nuevos materiales [5] [6]. Autores como Dennis o Komistek [7] buscan alcanzar una cinemática protésica lo más parecida a la rodilla fisiológica mientras que otros autores [8] realizan la reflexión siguiente: «la cinemática requerida por una prótesis de rodilla puede no ser necesariamente la reproducida por una rodilla normal». Este simple conflicto plantea problemas que acometen tanto a la biomecánica como a la medicina en general.

Las personas con miembros amputados sufren una disminución severa en su calidad de vida y en su

productividad laboral, además de las secuelas emocionales causadas por la pérdida de un pie o una pierna [9].

La existencia de personas amputadas por encima de la rodilla que no tienen posibilidades de adquirir la prótesis de rodilla disponibles en el mercado, aunado a las afectaciones del bloqueo ya de hecho establece la importancia de esta investigación, la cual tendrá un gran efecto social y económico.

- **Métodos de Investigación utilizados**

A continuación se exponen los métodos utilizados en la investigación desarrollada, estos son:

Método histórico lógico

Este se aplica para establecer el estado del arte del tema de investigación, como marco teórico referencial, permitiendo conocer que se ha investigado sobre prótesis mecánicas de rodilla y qué leyes o aspectos generales se abordan en el fenómeno que se estudia.

Método inductivo-deductivo.

Se aplica para la evaluación de los diferentes modelos de prótesis mecánica de rótula de rodilla y determinar sus ventajas y desventajas, con el objetivo de aplicarlos a un nuevo diseño de prótesis para discapacitados por amputación por encima de la rodilla, tanto en Cuba, como en Latinoamérica y el mundo.

Método de Análisis y Síntesis

Se aplica para identificar las etapas del diseño de las prótesis para personas amputadas por encima de la rodilla y caracterizarlas, estableciendo la relación entre ellas y así definir los pasos a seguir para diseñar una nueva prótesis. Se analizan los diferentes mecanismos existentes y se sintetiza un nuevo mecanismo

Métodos Matemáticos

Se aplican al modelar el comportamiento cinemática de la prótesis mecánica de la rótula de rodilla en el proceso de diseño del mecanismo, permitiendo predecir si habrá problemas en el funcionamiento y también, al generar el perfil de la rótula que se desea obtener. Se usan los métodos numéricos para evaluar la resistencia de los diferentes elementos constituyentes de la prótesis así como simular su movimiento

Medición

Se desarrolla con el objeto de obtener información numérica acerca de una propiedad o calidad del objeto o fenómeno (se comparan las magnitudes medibles y conocidas, según una unidad de medida). Durante la medición intervienen: el objeto y la propiedad (que se va a medir), las unidades de medición y el instrumento, el sujeto (el que realiza la medición) y los resultados (que se esperan alcanzar). Se ha obtenido información de los parámetros geométricos de las principales prótesis existentes en el mercado y además se realizaron mediciones en una prótesis real.

Estructura de la tesis:

La tesis consta de Introducción, Capítulo I donde se establece el marco teórico de la investigación, el Capítulo II donde se establecen los materiales y métodos y se hace un análisis de la biomecánica de la rodilla, y donde se desarrolla y evalúa el diseño de la nueva prótesis. En el Capítulo III se discuten los resultados comparándolos con otros diseños. Finalmente se establecen las conclusiones y las recomendaciones.

CAPITULO I Marco Teórico

1.1 Introducción

Cuando se estudia la anatomía humana se nota que está en función de las cuatro extremidades, la pierna es muy vital para el cuerpo porque lo mantiene en balance y con la suficiente fuerza para mantenerlo en pie. Además de proporcionar el movimiento de flexión, con ayuda de la rodilla, lo que permite caminar. Cuando una lesión o enfermedad ataca a un miembro por ejemplo un tumor maligno o una gangrena, lo que se tiene que hacer para detener la enfermedad es amputar dicha extremidad, hecho que es rechazado por el paciente, por lo cual ha existido una necesidad de suplir, este miembro faltante, por medio de accesorios e instrumentos llamados prótesis.

Según reportes del IMSS, el 70% de las amputaciones no traumáticas de pie se deben a complicaciones infecciosas por diabetes mellitus, originadas principalmente por falta o mal control médico de esta enfermedad crónico-degenerativa. Aunque otra parte significativa de los amputados pierden sus piernas por una enfermedad vascular, en particular arteriosclerosis, aunque existe un 5% de amputaciones derivadas de accidentes automovilísticos, de trabajo o quemaduras de tercer grado. La Organización Mundial de la Salud (OMS) y la Organización Panamericana de la Salud (OPS) precisan que del total de amputaciones de las extremidades inferiores, entre 40% y 85% están relacionadas con la diabetes [9].

Para comenzar con el diseño de una prótesis, es necesario conocer el pasado acerca de este tema. En este capítulo se da una breve reseña histórica de las prótesis, desde sus inicios, antes de Cristo, hasta la actualidad; y de los avances en materia quirúrgica.

Es de suma importancia, en el diseño de una prótesis, el tipo de material usado ya que este determina el peso y el confort que tendrá el amputado con su prótesis. Ningún material o tipo de componentes protésico es el mejor para todos los pacientes. Se debe tomar en cuenta el estilo de vida del paciente. Sus expectativas de las prótesis; características físicas y lo más importante es el dinero que el paciente pueda gastar o está dispuesto a gastar en su miembro protésico.

Existen variedades de materiales que se pueden utilizar, es imperativo que el protesista conozca todas las opciones, los materiales clásicos, como la madera, acero, y cuero: hasta los materiales modernos, como el titanio, fibra de carbono y plásticos. Se dará mayor importancia a la descripción de componentes de rodillas protésicas. Este trabajo se concentra en el diseño de una rodilla protésica junto a la funda o socket y a la pierna y el pie artificial.

1.2 Evolución histórica de las prótesis.

El cuerpo del ser humano tiene cuatro articulaciones principales para lograr un funcionamiento correcto, sin embargo, se ha visto que puede sobrevivir sin ellas, como los animales que se han adaptado a vivir con miembros perdidos, en el caso de los humanos estos se sustituyen con miembros mecánicos. Este es el campo de ortopedia, que satisface la necesidad de suplir el miembro faltante, por medio de accesorios e instrumentos.

Los miembros artificiales o prótesis, tienden a restaurar a un grado, la función normal de las personas amputadas. Los dispositivos mecánicos que permiten la sustitución del miembro perdido son funcionales, pero están muy lejos de los mecanismos ideales.

Sin duda alguna, desde el comienzo de la humanidad se ha utilizado miembros artificiales de algún tipo, como por ejemplo las patas de palo. Uno de los primeros usos de un miembro artificial del que se tiene conocimiento es el usado por un guerrero persa llamado Hegesistratus, quien, al ser capturado y encadenado, se cortó un pie y lo reemplazó por uno hecho de madera, en el año 484 A.C. La evolución de la protésica es larga y está plagada de historias, desde sus comienzos primitivos, pasando por el sofisticado presente, hasta las increíbles visiones del futuro. Al igual que sucede en el desarrollo de cualquier otro campo, algunas ideas e invenciones han funcionado y se han explorado más detalladamente, como el pie de posición fija, mientras que otras se han dejado de lado o se han vuelto obsoletas, como el uso de hierro en las prótesis.

Los reemplazos de miembros comienzan en la quinta dinastía egipcia (2750-2625 A.C.), los arqueólogos dan referencia de una tablilla empleada como miembro artificial durante ese periodo. Así como muletas simples y bases esféricas hechas de madera y cuero [10].

El miembro artificial más antiguo fue encontrado en Capri, Italia en 1858, se trata de una pierna fabricada de cobre y madera y se cree que fue construida en el año 300 a.C. No obstante recientemente los científicos ingleses han descubierto en Egipto un primer dedo (dedo gordo) artificial en el pie de una momia (Figura 1.1), que le ayudaba a caminar, este sería la prótesis más antigua del mundo [11].



Figura 1.1 Prótesis del Primer Dedo (Finch, 2007).

La mayoría de las prótesis elaboradas y usadas en la edad media se utilizaban para esconder deformidades o heridas producidas en el campo de batalla. A un caballero se le colocaba una prótesis diseñada solamente para sostener un escudo o para calzar la pata en el estribo, y se prestaba poca atención a la funcionalidad. Fuera del campo de batalla, solamente los ricos tenían la suerte de contar con una pata de palo o un gancho de mano para las funciones diarias. Era frecuente que los comerciantes, incluidos los armeros, diseñaran y crearan extremidades artificiales. Personas de todos los oficios solían colaborar para elaborar los dispositivos; los relojeros eran particularmente buenos para agregar funciones internas complicadas con resortes y engranajes.

En 1508, se elaboró un par de manos de hierro tecnológicamente avanzadas para el mercenario alemán Gotz von Berlichingen después de que perdió su brazo derecho en la batalla de Landshut. Era posible manejar las manos fijándolas con la mano natural y moverlas soltando una serie de mecanismos de liberación y resortes, mientras se suspendían con correas de cuero.

Alrededor de 1512, un cirujano italiano que viajaba por Asia registró observaciones de un amputado bilateral de extremidad superior que podía quitarse el sombrero, abrir su cartera y firmar. Circuló otra historia de un brazo de plata elaborado para el almirante Barbarossa, que luchó contra los españoles en Bougie, Algeria, para un sultán turco.

Muchos consideran al barbero y cirujano del Ejército Francés Ambroise Paré el padre de la cirugía de amputación y del diseño protésico moderno. Introdujo modernos procedimientos de amputación (1529) en la comunidad médica y elaboró prótesis (1536) para amputados de extremidades superior e inferior. Además, inventó un dispositivo por encima de la rodilla, que consistía en una pata de palo que podía flexionarse en la rodilla y una prótesis de pie con una posición fija, un arnés ajustable, control de bloqueo de rodilla y otras características de ingeniería que se utilizan en los dispositivos actuales. Su trabajo demostraba, por primera vez, que se había comprendido verdaderamente cómo debería funcionar una prótesis. Un colega de Paré, el cerrajero francés Lorrain, hizo una de las contribuciones más importantes en este campo cuando utilizó cuero, papel y pegamento en lugar de hierro pesado para elaborar una prótesis.

En 1696, Pieter Verduyn desarrolló la primera prótesis por debajo de la rodilla sin mecanismo de bloqueo, lo que más tarde sentaría las bases de los actuales dispositivos de articulación y corsé [12].

En 1800, el londinense James Potts diseñó una prótesis elaborada con una pierna de madera con encaje, una articulación de rodilla de acero y un pie articulado controlado por tendones de cuerda de tripa de gato desde la rodilla hasta el tobillo. Se hizo famosa como la “Pierna de Anglesey” por el marqués de Anglesey, que perdió su pierna en la batalla de Waterloo y fue quien utilizó esta pierna. Más tarde, en 1839, William Selphe trajo la pierna a los EE. UU., donde se la conoció como la “Pierna Selphe”.

En 1843, *Sir James Syme* descubrió un nuevo método de amputación de tobillo que no implicaba una amputación a la altura del muslo. Esto fue bien recibido dentro de la comunidad de amputados porque representaba una posibilidad de volver a caminar con una prótesis de pie en lugar de con una prótesis de pierna.

En 1846 el Dr. B. Frank Palmer introdujo una pierna artificial hecho de madera y con la articulación de la rodilla como bisagra. El aparato entero en la posición recta está sostenido por una cadena sin fin. Si la rodilla es doblada, automáticamente vuelve a su posición original por medio de la acción de un resorte, el mismo dispositivo se emplea en el mecanismo del tobillo. Este fue el único aparato que recibió la mención honorífica de la exposición de Londres en 1851 [13].

En 1839, W. Selphe introdujo la prótesis inglesa en Estados Unidos. Él es considerado como el primer fabricante de prótesis. Poco después realizó una pierna artificial, que Palmer mejoró y en 1846 obtuvo la primera patente de miembros artificiales que se publicó en dicho país. En 1849 mejoró su pierna y obtuvo su segunda patente [14].

En 1863, Dubois Parmlee inventó una prótesis avanzada con un encaje de succión, una rodilla policéntrica y un pie multiarticulado. Más tarde, en 1868, Gustav Hermann sugirió el uso de aluminio en lugar de acero para que las extremidades artificiales fueran más livianas y funcionales. Sin embargo, el dispositivo más liviano tendría que esperar hasta 1912, cuando Marcel Desoutter, un famoso aviador inglés, perdió su pierna en un accidente de avión y elaboró la primera prótesis de aluminio con la ayuda de su hermano Charles, que era ingeniero (ver figura 1.2).



Figura 1.2. Primera prótesis de pierna de aluminio.

A medida que se desarrollaba la Guerra Civil Estadounidense, la cantidad de amputados incrementaba en forma astronómica, lo que obligó a los estadounidenses a ingresar en el campo de la protésica. James Hanger, uno de los primeros amputados de la Guerra Civil, desarrolló lo que más tarde patentó como la “Extremidad Hanger”, elaborada con duelas de barril cortadas. Personas como Hanger, Selpho, Palmer y A.A. Marks ayudaron a transformar y hacer progresar el campo de la protésica con los perfeccionamientos que impusieron en los mecanismos y materiales de los dispositivos de la época.

A diferencia de la Guerra Civil, la Primera Guerra Mundial no fomentó mucho el avance en este campo. A pesar de la falta de avances tecnológicos, el Cirujano General del Ejército en ese momento comprendió la importancia del debate sobre tecnología y desarrollo de prótesis; con el tiempo, esto dio lugar a la creación de la Asociación Estadounidense de Ortoprótisis (AOPA, por sus siglas en inglés). Después de la Segunda Guerra Mundial, los veteranos estaban insatisfechos por la falta de tecnología en sus dispositivos y exigían mejoras. El gobierno de los EE. UU cerró un trato con compañías militares para que mejoraran la función protésica en lugar de la de las armas. Este acuerdo allanó el camino para el desarrollo y la producción de las prótesis modernas. Los dispositivos actuales son mucho más livianos, se elaboran con plástico, aluminio y materiales compuestos para proporcionar a los amputados dispositivos más funcionales. Además de ser dispositivos más livianos y estar hechos a la medida del paciente, el advenimiento de los microprocesadores, los chips informáticos y la robótica en los dispositivos actuales permitieron que los amputados recuperen el estilo de vida al que estaban acostumbrados, en lugar de simplemente proporcionarles una funcionalidad básica o un aspecto más agradable. Las prótesis son más reales con fundas de silicona y pueden imitar la función de una extremidad natural hoy más que nunca.

Al explorar la historia de la prótesis, se puede apreciar todo lo que implicó la elaboración de un dispositivo y las perseverantes generaciones que hicieron falta para garantizar que el hombre pueda tener no solo las cuatro extremidades sino también la función. En la figura 1.3 se muestra de manera ilustrativa la evolución de las prótesis del miembro inferior.

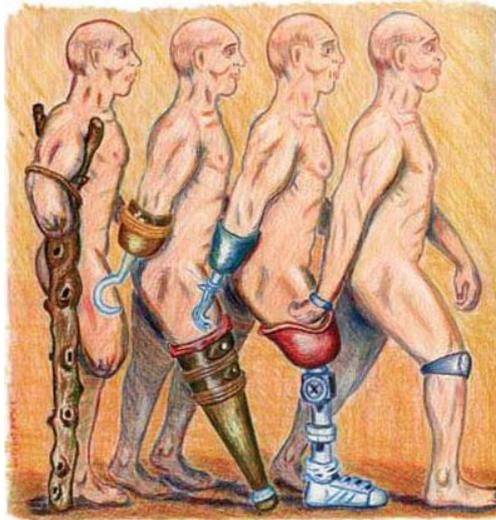


Figura 1.3. Evolución de las prótesis.

1.3 Materiales para las prótesis.

En este componente es necesario que el material soporte el peso del cuerpo, muchos materiales de bajo peso son usados, sobre todo metales. Algunos de los materiales usados son los siguientes: Aleaciones de aluminio, titanio, fibra de carbón y en ocasiones acero. La fibra de carbón y en ocasiones el Kevlar son usados en la rodilla, solamente en el marco de la misma. A continuación se realizará una descripción de los materiales más utilizados. [15]

1.3.1 Elastómeros.

Dentro de los diferentes elastómeros que pueden ser utilizados uno de los más importantes es el silicón o silicona. Tiene la propiedad de deformarse elásticamente. Quiere decir, que cuando se aplica una fuerza a este material, se deforma pero cuando esta fuerza se retira vuelve a su forma original. El silicón utilizado se conoce comercialmente como polisiloxano. Las propiedades de este material se obtienen debido a que su estructura molecular presenta enlaces cruzados pequeños que a su vez se deforma a elevadas temperaturas [16].

1.3.2 Polímeros

Los polímeros más usados son el epoxy, poliéster y acrílico. La ventaja es que permite al protesista controlar muchos factores importantes como es la rigidez, resistencia, y espesor del producto final, de esta forma el encaje puede ser diseñado de manera que en algunas aéreas específicas sea fuerte y grueso y en otras sea relativamente delgado y liviano. Una de las desventajas es que la lámina de polímeros no puede, o es muy

difícil que sea remoldada, es decir, que si una área del encaje incomoda al paciente es muy difícil mejorarla [17].

1.3.3 Textil de refuerzos

El textil se usa en láminas de polímeros para dar la resistencia o fuerza al encaje. Algunos de estos materiales usados son: la fibra de carbono, fibra de vidrio, nylon, Dacron y Kevlar.

Estos materiales tienen sus ventajas y desventajas. La fibra de carbón es muy eficiente para diseñar encajes livianos, resistente y delgados, sin embargo, es muy difícil cambiar la forma una vez que se realizó la misma, otra desventaja es que si se dobla demasiado se puede romper. El Kevlar y la fibra de vidrio no se rompen aunque sean doblados en exceso.

Por estas ventajas y desventajas, el protesista debe tener en cuenta estos criterios a la hora de fabricar un encaje de polímero [18].

1.3.4 Fibra de carbón

Es un material de la familia de los polímeros, compuesto de una matriz de material llamada fase de dispersante que da forma a la pieza a base de fibras, en este caso el material de la matriz es obviamente carbón. Es un material de elevado costo, muy ligero y propiedades mecánicas elevadas.

Como se trata de un material compuesto, por lo general se utilizan polímeros termoestables como base, por ejemplo el epoxy, el poliéster o el vinilester teniendo como propiedades:

- Elevada resistencia mecánica
- Baja densidad, comparándola con otros materiales como el acero.
- Elevado precio de producción
- Gran capacidad de aislamiento térmico.
- Al utilizar una matriz termoestable, posee gran resistencia a cambios en temperatura

1.3.5 Kevlar

El Kevlar o poliparafenileno tereftalamida es un poliamida sintetizada por primera vez por la química Stephanie Kwolek en 1965. Dupont empezó a comercializarlo en 1972. Existen dos tipos de Kevlar, Kevlar 29 y Kevlar 49. El primero es la fibra directamente obtenida de su fabricación y se usa generalmente como refuerzo. El Kevlar 49 cuenta con un tratamiento superficial de sus fibras para favorecer su unión con la resina.

1.3.6 Polietileno y polipropileno

Estos materiales son conocidos como termoplásticos, a temperatura ambiente son materiales muy rígidos, pero cuando se calientan a temperatura elevadas se pueden moldear muy fácilmente, ya que en su estructura molecular, sus cadenas se debilitan con la temperatura. Una desventaja de estos materiales, que con la

tecnología ha ido disminuyendo, es que en algunas ocasiones se encojen lo que ocasiona que el anclaje no entre al muñón o quede muy justo.

El polipropileno (PP) al igual que el polietileno (PE) es un plástico sumamente rígido que se utiliza para fabricar estructuras de conexión y de soporte.

El PP es parcialmente cristalino y se obtiene de la polimerización del propileno puro y el copolímero, este se obtiene al añadir entre un 5% y un 30% de etileno en la polimerización; y posee mayor resistencia que el homopolímero.

El PE es el polímero más simple, más barato y más común; se obtiene de la polimerización del etileno. Se puede clasificar en: polietileno de baja densidad (PEBD), polietileno de alta (PEAD), polietileno lineal de baja densidad (PELBD), polietileno de ultra alto peso molecular (UHWPE) por sus siglas en inglés) y polietileno con formación de red (PEX).

1.3.7 Metales [19]

Aluminio

El aluminio en realidad se considera como una alternativa de poco peso para no utilizar el acero. Si bien es cierto que no es tan fuerte como los otros dos metales usados en ciertas partes de las rodillas protésicas no se requiere de soportar tanto peso o fuerza, por lo que sí se puede utilizar este metal. Desde el punto de vista físico, el aluminio puro posee una resistencia muy baja a la tracción y una dureza escasa. En cambio, unido en aleación con otros elementos, el aluminio adquiere características mecánicas muy superiores. A estas aleaciones se las conoce con el nombre genérico de Duraluminio, y pueden ser centenares de aleaciones diferentes. El duraluminio contiene pequeñas cantidades de cobre (3 – 5%), magnesio (0.5 -2%), manganeso (0.25-1%) y Zinc (3.5 -5%).

1.3.8. Acero Inoxidable

El acero es un material muy fuerte y resistente, sin embargo es relativamente pesado, por lo que no es la mejor opción en una prótesis sin embargo debido a estas propiedades, se puede utilizar para fabricar componentes pequeños en donde importa más la fuerza del material para resistir las fuerzas y el peso del cuerpo, que el diseño de la pieza. Algunas rodillas, sobre todo viejas, se fabricaban de acero, estas rodillas eran muy pequeñas por lo que se utiliza poco material.

El acero es una aleación de hierro y carbono en donde el porcentaje de carbono está entre 0.2 % y 0.3%. Aunque este tipo más común de acero es conocido también como acero al carbón ya que el único aleante es el carbón.

Una aleación muy utilizada en prótesis es el acero inoxidable, esta aleación contiene por lo menos 10.5 % de cromo generalmente; otros aceros inoxidables contienen además níquel y molibdeno.

1.3.9. Titanio.

Este material puede ser la mejor alternativa para la construcción de una prótesis debido a que es muy fuerte y muy liviano, sin embargo es muy caro. Muchos componentes que antes se fabricaban de acero son actualmente fabricados de titanio. El titanio comparte muchas características con el acero inoxidable. Pueden formar aleaciones con otros elementos, tales como hierro, aluminio, vanadio, molibdeno y otros. Es el cuarto metal más abundante en la corteza terrestre [20].

1.4 Prótesis Inteligentes.

Actualmente en el mercado existen varios diseños de prótesis inteligentes, siendo de las más representativas en cuanto al diseño y fabricación de estas, de las empresas Endolite's®, Intelligent Plus®, Otto Bock's C-Leg®, Ossur® y Seattle's Power Knee ® entre otras. Ossur [21] diseñó una de las prótesis comerciales de tipo magnetoreológicas en 1991, la Rheo Knee (Figura 1.4). Esta se creó en colaboración con el laboratorio del Instituto de Tecnología de Massachussets (MIT). Utilizaba actuadores magnetoreológicos (MR), además de una dinámica para aprender los movimientos del humano a través de matrices de algoritmos (DLMA). Su función principal era dominar los movimientos realizados durante el balanceo y la fase de reposo. Los ajustaba en la prótesis para dar un movimiento de cadencia óptimo, además de mayor estabilidad al caminar. Zahedi [22] menciona que las primeras prótesis inteligentes fueron las “Prótesis Plus”, (Figura 1.5), fabricadas por Chas A. Blatchford en 1993. Éstas contaban con un microprocesador que controlaba localmente los mecanismos. Se creó con el objetivo de disminuir el esfuerzo realizado por el paciente al realizar cualquier actividad como caminar, correr, saltar, etc. y tenía la ventaja de que no se limitaba a una sola velocidad al caminar. Cuando ésta detectaba que había un cambio de velocidad, el pistón neumático se ajustaba para controlar la rodilla, permitiendo a la pierna un movimiento más libre al caminar.



Figura 1.4. Prótesis magnetoreológica Rheo Knee.

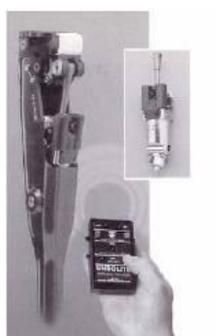


Figura 1.5. Prótesis inteligente Plus.

En las publicaciones de Blumentritt & Werner-Scherer [23] se describe el diseño de una prótesis inteligente creada en 1994. Esta se llamó Otto Bock 3R60 (Figura 1.6), y poseía estabilidad mecánica por el movimiento de los centros instantáneos de rotación.

Se consideró como una rodilla policéntrica de 5 barras con 2 grados de libertad, con dos centros mecánicos de rotación. Se inventó para incrementar la estabilidad en la flexión de la rodilla en la fase de postura previa (o inicio de la marcha), ya que permitía que la persona caminara con un movimiento cinemático más normal. Para 1999 se había creado la prótesis “GEOFLEX” (Figura 1.7), por Motion Technology for Life™ [24], con base en mecanismos policéntricos, su control era por fricción. Su objetivo era evitar que algún tropiezo provocara una caída.

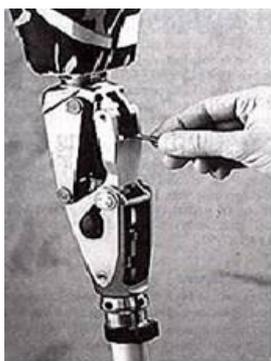


Figura 1.6. Prótesis OTTO BOCK 3R60.

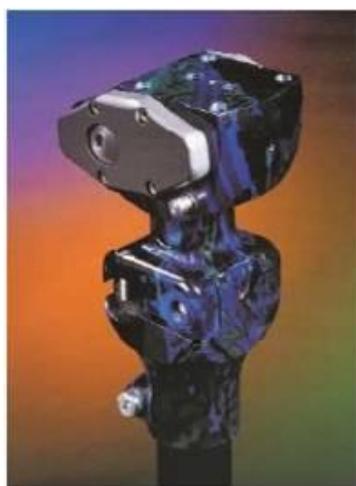


Figura 1.7. Prótesis policéntrica GEOFLEX.

Otro modelo creado en este año fue el “C-LEG” [25], en el que el uso de microprocesadores combinados con

cilindros hidráulicos, marcaron grandes avances tecnológicos. También se agregaron sensores para adquirir datos como peso, cargas verticales, movimientos en el plano sagital y movimientos en las uniones de la rodilla; logrando así mejor control en la etapa de marcha. En el 2000 se creó la rodilla policéntrica “Total Knee 2000” [26] (Figura.1.8), de Ossur® que tenía un diseño de 7 ejes para un mejor movimiento; se componía de cojinetes de aguja, anillos de retención, sistema de bloqueo geométrico, sistema hidráulico de 3 fases para cambios de velocidad suave y flexión de apoyo. Para el 2002 Fillauer-Hosmer [27] ofrecía muchas rodillas de eje sencillo con diferentes características, incluyendo ajustes de fricción y de estabilización, frenos activados mediante peso y ajustes por desgaste (Figura.1.9).



Figura.1.8. Total Knee® 2000.



Figura.1.9. Prótesis Entegra SV Knee.

En este mismo año, el Grupo de la Compañía Otto Bock® mejoró su articulación de rodilla modular de eje sencillo “3R80”, que se controlaba mediante fluido y era activada por peso, presentando más estabilidad en el apoyo. Por otra parte Jim Smith Sales, Inc., ofrecía la “Ultimate”, una rodilla hidráulica activada por peso que era ligera y durable, y con mínimo entrenamiento, una persona amputada podía utilizarla como una de bloqueo manual o una rodilla que cede a la fase de soporte. También en este contexto Blatchford Endolite® mostraba la unidad “Stance Flex ESK” de 4 barras, que tenía como característica principal un alineamiento central con fricción para seguridad adicional. Esta controlaba la fase de apoyo con una opción de bloqueo manual; contaba con mecanismos activados por peso y una amplia variedad de opciones para el control de la fase de oscilación.

Ossur® tenía la “TKO 1500”, una rodilla que permitía al usuario iniciar la flexión mientras el pie estaba todavía sobre el terreno. Estos diseños se apoyaban en un diseño geométrico, con un sistema de bloqueo, que simulaba el movimiento de éstas y tenía una variedad de características para diferentes actividades y niveles

de movilidad, incluyendo una característica de posición en flexión. Posteriormente Lord Corp® [28] creó una rodilla policéntrica que podía girar casi en cualquier dirección (Figura 1.10). Ésta supone la emulación natural de la pierna, también puede trabajar bien con personas con amputaciones transfemorales o por encima de la rodilla. El sistema hidráulico con el que cuenta este diseño es ajustable, para cuando las partes bajas de la pierna se adelantan.

En el 2006, se diseñó la prótesis “802 Nylon Knee” [29] que usaba una combinación de cilindros con mecanismos de tipo sujeción para el manejo de la extensión y flexión de la pierna, así como un control de fricción (Figura 1.11).

Otro diseño de prótesis creado en este año fue el “da Vinci Award Nominee” (Figura 1.12), por C-Leg® [30] la cual tenía un control remoto para los cambios de velocidad si se querían dar al momento de caminar o hasta correr, también podía manipularse el momento de oscilación al empezar a dar el paso. Ésta manejaba sistemas hidráulicos controlados electrónicamente. Los materiales de construcción eran aluminio y carbón, haciéndola más ligera. Al microprocesador que gobierna la prótesis le llegan las señales de todos los sensores utilizados para el control de velocidad, posición, esfuerzos, etc.

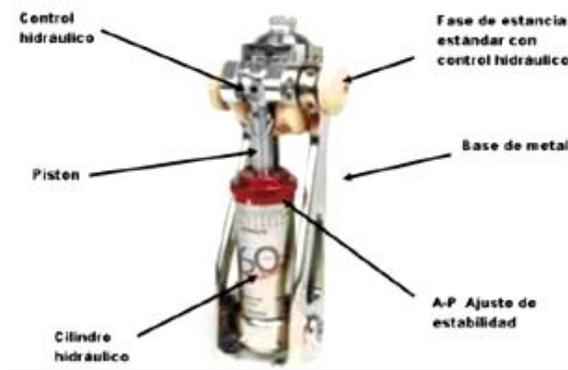


Figura.1.10. Rodilla Hidráulica HOSMER.



Figura .1.11. Rodilla de Nylon 802.



Fig.1.12. Prótesis inteligente “da Vinci Award Nominee”.

Uno de los países de América Latina donde más se investiga en prótesis es México, donde se pueden observar propuestas de prótesis para miembro inferior, como las desarrolladas por alumnos de la Unidad Profesional Interdisciplinaria de Ingeniería y Tecnología Avanzada (UPIITA): “Construcción de un Mecanismo de Rodilla tipo Policéntrica para personas con Amputación Femoral” [31] y “Prótesis de rodilla con pistón magnetoreológico” [32], entre otras; también hay diseños de prótesis para miembro superior, como el reportado en “Caracterización cinemática e implementación de una mano robótica multiarticulada” [33]. En la Universidad Autónoma de México se han desarrollado trabajos como “Prótesis Inteligentes” [34] y “Diseño de un *socket* ajustable para prótesis de miembro inferior” [35].

Según estudios elaborados por la Escuela Superior de ingeniería Mecánica de México [36] la articulación fémoro-tibial presenta un movimiento con seis grados de libertad y su mayor actividad se encuentra en el plano sagital.

Muchos autores [37] [38] [39] [40] arriban a la coincidencia en que la prótesis de rodilla debe ser policéntrica, pues es la que mayor desempeño tiene en cuanto a rango de movimiento y estabilidad.

En el medio, por sus facilidades de fabricación y sus bajos costos comparativos, se ha difundido el uso de prótesis con rodillas uniaxiales ó monocéntricas. Sin embargo, a nivel funcional, este tipo de rodillas presentan limitaciones significativas en la reproducción de los movimientos de una rodilla humana, mientras que las rodillas policéntricas presentan versatilidad a nivel biomecánico reduciendo el gasto energético y mejorando la estabilidad por parte del paciente con amputación por encima de rodilla [41].

1.5 Encaje

Existe una gran variedad de encajes fabricados con diferentes materiales. La fabricación dependerá de lo que el paciente requiera. Como se sabe el encaje es la parte que conecta al cuerpo con la prótesis y es el único componente que tiene contacto directo con el cuerpo. Por último, en la parte distal, el encaje cuenta con una conexión para la rodilla, dichas conexiones pueden ser fabricadas de titanio, aluminio, o acero.

Conclusiones:

En este capítulo se realizó un análisis del estado del arte de las prótesis desde la edad media hasta la actualidad. Se da el concepto de lo que es un miembro artificial o prótesis. Se destaca la necesidad de devolverle el funcionamiento al paciente, que ha perdido una articulación por causa de una enfermedad o un accidente, con un diseño estético, ya que siempre debe tenerse en cuenta el aspecto físico y psicológico de la persona.

En los antecedentes generales se vió las mejoras a través del tiempo, iniciando con la “pata de palo” o clavija, hasta las prótesis inteligentes.

Las principales causas que motivan a la necesidad de prótesis son las guerras y las enfermedades las cuales

fueron grandes alentadores para la investigación de miembros artificiales.

Existe un gran número de variedades de prótesis del miembro inferior y de rodilla en particular, pero todos tienen el gran problema de su elevado costo.

De la revisión bibliográfica realizada se pudo apreciar la posibilidad de acometer un nuevo diseño de prótesis de bajo costo con prestaciones similares a las existentes en el mercado internacional.

Dentro de los materiales más utilizados en las prótesis se destacan las aleaciones de aluminio, el acero y los polímeros.

Capítulo II. Materiales y Métodos para el diseño de la nueva prótesis.

2.1 Introducción.

Las prótesis de rodillas se han desarrollado a gran velocidad desde la simple clavija de madera, pasando por mejoras de gomas y resortes con mecanismos neumáticos o hidráulicos; actualmente algunos de los componentes mecánicos son controlados por medio de microprocesadores [42]. En la actualidad hay cerca de 100 tipos de diseños de prótesis de rodilla [43], ya que es de gran importancia tener un mecanismo que ofrezca la función y confiabilidad para el miembro amputado.

Desde que se diseñaron las prótesis se han manejado dos tipos de mecanismos, las de un solo eje y las policéntricas. Para poder diseñar una prótesis de rodilla que emule el funcionamiento de esta articulación, primero hay que comprender a cabalidad la biomecánica de la rodilla.

2.2 Biomecánica de la rodilla.

La rodilla es la articulación más compleja del organismo y en la cual la evolución filogenética alcanza su máximo desarrollo.

La articulación de la rodilla está compuesta de:

1. Componentes óseos.

- Cóndilos femorales.
- Platinos tibiales.

Revestidos ambos por el correspondiente cartílago. Aunque el peroné está articulado con la tibia, queda al margen de la articulación de la rodilla, siendo en el tobillo, donde ejerce su papel.

2. Meniscos de adaptación, situados sobre los platinos tibiales.

3. Aparato de contención.

- Tendones musculares.
- Capsula.
- Ligamentos colaterales.
- Ligamentos cruzados, que son intraarticulares y tienen la característica de estar revestidos por la membrana sinovial, con lo que se forman en la articulación dos cámaras; una medial y otra lateral. Al mismo tiempo cada cámara presenta dos cavidades, una inframeniscal y otra suprameniscal.

4. Membrana sinovial. La articulación de la rodilla es muy grande con un extenso revestimiento sinovial, siendo esta membrana una de las más diferenciadas del organismo humano. Además de su epitelio sinovial, tiene gruesas capas elástico-conjuntivas y célula-adiposas. Su función es máxima, reabsorbiendo y formando la sinovia, (líquido sinovial).

5. Rótula. Se articula con el fémur en la parte media de su superficie anterior, constituyendo la articulación fémoro-patelar.

2.2.1 Ejes de Movimiento de la rodilla

La cinemática de la rodilla es extraordinariamente compleja, hasta tal punto, que su dinámica en el movimiento, se realiza en tres planos a la vez, de hecho, aún no se ha podido diseñar una prótesis que reproduzca exactamente esta cinemática.

El movimiento de flexo-extensión, no es un simple movimiento de gozne alrededor de un eje transversal, en un solo plano. A él se le unen simultáneamente un movimiento de rotación interna y externa. Los últimos 15° de extensión son sincrónicos a una rotación externa, formando lo que se denomina "autoatornillamiento" de la rodilla, alcanzando la posición de máxima estabilidad (máximo contacto entre las superficies articulares y máxima tensión de los ligamentos).

Además la rodilla presenta en extensión un valgo fisiológico de 10° entre el fémur y la tibia. Pues bien sincrónicamente también, con el movimiento de flexión de la rodilla, se va perdiendo este valgo, que desaparece al estar la pierna en flexión.

Por otra parte, se ha hablado clásicamente de los movimientos de rotación y de rodamiento de los cóndilos sobre los platillos (otros autores lo han denominado deslizamiento y traslación.), dependiendo del momento cinético articular. Pero hoy se han abandonado estos conceptos, al ver que a la rodilla no se la puede definir como moviéndose a través de un eje determinado.

Lo que más se acerca a la realidad son los conceptos de CIM (centro Instantáneo de movimiento), que es el punto en que la velocidad angular es igual a 0, para un determinado movimiento. Si vamos buscando el CIM de pequeños movimientos a todo lo largo de la flexión de la rodilla y luego unimos los puntos, obtendremos el **centro o curva poloide**, que puede servirnos de guía para definir este movimiento. A pesar de todo sólo nos habla de un plano, y ya se ha indicado que se movía en tres de forma simultánea.

El primer grado de libertad está condicionado por el eje transversal XX' (Figura 2.1 y Figura 2.2), alrededor del cual se efectúan movimientos de flexo-extensión en un plano sagital. Dicho eje XX', incluido en un plano frontal, atraviesa horizontalmente los cóndilos femorales.

Teniendo en cuenta la forma "en voladizo" del cuello femoral (Figura 2.3), el eje de la diáfisis femoral no está situado, exactamente, en la prolongación del eje del esqueleto de la pierna y forma con este último un ángulo obtuso, abierto hacia dentro de 170-175°, esto es conocido también como *valgus fisiológico de la rodilla* [44] (ver Figura 2.3)



Figura 2.1 Vista interna rodilla semiflexionada **Figura 2.2 Vista externa rodilla semiflexionada.**

Sin embargo, los tres centros articulares de la cadera (H), de la rodilla (O) y del tobillo (C) están alineados en una misma HOC, que representan el eje mecánico del miembro inferior. En la pierna, este eje se confunde con el eje del esqueleto; sin embargo, en el muslo, el eje mecánico HO forma un ángulo de 6° con el eje del fémur.

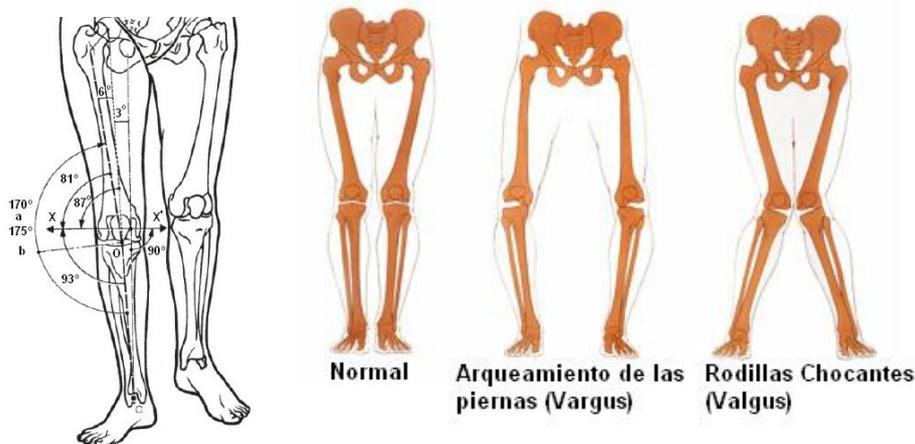


Figura 2.3. Valgus y Vargus fisiológico de la rodilla.

Por otra parte, el hecho de que las caderas estén más separadas entre sí que los tobillos hacen que el eje mecánico del miembro inferior sea ligeramente oblicuo hacia abajo y adentro, formando un ángulo de 3° con la vertical. Este ángulo será más abierto cuanto más amplia sea la pelvis como es el caso de la mujer. Esto explica por qué el valgus fisiológico de la rodilla está más acentuado en la mujer que en el hombre. Al ser horizontal el eje de flexo extensión XX', no constituye la bisectriz (OB) del ángulo de valgus: se miden 81° entre XX' y el eje del fémur, y 93° entre XX' y el eje de la pierna. De lo cual se deduce que, en máxima flexión, el eje de la pierna no se sitúa exactamente detrás del eje del fémur, si no por detrás y un poco hacia adentro, lo que desplaza al talón hacia el plano de simetría: la flexión máxima hace que el talón contacte con la nalga, a la altura de la tuberosidad isquiática.

El segundo grado de libertad consiste en la rotación del eje longitudinal YY' de la pierna (Figura 2.1 y Figura 2.2), con la rodilla en flexión. La estructura de la rodilla hace esta rotación imposible cuando la articulación está en máxima extensión; el eje de la pierna se confunde entonces con el eje mecánico del miembro inferior, y la rotación axial ya no se localiza en la rodilla, sino en la cadera que la supe.

Como se observó en la figura 2.1 existe un eje ZZ' ante posterior y perpendicular a los dos precedentes. Este eje no presupone un tercer grado de libertad; cuando la rodilla está flexionada, cierta holgura mecánica permite movimientos de lateralidad de uno o dos centímetros en el tobillo; pero en extensión completa estos movimientos de lateralidad desaparecen totalmente. Si los hubiera, deben considerarse patológicos.

Sin embargo, es necesario saber que los movimientos de lateralidad aparecen normalmente tan pronto se flexiona de forma mínima la rodilla. Para saber si son patológicos es indispensable compararlos con los del otro lado, con la condición indispensable que la rodilla esté sana.

2.2.2 Arquitectura general del miembro inferior y orientación de las superficies articulares

La orientación de los cóndilos femorales y de los patillos tibiales favorece la flexión de la rodilla [45] (Figura 2.4).

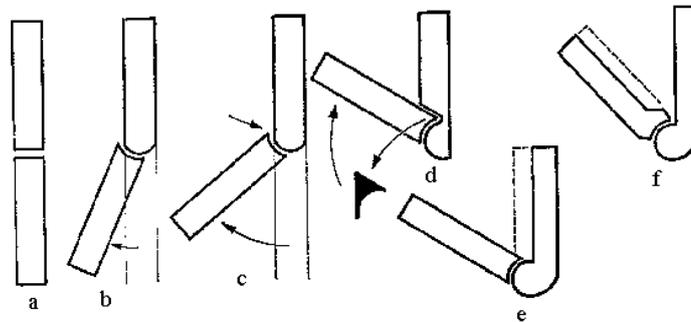


Figura 2.4. Flexión de la rodilla.

Dos extremos óseos uno con respecto al otro (a) no tardan en modelar su forma en función de sus movimientos (b). Sin embargo la flexión no puede alcanzar el ángulo recto (c), al menos si no se elimina un fragmento (d) del segmento superior para retrasar el impacto con la superficie inferior. El punto débil creado en el fémur se compensa por la transposición hacia adelante (e) de la diáfisis, lo que desplaza los cóndilos hacia atrás. Simétricamente, la tibia se hace más ligera hacia atrás y se refuerza hacia adelante (f), desplazando así hacia atrás la superficie tibial. De esta forma, en la flexión máxima las importantes masas musculares pueden situarse entre la tibia y el fémur. Las curvas generales de los huesos del miembro inferior representan los esfuerzos que actúan sobre ellos. Obedecen a las leyes de las columnas con carga excéntrica de Euler. Cuando una columna está articulada por sus dos extremos (Figura 2.5a) la curva ocupa toda su altura, este es el caso de la curva de concavidad posterior de la diáfisis femoral (Figura 2.5b).

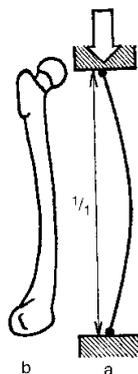


Figura 2.5. Columna articulada.

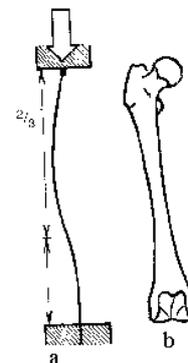


Figura 2.6. Columna semi-articulada.

Si la columna está fija por abajo y es móvil por arriba (Figura 2.6a) existen dos curvas opuestas, la más alta ocupa los dos tercios de la columna: estas corresponden a las del fémur en el plano frontal.

Si la columna esta fija por sus dos extremos (Figura 2.7a), la curva ocupa las dos cuartas partes centrales, lo que corresponde a las curvas de la tibia en el plano frontal (Figura 2.7b).

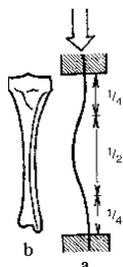


Figura 2.7 Columna fija.

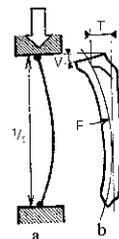


Figura 2.8 Plano sagital de la tibia.

En el plano sagital, la tibia presenta tres características (Figura 2.8b):

- La retrotorsión (T), desplazamiento citado anteriormente.
- La retroversión (V), declive de 5-6° de los platillos tibiales hacia atrás.
- La retroflexión (F), curva de concavidad posterior de una columna móvil en ambos extremos (Figura 2.5a), como en el caso del fémur.

En la flexión (Figura 2.9), las curvas cóncavas del fémur y de la tibia se cargarán, aumentando así el espacio disponible para las masas musculares.

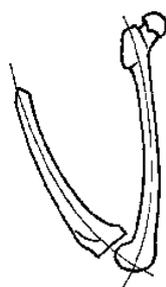


Figura 2.9. Curvas de fémur y tibia.

2.2.3 Cinética de la rodilla

La cinética busca la realización de un modelo sobre el que se aplican determinadas fuerzas y momentos en su superficie, provocan sobre él un movimiento y deformación. Con ello se estudian los ejes tanto anatómicos como mecánicos, relacionándolos con los ángulos y fuerzas que actúan en reposo sobre la rodilla. Según Josa

Bullich [46], la rodilla sin movimiento está sometida a una serie de fuerzas resultado del mismo peso del cuerpo y de la gravedad:

- Desviaciones varizantes: Distancia existente entre el eje de gravedad del miembro inferior y el centro de la rodilla medida en milímetros y suele oscilar en torno a los 45 mm. Esta es la desviación varizante global; del mismo modo se puede definir la desviación varizante intrínseca entre el eje mecánico del miembro y el centro de la rodilla y la extrínseca (entre la línea de gravedad y el eje mecánico), pero todas denotan una tendencia al desplazamiento en varo de la rodilla de aproximadamente 170° al relacionar los ejes anatómicos fémoro-tibiales en apoyo bipodal.
- Compresión frontal: Se presenta una resultante (R) de dos fuerzas; el peso corporal y la acción muscular. Esta resultante coincide con las espinas tibiales y su desviación a medial o lateral provocará deformidades artrósicas a expensas de varo o valgo respectivamente.
- Cizallamiento articular: Corresponde a la fuerza que se produce a través del apoyo de los cóndilos femorales sobre los platillos tibiales. El sobrepasar sus límites provoca lesiones cartilaginosas y meniscales.
- Cizallamiento frontal: Corresponde a la carga de los cóndilos femorales por la morfología diafisaria del mismo fémur.
- Cizallamiento sagital: Son los movimientos descritos de rodamiento y deslizamiento.

2.2.4 Cinemática de la rodilla

La cinemática es el estudio de las relaciones entre las posiciones, velocidades y aceleraciones de cuerpos rígidos, sin preocuparse de cómo son causados los movimientos, es decir, la cinemática describe la geometría del movimiento. A lo largo del tiempo se han presentado distintos modelos de cinemática de la rodilla [47], basándose en la premisa de la descripción de la movilidad articular relativa entre dos cuerpos rígidos unidos por la articulación a estudiar. Estos modelos han ido evolucionando desde el movimiento en dos planos (o dos grados de libertad) hasta los más recientes en seis planos (o seis grados de libertad, traducción anglosajona). El Modelo de bisagra es el primero en describirse. La movilidad se caracteriza por la rotación sobre un eje único situado entre el miembro fijo; esta rotación es la flexión de la rodilla. El modelo, como vemos, se basa en sólo dos planos (Figura 2.10).

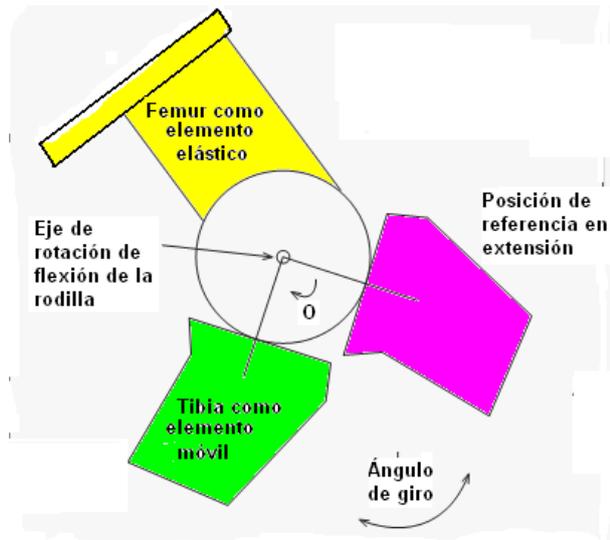


Figura 2.10. Modelo en bisagra. La articulación se desplaza en torno a un ángulo desde el punto de referencia.

Otro de los modelos de 2 grados de libertad establecidos de modo paralelo Modelo planar o del centroide, el cual postula que dos cuerpos en movimiento relativo presentan un punto que no se mueve y que actúa como centro de rotación (Rx). Calculado a partir de la bisectriz perpendicular a dos puntos de referencia identificados en Rx de perfil, en la cual al superponer otra Rx con variación de la movilidad del fémur, provoca la aparición de dos puntos que al unirlos permite el cálculo de su perpendicular. Si repetimos el proceso podemos dibujar una línea que conecta todos los centros instantáneos de rotación y que se denomina “poloide” [46] (Proubasta, 1997) o “cardioide” del centro instantáneo de rotación (Figura 2.11).

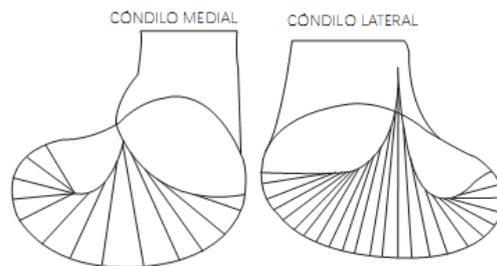


Figura 2.11 Diagrama sagital de ambos cóndilos femorales mostrando los centros instantáneos de rotación formando el poloide.

El modelo permite los movimientos de rodamiento o rotación y de deslizamiento o traslación de predominio posterior con la flexión con el mismo patrón que el poloide, lo que es importante para mantener el punto de contacto de la superficie debajo del centro instantáneo para reducir el deslizamiento (Figura 2.12)

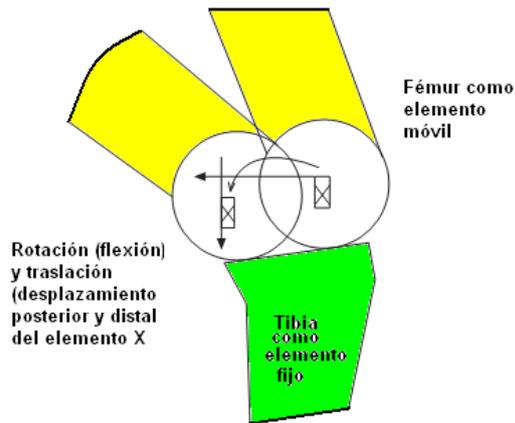


Figura 2.12. Modelo planar o del centroide donde el desplazamiento se cuantifica en un vector tangente a la línea articular y perpendicular a la línea que une el centroide con el punto de contacto femoro-tibial.

Para cuantificar el movimiento se traza un vector perpendicular a la línea que une el centroide con el punto de contacto fémoro - tibial y tangente a la tibia; en condiciones normales el desplazamiento articular tiene una dirección coaxial con la interlínea articular, pero con alteraciones de la rodilla el vector representa una distracción o una compresión sobre los platillos tibiales.

A pesar de esto otros problemas se nos plantean con la teoría planar: un alto error de sensibilidad, la dificultad para marcar los puntos de referencia en las Rx laterales y la imposibilidad de representar la movilidad tridimensionalmente. Estos puntos han hecho fracasar el modelo.

El Mecanismo de unión cruzada de cuatro barras es un mecanismo de eslabonamiento mecánico de cuatro barras que establece dos eslabones óseos (inserciones de los ligamentos cruzados en tibia y fémur unidas por una línea cada una de ellas) y dos eslabones ligamentosos, el ligamento cruzado anterior (LCA) y el ligamento cruzado posterior (LCP).

Mow [48] considera la flexo-extensión en el plano sagital y el rodamiento del fémur sobre la tibia con la flexión al permitirse este último por la tensión isométrica en todas sus fibras de los ligamentos. Con ello los cruzados se consideran como una barra rígida con un centro de rotación situado en el punto donde se cruzan [47].

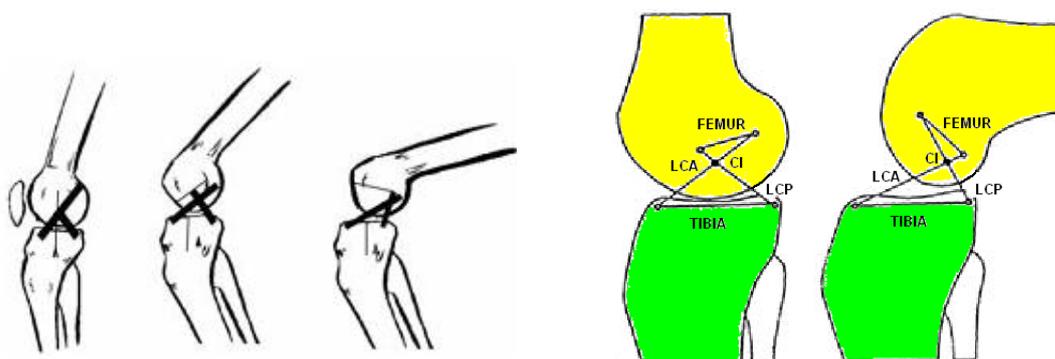


Figura 2.13. Modelo de una junta de rodilla LCA: Ligamento cruzado anterior, CI: Centro Instantáneo de rotación, PCL: Ligamento posterior cruzado.

El problema es que considerar el LCA y el LCP como unas estructuras que actúan de modo isométrico durante la flexo-extensión es una simplificación biomecánica poco ajustada a la realidad, ya que los cruzados actúan con fibras en distinta tensión en cada momento (no hay tensión en aproximadamente un 40% del ciclo) y no como un todo por ser estructuras espiriodeas con fibras enrolladas sobre ellas mismas responsables del acerrojado final del complejo fémur/tibia (Figura 2.13). Otra de las cuestiones a considerar es que la rotación tibial, las traslaciones laterales y la abducción–aducción se ignoran como modelo de dos grados de libertad que se trata. Un modelo de 3 grados de libertad es el de “ball-and-socket” (bola y rótula) que considera la posición de la rodilla como una esfera en donde los movimientos se definen por 3 planos ortogonales; con ello la movilidad se realiza a través de esferas concéntricas sobre un punto fijo en el miembro en el centro de la articulación. A partir de este centro las posiciones se calculan por las coordenadas de otros dos puntos de acuerdo a Bull, 1998, estos tres ejes son:

- A) El eje condilar posterior; va desde las inserciones de los ligamentos laterales de la rodilla y pasa por la intersección de los ligamentos cruzados. Es efectivo en una flexión de 15° a 150° y crea un ángulo con el eje sagital de 7°.
- B) El eje condilar distal se alcanza cuando la rodilla se extiende completamente. Su radio de curvatura es mucho mayor que el anterior.
- C) El eje longitudinal de rotación controlado por los ligamentos (principalmente el colateral medial y el cruzado anterior) y la geometría de los platillos tibiales y los meniscos. Hay un eje independiente para la articulación fémoro-patelar.

A pesar de ello se cuestiona por no tener en cuenta las traslaciones articulares ya que el eje de rotación longitudinal varía dependiendo de la situación como veremos más adelante.

De los modelos esféricos con 2 grados de libertad se tienen 2 tipos de variación sobre el patrón anterior.

El primero presenta el miembro como una barra para el análisis del movimiento restringiendo el deslizamiento o *roll back* y permitiendo la flexo-extensión y la abducción-adducción. El segundo presenta rotaciones sobre dos ejes alrededor del centro articular (flexión y rotación tibial).

Existen modelos de 6 grados de libertad en donde el movimiento definido según este modelo consiste en la traslación y rotación de dos cuerpos uno en relación del otro, o la traslación de puntos específicos de dos miembros uno en relación del otro. No se asumen limitaciones entre la movilidad de los dos cuerpos (Figura 2.14).

Se pueden diferenciar 3 desplazamientos rotacionales:

- Flexo-extensión sobre un eje medio-lateral definido como una línea cuyos orígenes pueden tener varias posibilidades:

- a) Línea perpendicular a la inserción proximal del LCP y paralela a la línea epicondílea.

- b) Línea que pasa entre los orígenes de los ligamentos colaterales medial y lateral.

- c) Línea que pasa por el centro de los cóndilos femorales.

- Adducción-abducción sobre un eje anteroposterior en el centro de la rodilla y normalmente conectado con la tibia situado ligeramente posterior al centro del platillo tibial medial para flexiones medias, pero que en caso de flexiones a 0 y 120° pasa justo por el punto medio de la espina tibial.

- Rotación interna-externa sobre un eje tibial intersección de la línea transepicondilar en el punto medio entre los epicóndilos. De este modo podemos decir que es la bisectriz del ángulo entre las proyecciones de los ángulos femorales en el plano transverso. Esto implica el fenómeno del “*lift off*” o de despegue de un cóndilo cuando hay abducción o aducción, fenómeno observado en la cínica habitualmente.

También hay 3 traslaciones:

- Medio-lateral sobre un eje medio lateral que conecta los puntos más distales de los cóndilos femorales.

- Antero-posterior sobre un eje antero-posterior con respecto a la tibia. Este movimiento ocurre cuando el fémur se traslada antero-posteriormente sobre las superficies articulares de la tibia durante la flexo-extensión.

Este eje rota con la flexión de la tibia para mantenerse perpendicular al eje longitudinal de la misma, o sea, paralelo a la superficie articular.

- Compresión-distracción sobre la longitud proximal-distal de la tibia con un ángulo de 2° sobre el eje longitudinal de la tibia.

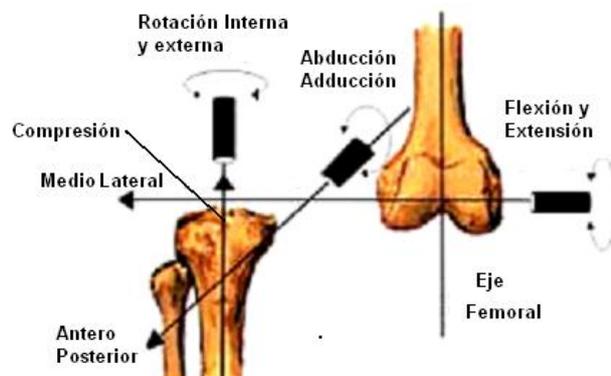


Figura 2.14 Representación sobre una rodilla con una prótesis total del modelo de 6 grados de libertad y su representación esquemática mostrando la delimitación de los ejes que sirven como centros de rotación (Bull, 1998)

2.3 Prótesis tipo bisagra

Entre las prótesis de un solo eje de rotación se encuentran las de bisagra sencilla, que son la opción más económica, duradera y ligera. Como limitaciones presentan poca estabilidad mecánica no es posible tener buena postura, aquí debe hacerse uso de la fuerza muscular para mantenerla lo más estable posible. Normalmente se le agrega un control de fricción constante y un bloqueo manual, ya que la fricción no permite que la pierna avance con rapidez al dar el siguiente paso. Se han utilizado desde 1970, pero los problemas con este diseño fueron: infección, aflojamiento, detritus metálicos, rotura de vástagos femorales o tibiales, volumen excesivo de los implantes o descementación, teniendo malos resultados del 80% a los 10 años de seguimiento [49]. Las prótesis de un solo centro, o tipo bisagra (Figura 2.15) se reemplazaron principalmente por el aflojamiento aséptico, debido a la falta de rotación de estas. Para resolver los problemas mencionados anteriormente se desarrollaron las rodillas policéntricas.

Mecanismos de bisagra:

El mecanismo de rodilla de un solo eje, esencialmente, es una bisagra simple. Generalmente es considerada de clase básica debido a que el diseño es más económico, ligero y durable, pero tienen limitaciones, ya que en virtud de su simpleza, no tienen control de postura. Los pacientes amputados deben de hacer uso de su fuerza muscular para mantenerse estables cuando se encuentran de pie. Para compensar esto, incorpora un seguro manual y un control constante de fricción; la que hace que la pierna no avance con demasiada rapidez al dar el siguiente paso. El mayor inconveniente de este tipo de mecanismo es que solo permite andar de forma óptima a una velocidad concreta.

Aunque ésta no imita exactamente al movimiento de la rodilla humana su mecánica es simple y el mantenimiento también; es actualmente la más utilizada en el diseño de las prótesis y por último podemos decir que la rodilla con eje único provee limitada ganancia de flexibilidad y reduce la estabilidad mecánica.



Figura 2.15. Prótesis de eje simple. El TKO 1500 Ossur

2.4 Mecanismos Policéntricos.

Dentro de las rodillas de mecanismo policéntrico, la más común es la rodilla de cuatro barras, ya que tiene cuatro ejes de rotación conectados por cuatro eslabones rígidos y cuatro puntos de pivote. Estas son diseños complejos, ya que abarcan centros múltiples de rotación. Las mismas poseen articulaciones anteriores y posteriores, superiores e inferiores ligadas entre sí. La naturaleza de estas tiene dos ventajas dominantes: estabilidad en la fase de postura y naturalidad en el movimiento de flexión, además de tener la capacidad de proporcionar una separación del pie, al caminar y así obtener una flexión óptima, lo que le permite al paciente amputado caminar con menos preocupación durante la fase de oscilación [50] como se muestra en la (Figura 2.16.)

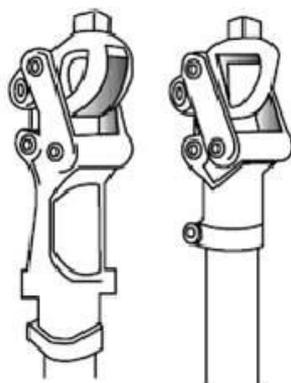


Figura 2.16. Rodilla Policéntrica.

Mecánicamente, la suma de las rotaciones policéntricas potenciales, determinará un centro instantáneo de rotación que corresponde a una articulación. La estabilidad en los mecanismos policéntricos está determinada por la distancia de sus centros instantáneos de rotación. Cuanto mayor es la distancia, mayor es la estabilidad inherente del dispositivo durante la fase de la postura recta.

Los mecanismos de rodilla policéntricas, también denominados mecanismos de barras, son más complejos en diseño y tienen múltiples ejes de rotación, su flexibilidad es la primordial razón de su validez, ya que pueden ser versátiles en el acomodo de sus dispositivos para ser más estable durante las fase temprana de la postura, con todo y más fácil aún para iniciar la fase de oscilación o para sentarse. Otra característica popular del diseño de la rodilla es que la longitud de la pierna se acorta cuando se inicia un paso, reduciendo el riesgo de

tropezar. Los mecanismos de rodillas policéntricas son adecuados para una amplia gama de pacientes amputados. Diversos tipos son ideales para pacientes que no sienten seguridad para caminar con las prótesis de un solo eje, que tienen una desarticulación de rodilla, amputación bilateral de pierna o un miembro con longitud residual.

Una norma para las prótesis de rodillas policéntrica es la interfaz de un giro simple mecánico con el control que proporciona una óptima velocidad al caminar, sin embargo, a varias prótesis se les incorpora un fluido (neumático o hidráulico), para permitir el control de giro con una velocidad variable para la marcha. La limitación más común de los diseños policéntricos es el rango de movimiento, que es restringido hasta ciertos grados de libertad, aunque por lo general no genera gran problema. Las desventajas que tienen son que suelen ser pesadas y contienen partes que se deben reemplazar en un periodo de vida corto, además de necesitar servicio de mantenimiento más a menudo que otros tipos de prótesis.

Por otra parte, el diseño de eje policéntrico provee un centro móvil de rotación, como se muestra en la (Figura 2.17) bloqueado por el grado de flexión de la rodilla. La gran ventaja del arreglo policéntrico es que permite la estabilidad de la rodilla cuando se hace contacto con el talón y reduce la estabilidad al momento del despegue de la punta del pie; con ello se incrementa la distancia de contacto con el piso y se reduce la posibilidad de tropiezo.

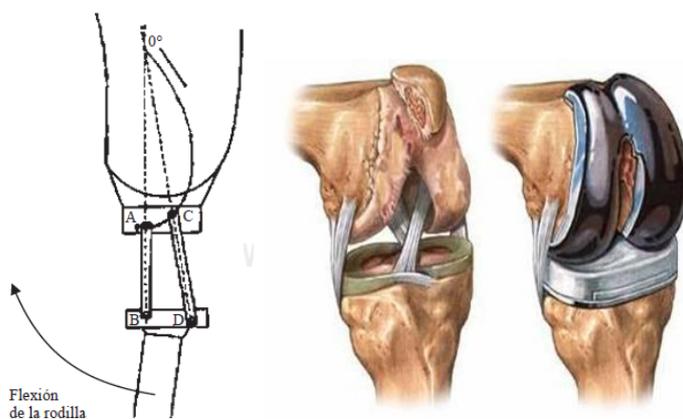


Figura 2.17. Mecanismo Policéntrico

Al realizar las investigaciones de la anatomía y biomecánica de la rodilla se determinó que los elementos principales que intervienen en la estabilidad y la movilidad, son básicamente 4 ligamentos (en los cuales está basado la prótesis), los ligamentos colaterales y los ligamentos cruzados anterior y posterior (Figura 2.18). En la postura de pie, la línea de gravedad cae aproximadamente a través del eje de la articulación de la rodilla en extensión completa, el brazo de momento de la línea de la gravedad es de cero, por lo tanto no se necesita fuerza muscular para mantener el equilibrio en este punto. La fuerza de compresión de la articulación es igual a la mitad de la masa o peso. Al flexionarse la rodilla, sin embargo, la línea de gravedad cae por detrás del eje articular (Figura 2.19).



Figura 2.18. Ligamentos de la rodilla.

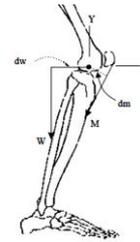


Figura 2.19. Desplazamiento del centro de gravedad.

Dentro de los mecanismos policéntricos existen una gran variedad de versiones en estudios efectuados.

2.5 Mecanismos Policéntricos utilizados en prótesis para miembro inferior.

Las rodillas policéntricas poseen un centro de rotación que varía con el ángulo de flexión de la rodilla [51]. Pueden ser mecanismos de cuatro o seis barras principalmente (Figura 2.20). Son muy estables durante la fase de apoyo, al momento de flexionar o al sentarse [52].

Estos mecanismos son ideales para los amputados que no pueden andar de forma segura con otro tipo de rodillas, para los que tienen una desarticulación de la rodilla, amputación bilateral o para los que tienen muñones largos. Como limitaciones tiene que la amplitud de rodilla puede quedar limitada a un cierto grado.

El tipo de prótesis que emplea estos mecanismos cuenta con dos ventajas: mayor estabilidad en la fase de postura [53] [54] [55] y flexión de rodilla [56] [57]. Sin embargo, como desventaja tiene que el rango de movimiento sobre la rodilla puede ser restringido a algunos grados, también el incremento en el peso debido al mayor número de piezas y el mantenimiento de la misma, que es mayor si se compara con un mecanismo de una barra.

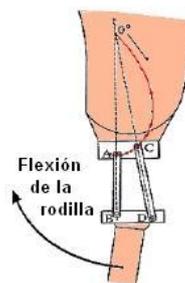


Figura 2.20. Prótesis de rodilla con mecanismo de 4 barras.

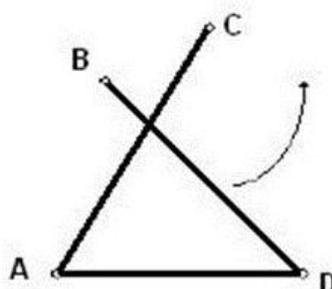


Figura 2.21 Mecanismo de 4 barras cruzado.

En el trabajo de Rovetta et al [58], los ligamentos cruzados son sustituidos por cuatro barras (Figura 2.21) que están dirigidas a dos estructuras que simulan el fémur y la tibia. Este mecanismo que sustituye a la rodilla consiste en un sistema articulado con un cuadrilátero cruzado.

Los proyectos de Kazutoshi et al [59] presentan un mecanismo de 4 barras, con un par de éstas intermedias, e incluye microprocesadores, sensores, cilindros neumáticos e hidráulicos, como principales componentes para el control de la prótesis, que ayudan a examinar los parámetros biomecánicos de su prototipo, tales como la duración de la postura, el ángulo máximo de la flexión de la rodilla en postura y la oscilación, el ángulo máximo de la flexión de la cadera y de los momentos máximos de la extensión de la cadera, que permiten mantener a la rodilla en una posición cerrada y prevén que la rodilla se colapse (Figura 2.22).

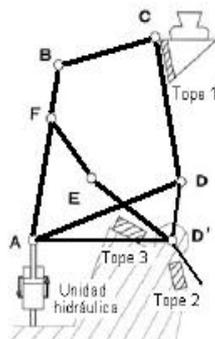


Figura 2.22 Mecanismo de 4 barras con 2 barras intermedias y 3 topes.

Blumentritt & Werner-Scherer [57], analizan la prótesis OTTO BOCK 3R60®, que es una rodilla policéntrica de cinco barras, con dos grados de libertad. Tiene dos centros mecánicos de rotación: el centro instantáneo de rotación (ICR), que se presenta durante fase de oscilación, y el eje anterodistal, que es el centro de la fase de la postura en la rotación (Figura 2.23 y 2.24).

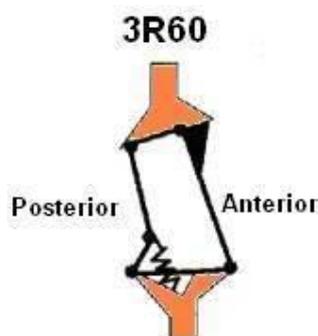


Figura. 2.23. Mecanismo policéntrico de OTTO BOCK 3R60

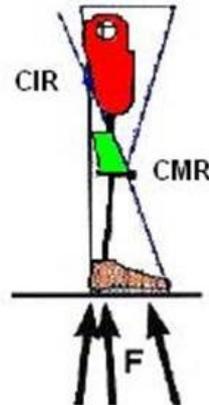


Figura. 2.24. Centro instantáneo de rotación (CIR) y centro mecánico de rotación (CMR) o el eje anterodistal de la rodilla, con una fuerza de reacción F aplicada al suelo.

Por otro lado los mecanismos de 6 barras (Figura 2.25) también han sido utilizados en uniones de rodillas, como la “Total Knee” y “3R60 Knee” [60] [61]. Chakraborty diseñó un mecanismo pierna-rodilla de 6 barras para ofrecer un movimiento de coordinación entre la unión de pierna rodilla durante la fase de avance y postura. Dewen [62] realizó todo el análisis cinemático y dinámico de los mecanismos de seis barras que pueden ser usados en las prótesis de rodillas.

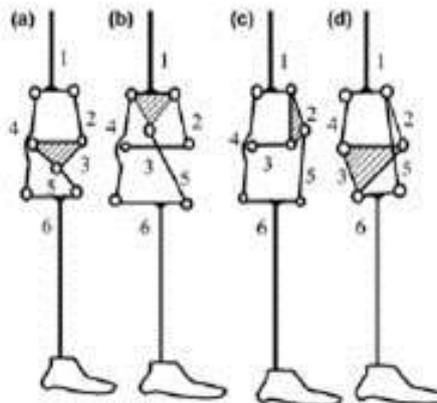


Fig.2.25. Configuraciones de los mecanismos de 6 barras para prótesis de rodilla

Tomamos como referencia la rodilla policéntrica de C-Leg esta posee un mecanismo de manivela biela corredera como se presenta a continuación.

2.6 Mecanismo de manivela – biela corredera tradicional. Análisis cinemático.

En la Figura 2.26 se muestra el esquema cinemático del mecanismo de manivela-biela-corredera y su polígono vectorial equivalente de acuerdo al método de Raven [63] [64]

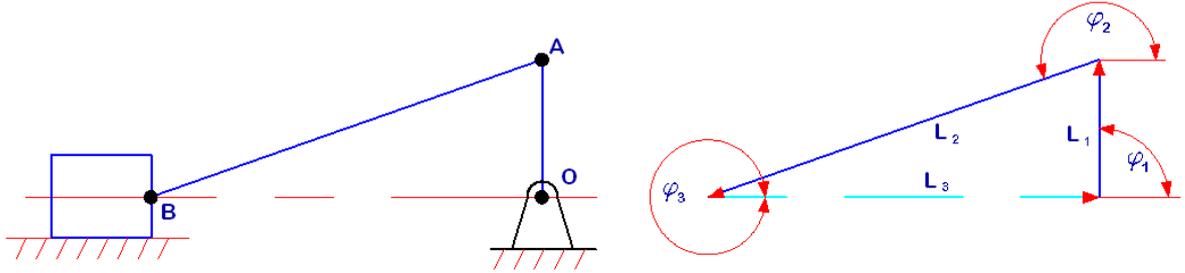


Figura. 2.26 Esquema del mecanismo de Manivela-Biela-Corredera y polígono vectorial.

Datos iniciales:

$L_1 = \text{Dato}$

$L_2 = \text{Dato}$

$L_3 = \text{Incógnita}$

$\omega_1 = \text{dato}$

$\varphi_1 = \text{Variable independiente}$

$\varphi_2 = \text{Incógnita}$

$\varphi_3 = 360^\circ$

2.6.1 Análisis de posición:

$$X = \sum L_i \cdot \cos \varphi_i = 0$$

$$X \Rightarrow (L_1 \cdot \cos \varphi_1) + (L_2 \cdot \cos \varphi_2) + (L_3 \cdot \cos \varphi_3) = 0$$

$$L_3 = -(L_1 \cdot \cos \varphi_1) - (L_2 \cdot \cos \varphi_2)$$

$$Y = \sum L_i \cdot \text{sen} \varphi_i = 0$$

$$Y \Rightarrow (L_1 \cdot \text{sen} \varphi_1) + (L_2 \cdot \text{sen} \varphi_2) + (L_3 \cdot \text{sen} \varphi_3) = 0$$

$$\text{sen} \varphi_2 = \frac{-(L_1 \cdot \text{sen} \varphi_1)}{L_2}$$

2.6.2 Análisis de velocidad:

$$V_X = \frac{dX}{dt} \Rightarrow \sum \left(\frac{dL_i}{dt} \cdot \cos \varphi_i + L_i \cdot \frac{d \cdot \cos \varphi_i}{dt} \cdot \frac{d\varphi_i}{dt} \right) \Rightarrow \sum (V_i \cdot \cos \varphi_i - L_i \cdot \omega_i \cdot \text{sen} \varphi_i)$$

$$V_X \Rightarrow V_1 \cdot \cos \varphi_1 + V_2 \cdot \cos \varphi_2 + V_3 \cdot \cos \varphi_3 - L_1 \cdot \omega_1 \cdot \text{sen} \varphi_1 - L_2 \cdot \omega_2 \cdot \text{sen} \varphi_2 - L_3 \cdot \omega_3 \cdot \text{sen} \varphi_3 = 0$$

$$V_X \Rightarrow V_3 \cdot \cos \varphi_3 - L_1 \cdot \omega_1 \cdot \text{sen} \varphi_1 - L_2 \cdot \omega_2 \cdot \text{sen} \varphi_2 = 0$$

$$V_3 = \frac{L_1 \cdot \omega_1 \cdot \text{sen} \varphi_1 + L_2 \cdot \omega_2 \cdot \text{sen} \varphi_2}{\cos \varphi_3}$$

$$V_Y = \frac{dY}{dt} \Rightarrow \sum \left(\frac{dL_i}{dt} \cdot \text{sen} \varphi_i + L_i \cdot \frac{d \cdot \text{sen} \varphi_i}{dt} \cdot \frac{d\varphi_i}{dt} \right) \Rightarrow \sum (V_i \cdot \text{sen} \varphi_i + L_i \cdot \omega_i \cdot \cos \varphi_i)$$

$$V_Y \Rightarrow V_1 \cdot \text{sen} \varphi_1 + V_2 \cdot \text{sen} \varphi_2 + V_3 \cdot \text{sen} \varphi_3 + L_1 \cdot \omega_1 \cdot \cos \varphi_1 + L_2 \cdot \omega_2 \cdot \cos \varphi_2 + L_3 \cdot \omega_3 \cdot \cos \varphi_3 = 0$$

$$V_Y \Rightarrow L_1 \cdot \omega_1 \cdot \cos \varphi_1 + L_2 \cdot \omega_2 \cdot \cos \varphi_2 = 0$$

$$\omega_2 = \frac{-L_1 \cdot \omega_1 \cdot \cos \varphi_1}{L_2 \cdot \cos \varphi_2}$$

2.6.3 Análisis de aceleración:

$$a_x = \frac{dV}{dt} \Rightarrow \sum \left[\left(\frac{dV_i}{dt} \cdot \cos \varphi_i \right) + \left(V_i \cdot \text{sen} \varphi_i \cdot \frac{d\varphi_i}{dt} \right) - \left(\frac{dL_i}{dt} \cdot \omega_i \cdot \text{sen} \varphi_i \right) - \left(L_i \cdot \frac{d\omega_i}{dt} \cdot \text{sen} \varphi_i \right) - \left(L_i \cdot \omega_i \cdot \cos \varphi_i \cdot \frac{d\varphi_i}{dt} \right) \right] = 0$$

$$a_x \Rightarrow \sum \left[(a_i \cdot \cos \varphi_i) - 2 \cdot (V_i \cdot \omega_i \cdot \text{sen} \varphi_i) - (L_i \cdot \alpha_i \cdot \text{sen} \varphi_i) - (L_i \cdot \omega_i^2 \cdot \cos \varphi_i) \right] = 0$$

$$a_x \Rightarrow (a_1 \cdot \cos \varphi_1) + (a_2 \cdot \cos \varphi_2) + (a_3 \cdot \cos \varphi_3) +$$

$$2 \cdot (V_1 \cdot \omega_1 \cdot \text{sen} \varphi_1) + 2 \cdot (V_2 \cdot \omega_2 \cdot \text{sen} \varphi_2) + 2 \cdot (V_3 \cdot \omega_3 \cdot \text{sen} \varphi_3) -$$

$$(L_1 \cdot \alpha_1 \cdot \text{sen} \varphi_1) - (L_2 \cdot \alpha_2 \cdot \text{sen} \varphi_2) - (L_3 \cdot \alpha_3 \cdot \text{sen} \varphi_3) -$$

$$(L_1 \cdot \omega_1^2 \cdot \cos \varphi_1) - (L_2 \cdot \omega_2^2 \cdot \cos \varphi_2) - (L_3 \cdot \omega_3^2 \cdot \cos \varphi_3)$$

$$a_x \Rightarrow (a_3 \cdot \cos \varphi_3) - (L_1 \cdot \omega_1^2 \cdot \cos \varphi_1) - (L_2 \cdot \omega_2^2 \cdot \cos \varphi_2) - (L_2 \cdot \alpha_2 \cdot \text{sen} \varphi_2) = 0$$

$$a_3 = \frac{(L_1 \cdot \omega_1^2 \cdot \cos \varphi_1) + (L_2 \cdot \omega_2^2 \cdot \cos \varphi_2) + (L_2 \cdot \alpha_2 \cdot \text{sen} \varphi_2)}{\cos \varphi_3}$$

$$a_y = \frac{dV_y}{dt} \Rightarrow \sum \left[\left(\frac{dV_i}{dt} \cdot \text{sen} \varphi_i \right) + \left(V_i \cdot \frac{d \cdot \text{sen} \varphi_i}{dt} \cdot \frac{d \varphi_i}{dt} \right) + \left(\frac{dL_i}{dt} \cdot \omega_i \cdot \cos \varphi_i \right) + \left(L_i \cdot \frac{d \omega_i}{dt} \cdot \cos \varphi_i \right) + \left(L_i \cdot \omega_i \cdot \frac{d \cdot \cos \varphi_i}{dt} \cdot \frac{d \varphi_i}{dt} \right) \right] = 0$$

$$a_y \Rightarrow \sum \left[(a_i \cdot \text{sen} \varphi_i) + 2 \cdot (V_i \cdot \omega_i \cdot \cos \varphi_i) + (L_i \cdot \alpha_i \cdot \cos \varphi_i) - (L_i \cdot \omega_i^2 \cdot \text{sen} \varphi_i) \right] = 0$$

$$a_y \Rightarrow (a_1 \cdot \text{sen} \varphi_1) + (a_2 \cdot \text{sen} \varphi_2) + (a_3 \cdot \text{sen} \varphi_3) +$$

$$2 \cdot (V_1 \cdot \omega_1 \cdot \cos \varphi_1) + 2 \cdot (V_2 \cdot \omega_2 \cdot \cos \varphi_2) + 2 \cdot (V_3 \cdot \omega_3 \cdot \cos \varphi_3) +$$

$$(L_1 \cdot \alpha_1 \cdot \cos \varphi_1) + (L_2 \cdot \alpha_2 \cdot \cos \varphi_2) + (L_3 \cdot \alpha_3 \cdot \cos \varphi_3) -$$

$$(L_1 \cdot \omega_1^2 \cdot \text{sen} \varphi_1) - (L_2 \cdot \omega_2^2 \cdot \text{sen} \varphi_2) - (L_3 \cdot \omega_3^2 \cdot \text{sen} \varphi_3)$$

$$a_y \Rightarrow -(L_1 \cdot \omega_1^2 \cdot \text{sen} \varphi_1) - (L_2 \cdot \omega_2^2 \cdot \text{sen} \varphi_2) + (L_2 \cdot \alpha_2 \cdot \cos \varphi_2) = 0$$

$$\alpha_2 = \frac{(L_1 \cdot \omega_1^2 \cdot \text{sen} \varphi_1) + (L_2 \cdot \omega_2^2 \cdot \text{sen} \varphi_2)}{L_2 \cdot \cos \varphi_2}$$

Ahora bien el mecanismo propuesto para la prótesis difiere del mecanismo tradicional de biela – manivela corredera:

2.7 Mecanismo propuesto para la prótesis. Análisis cinemático.

En la Figura 2.27 se muestra el esquema cinemático del mecanismo utilizado en la prótesis, comparado con el mecanismo de manivela-biela-corredera.

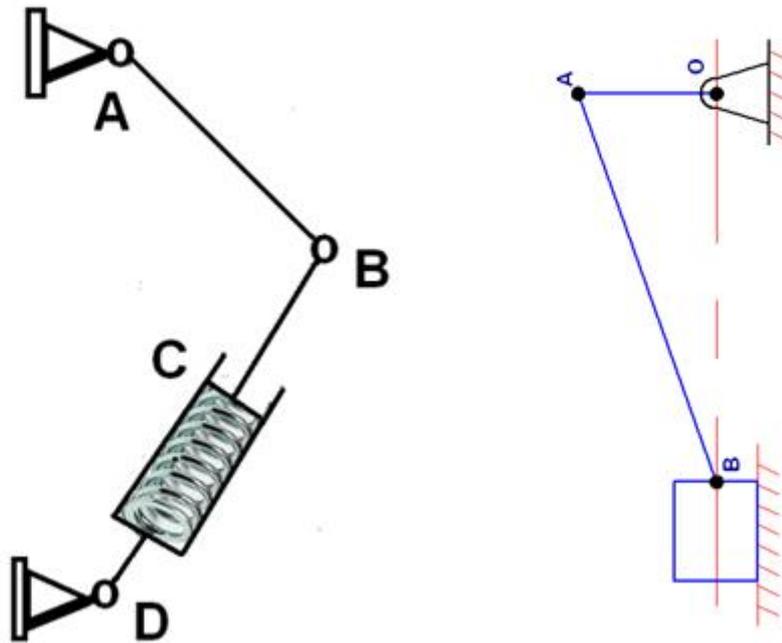


Figura 2.27. Mecanismo de la prótesis diseñada comparado con el mecanismo de manivela-biela-corredera.

Las ecuaciones para este tipo de mecanismo no son las mismas. Este tipo de mecanismo es una novedad dentro del trabajo, ya que permite un movimiento mucho más suave de la prótesis, aunque su cinemática es mucho más compleja. En este tipo de mecanismo el centro de rotación permanece siempre en la misma posición. En la (Figura 2.28) se muestra el mecanismo y su polígono vectorial equivalente.

En este caso vamos a colocar el mecanismo en posición horizontal para poder hacer la comparación.

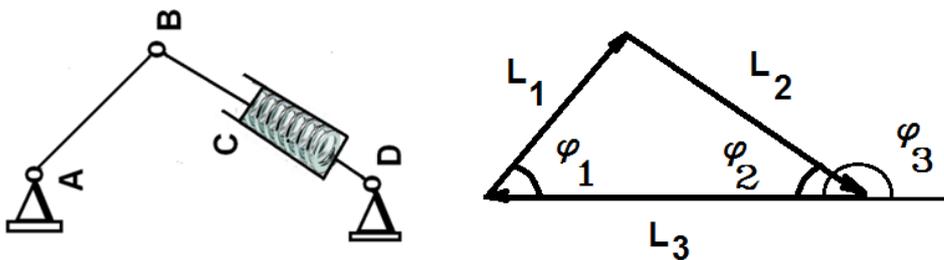


Figura. 2.28 Esquema del mecanismo de la prótesis y su polígono vectorial.

A diferencia del mecanismo tradicional de manivela biela corredera, en este caso la longitud de la biela es variable. A continuación se analiza el grado de movilidad del mecanismo y se desarrollan las ecuaciones para determinar los parámetros cinemáticos.

2.7.1 Determinación del grado de movilidad del mecanismo:

$$W = 3 \cdot n - 2 \cdot p_1 - p_2$$

Donde:

W- Grado de movilidad del mecanismo.

*p*₁- Cantidad de pares de un movimiento relativo.

*p*₂- Cantidad de pares de dos movimientos relativos.

$$W = 3 \cdot 3 - 2 \cdot 4 - 0 = 1$$

Esto indica que el mecanismo requiere solamente un elemento motriz.

2.7.2 Análisis de posiciones:

Por ejemplo, para el análisis de posiciones:

$$X = \sum L_i \cdot \cos \varphi_i = 0$$

$$X \Rightarrow (L_1 \cdot \cos \varphi_1) + (L_2 \cdot \cos \varphi_2) + (L_3 \cdot \cos \varphi_3) = 0$$

$$L_2 = \frac{-L_3 \cdot \cos \varphi_3}{L_1 \cdot \cos \varphi_1}$$

$$Y = \sum L_i \cdot \text{sen} \varphi_i = 0$$

$$Y \Rightarrow (L_1 \cdot \text{sen} \varphi_1) + (L_2 \cdot \text{sen} \varphi_2) + (L_3 \cdot \text{sen} \varphi_3) = 0$$

$$\text{sen} \varphi_2 = \frac{-(L_1 \cdot \text{sen} \varphi_1)}{L_2}$$

2.7.3 Análisis de velocidad:

$$V_x = \frac{dX}{dt} \Rightarrow \sum \left(\frac{dL_i}{dt} \cdot \cos \varphi_i + L_i \cdot \frac{d \cdot \cos \varphi_i}{dt} \cdot \frac{d\varphi_i}{dt} \right) \Rightarrow \sum (V_i \cdot \cos \varphi_i - L_i \cdot \omega_i \cdot \text{sen} \varphi_i)$$

$$V_x \Rightarrow V_1 \cdot \cos \varphi_1 + V_2 \cdot \cos \varphi_2 + V_3 \cdot \cos \varphi_3 - L_1 \cdot \omega_1 \cdot \text{sen} \varphi_1 - L_2 \cdot \omega_2 \cdot \text{sen} \varphi_2 - L_3 \cdot \omega_3 \cdot \text{sen} \varphi_3 = 0$$

$$V_x \Rightarrow V_2 \cdot \cos \varphi_2 - L_1 \cdot \omega_1 \cdot \text{sen} \varphi_1 - L_2 \cdot \omega_2 \cdot \text{sen} \varphi_2 = 0$$

$$V_y = \frac{dY}{dt} \Rightarrow \sum \left(\frac{dL_i}{dt} \cdot \text{sen} \varphi_i + L_i \cdot \frac{d \cdot \text{sen} \varphi_i}{dt} \cdot \frac{d \varphi_i}{dt} \right) \Rightarrow \sum (V_i \cdot \text{sen} \varphi_i + L_i \cdot \omega_i \cdot \cos \varphi_i)$$

$$V_y \Rightarrow V_1 \cdot \text{sen} \varphi_1 + V_2 \cdot \text{sen} \varphi_2 + V_3 \cdot \text{sen} \varphi_3 + L_1 \cdot \omega_1 \cdot \cos \varphi_1 + L_2 \cdot \omega_2 \cdot \cos \varphi_2 + L_3 \cdot \omega_3 \cdot \cos \varphi_3 = 0$$

$$V_y \Rightarrow V_2 \cdot \text{sen} \varphi_2 + L_1 \cdot \omega_1 \cdot \cos \varphi_1 + L_2 \cdot \omega_2 \cdot \cos \varphi_2 = 0$$

De Manera análoga se procedió con el de aceleraciones. De acuerdo a los datos de antropometría se le puede dar el resto de las dimensiones al mecanismo en función de las dimensiones antropológica de la persona.

2.8 Antropometría

La antropometría es la disciplina que describe las diferencias cuantitativas de las medidas del cuerpo humano, estudia las dimensiones tomando como referencia distintas estructuras anatómicas, y sirve de herramienta a la ergonomía con objeto de adaptar el entorno a las personas. Es el estudio y medición de las dimensiones físicas y funcionales del cuerpo humano. [65]

Para determinar la distancia de la rodilla al piso y la rodilla hasta la cadera, se usó el modelo antropométrico de la Figura 2.29, según Drills – Contini [66], Roebuck [67] y Chaffin [68].

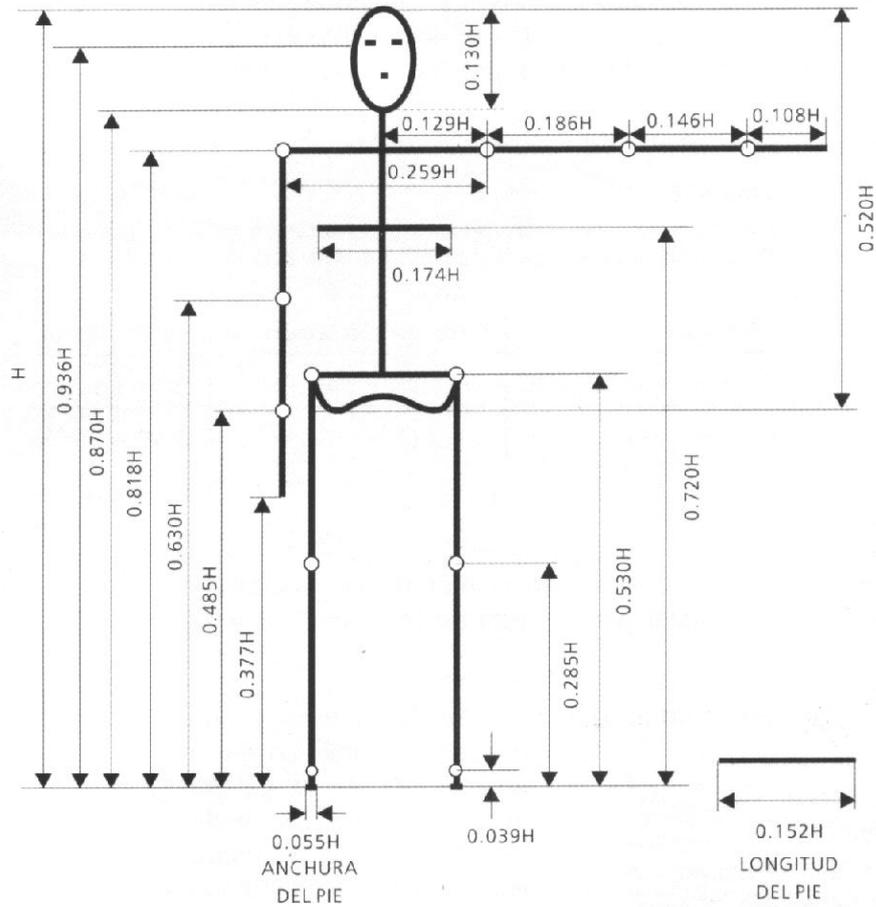


Figura 2.29 Modelo paramétrico de los segmentos del cuerpo humano en función de la altura del sujeto.

Al final de analizar todos los estudios realizados se decidió que el mecanismo a utilizar sería el mostrado en la Figura 2.30.

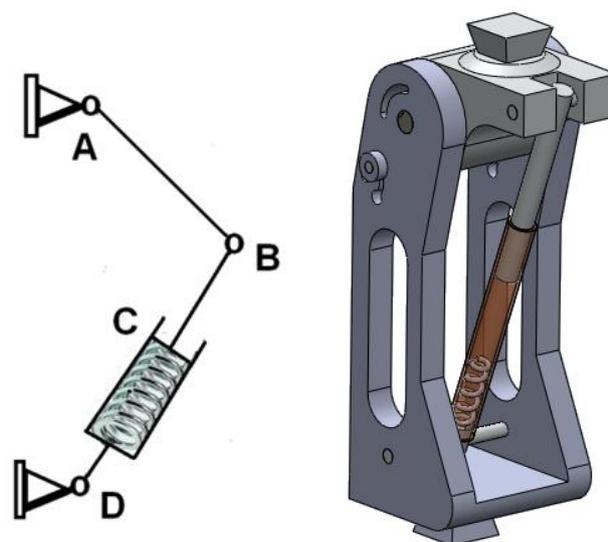


Figura 2.30 Prótesis y esquema cinemático del mecanismo principal

2.9 Determinación del Software a utilizar

Debido a sus amplias posibilidades y a su amigabilidad con el usuario se decidió utilizar para el dibujo de todos los elementos de la prótesis el software Solidworks. Por otra parte, este software además de permitir el dibujo de todos los elementos de la prótesis, permite simular el funcionamiento y la resistencia de las diferentes piezas de la prótesis mediante sus módulos Solidworks motion y Solidworks simulation. Por otra parte este software ha sido aplicado con mucho éxito en numerosos trabajos en el área de la Biomecánica [69] [70] [71].

Además nos apoyamos en el software Visual Nastran para comprobar si la movilidad de la prótesis coincidía con lo ya implementado en el Solidworks. Este es un programa (Solidworks) de diseño asistido por computadoras para modelado mecánico, fue introducido al mercado en 1995 para competir con otros programas como el Pro/ENGINEER y Auto Mechanical Desktop. Este programa permite el modelado de piezas y extraer de ellos tanto planos como otros tipos de información necesaria para la producción.

Es un programa que funciona con base en las nuevas técnicas de modelado con sistemas CAD (Diseño de Asistido por Computadoras). El proceso consiste en trasvasar la idea mental del diseñador al sistema CAD, "construyendo virtualmente" la pieza o conjunto. Posteriormente todas las extracciones (planos y ficheros de intercambio) se realizan de manera bastante automatizada.

2.10. Diseño de la prótesis.

Una vez caracterizado los componentes de la rodilla y explicado los fundamentos para su movilidad, podemos proceder al diseño y modelación mediante un software que implemente la realización de pruebas al mecanismo una vez ya modelado. Dicha modelación fue efectuada mediante el Solidworks aprovechando las ventajas que este nos brinda para el análisis del mecanismo y el sistema en su totalidad.

Una vez esclarecido las razones de uso de este software nos motivamos a la modelación del mecanismo planteado para el funcionamiento de la rodilla.

Con todos esos datos se dibujó el mecanismo en Solidworks (se usó este software porque además permite hacer una simulación tanto del funcionamiento como de la resistencia de la prótesis). Primeramente se diseñó una prótesis tipo bisagra para poder también contar con esa variante por si se deseaba utilizarla en un futuro (ver Figura 2.31).



Figura 2.31. Diseño de Prótesis de Bisagra

Con la experiencia de la prótesis de bisagra anterior, se pasó entonces a diseñar definitivamente el mecanismo policéntrico de la prótesis con todas sus dimensiones.

2.10.1. Procedimiento para el diseño y simulación de la resistencia y del movimiento de las partes de la prótesis.

Una de las grandes ventajas que tiene el Solidworks es que sus dibujos son paramétricos, esto significa que una vez que se tenga la forma de la pieza, se le pueden asignar cualesquiera dimensiones.

Después de tener el dibujo de la pieza, para realizar la simulación es necesario realizar los siguientes pasos:

- Definir el tipo de simulación. En el caso de la resistencia se debe elegir un estudio estático.
- Definir el material de la pieza. El Solidworks tiene una amplia base de materiales, tanto metálicos como no metálicos (ver Figura 2.32)

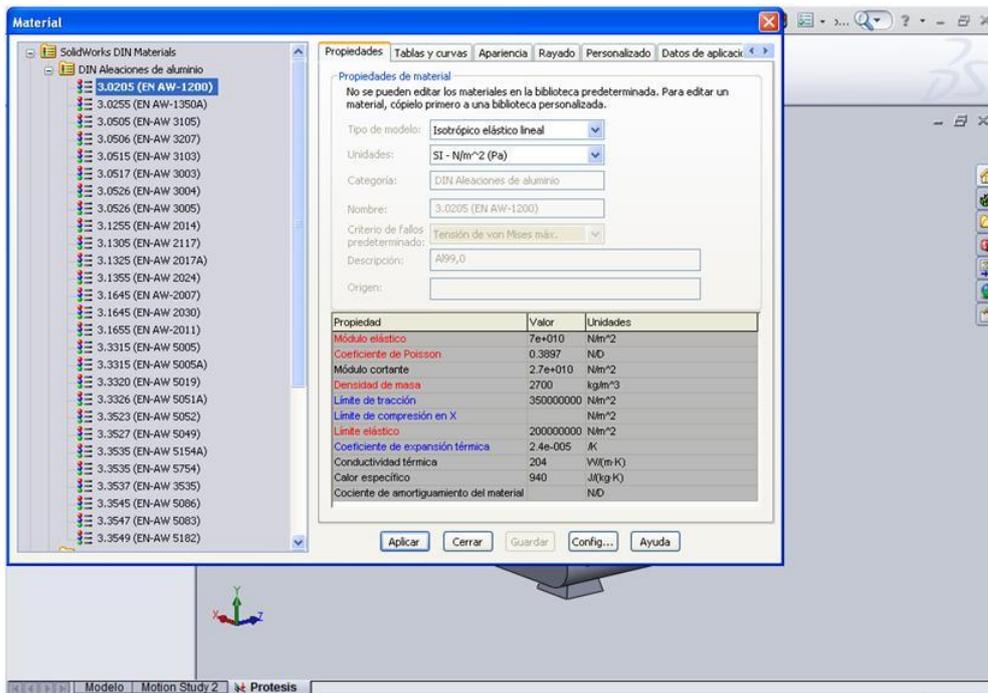


Figura 2.32. Selección del material de la carcasa.

- Definir la malla a utilizar (se divide la pieza en un determinado número de elementos finitos; mientras más elementos, más preciso es el cálculo, pero mayor el tiempo de cómputo). Ver Figura 2.33.

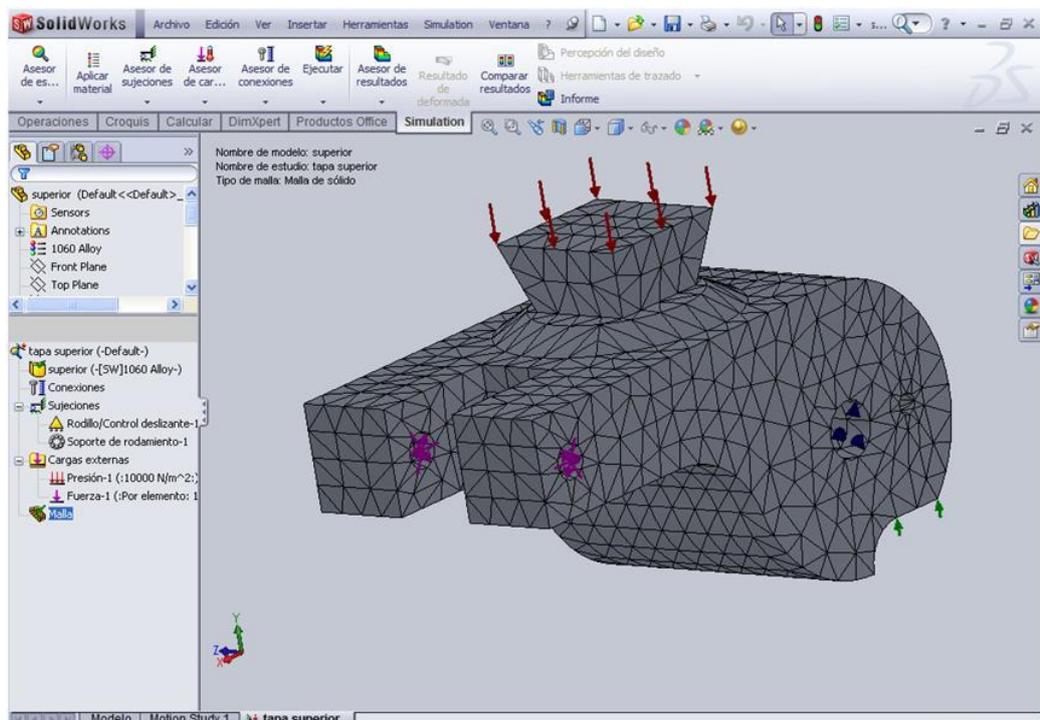


Figura 2.33. Mallado de la parte superior de la prótesis para su cálculo usando el MEF.

- Seleccionar el tipo de apoyo de la pieza, denominado también como condiciones de frontera.

- Colocar las cargas actuantes sobre la pieza (ver saetas en rojo en la Figura 2.34)
- Correr la simulación

En la Figura 2.34 se puede observar el pie de la prótesis total con la malla, las condiciones de apoyo y las cargas.

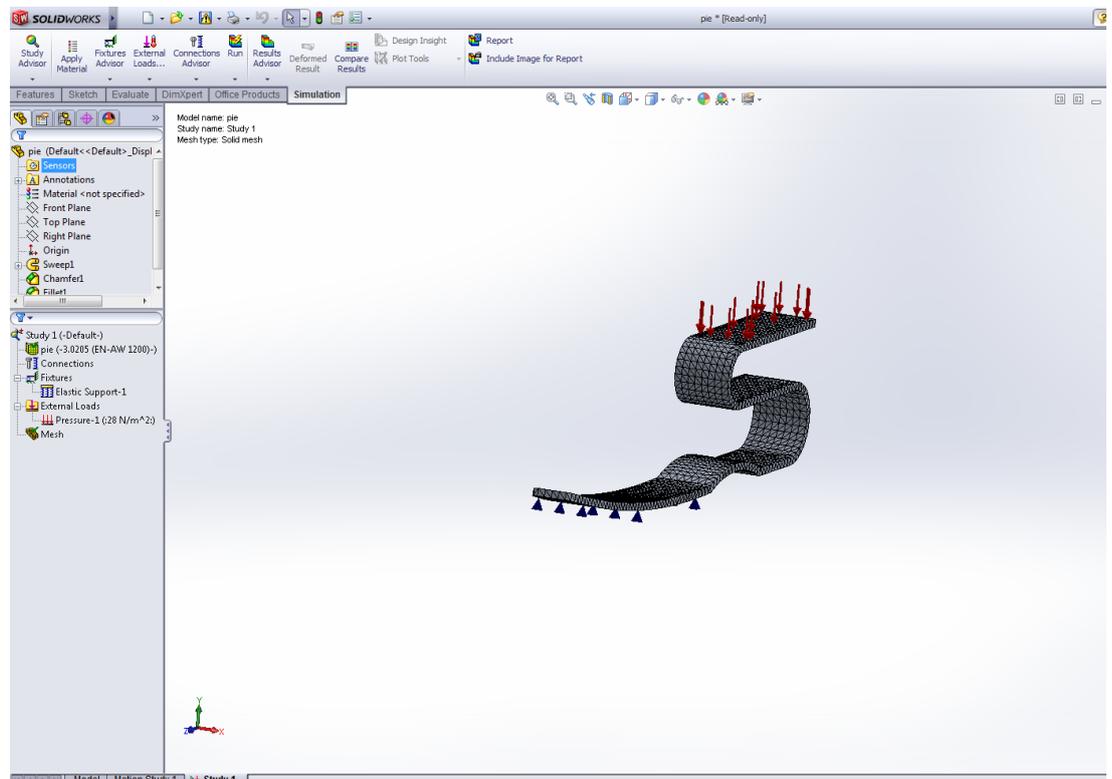


Figura 2.34 Pie de la prótesis total con la malla, las condiciones de apoyo y las cargas

A continuación se ofrece brevemente la descripción del diseño de algunos elementos de la prótesis. Dentro de los elementos diseñados, juega un papel importante el mecanismo de bloqueo de la prótesis.

2.10.2 Diseño del mecanismo de bloqueo.

Primeramente procedemos con el modelado del sistema de bloqueo, el cual tiene una configuración de tipo trinquete Figura 2.35.

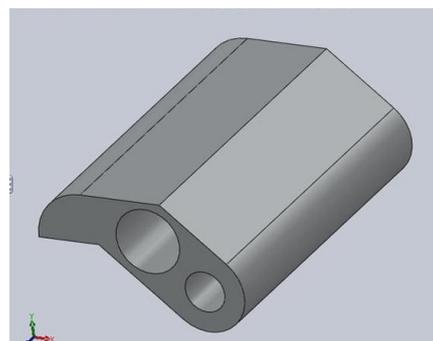
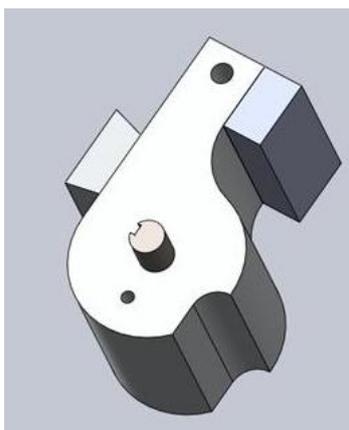


Figura 2.35 Mecanismo de trinquete de la prótesis diseñada

Luego de elaborado el mecanismo se pasa a las pruebas para verificar su estado de resistencia independiente al mecanismo.

2.10.3. Diseño del encaje

Definidos los criterios, se llevó a cabo el diseño y modelado del encaje utilizando el software Solidwoks 2010 (Ver Figura 2.36) basado en la biomecánica del aparato locomotor y teniendo en cuenta que el usuario no sufra daños o lesiones ocasionados por el mismo encaje. El diseño del encaje se hizo teniendo en cuenta que éste debe contener al muñón; para distribuir las fuerzas de carga del peso sobre estructuras anatómicas que puedan tolerar la presión sobre un hueso plano. El encaje debe ser ligero de peso y resistente, permitiendo que el usuario ejecute actividades de la vida cotidiana con cierta facilidad; razón por la cual, se hizo el análisis de ingeniería por elementos finitos (FEA) utilizando el módulo Solidworks Simulation.

La comodidad con el uso del encaje es de suma importancia para el usuario de una prótesis, y esto se logra a través de una funda de silicona comercial que permite la unión de la prótesis al muñón; permitiendo así el correcto asiento y perfecto ajuste que tienen una especial importancia para obtener la mayor funcionalidad. Además, la funda protege la piel y evita roces y permite una fácil fijación mediante un sistema de trinquete sobre un vástago dentado. Como material del encaje se usó Nylon 6 y se consideró el peso de una persona de 100 Kg.

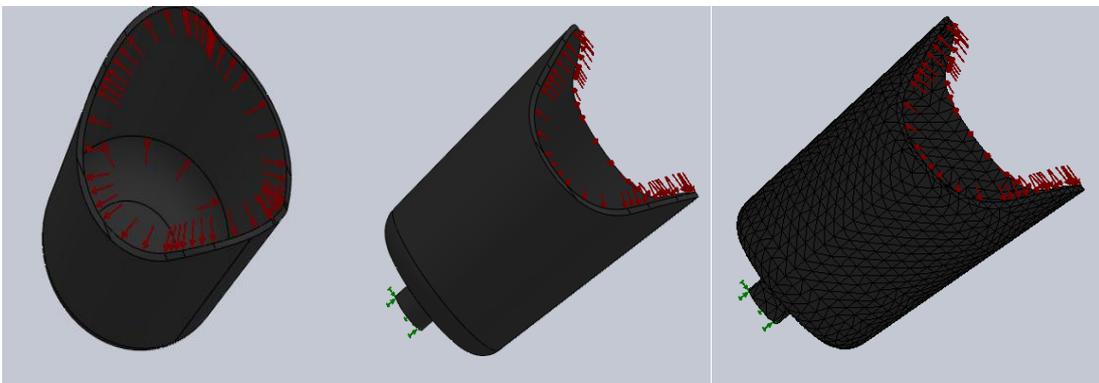


Figura 2.36. Diseño y mallado del encaje.

Es de considerar que en este caso lo que se le aplica al objeto es una presión en el interior

2.10.4. Diseño del pie

Para complementar se utilizó un pie de tipo sach acoplado al mecanismo por un tubo de Alumold 400® (ver Figura 2.37). Este elemento también fue calculado usando el MEF para una persona de peso de 100 Kg.

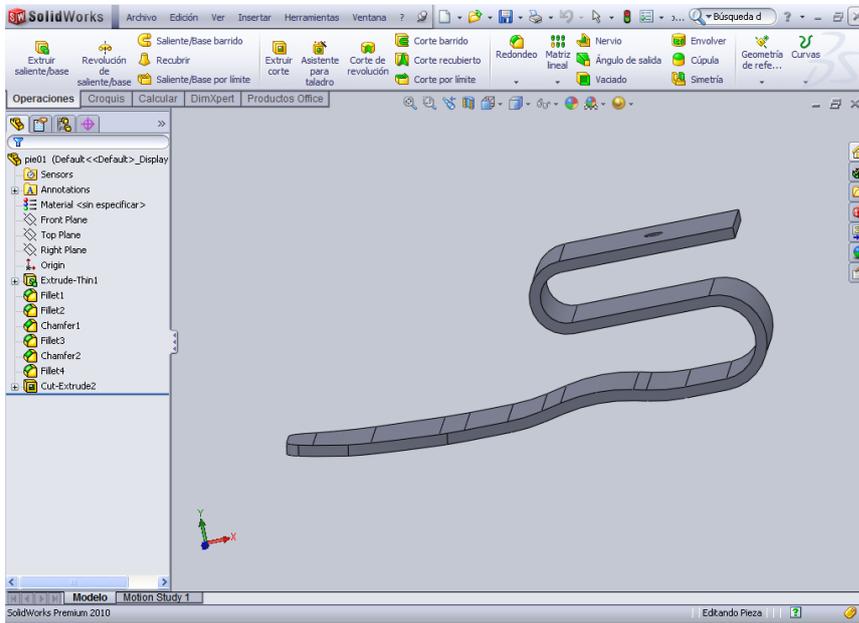


Figura 2.37. Diseño del pie

2.10.5. Diseño del mecanismo telescópico

Se utilizó además un mecanismo telescópico con un resorte para articular la rodilla y que sirviera además de amortiguamiento para la marcha. Las dimensiones del muelle dependen del peso de la persona que vaya a utilizarla (ver Figura 2.38). Se realizaron los cálculos de los resortes que se utilizarían tomando en cuenta el peso de las personas. Se usó como valor máximo del peso 100 Kg y como valor mínimo 40 Kg [72]

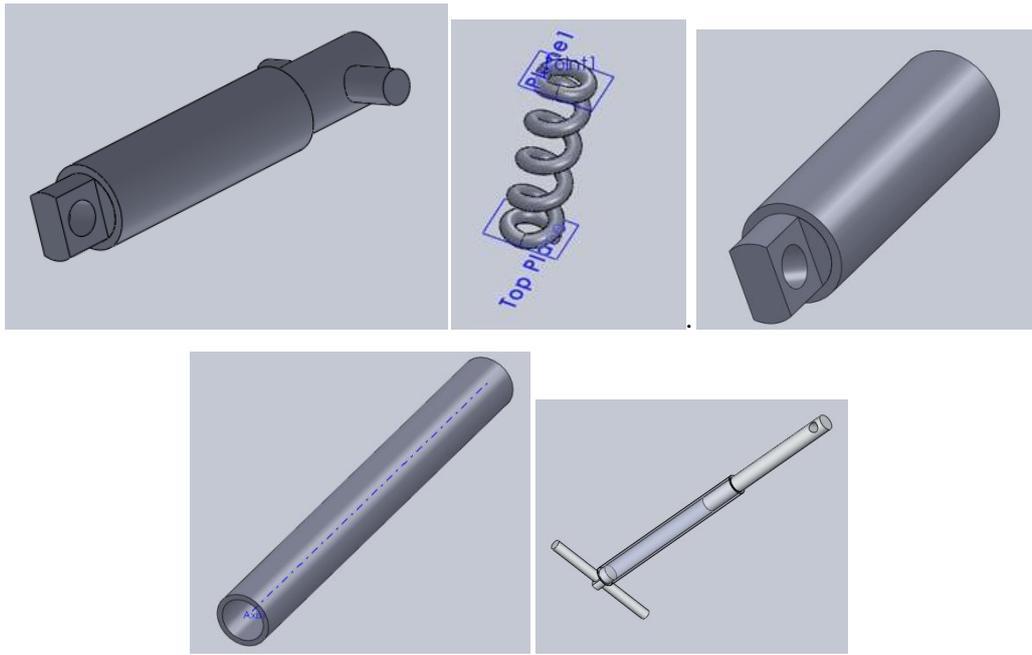


Figura 2.38. Detalles del mecanismo telescópico

2.10.6. Carrera máxima y mínima del pistón

Estas restricciones se plantean por la movilidad que debe tener la rodilla, por lo que estos parámetros se deducen teniendo en cuenta el ángulo máximo y mínimo que puede alcanzar la rodilla. En la Figura 3.20 se muestra la carrera máxima y mínima que debe tener el mecanismo telescópico.

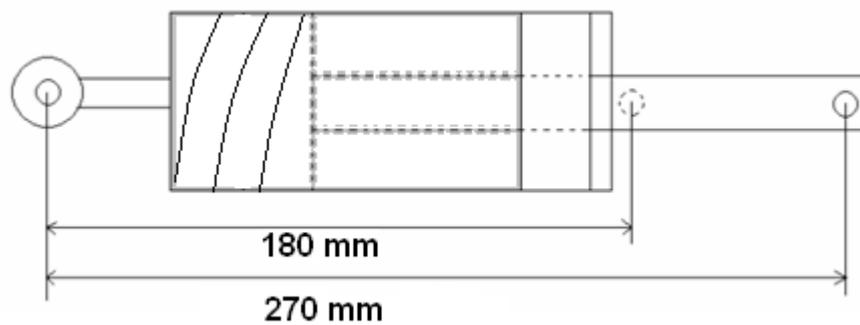


Figura. 2.35 Carrera máxima y mínima del mecanismo telescópico

2.11. Ensamble del mecanismo y de la prótesis en conjunto.

Luego de haber efectuado todos los diseños se confecciona el ensamble completo de la prótesis con todos los componentes. En las Figuras 2.36 y 2.37 se muestra el ensamble de la rodilla y de la prótesis total respectivamente.

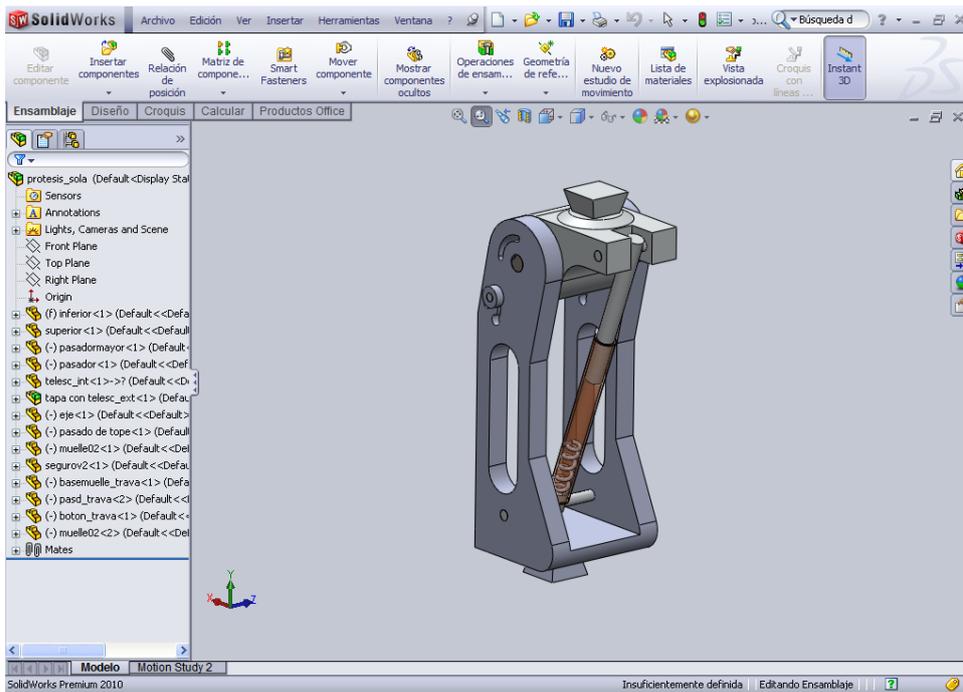


Figura 2.36. Diseño del Mecanismo de la rodilla.



Figura 2.37 Vista general de la prótesis diseñada (incluye además de la rodilla el pie, la pierna y el encaje)

Conclusiones parciales.

Se realizó el análisis geométrico y cinemático del mecanismo de la prótesis y se dibujaron todos los elementos de la misma en el Software Solidworks. Se determinaron todos los parámetros necesarios para la simulación de la resistencia y del movimiento del mecanismo (fuerzas aplicadas, condiciones de apoyo, mallado y material, etc.).

Se obtuvo el diseño total de la prótesis y se corrieron los programas de simulación, cuyos resultados serán abordados en el próximo capítulo.

Capítulo III. Análisis y discusión de los resultados

3.1 Introducción

En este capítulo se describen los aspectos relacionados con la evaluación de la prótesis diseñada. Se ofrecen los resultados de los valores de tensiones, deformaciones y factor de seguridad para una prótesis para un caso extremo de un individuo con 100 kg de peso y 1,90 m de estatura. Se realiza además una comparación entre la prótesis diseñada y otras prótesis de la literatura.

3.2 Características del mecanismo diseñado.

Por no disponerse de estudios antropométricos de la población cubana, se utilizaron estudios de la literatura. El mecanismo propuesto cumple con los datos sugeridos por la Universidad de Antioquia [73], para la población Colombiana (antropometría muy similar a la de los cubanos), en donde se sugiere que la prótesis debe soportar un peso aproximado de entre 70 y 100Kg y debe tener un tiempo de flexión - extensión entre 0,5 y 0,8s, los ángulos de desplazamiento deben estar entre 183° y 85°, la masa total del mecanismo está por debajo de los 700 gramos. De usarse sensores para la rodilla, los mismos se deben seleccionar teniendo en cuenta su buena recepción de la señal. En este momento existen antecedentes como [74] [75] [76] [77] que reflejan un gran avance en la adquisición y posterior tratamiento de la señal mioeléctrica, sin embargo se debe tener en cuenta que los circuitos que se han estudiado en los antecedentes no tienen un control proporcional a la intensidad de contracción del músculo del usuario, por ésta razón se debe diseñar un circuito electrónico que integre un control proporcional dependiendo la señal de entrada, para este circuito se propone implementar una red neuronal dentro de un micro controlador DSPic.

3.3 Valores del factor de seguridad de los diferentes elementos de la prótesis.

Se evaluaron los valores del factor de seguridad para los diferentes elementos de la prótesis. En los textos de diseño en Ingeniería existen numerosas recomendaciones para el valor del factor de seguridad. De manera general se considera que una pieza resiste adecuadamente las cargas cuando su factor de seguridad está entre 1,5 y 2.[78] [79].

Para mejor comprensión denominamos Factor de Seguridad (FDS) como la relación entre la Tensión Admisible y la Tensión Actuante, debiendo ser siempre mayor la Tensión Admisible para lograr como resultado un valor mayor que 1. Debido que los materiales no son realmente homogéneos y pueden presentar poros, defectos, etc, se recomienda que este valor esté entre 1.5 y 2

En la Figura 3.1 a manera de ejemplo se observan los valores del factor de seguridad de la parte superior de la pieza. De la misma se puede apreciar que la zona más crítica es el punto de unión con el eje de la articulación del pistón. No obstante el valor menor del factor de seguridad es de 2,92; valor que indica una satisfactoria resistencia de la pieza.

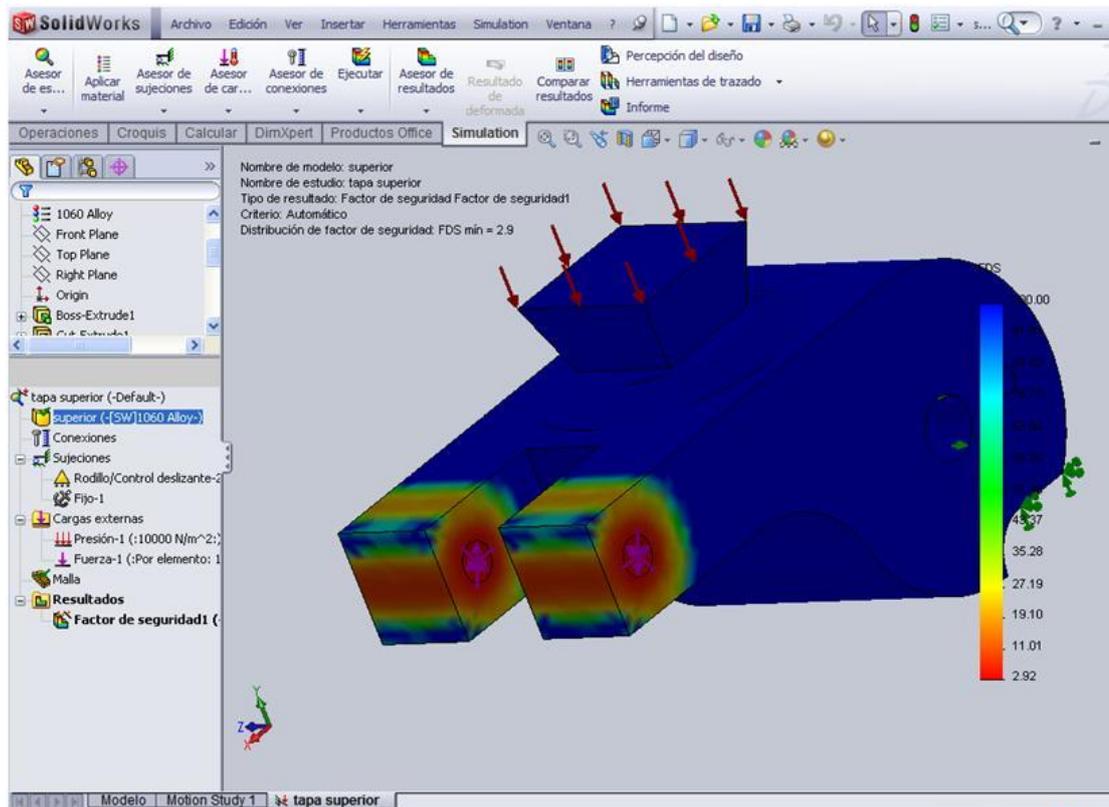


Figura 3.1. Valores del factor de seguridad en los diferentes puntos de la parte superior de la prótesis.

En la Figura 3.2 se observan los valores del factor de seguridad de la carcasa de la pieza. De la misma se puede apreciar que la zona más crítica es el punto de unión con el eje inferior de la articulación del pistón. No obstante el valor menor del factor de seguridad es de 3,36; valor que indica una satisfactoria resistencia de la pieza.

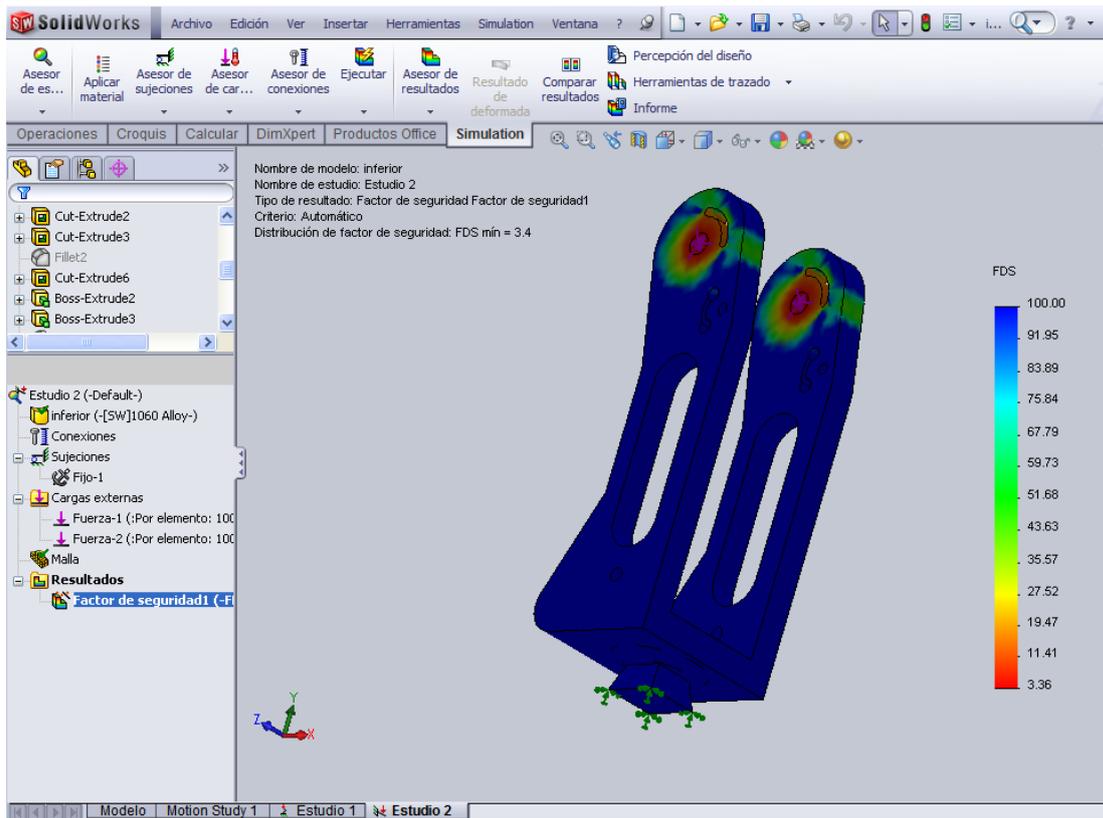


Figura 3.2. Valores del factor de seguridad en los diferentes puntos de la parte inferior de la prótesis.

En la Figura 3.3 se observan los valores del factor de seguridad del pie. De la misma se puede apreciar que la zona más crítica es el punto de unión con la pierna artificial que es donde se apoya todo el peso del cuerpo. Sin embargo, el valor menor del factor de seguridad es de 2,43; valor que indica una satisfactoria resistencia de la pieza.

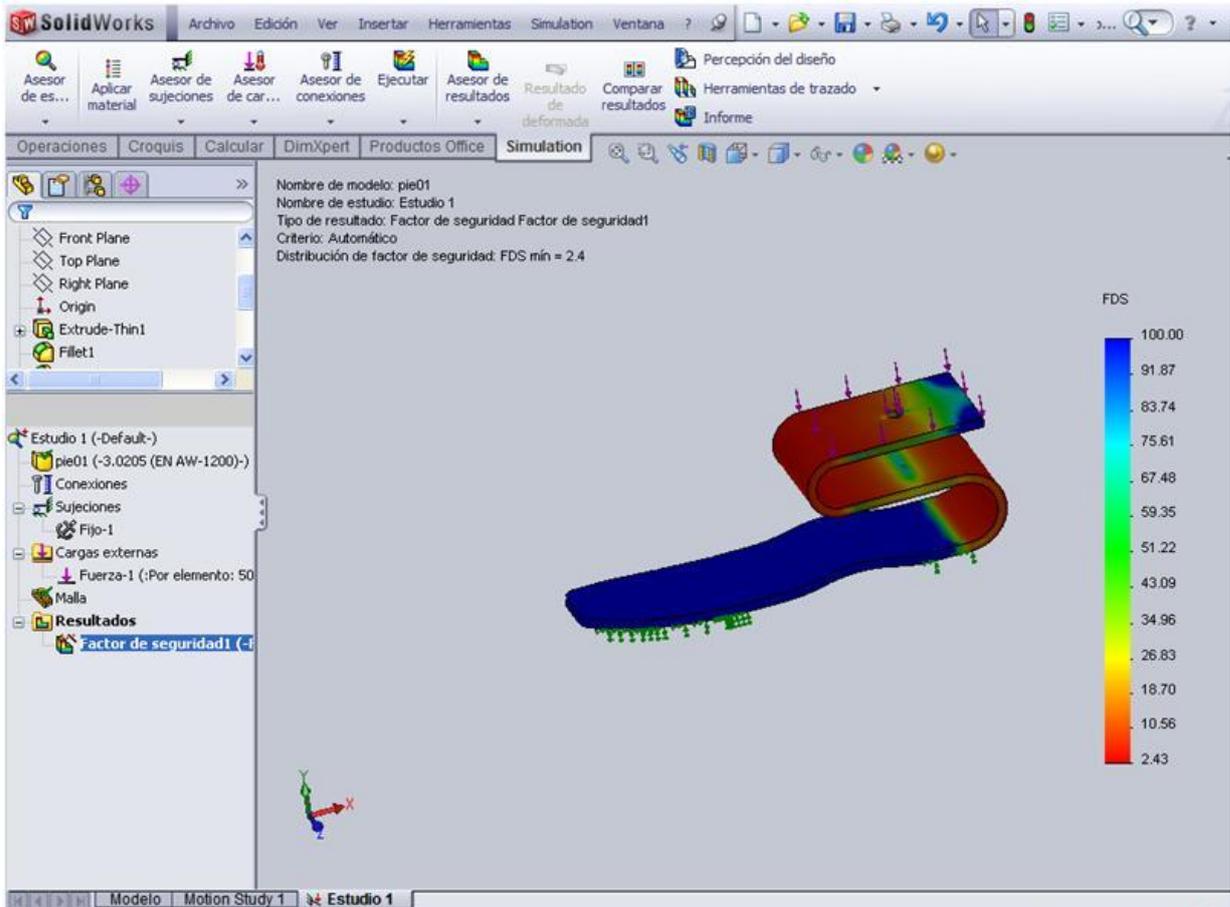


Figura 3.3. Valores del factor de Seguridad en el pie

En el caso del encaje se usó como criterio la deformación total resultante (podía haberse usado también el factor de seguridad). De la Figura 3.4 se puede apreciar que la máxima deformación ocurre en la parte superior de la funda (encaje) y su valor no sobrepasa los 0,0279mm.

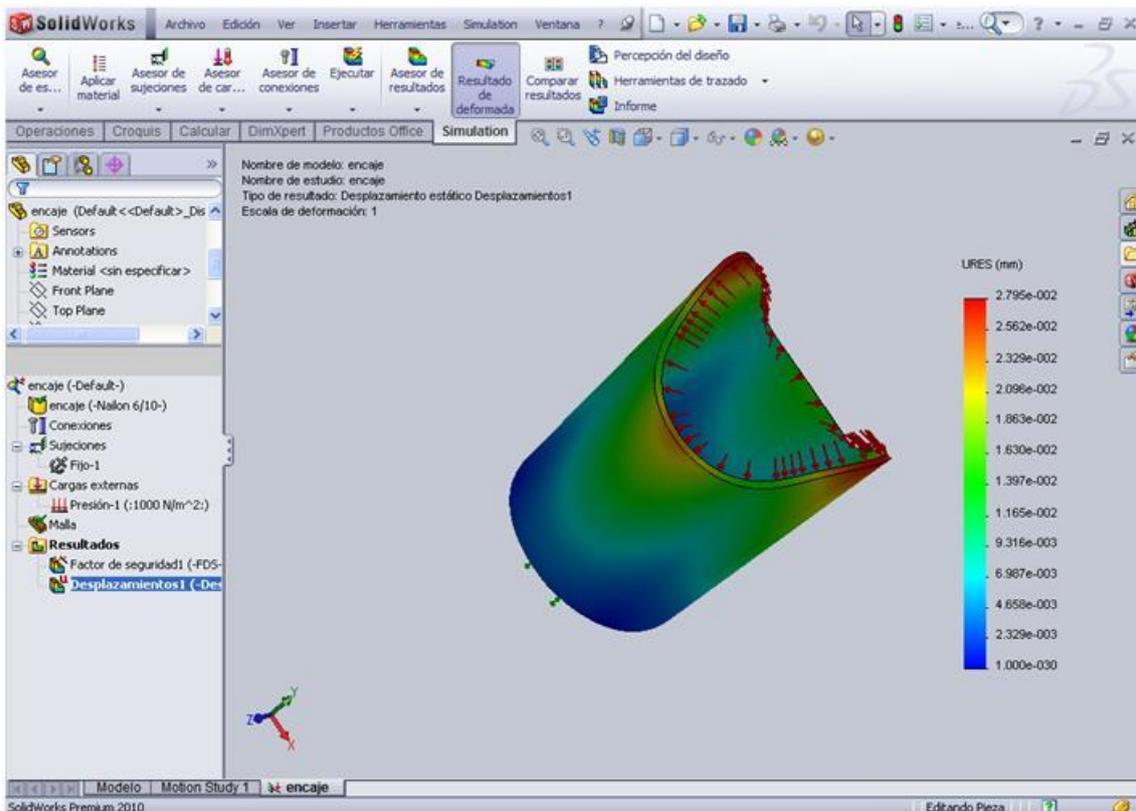


Figura 3.4. Valores del desplazamiento resultantes del encaje o funda

3.4. Simulación del movimiento de la prótesis.

Además de comprobar la resistencia de los diferentes elementos de la prótesis se simuló el movimiento de todos los elementos de la misma y de la prótesis de rodilla en particular para comprobar su funcionamiento. Para ello se usaron los Software Solidworks Motion y Visual Nastran. Se pudo comprobar que todos los mecanismos y partes se movían y funcionaban adecuadamente. Ver Figuras 3.5 y 3.6

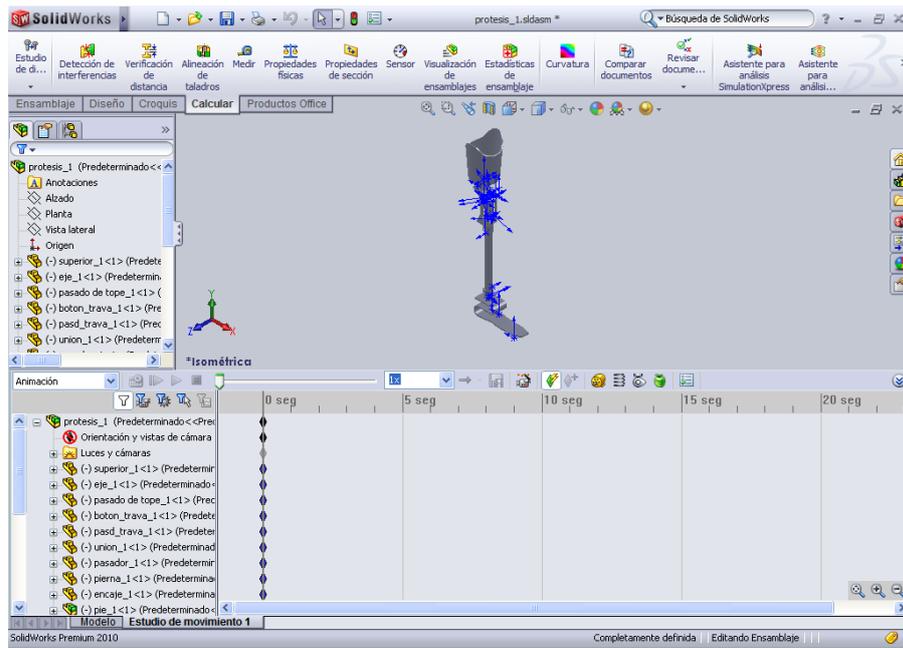


Figura. 3.5. Simulación del funcionamiento de la prótesis total en Solidworks Simulation

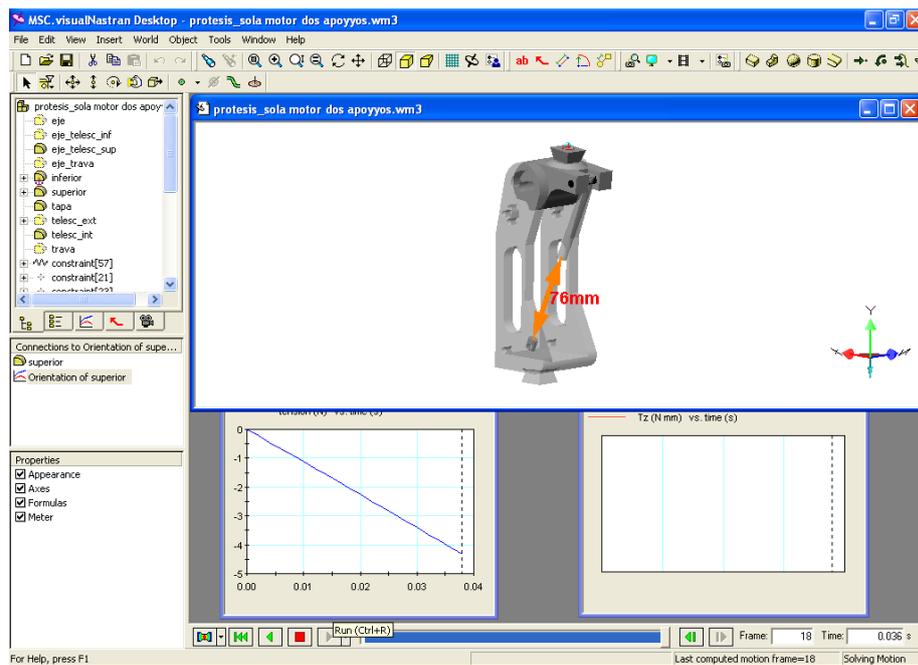


Figura. 3.6. Simulación del funcionamiento de la prótesis de rodilla en VisualNastran

3.5 Comparación con otros diseños de la literatura

En la Figura 3.7 se muestra una comparación del mecanismo de la prótesis de rodilla proyectada con otros diseños de la literatura.

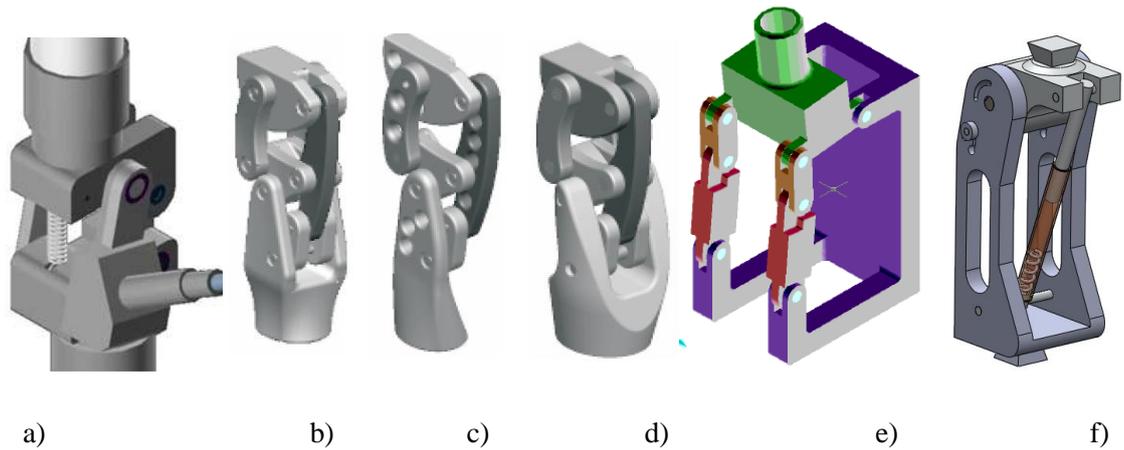


Figura 3.7. Comparación entre prótesis de rodilla con diferentes mecanismos policéntricos

El mecanismo de la Figura 3.7 a) fue diseñado y construido en México. Los dibujos se hicieron en AutoCAD y la simulación en ANSYS [80]. Los mecanismos de la Figura 3.7 b), c) y d) fueron diseñados y evaluados usando el Método de los elementos finitos y los software ProEngineer para hacer el modelo y ANSYS 10 para calcular las tensiones, deformaciones y factor de seguridad [81].

El mecanismo de la Figura 3.7 e) fue desarrollado en una Tesis de maestría de la Escuela Superior De Ingeniería Mecánica Y Eléctrica Del Instituto Politécnico Nacional De México [82]. Para dibujar el Mecanismo se usó el Software Mechanical Desktop y para el análisis por elementos finitos el ANSYS.

El Mecanismo de la Figura a) se diseñó tomando en cuenta principalmente el peso máximo de 100 kg y el mínimo de los pacientes 70 kg. Dicho mecanismo además de los elementos tipo barras, dispone de dos resortes. El material utilizado fue aluminio. Los Mecanismos b), c) y d) de la Figura 3.7 son mecanismos de cuatro barras y el conjunto carece de resortes. El material utilizado fue acero al carbono. Este mecanismo se considera demasiado primitivo para poder ser aplicado con éxito para los análisis se les aplicó una carga de 98 Kg.

El mecanismo de la Figura 3.7 e) fue analizado para un peso de 100 Kg. El material utilizado fue aluminio. Desde el punto de vista dimensional todos los mecanismos tienen aproximadamente las mismas dimensiones. Comparados con el mecanismo de la Figura 3.7 f) que fue el elaborado en esta tesis, se puede apreciar que el mecanismo proyectado tiene dimensiones similares a los analizados en la literatura, siendo además su complejidad constructiva mucho menor.

Conclusiones Parciales:

Se obtuvo un diseño en Solidworks el cual es modificable de acuerdo a los diferentes requerimientos de pacientes y médicos. Se simuló el movimiento encontrando que el centro instantáneo de rotación del mecanismo puede localizarse en la intersección de la línea central de los eslabones anterior y posterior en cualquier posición de la flexión de la rodilla, es decir, el diseño resultante es el de un mecanismo policéntrico.

Con los análisis que se realizaron utilizando el Solidworks simulation (simulador de esfuerzos por elemento finitos), se obtuvo que las piezas soportan la carga producida por un paciente de 100 kg sin que sufran deformación y tensiones importantes, estando en todos los casos el factor de seguridad por encima de 2.

La principal referencia a citar en cuanto a prótesis externas de rodilla es la C-Leg de Otto Bock®, ésta posee un mecanismo que en cuanto a concepción se asemeja más a un eje simple; posee un actuador hidráulico y un control basado en un microprocesador que actúa sobre motores de flexión y extensión. El microprocesador censa también el ángulo de flexión 50 veces por segundo; adicionalmente, la tensión, la fase y la velocidad. El peso de la C-Leg es de 1,210 kg, soportando cargas mayores a 125 kg. Su ciclo de marcha es de 5 km/h y hasta 5 km al día, ángulo de flexión de 125°, independencia en baterías de litio de 45 horas.

Es factible equiparar el mecanismo desarrollado con el de la C-Leg desde el punto de vista estructural y de peso. El mecanismo desarrollado para un paciente de 1,90 de estatura y de 90 Kg de peso es de 560 gramos. No obstante el mismo no tiene ningún dispositivo electrónico.

El mecanismo desarrollado permite el uso de sockets de Nylon, fibra de vidrio, fibra de carbono, etc. Los ángulos de flexión y extensión son en ambos casos los requeridos para este nivel de amputación. Debe mencionarse que existe desventaja del actuador mecánico, frente a uno hidráulico.

Con las características que presenta el sistema diseñado, se puede afirmar que sus principales características son el mecanismo policéntrico de rodilla y se intuye un costo de producción bajo, con lo cual puede ponerse a disposición de los usuarios.

Se puede prever que agregando nuevos materiales con densidad inferior y tecnologías de control en base a microcontrolador y actuadores hidráulicos, puede hacer del mecanismo policéntrico de barras un sistema que rompa con sus carencias, optimizable y accesible a usuarios de escasos recursos.

Conclusiones

El mecanismo de rodilla diseñado y evaluado mediante la simulación emula el comportamiento de esta articulación. Su base es un mecanismo policéntrico diferente a los tradicionalmente utilizados. En el trabajo se obtuvo además la posibilidad de incorporar la rodilla diseñada a una pierna artificial y al muñón del amputado. Los resultados de la simulación muestran que se obtienen valores de resistencia, peso y funcionamiento equivalentes a la rodilla C-Leg de la firma Otto Bock que es un referente universal.

Los resultados del análisis demuestran que las piezas del mecanismo soportarán el peso máximo de 100 kg. Toda vez que se ha simulado el funcionamiento del mecanismo; el mismo (la rodilla) presenta una masa de 560 g. Así mismo, el tiempo de retorno durante la marcha fue de 0.7 s, una velocidad de marcha de 4.7 km/h sin límite de kilometraje al día; el mecanismo tiene la capacidad de bloqueo.

Se obtuvo un diseño de prótesis externa total de rodilla con todos sus elementos en Solidworks el cual es fácilmente modificable de acuerdo a los diferentes requerimientos de pacientes y médicos.

Con los análisis que se realizaron utilizando el simulador de esfuerzos por elementos finitos Solidworks Simulation, se obtuvo que las piezas soportan la carga producida por un paciente de 100 kg sin que sufran deformación y tensiones, lo cual hace que se considere al mecanismo robusto y de alto desempeño.

Recomendaciones:

Fabricar la prótesis diseñada para colocarla en pacientes amputados y evaluar su desempeño.

Evaluar otros diseños de prótesis policéntricas con mecanismo de 6 barras

Bibliografía:

1. http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/389.html. Consultada el 17 de Junio de 2013
2. Bill, D., *Prosthetic Knee Systems*, en *Military in-Step*. 1993, Amputee Coalition of America: Estados Unidos de America. p.p. 49-50.
3. Campos Padilla Ivette Yadira. *Diseño de un mecanismo policéntrico para prótesis de rodilla*. Tesis para obtener el grado de maestro en ciencias con especialidad en Ingeniería Mecánica. Instituto politécnico nacional. Escuela superior de ingeniería mecánica y eléctrica. Sección de estudios de posgrado e investigación. México D.F. Diciembre de 2008.
4. Lugo González. Esther. *Diseño De Mecanismos Utilizando Algoritmos Genéticos Con Aplicación En Prótesis Para Miembro Inferior*
5. Sunil Prabhakar –Padture. *Experimental and Analytical Study of A Knee Prosthesis*. A Thesis Presented to The Faculty of the Russ College of Engineering and Technology Ohio University
6. LÓPEZ CERVANTES ADRIÁN. *Texturizado de UHMWPE para la reducción de desgaste y su aplicación en prótesis de articulación de rodilla*. Tesis de Doctorado en Tecnología Avanzada. CENTRO DE INVESTIGACIÓN EN CIENCIA APLICADA Y TECNOLOGÍA AVANZADA UNIDAD QUERÉTARO. Noviembre de 2010
7. DENNIS D, KOMISTEK R, SCUDERI G, ARGENSONJN, INSALL J, MAHFOUZ M, AUBANIAC JM, HAAS B. *In vivo three-dimensional determination of kinematics for subjects with a normal knee or a unicompartimental or total knee replacement*. *J Bone Joint Surg (Am)* 2001; 83 (Suppl 2):104-115.
8. UVEHAMMER J. *Knee joint kinematics, fixation and function related to joint design in total knee arthroplasty*. *Acta Orthop Scand* 2001; 72 (Suppl 299): 1-52.
9. Sánchez, J. y R. Rodríguez, *Diabetes: Consecuencia Fatal*, en *El Universal*. 2007: México. p.p. 20.
10. Bellis, M., *The History of Prosthetics*, en *Inventors*, en *Inventors*. 2005: San Francisco, E.U.A. p.p.2-3.
11. Finch, J., *Descubren en Egipto la Prótesis más Antigua del Mundo*, en *El Mundo*. 2007: Madrid, España. p.p. 27.
12. Patrick, C., *Amputation and Prosthetic History*, en *University Medical School*. 2000: Chicago Illinois. p.p. 2-3.
13. Duffy Hancock, J., *The Evolution of Artificial Limbs*, en *University of Louisville School of Medicine*. 1929: Louisville, Kentucky. p.p. 3-10.
14. Toulmin, S., *History of the Study of Locomotion*, en *Universidad Wien*. 2006: Alemania. p.p.2-9
15. <http://www.slideshare.net/osvaldoeltoch/materiales-mas-utilizados-en-ortesis-y-protesis>
16. Ghershman, Eduardo. “Elastómeros” <http://ar.geocities.com/moni2201/elastomeros.htm>; Consultado: 12-06-2013.
17. Steven M. Kurtz, 2009. UHMWPE. *Biomaterials Handbook*. Academic Press Elsevier, UK.

18. Bement A. L., Jr., "Biomaterials", Battelle Seattle Research Center, University of Washington Press, 1971
19. Bechtol J., Fergusson A. B., Laing P. G., 'Metals and Engineering in Bone and Joint Surgery, Chapter 1, "Historical Use of Metals in the Human Body", pp 1 - 18. Baltimore: Williams and Wilkinson, 1959.
20. Cahoon J. R., Hill L. D., "Evaluation of a Precipitation Hardened Wrought Cobalt-Nickel-Chromium-Titanium Alloy for Surgical Implants", in Journal of Biomedical Material Research Vol 12, 1978, pp 805-821.
21. OSSUR (1991) RHEO Knee. Introduction to Bionic. Technology by Ossur.
22. <http://www.ossur.com/bionicttechnology>
23. ZAHEDI, S. (1993) The results of the field trial of the Endolite Intelligent of the Prosthesis Proceedings of the XII International Congress of INTERBOR.
24. BLUMENTRITT, S. & WERNER-SCHERER, H. (1997) Design principles, biomechanical data and clinical experience with a polycentric knee offering controlled stance phase knee flexion. A preliminary report Washington D.C.
25. WHITE, C. (1999) Walk This Way. Ohio Willow Wood Company. Motion Technology for Life™.
26. MICHAEL, J. W. (1999) Modern prosthetic knee mechanisms. Clinical Orthopaedics and Related Research, 361(47):39-47.
27. DUPES, B. (2004) What you need know about knees. In Motion. Volume 14 · Issue 1 · January/February 2004
28. WIEST, J. (2002) ¿Que hay de nuevo en rodillas protésicas? Amputee coalition of America In Motion, 12 No. 3.
29. CORP, L. (2003) Magnetic Fluid Improves Mobility of Prosthetic Leg. . IN MATERIALS, M. (Ed.). Advanced Materials & Processes 9(161), 29(2).Retrieve on Sept 2003, from UCSB database at Expanded Academic ASAP.
30. AULIE DEVICES, I. (2006) The 802 Nylon Knee. U.S.A., <http://www.auliedevices.com/Products.html>.
31. PAHL, E. & SEDLMEIER, F. (2006) da VINCI AWARD NOMINATION. ottobook C-Leg®. USA.
32. MORENO-ROMERO, H. (2003) Construcción de un mecanismo de rodilla tipo policéntrica para personas con amputación femoral. Ingeniería biomecánica. México D.F., UPIITA
33. ALONSO-AREGUIN, E. (2005) Prótesis de rodilla con pistón magnetoreológico. Biomecánica. México D.F., UPIITA.
34. VELÁZQUEZ-SÁNCHEZ, A. T. (2008) Caracterización Cinemática e Implementación de una Mano Robótica Multiarticulada. Ingeniería Mecánica.Diseño Mecánico, México D.F., Instituto Politécnico Nacional.
35. DORADOR-GONZÁLEZ, J. M. (2005) Prótesis Inteligentes. Ciencia y Desarrollo, 30, 40- 45.
36. FARAH-SIMÓN, L., GARCÍA-GUERRA, H. L. & DORADOR-GONZÁLEZ, J. (2006) Diseño de un socket ajustable para prótesis de miembro inferior. XII Congreso Internacional de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica. Acapulco, México
37. M.C. Fernández, "Caracterización del movimiento de la rodilla y diseño de un mecanismo policéntrico" México, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, 2008, pp 25 – 29.
38. A.O. Sicilia y M.E. Martínez "Comportamiento motor. Modelos actuales, su aplicación al aprendizaje de habilidades en el aula de educación física". 1965, pp 23 – 65.
39. A. Barrientos "Fundamentos de robótica" Universidad Politécnica de Madrid, España, 1997, pp 12 – 45.
40. Departamento Administrativo Nacional de Estadísticas DANE, Censo general, 2005.
41. E.B. Muñoz, "Aplicaciones de las Señales Mioeléctricas para el Control de Interfaces Hombre – máquina", Universidad del Cauca, Popayán, 2003, pp 23 – 45.

42. Correal Franco, S., L. J. Palacio Delgado, e I. C. Salazar Gómez, *Análisis*^{FEA de Prótesis de Rodilla Policéntrica}. Universidad EA
43. Dupes, B., Prosthetic Knee System, en Amputee Coalition of America. 2005: Estados Unidos de America. p.p. 49-50.
44. Cormack, D., Prosthetic Knee Designs, en International Fellow in Pediatric Orthopedic Surgery. 2005: Georgia, E.U.A. p.p. 2-5.
45. Kapandji AI: Fisiología Articular. México. 5ª Edición. Editorial Panamericana. 1998. Tomo 2: 280
46. BELLUGUE, P. "Introducción á l'étude de la forme humaine. Anatomie plastique et mecanique". Maloine. S.A. Paris. 1963.
47. Proubasta I, Gil Mur J, Planall JA.(1997) Fundamentos de biomecánica y biomateriales. Ergon SA. Madrid.
48. Bull AMJ, Amis AA. (1998) Knee joint motion: Description and measurement. Proc Instn Mech Ingrs, Part H, J Engin Med,; 212: 357-372.
49. Mow VC, Flatow EL, Foster RJ. Biomecánica. En: Simon SR, editor. Ciencias básicas en ortopedia. Volumen 2. Barcelona: Medical Trens SL, 1997; p 409-458
50. Sanjuan Cerveró, R., et al., Biomecánica de la Rodilla, en Patología del Aparato Locomotor. 2005, Peset: Valencia, España. p.p. 2-5.
51. P. Gras, J. M. Casillas, V. Dulieu, J. P. Didier. La marcha. Enciclopedia médico Quirúrgica. 26-013-A-10. © Elsevier, París
52. OBERG, K. & KAMWENDO, K. (1988) Knee components for the above-knee amputation. Amputation surgery & lower-limb prosthetic. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 152-64.
53. GARD, S. A., CHILDRESS, D. S. & UELLEND AHL, J. E. (1996) The Influence of Four-Bar Linkage Knees on Prosthetic Swing-Phase Floor Clearance
54. RADCLIFFE, C. (1977) The knud Jansen lecture: above-knee mechanisms: kinematics, alignment and prescription criteria. IN ENGINEERING, D. O. M. (Ed.) University of California, Berkeley. U.S.A., Prosthetic and orthotic practice.
55. RADCLIFFE, C. (1994) Four-bar linkage knee mechanism: kinematics, alignment and prescription criteria. Prosthetic and Orthotics International, 18:159-113.
56. RADCLIFFE, C. W. (1970) Prosthetic-knee mechanism for above-knee amputees In: Murdoch G.(ED), Prosthetic and orthotic practice, 225-49.
57. GREENE, M. P. (1983) Four-bar linkage knee analysis. Orthot Prosthet, 37:15-24.
58. BLUMENTRITT, S. & WERNER-SCHERER, H. (1997) Design principles, biomechanical data and clinical experience with a polycentric knee offering controlled stance phase knee flexion. A preliminary report Washington D.C.
59. ROVETTA, A., CANINA, M., ALLARA, P., CAMPA, G. & DELLA SANTINA, S. (2001) Biorobotic design criteria for Innovative Limb Prosthesis 9th INTERNATIONAL SYMPOSIUM on

- Intelligent Robotic Systems, SIRS'2001. Toulouse, France, 18-20.
60. KAZUTOSHI, Y., HIROSHI, N., EIICHI, U., SUSUMU, C., TOSHIYA, N. & KEN-ICHI, Y. (2004). Biomechanical and clinical evaluation of a newly designed polycentric knee of transfemoral prosthesis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41, 675-682
 61. PATIL, K. & CHAKRABORTY, J. (1991) Analysis of a new polycentric above-knee prosthesis with a pneumatic swing phase control. *Biomech*, 24(3,4):223-33.
 62. VAN DE VEEN, P. (1994) Principles of multiple-bar linkage mechanism for prosthetics knee joints. Abstract of the 8th World Congress, ISPO. Melbourne, Australia. 55.
 63. DEWEN, J., RUIHONG, Z., HO, D., RENCHENG, W. & JICHUAN, Z. (2003) Kinematic and dynamic performance of prosthetic knee joint using six-bar mechanism. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 40, No. 1, 39–48.
 64. Moya J.L. Franco R. R. Chagoyén M. C. “Mecánica Aplicada” . Universidad Nacional de Nicaragua. Año 1999.
 65. Moya J.L. Franco R. R. Mecanismos de Palancas. <http://www.monografias.com> Consultado el 21 de Junio de 2013.
 66. <http://es.wikipedia.org/wiki/Antropometría>. Consultado el 20 de Junio de 2013
 67. Drillis R & Contini R. Body segments parameters BP 174-945 Tech Rep. N° 116603. School of Engineering and Science. New York University New York 1966
 68. Roebuck J.A. , Kroemer KHE & Thomson W. G., *Engineering anthropometry methods* Wiley-Interscience. New York 1975
 69. Chaffin D.B. Anderson G,BJ. & Martin B. J. *Occupational Biomechanics* 3a ed. John Wiley & Sons. New York 1999
 70. http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S1815-9442011000300004&script=sci_arttext
 71. *Revista Trauma*. Fundación MAPFRE. Vol.20. Supl 4. Octubre/Diciembre 2009.
 72. www.solidworks.com
 73. <http://www.resortesplus.com>. Consultada el 22 de mayo 2013
 74. J.C. Estrada, “Parámetros antropométricos de la población laboral Colombiana 1995”, Medellín, Universidad de Antioquia, 1998, pp 12 – 22.
 75. A.A.Alonso “Entrenador de mioeléctrico prótesis para amputados entre brazo y mano”. Universidad de Valladolid, España, 2002.
 76. Centro de Investigaciones de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas, “Sistema electrónico de señales mioeléctricas para el control de prótesis mioeléctrica de mano”. Universidad Distrital Francisco José de Caldas, 2001, pp 50 – 75.
 77. W.D. Vargas, “Entrenador de prótesis virtual mioeléctrico para personas con amputación de miembro superior derecho” tesis de grado Universidad Pedagógica Nacional. Bogotá, 2009, pp 85-120.

78. J.J. Páez, “Aprendizaje de Actividades Motoras en Procesos Prensiles con el uso de una Prótesis Mecatrónica Controlada por Señales Mioeléctricas en Personas Amputadas entre Codo y Muñeca” Bogotá: Universidad Pedagógica Nacional, 2008, pp 45 – 67.
79. Dobrovollsky V. Elementos de Máquinas. Editorial MIR 1980.
80. Shigley E. J. El Proyecto en Ingeniería Mecánica. Editorial Prentice Hall. New York 2009
81. Gerardo Alejandro Valentino Orozco, Leobardo Guerrero Beltrán, Dinora Obregón Velasco, Oscar Ávalos Fernández. Desarrollo de prótesis externa de rodilla con mecanismo policéntrico. Acta Ortopédica Mexicana 2008; 22(4): Jul.-Ago: 247-253
82. Sara Correal Franco, Lía Judith Palacio Delgado e Isabel Cristina Salazar Gómez. Análisis FEA de Prótesis de Rodilla Policéntrica. Av. Sist Inf., Vol. 3 No. 1 pp. 35–38, Medellín, Junio 2006, ISSN 1657–7663
83. Campos Padilla , Ivette Yadira. Diseño De Un Mecanismo Policéntrico Para Prótesis De Rodilla. TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS CON ESPECIALIDAD EN INGENIERÍA MECÁNICA. DISEÑO DE UN MECANISMO POLICÉNTRICO PARA PRÓTESIS DE RODILLA