



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
CENTRO DE BIOMECÁNICA - UC



DISEÑO DE UNA PRÓTESIS EXTERNA DE RODILLA CON SISTEMA DE FRENADO

Autores:
Cardona L. Jean C.
Oropeza G. Luis R.

Naguanagua, Febrero del 2012



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
CENTRO DE BIOMECÁNICA - UC



DISEÑO DE UNA PRÓTESIS EXTERNA DE RODILLA CON SISTEMA DE FRENADO

*Trabajo especial de grado presentado ante la Ilustre Universidad de Carabobo
para optar al título de Ingeniero Mecánico*

Tutor académico:
Prof. Ojeda David

Autores:
Cardona L. Jean C.
Oropeza G. Luis R.

Naguanagua, Febrero del 2012



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
CENTRO DE BIOMECÁNICA - UC



CERTIFICADO DE APROBACIÓN

Quien suscribe, el profesor y tutor Ing. David Ojeda he leído la Tesis de Pregrado titulada “**Diseno de una prótesis externa de rodilla con sistema de frenado**”, presentada por los bachilleres: Cardona Jean, Oropeza Luis, portadores de la Cédula de Identidad N° 16.154.380 y 17.741.689, respectivamente; hago constar que he revisado y aprobado el mencionado trabajo.

Prof. Tutor: Ing. David Ojeda

Naguanagua, Febrero del 2012

AGRADECIMIENTOS

Nuestra gratitud, principalmente está dirigida a Dios Todopoderoso y a nuestros padres por habernos dado la existencia y permitido llegar al final de nuestra carrera.

A nuestra casa de estudios la UNIVERSIDAD DE CARABOBO y principalmente a la Facultad de Ingeniería por habernos dado la oportunidad de ingresar al sistema de Educación Superior y formarnos como profesionales integrales y dinámicos.

A nuestro tutor, el Dr. David Ojeda quien nos ha orientado en todo momento en la realización de este proyecto que enmarca el último pasó hacia un futuro en donde sea participe en el mejoramiento de muchos procesos.

A todos los profesores quienes de una u otra forma colocaron su granito de arena para el logro de este Trabajo de Grado, agradecemos de todo corazón su valiosa colaboración.

DEDICATORIA

Primero que todo quiero darle gracias a DIOS por ser mi guía y mi eterno compañero por brindarme la fortaleza en cada unos de los obstáculos que se interpusieron durante mis estudios, y que hicieron que estas meta se hiciera posible.

A mis padres Heriberto Cardona y Arnulfa López, por haber depositado toda su confianza en cada una de las tarea que he deseado emprender, gracias por ese apoyo incondicional que me han brindado, también por haberme enseñado a ser una persona humilde, carismática y lleno de mucho entusiasmo, la cual me ayudo bastante a salir adelante frente a cualquier situación que enfrente durante este lapso de mi carrera como profesional. es una lástima que mi padre no se encuentre hoy conmigo pero sé que en donde se encuentre debe sentirse orgulloso de mí, porque esta era su sueño verme como todo un profesional.

A mis hermanas Yajaira López y Yaritza Cardona, por estar siempre a mi lado compartiendo momentos felices y agradable, gracias por estar conmigo en las buenas y en las malas y porque siempre han creído en mi.

A dos personas en especial que considero amigos valiosos y mentores en mi vida, a los profesores Edwin varga y Semia Rafeh., ambos me han

enseñado, escuchado, educado y hasta regañado en el momento justo y preciso para nutrir el alma y evitar futuros tropiezos. Sus horas de dedicación hacia mi persona fueron de gran aporte para realizar este proyecto.

A mi novia Elizabeth Ortiz, agradezco por todas esas palabras de alientos que me daba cuando más las necesitaba, gracias por acompañarme y ser mi apoyo en todo momento, por ayudarme y hasta regañarme, porque tú también eres parte de este logro. Eres mi presente y mi futuro.

A mis tutores David Ojeda y Brizeida Gámez, por su gran apoyo, dedicación y enseñanzas que hicieron que este trabajo de grado fuese posible, gracias por esa amistad por haberme brindado esa amistad y la oportunidad de desarrollar este proyecto.

Jean Carlos Cardena López

DEDICATORIA

Mi gratitud, principalmente está dirigida al Dios Todopoderoso por haberme dado la existencia y permitido lograr la culminación de mi trabajo de grado

A La culminación de este trabajo quiero dedicárselo en primer lugar a mis padres Luis Oropeza y Xiomara de Oropeza, por ser uno de los pilares fundamentales de mi vida, por todo su apoyo, su amor, dedicación, comprensión y por estar siempre presente cuando los he necesitado.

A mi hermanas, por ese soporte y su amor incondicional, por estar siempre en las buenas y en las malas conmigo, por brindarme su alegría, por darme ese empuje para salir adelante y por creer en mí en todo momento.

Dedico este trabajo de igual manera a mis tutores David Ojeda y Brizeida Gámez, quien me han orientado en todo momento en la realización de este proyecto, gracias por la amistad brindada.

Luis Ramón Oropeza Girón

SINOPSIS DEL PROYECTO DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO:

DISEÑO DE UNA PROTESIS EXTERNA DE RODILLA CON SISTEMA DE FRENADO

FECHA DE APROBACIÓN DEL TG-II: _____

FECHA DEL EX. FINAL: _____

FECHA DE ENTREGA DE EJEMPLARES DEFINITIVOS A DIRECCIÓN DE ESCUELA:

SINOPSIS:

Esta investigación presenta el diseño de una prótesis de rodilla con sistema de frenado mediante el uso de una herramienta CAD para luego reportar los resultados obtenidos al efectuar un análisis comparativo de las tensiones que se producen al realizar la marcha. Los análisis se realizan por el Método de Elementos Finitos (MEF) con el uso del software Abaqus/CAE. Se analiza igualmente el acero inoxidable 304, el aluminio 6061 así como varios casos de carga a los cuales estará sometida la prótesis durante su vida útil.

Por último se lleva a cabo un estudio de factibilidad económica en la cual se evalúa la sustentabilidad de la fabricación y comercialización de la prótesis de rodilla propuesta en el mercado venezolano.

CÉDULA DE IDENTIDAD

NOMBRES

FIRMA

16.154.380

Jean Cardona

—

17.741.689

Luis Oropeza

—

PROFESOR GUÍA: David Ojeda

—

JURADO: _____

—

JURADO: _____

—

RESUMEN

La finalidad de esta investigación es presentar el diseño de una prótesis de rodilla a partir de la evaluación numérica de la distribución de cargas que se presentan bajo los patrones de la marcha o el caminar, usando el método de los elementos finitos (MEF). Las condiciones de carga fueron simuladas y evaluadas con el programa de elementos finitos ABAQUS 6.11. Los resultados muestran la consideración detallada de la concentración de esfuerzos obtenidos y deformaciones para el modelo. Se observa concentraciones de esfuerzo en la base del mecanismo de la rodilla y deformaciones en la parte superior de la misma, en general el diseño de prótesis se comporta satisfactoriamente ya que se mantiene en el rango elástico de los materiales seleccionados. Posterior al análisis realizado por el MEF se realizó la selección de los componentes que se le acoplan a la articulación de rodilla para así obtener un conjunto para un individuo que presenta una amputación de miembro inferior por encima de la rodilla.

Por último se lleva a cabo un estudio de factibilidad económica en el cual se evalúa la sustentabilidad de la fabricación y comercialización de la prótesis de rodilla propuesta en el mercado venezolano.

ÍNDICE GENERAL

Índice general	i	
Índice de figuras	v	
Índice de tablas	viii	
INTRODUCCIÓN	1	
CAPÍTULO 1	EL PROBLEMA	3
1.1 SITUACIÓN PROBLEMÁTICA		3
1.2 OBJETIVOS		5
1.2.1 Objetivo General		5
1.2.2 Objetivos Específicos		5
1.3 JUSTIFICACIÓN		5
1.4 ALCANCE		6
1.5 LIMITACIONES		6
CAPÍTULO 2	MARCO TEÓRICO	7
2.1 ANTECEDENTES		7
2.2 LA RODILLA		10
2.3 LOS EJES DE LA ARTICULACION DE LA RODILLA		11
2.4 LOS MOVIMIENTOS DE FLEXOEXTENSIÓN		14
2.4.1 Extensión		15
2.4.2 Flexión		15
2.5 ROTACIÓN AXIAL DE LA RODILLA		19
2.5.1 Rotación axial activa		19
2.5.2 Rotación axial pasiva		20
2.6 MARCHA NORMAL		24
2.7 MARCHA CON PRÓTESIS		28
2.7.1 Amputación		28
2.7.2 Desarticulación		29

2.7.3 Muñón o miembro residual	29
2.7.4 Muñón patológico	29
2.7.5 Reamputación	29
2.7.6 Nivel de amputación	29
2.8 PRÓTESIS	32
2.8.1 Diseño de prótesis	32
2.8.2 Prótesis transfemoral	34
2.8.3 Rodilla protética	35
2.9 MECANISMOS POLICÉNTRICOS	37
CAPÍTULO 3 MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS	41
3.1 MÉTODO GENERAL	41
3.2 APLICACIÓN DEL MÉTODO	42
3.3 FUNCIONES DE FORMA	46
3.4 RESULTADOS DEL MÉTODO	47
CAPÍTULO 4 MARCO METODOLÓGICO	49
4.1 METODOLOGÍA PROPUESTA	49
4.1.1 Revisión bibliográfica	49
4.1.2 Selección del tipo de persona para el cual se va a diseñar la prótesis	50
4.1.3 Generar la solución	50
4.1.4 Seleccionar el material	50
4.1.5 Realizar un análisis de esfuerzo y desplazamiento del modelo mediante el MEF	50
4.1.6 Selección de partes con las que se acopla la prótesis	52
4.1.7 Estudiar la factibilidad económica	52
CAPÍTULO 5 RESULTADOS Y ANÁLISIS	53
5.1 ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA A DISEÑAR	53
5.2 SISTEMA DISEÑADO	56
5.3 DESCRIPCIÓN GENERAL DEL SISTEMA DISEÑADO	56
5.4 FUNCIONAMIENTO DE LA PRÓTESIS	57
5.5 SISTEMA DE FRENO INCORPORADO	57
5.6 ANÁLISIS CINEMÁTICO DE LA PRÓTESIS	60
5.6.1 Diagrama cinemático de la prótesis	61
5.6.2 Mecanismo de la prótesis	61

5.7 MATERIALES	62
5.8 DISCRETIZACIÓN DEL SISTEMA APLICANDO EL MEF	63
5.8.1 Convergencia a la solución	64
5.9 CONDICIONES DE CARGAS Y RESTRICCIONES	67
5.9.1 Condición 1	68
5.9.2 Condición 2	69
5.9.3 Condición 3	70
5.10 ANALISIS DE LOS RESULTADOS	71
5.10.1 Condición 1	72
5.10.2 Condición 2	74
5.10.2 Condición 3	76
5.11 SELECCIÓN DE PARTES CONSTITUTIVAS	78
5.11.1 Selección de cuenca o encaje	78
5.11.2 Selección del adaptador de cuenca	78
5.11.3 Selección del adaptador de encaje con núcleo de ajuste	79
5.11.4 Selección de la abrazadera de tubo	80
5.11.5 Selección del tubo adaptador	80
5.11.6 Selección del Pie-Tobillo	81
5.12 FACTIBILIDAD ECONÓMICA	81
CAPÍTULO 6 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	83
6.1 CONCLUSIONES	83
6.2 RECOMENDACIONES	85
REFERENCIAS	87
ANEXOS	89

ÍNDICE DE FIGURAS

2.1 Ejes de articulación de la rodilla (vista interna)	13
2.2 Ejes de articulación de la rodilla (vista externa rodilla semiflexionada)	13
2.3 Ubicación del eje mecánico de la rodilla	14
2.4 Flexoextensión	16
2.5 Extensión absoluta (Hiperextensión)	17
2.6 Extensión activa (pierna derecha), extensión relativa (pierna izquierda)	17
2.7 Flexión activa con la cadera flexionada	18
2.8 Flexión activa con la cadera en extensión	18
2.9 Flexión pasiva	19
2.10 Rotación axial activa de la rodilla	20
2.11 Rotación interna de la rodilla	21
2.12 Rotación externa de la rodilla	21
2.13 Rotación axial pasiva de la rodilla(1)	22
2.14 Rotación axial pasiva de la rodilla (2)	22
2.15 Rotación externa de la rodilla automática	23
2.16 Rotación interna de la rodilla automática	23
2.17 Momentos y pases de los movimientos del paso	24
2.18 Ciclo de zancada	27
2.19 Niveles de amputación	31
2.20 Nivel de amputación transtival del miembro inferior	33
2.21 Nivel de amputación transfemoral del miembro inferior	33
2.22 Pie protético para prótesis transfemoral	34
2.23 Tibia para prótesis transfemoral	34
2.24 Unidad de rodilla para prótesis transfemoral	35
2.25 Rodilla policéntrica de 4 barras para prótesis transfemoral	36
2.26 Mecanismo policéntrico	38
2.27 Diagrama del centro relativo del muñón	39

2.28 Trayectoria del centro instantáneo de rotación del mecanismo policéntrico	40
3.1 Coordenadas nodales (i, j, k) y desplazamiento de los nodos	43
3.2 Ejemplo de transformación paramétrica de coordenadas de un elemento cuadrilátero de 4 nodos	46
5.1 Rodilla policéntrica de 4 barras	56
5.2 Perfil de leva para diferentes ángulo del movimiento	58
5.3 Leva y seguidor en contacto	59
5.4 Freno accionado	60
5.5 A) Diagrama cinemático, B) Representación del centroide	61
5.6 Mecanismo policéntrico de la rodilla	62
5.7 Geometría del elemento (ABAQUS 6.11)	64
5.8 Carga aplicada para el estudio de convergencia	65
5.9 Análisis de sensibilidad del esfuerzo de Von Mises respecto al numero de elementos para el prototipo	66
5.10 Análisis de sensibilidad de la Deformación respecto al número de elementos para el prototipo	66
5.11 Prótesis a 0° extensión	68
5.12 Prótesis a 45° semiflexión	69
5.13 Prótesis a 90° flexión	70
5.14 Resultados de los esfuerzo (MPa) para la prótesis en la condición 1	72

5.15 Resultados de los desplazamientos (mm) para la prótesis en la condición 1	73
5.16 Resultados de los esfuerzo (MPa) para la prótesis en la condición 2	74
5.17 Resultados de los desplazamientos (mm) para la prótesis en la condición 2	75
5.28 Resultados de los esfuerzo (MPa) para la prótesis en la condición 3	72
5.19 Resultados de los desplazamientos (mm) para la prótesis en la condición 3	76
5.20 Cuenca o encaje	78
5.21 Adaptador 4R37	79
5.22 Adaptador 4R54	79
5.23 Abrazadera de tubo doble hembra	80
5.24 Tubos adaptadores	80
5.25 Prótesis Pie-Tobillo	81

ÍNDICE DE TABLAS

5.1 Características de la prótesis	55
5.2 Propiedades físicas del aluminio 6061	63
5.3 Propiedades físicas del acero inoxidable 304	63
5.5 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y Desplazamiento	65

INTRODUCCIÓN

La marcha es el termino medico utilizado que describe la locomoción humana a la forma que caminamos cada persona tiene un patrón de marcha diferente y este puede verse gravemente afectado por enfermedades o lesiones.

El ser humano usa sus piernas para la locomoción bípeda, la cual está constituida principalmente por las rodillas y los pies, por lo tanto tienen como característica principales brindar estabilidad y movimiento. Estas dos habilidades son las más esenciales al momento de caminar, sin embargo existen otros factores que permiten realizar esta actividad. El sistema musculoesquelético debe contar con huesos intactos y articulaciones en buenas condiciones, además de proveer una fuerza adecuada en los pasos.

Se define prótesis como la sustitución de una parte del cuerpo por un objeto artificial o como instrumento diseñado y colocado con el fin de mejorar una función.

El presente trabajo propone una opción de prótesis de rodilla, con dos características principales, es una rodilla policéntrica y un sistema de frenado por medio de fricción.

Este prototipo permite regular el ángulo de flexión de la rodilla durante la fase de balanceo de la marcha, aportando a la partida una cadencia estable, a la vez que brinda un sistema de frenado durante la fase de contacto del talón con el piso.

Por esta causa, el diseño está soportado en un programa basado en el método de los Elementos Finitos (MEF) que en los últimos años se ha convertido en una eficiente herramienta para la simulación en problemas de bioingeniería, puesto que con este instrumento es posible conocer los efectos y las causas que pueden poner en riesgo el buen funcionamiento de un diseño antes de ser manufacturado.

El Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo (CEBIOMECA-UC) propone una investigación donde se pueda desarrollar el diseño de una prótesis de rodilla para disminuir el costo y el tiempo de espera a los pacientes dentro de los hospitales de Venezuela, mejorando así la calidad de vida de las personas que en ciertos momentos de su vida se vean recluidos en los centros de salud pública.

CAPÍTULO 1

El Problema

En este capítulo se presenta la situación problemática y se describen las causas y consecuencias de la misma, a manera de justificar el desarrollo de la siguiente investigación, la cual está sustentada en el cumplimiento de una serie de objetivos necesarios para su validación. Adicionalmente se indican los alcances y las limitaciones del trabajo.

1.1 SITUACIÓN PROBLEMÁTICA

El estudio de la locomoción bípeda en el ser humano ha supuesto uno de los capítulos más apasionantes de la Historia de la Ciencia, desde puntos de vista muy diferentes: Antropología, Ingeniería, Medicina, etc. La eficacia de este complejo movimiento depende, entre otros factores, de la integridad del sistema nervioso y musculo esquelético, de tal forma que permitan una secuencia e intensidad de acción optimizada de las diferentes estructura simplificadas. La presencia de alteraciones en la marcha normal del individuo responde, en la mayoría de los casos, a un intento del sujeto por mantener su capacidad de locomoción, aun a costa de aumentar su consumo energético. La correcta distinción entre déficits primarios de la locomoción, asignables a patologías, y mecanismos sustitutivos a estas alteraciones primarias, es una tarea imprescindible para actuar terapéuticamente de una forma adecuada.

Asimismo, los tratamientos reparadores utilizados para suplir una deficiencia en la locomoción suponen la presencia de unas nuevas pautas de locomoción que es preciso conocer y evaluar. Por todo ello, resulta imprescindible un correcto y completo conocimiento de todos y cada uno de los acontecimientos que suceden durante la marcha humana normal de un sujeto, si se quiere abordar, de forma inteligente, los aspectos patológicos y reparadores (Jaime Prat Pastor).

Unos de los factores que altera la marcha humana es la amputación, debido al corte y separación de una extremidad del cuerpo mediante traumatismo (también llamado avulsión) o cirugía. Como una medida quirúrgica, esta es utilizada para controlar el dolor o un proceso causado por una enfermedad en la extremidad; por ejemplo, mala circulación de la sangre, Lesiones tumorales (cáncer), una gangrena, Traumatismos: accidentes de tránsito, laborales y de guerra.

En consecuencia, a la separación de una de las extremidades el centro de gravedad del cuerpo cambiará debido a la pérdida súbita de peso después de una amputación. La persona amputada tendrá que saber cuál es su nuevo centro de gravedad, de tal forma, que pueda mantener el equilibrio.

Por otro lado, es importante destacar que la pérdida de una extremidad causa trauma psicológico, éste puede temer que la amputación disminuya la aceptación por parte de otras personas; ya que se ven limitadas por su desventaja física. Sin embargo la tecnología ha avanzado y ha interactuado con la ciencia biológica a tal grado que es posible desarrollar, diseñar e implantar una prótesis que sea capaz de funcionar como si fuese una extremidad natural a tal punto que la persona pueda desempeñar sus labores y actividades sin que esta se vean afectadas.

En efecto, esta investigación se lleva a cabo debido que en la actualidad se hace embarazoso adquirir una prótesis; a causa que las divisas se encuentran

restringida lo que imposibilita a la persona de bajo recurso obtener dicha prótesis.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo General

- Diseñar una prótesis de rodilla externa con sistema de frenado.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Seleccionar a una persona con amputación de miembro inferior por encima de la rodilla.
- Identificar la antropometría de la persona seleccionada.
- Diseñar el mecanismo que simule los movimientos que realiza la rodilla.
- Seleccionar los materiales para el diseño.
- Realizar un análisis estructural del diseño mediante la utilización de un programa que trabaja con el método de los elementos finitos.
- Simular el diseño mediante la utilización de cualquier programa CAD.

1.3 JUSTIFICACIÓN

La presente investigación intenta fomentar el diseño de prótesis de rodilla en el país, promoviendo alternativas generando mejores soluciones para diversos tipos de amputación, sobre todo en el ámbito de salud pública y disminuir directamente el problema del alto costo del dispositivo. En este diseño se emplea el método de los elementos finitos (MEF) para el análisis de la distribución de esfuerzos y la deformación del dispositivo, proporcionando de esta manera conocimiento y tecnología para el desarrollo social. A su vez, se utiliza para comparar el costo de una prótesis de posible fabricación nacional;

con respecto a una importada y determinar si es posible un menor tiempo de espera del paciente para obtener su respectivo dispositivo.

1.4 ALCANCE

Este proyecto tiene como objeto fundamental el diseño de una prótesis externa de rodilla con sistema de frenado, capaz de funcionar como si fuese una extremidad natural, realizando el análisis de esfuerzo mediante el método de los elementos finitos. Tomando como referencias estudios realizados anteriormente y seguidamente se realizan los cálculos adecuados que verifican el cumplimiento y requerimientos del dispositivo.

1.5 LIMITACION

Durante el desarrollo de la investigación surgió como limitación, el diseño e incorporación del sistema de frenado, por otro lado no se encontraron investigaciones ni material bibliográfico en la facultad de ingeniería de material especializado de bioingeniería.

CAPÍTULO 2

Marco Teórico

A continuación se presentan una serie de aspectos teóricos que se deben considerar al momento del diseño de una prótesis externa de rodilla, para lograr un máximo confort al usuario y lo más importante que realice movimientos que estén en armonía con la anatomía del cuerpo humano. Para ello se citan antecedentes relacionados con la búsqueda de la solución más pertinente al problema ya establecido. Luego se mencionan algunos conceptos fundamentales necesarios para el desarrollo de la investigación como lo son; la anatomía de la rodilla, la biomecánica, las prótesis y sus tipos, funcionamiento.

2.1 ANTECEDENTES

Orozco, y Guerrero, (2008). Realizaron un mecanismo de rodilla que emula el comportamiento de esta articulación, para que se incorpore a una prótesis modular. Los resultados del análisis demuestran que las piezas del mecanismo soportarán el peso máximo de 160 Kg. Toda vez que se ha construido el mecanismo, éste presenta una masa de 560 g, un intervalo de apertura de 0 a 183° de flexión, un ángulo de apertura durante la marcha de 125°. Asimismo, 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 se bloquea al posicionar el máximo de la masa a los 183° y al posicionar el máximo de la carga a un

ángulo de 85°. Se prueba el mecanismo en dos pacientes; esto permite afirmar que el sistema es aplicable a casos de amputación del miembro pélvico en prótesis modulares de rodilla, siempre y cuando cumplan con las características ya descritas y se espera reunir una mayor cantidad de información hasta la realización del estudio de casos. Ahora bien, el objetivo implícito de reducir los costos, considerando la principal referencia en cuanto a prótesis policéntricas dinámicas, se puede mencionar que puede estar a disposición de los pacientes de bajos recursos por sólo el 15% del costo total de venta e instalación de ésta.

Cerveró, y Jiménez, (2005). Estudiaron los aspectos teóricos más fundamentales de la biomecánica de la rodilla como la laxitud ligamentosa o el hiato óseo del recorte, analizar otros temas relativos sobre todo a todo aquello concerniente al diseño y estado pre-quirúrgico de las prótesis.

A demás de considerar que uno de los problemas del platillo tibial es el material de construcción. Concluyen que el titanio no es un buen material para proveer una superficie de deslizamiento por su incompatibilidad para formar una base lisa y altamente pulida que permita la movilidad del inserto. Por esto se ven obligados a establecer platillos de cromo-cobalto con una superficie que sea igual que la de los cóndilos femorales.

La simple movilidad rotatoria del platillo le permite trasladarse en la base tibial para alinearse con el componente femoral y maximizar el área de contacto y disminuir las fuerzas de estrés. Esta disminución incrementa la longevidad del inserto. La mala rotación puede ocurrir durante la cirugía y se asocia con de laminación del inserto.

Una ventaja adicional es la auto alineación del sistema extensor, el cual se ve muy afectado por las malas rotaciones. El sistema móvil permite un centraje de la rótula con un mantenimiento del ángulo Q más fisiológico.

Guerrero, et al (2007). En sus estudios explican el proceso que se llevó a cabo para realizar un diseño de mecanismo de rodilla de tipo policéntrico para

prótesis modulares, capaz de realizar los movimientos de flexión y extensión de forma similar a una rodilla humana. Su objetivo principal fue lograr imitar el comportamiento y el funcionamiento de la rodilla, además de cubrir las necesidades básicas de las personas que tengan amputación por encima de la rodilla y que tengan la necesidad de usar una prótesis modular, con la opción de adaptarle nuestro mecanismo. El prototipo que se presentó es el único en el mercado que presenta una etapa de amortiguamiento para los impactos durante la marcha, siendo este mecanismo el punto de innovación de nuestra propuesta.

Empresa surgival s.a., Instituto de biomecánica de valencia (IBV) (2007) desarrollaron una nueva prótesis total de rodilla que incorpora como novedad la posibilidad de intercambio total entre el componente femoral y el tibial para cualquier talla. Esta característica permite al cirujano disponer de una mayor flexibilidad intra-operatoria e implantar la prótesis más adecuada para cada paciente en función de sus necesidades anatómicas por tanto se consigue una mayor personalización de la prótesis.

Álvarez, et al (2006) estudiaron una paciente de 39 años de edad, a la que hace 20 años se le realizó una Artroplastia total de la rodilla izquierda. Dicha artroplastia presentó una vida útil o supervivencia de 15 años, a pesar de que fue sometida a grandes demandas y solicitudes físicas. A partir del "fallo por sobreuso y desgaste", se le realizó una cirugía de revisión y recambio en un mismo tiempo, útil solamente por 2 años y 4 meses, tiempo en el que presentó nuevamente un fallo protésico y fue necesario realizar 2 revisiones más con un recambio tardío o diferido, en un segundo tiempo. Los resultados clínico-funcionales y radiográficos obtenidos tras haber aplicado el Knee Society Scoring KSS y el grado de satisfacción (salud auto percibida) expresada por la paciente en el cuestionario aplicado de Cincinnati Knee Rating System (CKRS), hace sentir satisfechos a los autores de la decisión y procedimientos realizados.

Sánchez, et al (1994) implantaron en 23 pacientes con una edad media de 69,5 años y un seguimiento medio de 32 meses. Para la evaluación de los resultados clínicos utilizaron el protocolo de la Academia Americana en el que se incluyen los parámetros de: dolor, capacidad para la marcha, facilidad para subir y bajar escaleras, necesidad o no de bastones y flexo extensión de la articulación tanto antes como después de la intervención. Asimismo realizaron un estudio radiológico de las prótesis en el que se ha valorado el centraje de los componentes protésicos en dos planos AP y L y las imágenes líticas peri-protésicas. Los resultados obtenidos fueron satisfactorios observando en la totalidad de los pacientes una disminución del dolor y un aumento de su capacidad funcional. En ningún caso se han observado infecciones profundas de la prótesis. Se ha comprobado un aumento en el arco de flexión en las prótesis en que la punta del vástago femoral estaba desviada .hacia la cortical anterior, sin que esto se acompañase de un déficit en la extensión.

2.2 LA RODILLA

La rodilla es uno de los elementos del cuerpo humano más complejo a nivel de cómo está montado debido al diseño de la misma, llena de ligamentos que la cruzan, cada uno de los cuales aportan algo diferente a esta estructura. Es una articulación intermedia del miembro inferior. Principalmente, es una articulación dotada de un solo sentido de libertad de movimiento- la flexión - extensión, que le permite acercar o alejar, más o menos, el extremo del miembro a su raíz o, lo que es lo mismo, regular la distancia que separa el cuerpo del suelo. La rodilla trabaja esencialmente, en compresión bajo la acción de la gravedad (Damián Noriega, 1999).

De manera accesoria, la articulación de la rodilla posee un segundo sentido de libertad: la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna, que solo aparece cuando la rodilla esta en flexión.

Desde el punto de vista mecánico, la articulación de la rodilla es un caso sorprendente, ya que debe conciliar dos imperativas contradictorias:

- Posee una gran estabilidad en extensión completa, posición en la que la rodilla soporta presiones importantes, debidas al peso del cuerpo y a la longitud de los brazos.
- Alcanza una gran movilidad a partir de cierto ángulo de flexión, movilidad necesaria en la carrera y para la orientación óptima del pie en relación con las irregularidades del terreno.

La rodilla resuelve estas contradicciones merced a dispositivos mecánicos ingeniosos en extremo; sin embargo, la debilidad del acoplamiento de las superficies, condición necesaria para una buena movilidad, expone esta articulación a los esguinces y a las luxaciones.

En flexión, posición de inestabilidad, la rodilla está expuesta al máximo a lesiones ligamentosas y meniscales.

En extensión es más vulnerable a las fracturas articulares y a las rupturas ligamentosas.

2.3 LOS EJES DE LA ARTICULACION DE LA RODILLA

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 $170-175^\circ$, esto es conocido también como valgus fisiológico de la rodilla (Damián Noriega, 1999).

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.

Por otra parte, el hecho de que las caderas estén más separadas entre sí que los tobillos hace que el eje mecánico del miembro inferior sea ligeramente oblicuo hacia abajo y adentro, formando un ángulo de 3° con la vertical este ángulo será más abierto cuanto más amplia sea la pelvis como es el caso de la mujer. 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 suple.

En la figura 2.1 se ha dibujado un eje ZZ' anteposterior 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 (Kapandji, 1998).

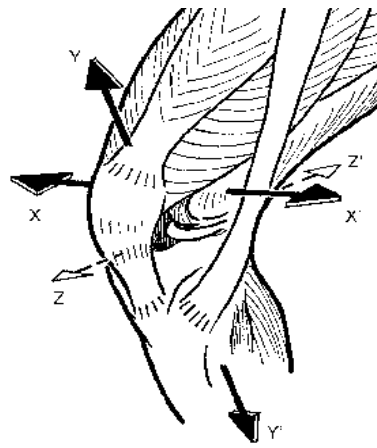


Figura 2.1 Ejes de articulación de la rodilla (vista interna) (Fuente : Kapandji, 1998).

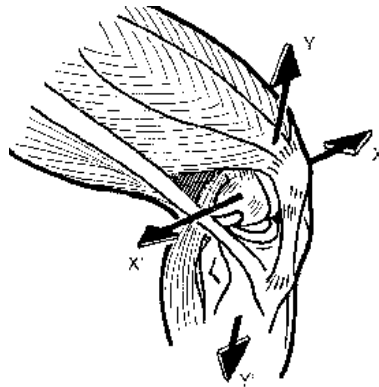


Figura 2.2 Ejes de articulación de la rodilla (vista externa rodilla semiflexionada) (Fuente: Kapandji, 1998).

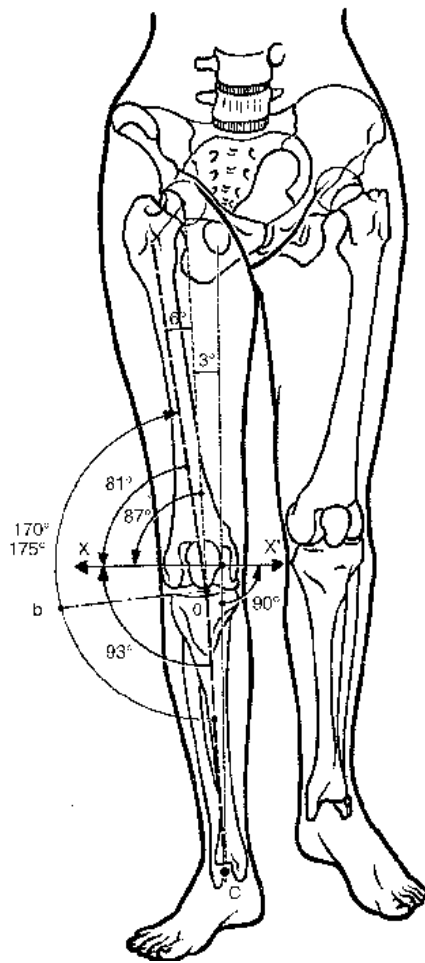


Figura 2.3 Ubicación del eje mecánico de la rodilla (Fuente: Kapandji, 1998).

2.4 LOS MOVIMIENTOS DE FLEXOEXTENSION

Flexo extensión es el principal movimiento de la rodilla su amplitud se mide a partir de la posición de referencia (eje de la pierna es prolongación del eje del muslo) extensión: movimiento que aleja la cara posterior de la pierna de la cara posterior del muslo (figura 2.4, pierna izquierda). De perfil, el eje del fémur continúa sin ninguna angulación, con el eje del esqueleto de la pierna, en la posición de referencia, el miembro inferior posee su máxima longitud.

2.4.1 Extensión

La extensión se define como el movimiento que aleja la cara posterior de la pierna de la cara posterior del muslo. No existe una extensión absoluta, puesto que en la posición de referencia el miembro inferior está ya en situación de alargamiento máximo. No obstante, es posible efectuar, sobre todo de forma pasiva, un movimiento de unos 5 a 10°, a partir de la posición de referencia (figura 2.5), lo que recibe el nombre, desde luego erróneo, de “hiperextensión”. En algunos individuos esta hiperextensión está acentuada por razones patológicas provocando entonces un genu recurvatum.

La extensión activa rara vez sobrepasa la posición de referencia (figura 2.4) y cuando lo hace, es en muy escasa medida; esta posibilidad depende casi exclusivamente de la posición de la cadera. En efecto, la eficacia del músculo recto anterior como extensor de la rodilla aumenta con la extensión de la cadera, es decir, la extensión previa de la cadera (figura 2.5, pierna derecha) prepara la extensión de la rodilla.

La extensión relativa es el movimiento que completa la extensión de la rodilla, a partir de cualquier posición de flexión (figura 2.6, pierna izquierda); es el movimiento normal que se efectúa durante la marcha, cuando el miembro que “oscila” se adelanta para tomar contacto con el suelo.

2.4.2 Flexión

Es el movimiento que acerca la cara posterior de la pierna a la cara posterior del muslo. Existen movimientos de flexión absoluta, a partir de la posición de referencia, y movimientos de flexión relativa, a partir de todas las posiciones en flexión.

La amplitud de flexión de la rodilla es distinta según sea la posición de la cadera y de acuerdo con las modalidades del movimiento mismo.

La flexión activa alcanza los 140° si la cadera está en flexión previa (figura 2.8) y tan sólo llega a 120° si la cadera se encuentra en extensión. Esta diferencia de amplitud se debe a la disminución de la eficacia de los músculos isquiotibiales cuando la cadera está en extensión.

La flexión pasiva de la rodilla alcanza una amplitud de 160° (figura 2.9) y permite que el talón entre en contacto con la nalga. En condiciones normales, la flexión sólo está limitada por el contacto elástico de las masas musculares de la pantorrilla y el muslo. En condiciones patológicas, la flexión pasiva de la rodilla queda limitada por la retracción del sistema extensor o por las retracciones capsulares. (Millares Marrero, 2005).



Figura 2.4 Flexoextensión (Fuente: Kapandji, 1997).

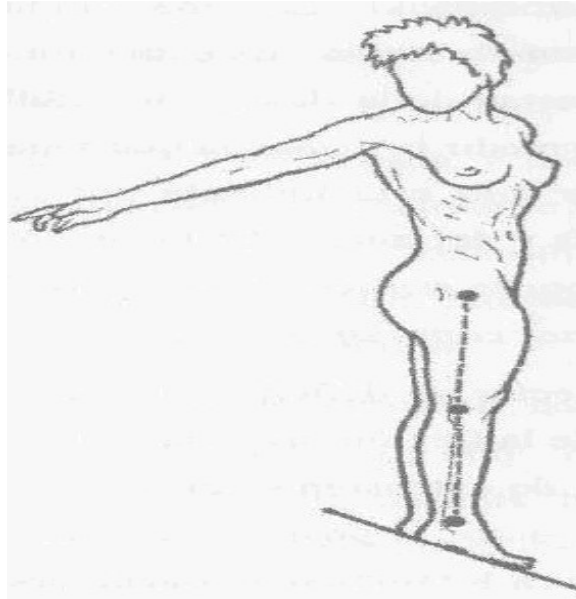


Figura 2.5 Extensión absoluta (Hiperextensión) (Fuente: Kapandji, 1998).



Figura 2.6 Extensión activa (pierna derecha), extensión relativa (pierna izquierda) (Fuente: Kapandji, 1998).

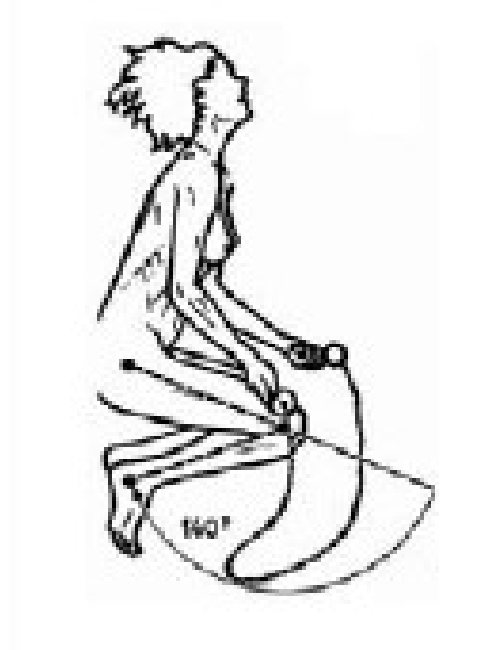


Figura 2.7 Flexión activa con la cadera flexionada (Fuente: Kapandji, 1998).



Figura 2.8 Flexión activa con la cadera en extensión (Fuente: Kapandji, 1998).



Figura 2.9 Flexión pasiva (Fuente: Kapandji, 1998).

2.5 LA ROTACIÓN AXIAL DE LA RODILLA

Rotación de la pierna alrededor de su eje longitudinal, este movimiento solo se realiza con la rodilla flexionada, mientras que con la rodilla extendida el bloqueo articular une la tibia al fémur.

2.5.1 Rotación axial activa

Para medir la rotación axial activa, la rodilla debe estar en flexión de 90° y el sujeto sentado en el borde de una mesa, con las piernas colgando. La flexión de la rodilla excluye la rotación de la cadera. En posición de referencia, la posición del pie se dirige algo hacia lateral.

La rotación interna (figura 2.11) conduce la punta del pie hacia dentro e interviene en gran parte en el movimiento de aducción del pie.

La rotación externa (figura 2.12) dirige la punta del pie hacia fuera, y asimismo tiene una intervención importante en el movimiento de abducción del pie. La amplitud de este último movimiento varía con el grado de flexión, ya que la rotación externa es de unos 30° cuando la rodilla está en flexión de 30°, y de 40° cuando la rodilla está en ángulo recto.

2.5.2 Rotación axial pasiva

Se mide con el sujeto tendido boca abajo, con las rodillas en flexión de 90°. Se toma el pie del sujeto con ambas manos y se hace girar de modo que la punta se dirija hacia afuera (figura 2.13) y hacia adentro (figura 2.14). Esta rotación es más amplia que la activa.

Por último, existe una rotación axial llamada “automática”, porque va unida a los movimientos de flexión-extensión de manera involuntaria e inevitable. Tiene lugar, en especial, al final de la extensión y al comienzo de la flexión. Así, cuando la rodilla se extiende, la pierna se mueve en rotación lateral, y viceversa, cuando se flexa la rodilla, la pierna gira en rotación medial (figura 2.15) y (figura 2.16).



Figura 2.10 Rotación axial activa de la rodilla. (Fuente: Kapandji, 1998).



Figura 2.11 Rotación interna de la rodilla. (Fuente: Kapandji, 1998).

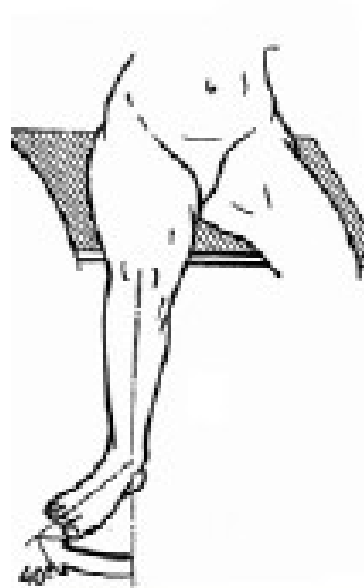


Figura 2.12 Rotación externa de la rodilla. (Fuente: Kapandji, 1998).



Figura 2.13 Rotación axial pasiva de la rodilla (1). (Fuente: Kapandji, 1998).



Figura 2.14 Rotación axial pasiva de la rodilla (2). (Fuente: Kapandji, 1998).



Figura 2.15 Rotación externa de la rodilla automática. (Fuente: Kapandji, 1998).

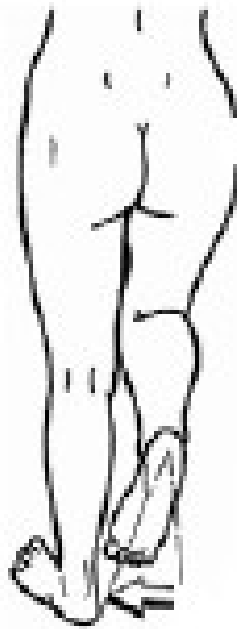


Figura 2.16 Rotación interna de la rodilla automática. (Fuente: Kapandji, 1998).

2.6 MARCHA NORMAL

Es necesario conocer la locomoción humana normal para el tratamiento sistemático y el manejo de la marcha patológica, especialmente cuando se emplean prótesis. La acción de caminar constituye el gesto natural del ser humano pues a través de ella se desplaza por sí mismo. Esta acción conocida también como marcha consiste en una sucesión de zancadas ejecutadas por los miembros inferiores. La zancada es el espacio recorrido por los dos miembros inferiores y posee un ciclo que comienza con el apoyo del talón de un pie en el suelo y termina cuando se vuelve a apoyar nuevamente el talón de ese mismo pie en el suelo. Durante la marcha el centro de gravedad se desplaza hacia arriba y hacia abajo.

Una zancada se compone de dos pasos, que son el espacio recorrido por cada una de las dos extremidades inferiores. El primer paso se extiende desde el apoyo del talón de un pie en el suelo hasta el apoyo del talón del pie contrario en el suelo y el segundo paso desde este momento hasta que se vuelve a apoyar nuevamente el talón del primer pie (figura 2.17).

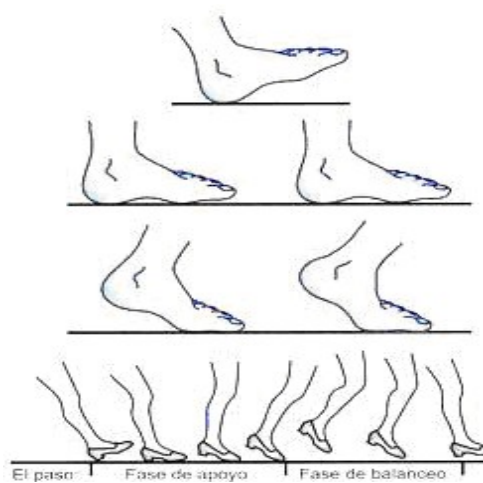


Figura 2.17 Momentos y fases de los movimientos del paso (Guillen, 2002).

En una zancada cada extremidad inferior pasa por dos fases alternativas para la propia extremidad y contrapuestas para las dos extremidades, es decir, cuando una extremidad está en una fase, la otra se encuentra en la fase opuesta y viceversa. Estas dos fases se denominan: fase de apoyo y fase de balanceo o vuelo.

La fase de apoyo corresponde al tiempo que el pie permanece apoyado en el suelo; en ella se distinguen tres momentos durante el ciclo de la zancada: en el primero (doble apoyo) los dos pies están en contacto con el suelo, ya que una extremidad comienza a apoyar su pie en el suelo (iniciando el ciclo de la zancada) cuando la extremidad contraria aún no ha despegado el suyo del suelo para pasar a la fase de balanceo; en un segundo momento (apoyo simple o único) la extremidad contraria pasa ya a la fase de balanceo interrumpiendo así el apoyo de su pie en el suelo y quedando apoyado únicamente el pie de la primera extremidad (la que ha hincado el ciclo de la zancada); y en un tercer momento (doble apoyo), cuando esta extremidad, (la que ha empezado el ciclo de la zancada) todavía no ha despegado su pie del suelo, la extremidad contraria acaba su fase de balanceo iniciando el apoyo de su pie y dando lugar así a otra fase de doble apoyo.

De éste modo, aunque las fases de apoyo y balanceo de las dos extremidades son contrapuestas, existen dos momentos en el ciclo de la zancada en los que las dos extremidades coinciden con sus pies apoyados en el suelo, que corresponden al inicio y final de la fase de balanceo de las dos extremidades.

La fase de apoyo ocupa alrededor del 60% del ciclo de la zancada. Durante el tiempo que el pie se mantiene apoyado en el suelo, se distinguen también tres momentos por los que pasa es apoyo: el primero está constituido por el inicio del apoyo del pie, que se produce en el momento en el que el talón toca el suelo (golpe de talón o apoyo del talón); el segundo momento

corresponde al apoyo pleno o apoyo completo del pie y, más que un momento, constituye un periodo más prolongado de tiempo en el que, después del golpe de talón, la planta va descendiendo para quedar apoyada en toda su longitud y, a continuación, comenzar a elevar el talón, después el retropié y luego el antepié, hasta que quedan únicamente apoyados los dedos en el suelo; y el tercer momento comienza entonces y dura hasta que los dedos dejan de estar en contacto con el suelo (despegue de los dedos).

La fase de balanceo ocupa el 40% restante del ciclo de la zancada y dura desde que se produce el despegue de los dedos del pie del suelo hasta el siguiente golpe de talón de ese mismo pie. Durante ese tiempo, la extremidad, que permanece retrasada respecto al tronco, se desplaza por el aire hacia adelante para quedar en una posición adelantada en relación con el tronco y finalizar con el golpe de talón.

La fase de balanceo se subdivide en:

- Posee una gran estabilidad en extensión completa, posición en la que la rodilla soporta presiones importantes, debidas al peso del cuerpo y a la longitud de los brazos.
- Oscilación inicial o aceleración: El MIF correspondiente tiende a continuar con la aceleración obtenida por el impulso
- Balanceo medio: Exige una retracción de toda la extremidad inferior para evitar que la pierna tropiece o roce contra el suelo
- Desaceleración: Antes del apoyo del talón. La pierna comienza a desacelerarse; el movimiento de la pierna hacia delante se frena para controlar la posición del pie antes de la fase de “aterrizaje”.

Así, durante el ciclo de la zancada una extremidad pasa por una fase de apoyo que empieza con el golpe de talón y que coincide con el primer momento de doble apoyo, le sigue el apoyo pleno o completo del pie, que coincide con un

segundo momento de apoyo sencillo o único, y acaba con el despegue de los dedos, que coincide con un tercer momento de doble apoyo y una fase de balanceo.

De esta forma cada extremidad pasa por doble apoyo, apoyo sencillo, doble apoyo y balanceo durante la marcha (Figura 2.18).

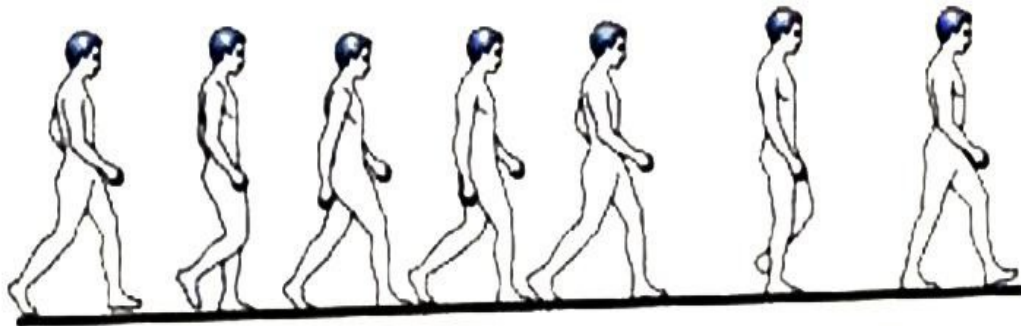


Figura 2.18 Ciclo de zancada (Guillén, 2002).

Cuando se camina cada vez más deprisa, la velocidad de la marcha aumenta porque la fase de apoyo va disminuyendo, es decir, el tiempo que el pie permanece apoyado en el suelo resulta cada vez menor, lo que hace que también se reduzca el tiempo que dura la zancada. Sin embargo, al considerar el ciclo disminuye el porcentaje que ocupa la fase de apoyo y, en correspondencia, se incrementa el que ocupa la fase de balanceo, que puede hacerse más deprisa que la fase de apoyo.

El ciclo de la zancada es igual para todas las personas, independientemente de su velocidad de marcha. Lo que diferencia a una persona que camina más deprisa que otra no es el porcentaje que ocupan las

dos fases dentro del ciclo, sino el tiempo que dura el ciclo de la zancada; una persona camina más deprisa que otra porque su ciclo de zancada dura menos tiempo.

2.7 MARCHA CON PROTESIS

A continuación se van a exponer las principales diferencias de este tipo de marcha y la marcha normal:

El apoyo del talón y el apoyo plantar del pie no está tan diferenciado como en la marcha normal, sino que el apoyo es mucho más plano. De la misma manera, el despegue se produce de una manera más simultánea, y los dedos no pueden dar el mismo impulso, lo cual disminuye la longitud del paso.

Estos dos factores anteriores están influidos sin duda por la escasa flexión de rodilla que realizan los pacientes, aun cuando no tengan ninguna limitación en los grados del recorrido de la rodilla necesarios para la marcha. Los pacientes tienden a tirar a nivel proximal del MIF para elevar la pierna y que ésta no tropiece con el suelo.

2.7.1 Amputación

Es la remoción o resección total o parcial de una extremidad seccionada a través de uno o más huesos, en forma perpendicular al eje longitudinal del miembro. En relación al mecanismo de producción puede ser de dos tipos:

- a) Amputación Primaria o Traumática. Es aquella producida por un agente traumático.
- b) Amputación Secundaria o Quirúrgica. Es aquella electiva o programada para ser realizada por medio de un acto quirúrgico.

2.7.2 Desarticulación

Es cuando el nivel de amputación pasa a través de una interlínea articular. La conservación de los cóndilos femorales y del codo, por el largo brazo de palanca del muñón, ofrecen dificultades para la correcta adaptación de un aparato protésico. Sin embargo, son de gran utilidad en los niños porque conservan la lámina de crecimiento.

2.7.3 Muñón o miembro residual

Es lo que queda de la extremidad después de la amputación, y para que sea funcional, es necesario que tenga un brazo de palanca suficiente para el manejo de una prótesis, que no sea doloroso y que sea capaz de soportar roces y presiones. Por lo tanto, hay que “fabricar” un muñón que sea capaz de recibir y adaptarse a una prótesis, y para que ello suceda, es necesario que el nivel sea el conveniente, que las articulaciones del muñón sean suficientemente móviles. Si el muñón tiene una musculatura potente, si no hay trastornos circulatorios y si la piel está bien endurecida, se puede considerar como un buen muñón.

2.7.4 Muñón patológico

Es aquél que no reúne los requisitos anteriores.

2.7.5 Reamputación

Es el acto quirúrgico realizado sobre un muñón, para la corrección de dificultades que no le permiten ser utilizado como tal.

2.7.6 Nivel de amputación

Se considera dividiendo en tercios los segmentos brazo, antebrazo, muslo, pierna o las articulaciones cercanas, como es el caso de la

interescápulo torácica, hombro, codo, muñeca, hemipel-viectomía, cadera, rodilla, tobillo, mediotarsiana y transmeta-tarsiana. Cuanto más elevado es el nivel de amputación, más articulaciones se pierden y hay menos potencia, debido a la pérdida muscular y al menor brazo de palanca para controlar una prótesis. Siempre es preferible una buena amputación a cualquier nivel, que una amputación de mala calidad a nivel más bajo. Por lo tanto, se debe preservar lo más posible de la extremidad comprometida, tomando en consideración no sólo su longitud, sino los niveles funcionales de la misma, es decir, las articulaciones.

Actualmente las prótesis pueden adaptarse a niveles no ortodoxos de amputación. Otros prefieren respetar los niveles tradicionales establecidos. Lo importante es que el nivel de amputación debe permitir el uso de una prótesis. Cualquier nivel puede ser usado para realizar una amputación, es decir, son infinitos desde la raíz del miembro hasta la porción más distal. Muchas veces el nivel lo determina la extensión de la lesión o enfermedad que compromete el miembro. Sin embargo, frente a ellos tenemos los que se ha dado en llamar “niveles ideales”. Se les denomina así, porque conservan buena movilidad, fuerza y buen brazo de palanca que les permiten la adaptación y manejo de la prótesis.

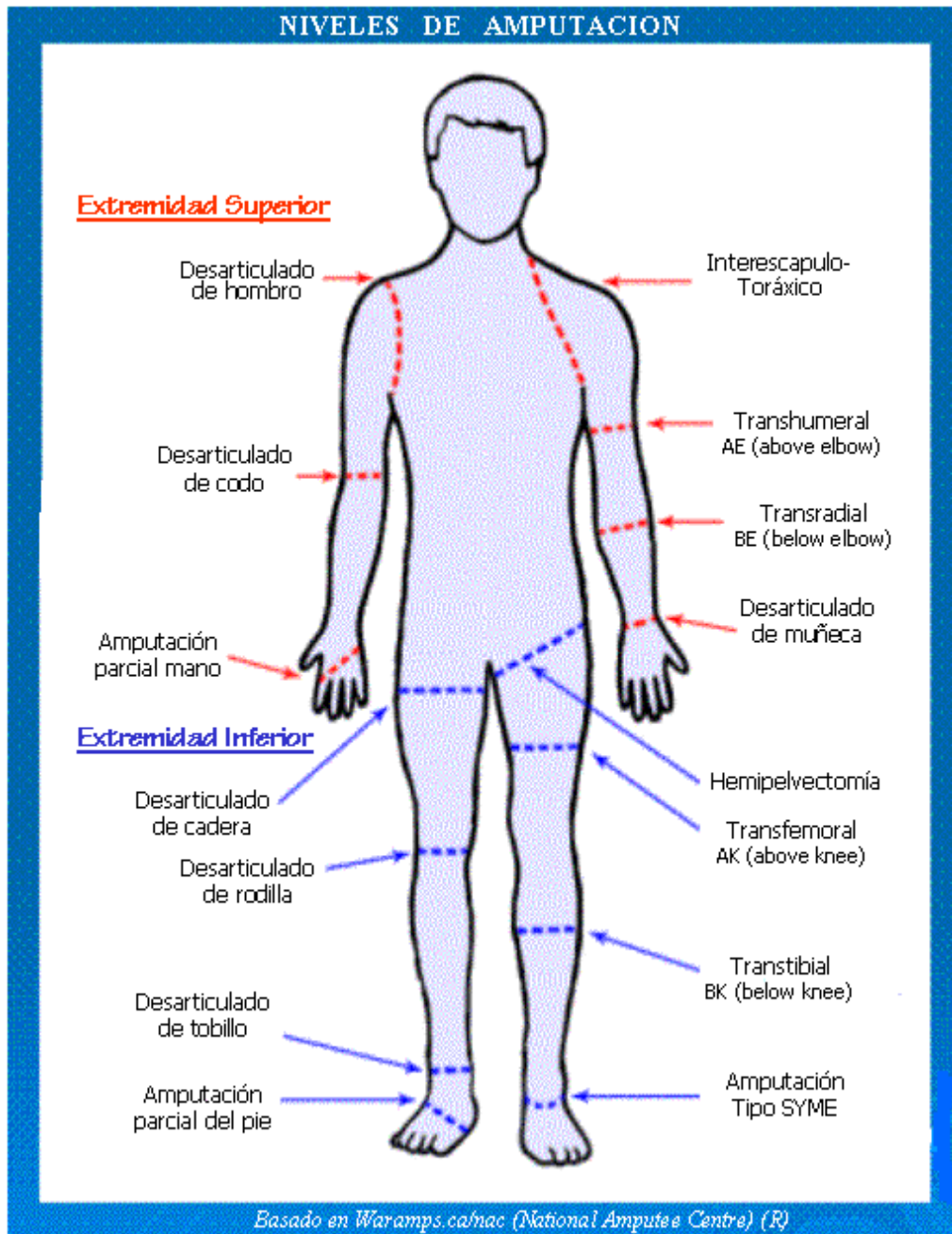


Figura 2.19 Niveles de amputacion.

2.8 PROTESIS

Se define prótesis como la sustitución de una parte del cuerpo por un objeto artificial o como instrumento diseñado y colocado con el fin de mejorar una función (Diccionario de medicina Mosby).

La prótesis (rodilla artificial) está compuesta por los tres elementos siguientes:

- Componentes tibial (para reemplazar reemplazar la parte superior de la tibia, o hueso de la espinilla).
- Componente femoral (para reemplazar los dos cóndilos femorales hueso del muslo y el surco de la paleta).
- Componente patelar (para reemplazar la superficie inferior de la rótula que roza con el hueso del muslo)

2.8.1 Diseño de prótesis

El diseño de una prótesis consiste en reemplazar un miembro faltante del cuerpo humano con un elemento apropiado tanto en forma como en tamaño. Además de ser cómoda, funcional y dentro de lo posible también cosmética. Algunos de los elementos que deben ser tomados en cuenta son la longitud y forma del muñón, estado de la piel del paciente, su peso, nivel de actividad entre otros.

La función que desempeña el muñón es servir de palanca para impulsar y controlar la prótesis. La terminal prostética debe soportar el peso del paciente, y sostener de manera confortable y firme el muñón durante la realización de las actividades del paciente. Así que la terminal debe ser apta para la piel del muñón, debe facilitar el control de la prótesis durante la fase de apoyo y balanceo, proveer suspensión durante la fase de balanceo y facilitar la alineación del miembro artificial o prótesis.

El diseño de la prótesis de miembro inferior varía dependiendo el nivel de amputación. Las más comunes son las transtibiales (debajo de la rodilla) (figura 2.19) y las transfemorales (arriba de la rodilla) (figura 2.20).



Figura 2.20 Nivel de amputación transtibial de miembro inferior (Myer, 2003).

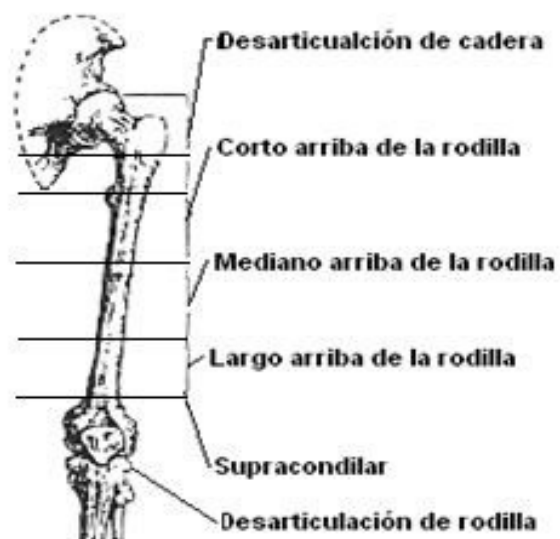


Figura 2.21 Nivel de amputación transfemoral de miembro inferior (Myer, 2003).

2.8.2 Prótesis transfemoral

En el caso de una amputación femoral también llamada transfemoral se cuenta con un brazo de palanca para la extensión de cadera y para flexión

Una prótesis transfemoral incluye un pie protético (figura 2.21), un elemento que suplirá a la parte de la tibia de la pierna (figura 2.22), una unidad de rodilla (figura 2.23) y una terminal, por lo tanto un elemento para fijar la prótesis (Campbell, 2002).

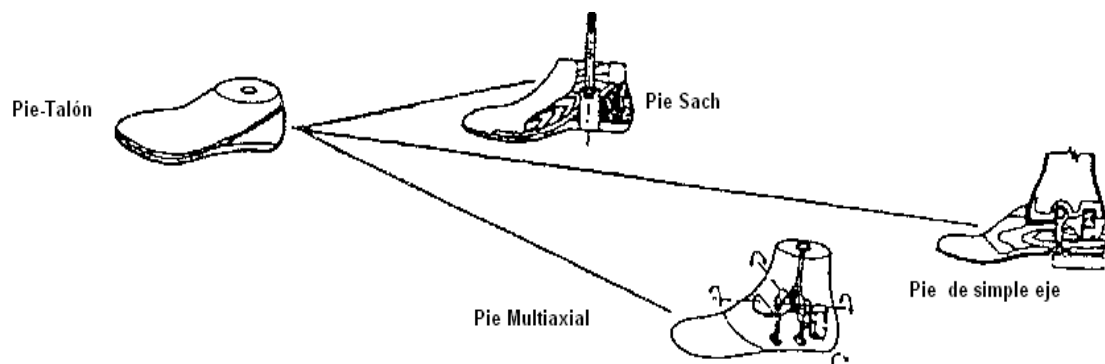


Figura 2.22 Pie protético para prótesis transfemoral (Campbell, 2002).

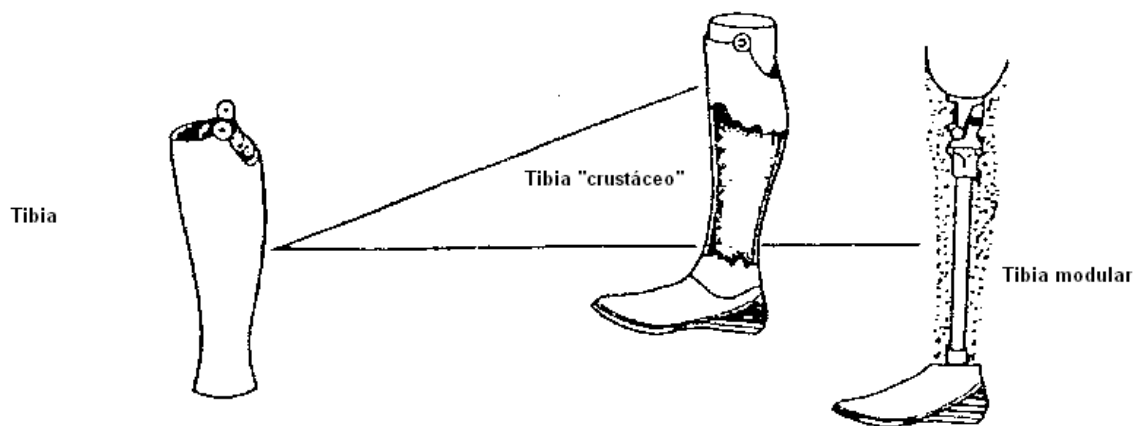


Figura 2.23 Tibia para prótesis transfemoral (Campbell, 2002).

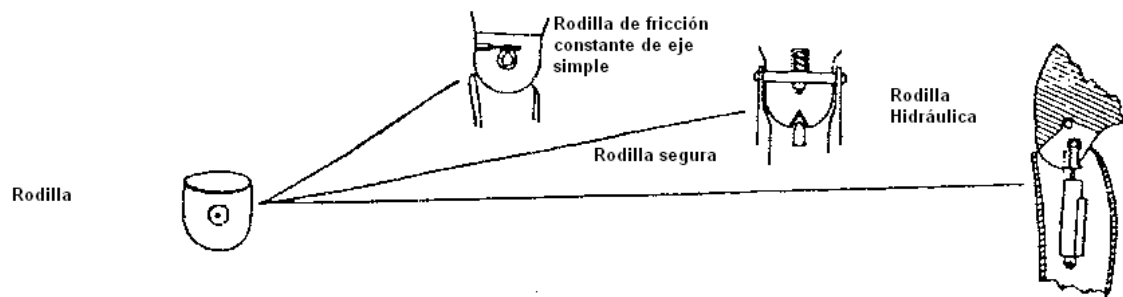


Figura 2.24 Unidad de rodilla para prótesis transfemoral (Campbell, 2002).

2.8.3 Rodilla protética.

Durante la marcha, la rodilla absorbe todos los choques de impacto y soporta la estructura del cuerpo, además de acortar la longitud del miembro inferior, es decir, de la pierna, durante la fase de balanceo. El propósito de la rodilla protética, es restaurar la función normal de la rodilla y la apariencia de la marcha con el mínimo gasto de energía. Los factores que determinan la prescripción de una prótesis incluyen el control voluntario del usuario sobre la rodilla durante el apoyo basado en la musculatura de la cadera, longitud del miembro residual (muñón) y de la estabilidad de la rodilla protética por sí misma. Las rodillas protéticas deben ser clasificadas en términos de su control, como rodilla de control no-mecánico (rodilla bloqueada), control solamente en la fase de apoyo, control solamente en la fase de balanceo y control tanto en la fase de apoyo como en la de balanceo.

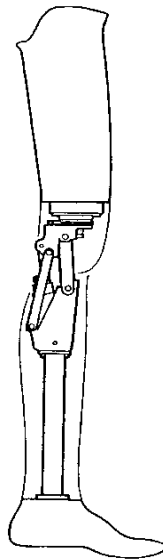


Figura 2.25 Rodilla policéntrica de cuatro barras para prótesis transfemoral (Myer, 2003).

Las rodillas de control en la fase de balanceo incluyen un mecanismo de bloqueo manual de la rodilla que previene el movimiento de la rodilla hasta que es manualmente desbloqueado, las unidades de rodilla que son de control alineado como en que el eje de la rodilla es posicionado en la parte posterior a la línea del peso desde el talón hasta la media distancia proveyendo de estabilidad a la rodilla en el momento de extensión. Otro tipo de rodillas con frenos de fricción bloquean la rodilla, además de las rodillas de mecanismos policéntricos y con dispositivos de fluidos resistivos.

Una rodilla que es inherentemente estable requiere pequeño control voluntario sobre la musculatura de la cadera para su funcionamiento. Las rodillas de bloqueo manual proveen mayor estabilidad, seguidas por otras rodillas policéntricas, las rodillas de fricción activadas mediante el peso, rodillas de fricción constante y por últimos las rodillas de bisagra externa o rótula. La rodilla de bloqueo manual, la cual puede ser desbloqueada para permitir sentarse, provee máxima estabilidad durante el apoyo, pero brinda un tipo de marcha innatural. Las rodillas policéntricas normalmente son de 4 barras, por

definición, tienen un centro de rotación móvil que resulta en una rodilla muy estable.

Los mecanismos de rodilla por resistencia pueden ser mecanismos que se deslizan por fricción y mecanismos con fluidos. En los mecanismos que se deslizan por fricción se genera una fricción por contacto, usualmente aplicada por una abrazadera alrededor del perno de la rodilla. Esto es relativamente sencillo y económico, pero desde que la fricción no varía con cadencia, una persona que utilice una prótesis con este tipo de rodilla solo podrá caminar con un tipo de cadencia para tener así facilidad de marcha y seguridad en ella. Los mecanismos de fluido consisten en un cilindro lleno de fluido unido a la rodilla mediante un pistón, normalmente localizado en la parte posterior al talón. La resistencia a la flexión de la rodilla durante el balanceo es producida cuando el pistón en el cilindro empuja ya sea aire o aceite.

2.9 MECANISMOS POLICÉNTRICOS

Estos diseños comprenden múltiples centros de rotación. Muchos tienen cuatro puntos pivote y son referenciados como un “mecanismo de cuatro barras”. Esencialmente esto consiste en pares articulados anterior y posterior, superior e inferior unidos entre sí. En términos mecánicos la suma del potencial de las rotaciones policéntricas determinará un centro instantáneo de rotación peculiar a cada mecanismo en cuestión. La estabilidad en mecanismos policéntricos es determinada por la distancia del centro instantáneo de rotación al eslabón fijo. Entre más grande la distancia, más grande será el grado de inestabilidad del mecanismo en este momento, sólo para el mecanismo arriba mencionado. La distancia que hay desde el centro instantáneo de rotación a la línea de conexión determina la cantidad de control que el paciente tiene sobre la prótesis a esto se le llama estabilidad (Cormack, 2005).

Muchas rodillas policéntricas tienen su centro instantáneo de rotación suficiente próximo y superior para mayor estabilidad, dicha estabilidad depende de el diseño y no del control que ésta debe de tener.

El centro instantáneo de rotación se mueve rápidamente hacia delante en la etapa de balanceo, de ésta forma desbloquea la articulación y facilita la flexión ofreciendo excelente estabilidad en este momento de dicha etapa. La rodilla policéntrica se corta durante la flexión de esta forma permite el despegue del pie en la etapa de medio balanceo.

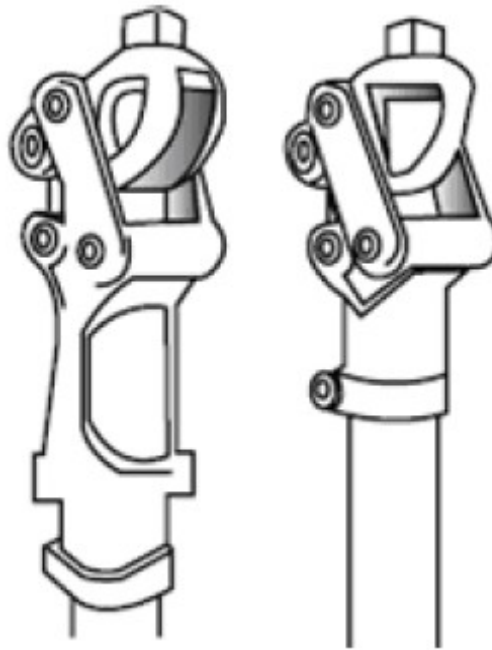


Figura 2.26 Mecanismo policéntrica (Dupes, 2005).

Mecánicamente, la suma de las rotaciones policéntricas potenciales, determina un centro instantáneo de rotación que corresponde a una articulación. La estabilidad en el mecanismo policéntricos esta determinada por la distancia entre sus centros instantáneos. Cuando mayor es la distancia,

mayor es la estabilidad inherente del dispositivo durante la fase de la postura de rotación (Cormack, 2005).

Con el diagrama de posiciones sucesivas se logra obtener la trayectoria funcional del centro instantáneo de rotación del acoplamiento del ciclo de la marcha en la (figura 2.26) se muestra la trayectoria así como los puntos mas críticos o relevantes de la misma. Los mecanismos policéntricos de 4 barras deben cumplir con esta trayectoria para así realizar la marcha de la forma mas natural posible (Radcliffe, 1977).

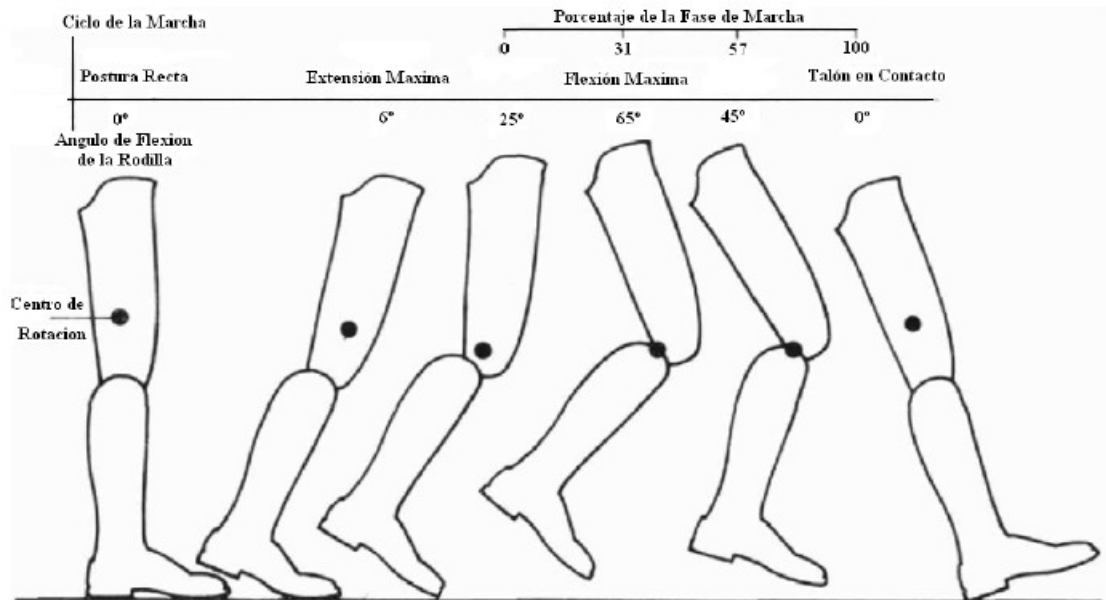


Figura 2.27 Diagrama del centro relativo del muñón (Radcliffe, 1977).

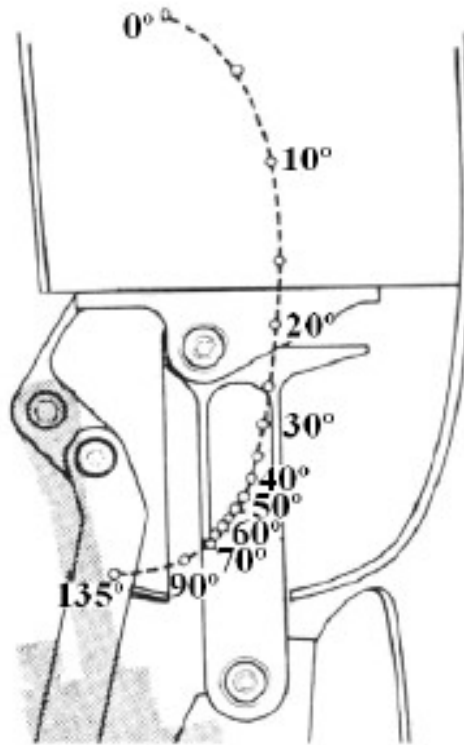


Figura 2.28 Trayectoria del centro instantáneo de rotación del mecanismo policéntrico (Radcliffe, 1977).

CAPÍTULO 3

Método de los Elementos Finitos

El Método de los Elementos Finitos (MEF) ha adquirido una gran importancia en la solución de problemas ingenieriles, físicos, etc., ya que permite resolver casos que hasta hace poco tiempo eran prácticamente imposibles de resolver por métodos matemáticos tradicionales. Ya que permite realizar un modelo matemático de cálculo del sistema real, más fácil y económico de modificar que un prototipo. Sin embargo no deja de ser un método aproximado de cálculo debido a las hipótesis básicas del método. Los prototipos, por lo tanto, siguen siendo necesarios, pero en menor número, ya que el método puede acercarse bastante más al diseño óptimo.

3.1 EL MÉTODO GENERAL

El método de los elementos finitos es un método de aproximación de problemas continuos, de tal forma que:

- El continuo se divide en número finito de partes, “**elementos**”, cuyo comportamiento se especifica mediante un número finito de parámetros asociados a ciertos puntos característicos denominados “**nodos**”. Estos nodos son los puntos de unión de cada elemento con sus adyacentes.
- La solución del sistema completo sigue las reglas de los problemas discretos. El sistema completo se forma por el ensamble de los elementos.

- Las incógnitas del problema dejan de ser funciones matemáticas y pasan a ser el valor de estas funciones en los nodos.
- El comportamiento en el interior de cada elemento queda definido a partir del comportamiento de los nodos mediante las adecuadas **funciones de interpolación ó funciones de forma**.

El MEF, por tanto, se basa en transformar un cuerpo de naturaleza continua en un modelo discreto aproximado, esta transformación se denomina discretización del modelo. El conocimiento de lo que sucede en el interior de este modelo del cuerpo aproximado, se obtiene mediante la interpolación de los valores conocidos en los nodos. Es por tanto una aproximación de los valores de una función a partir del conocimiento de un número determinado y finito de puntos.

3.2. APLICACIÓN DEL MÉTODO

La forma más intuitiva de comprender el método, al tiempo que la más extendida, es a partir de la aplicación a una placa sometida a tensión plana. El MEF se puede entender, desde un punto de vista estructural, como una generalización del cálculo matricial de estructuras al análisis de sistemas continuos. De hecho el método nació por evolución de aplicaciones a sistemas estructurales.

Un elemento finito viene definido por sus nodos (i, j, m), como se observa en la (figura 3.1) y por su contorno formado por líneas que los unen. Los desplazamientos u de cualquier punto del elemento se aproximan por un vector columna (Zienkiewicz y Taylor, 1994).

$$\vec{u} = \sum N_t a_t^e = [N_i \ N_j \ \dots] \begin{pmatrix} \vec{a}_i \\ \vec{a}_j \\ \dots \end{pmatrix}^e = N_a^e \quad (3.1)$$

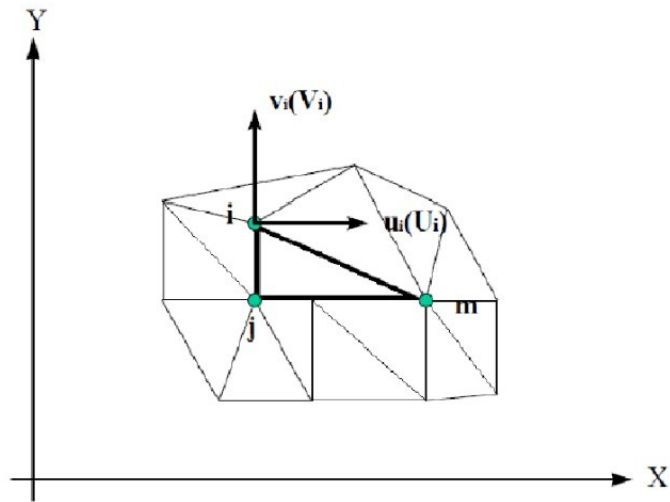


Figura 3.1 Coordenadas nodales (i, j, k) y desplazamientos de los nodos (Valero, 2004)

Donde N son funciones de funciones de forma y a^e es un vector formado por los desplazamientos nodales de los elementos considerados. Para el caso de esfuerzo plano se tiene que:

$$u = \begin{Bmatrix} u(x, y) \\ v(x, y) \end{Bmatrix}, \quad a_i = \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \end{Bmatrix}$$

En el cual u son los movimientos horizontal y vertical en un punto cualquiera del elemento y a_i son los desplazamientos del nodo i . Las funciones N_i, N_j, N_m han de escogerse de tal forma que al sustituir en la ecuación 3.1 las coordenadas de los nodos, se obtengan los desplazamientos de los mismos. Conocidos los desplazamientos de todos los puntos del elemento, se pueden determinar las deformaciones (ϵ) en cualquier punto, que vienen dadas por una relación del tipo de la ecuación 3.2. Siendo S un operador lineal adecuado:

$$\epsilon = S_u \tag{3.2}$$

Sustituyendo, la expresión (3.1) en (3.2) se obtiene las expresiones siguientes:

$$\varepsilon = Ba \quad (3.3)$$

$$B = SN \quad (3.4)$$

Suponiendo que el cuerpo está sometido a unas deformaciones iniciales debidas a cambios térmicos, cristalizaciones, etc. y que tiene tensiones internas residuales la relación entre esfuerzos y deformaciones en el cuerpo viene dada por la expresión (3.5).

$$\sigma = D(\varepsilon - \varepsilon_0) + \sigma_0 \quad (3.5)$$

Siendo D una matriz de elasticidad que contiene las propiedades del material o materiales. Se define:

$$q^e = \begin{Bmatrix} q_i^e \\ q_j^e \\ \dots \end{Bmatrix}$$

Como las fuerzas que actúan sobre los nodos, que son estáticamente equivalentes a los esfuerzos en el contorno y a las fuerzas distribuidas que actúan sobre el elemento. Cada fuerza debe tener el mismo número de componentes que el desplazamiento nodal correspondiente y debe ordenarse en las direcciones adecuadas (Zienkiewicz y Taylor, 1994). En el caso particular de esfuerzo plano, las fuerzas nodales son:

$$q_i^e = \begin{Bmatrix} U_i \\ V_i \end{Bmatrix}$$

Las fuerzas distribuidas (b) son las que actúan por unidad de volumen en direcciones correspondientes a los desplazamientos u en ese punto. La relación

entre las fuerzas nodales y esfuerzos en el contorno y fuerzas distribuidas se determina por medio del método de los trabajos virtuales (Zienkiewicz y Taylor, 1994). El resultado es el siguiente (es el volumen del elemento e):

$$q^e = \int_{V^e} B^t \sigma \cdot dV - \int_{V^e} N^t b \cdot dV \quad (3.6)$$

Esta expresión es válida con carácter general cualesquiera que sean las relaciones entre tensiones y deformaciones. Si los esfuerzos siguen una ley lineal como la expresión (3.5), se puede describir la ecuación en la forma siguiente:

$$q^e = K^e a^e + f^e \quad (3.7)$$

$$K^e = \int_{V^e} B^t D B \cdot dV \quad (3.8)$$

$$f^e = \int_{V^e} B^t \sigma \cdot dV - \int_{V^e} N^t b \cdot dV - \int_{V^e} B^t D \varepsilon_0 \cdot dV \quad (3.9)$$

En la expresión de f aparecen, por este orden, las fuerzas debidas a las fuerzas distribuidas, las deformaciones iniciales y las tensiones iniciales, K es la matriz de rigidez.

Una vez obtenidos los desplazamientos nodales por resolución de las ecuaciones, se puede calcular los esfuerzos en cualquier punto del elemento, como:

$$\sigma = D B a^e - D \varepsilon_0 + \sigma_0 \quad (3.10)$$

3.3 FUNCIONES DE FORMA

A través de las funciones de forma, o interpolación, se consigue reducir el problema a la determinación de los corrimientos de unos nodos.

El primer problema para definir las funciones de forma, $N \equiv (N_j)$, de un elemento es que, en principio, dichas funciones dependen de su geometría (conviene recordar que se exige a las funciones de forma que tomen valor unidad en un nodo del elemento y se anulen en el resto). Sin embargo, este problema se evita de manera sencilla mediante una transformación de coordenadas. Por ejemplo, un elemento cuadrilátero de forma arbitraria se transforma en un cuadrado regular como se muestra en la (figura 3.2), para ello basta con utilizar unas funciones de transformación $\psi_j(\xi)$ (Valero, 2004), de forma que:

$$x = \varphi(\xi) = \sum_{i=1}^{n_{nod}^e} x_j \varphi_j(\xi) \quad (3.12)$$

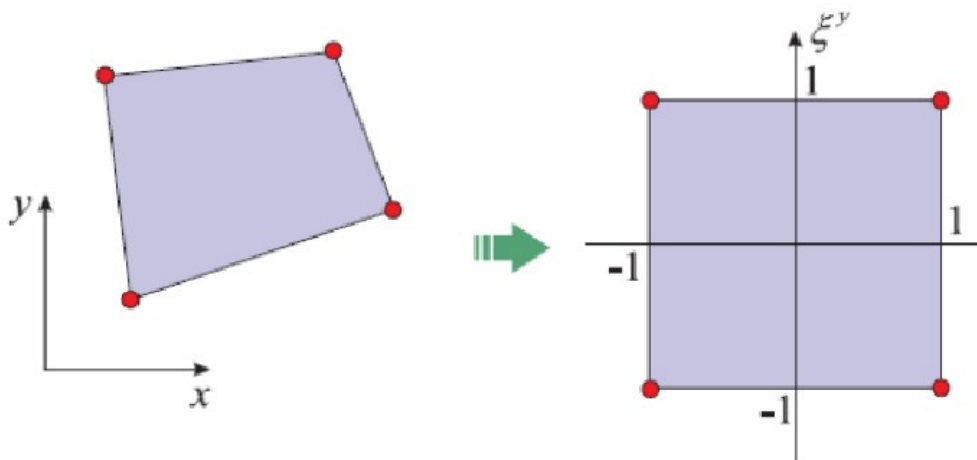


Figura 3.2 Ejemplo de transformación paramétrica de coordenadas en un elemento cuadrilátero de 4 nodos (Valero, 2004)

Donde x y ξ son, respectivamente, las coordenadas de un punto cualquiera del elemento en el espacio real y en el paramétrico, y donde x, j son las coordenadas de los nodos en el espacio real. Las funciones de forma se definen en el espacio paramétrico (ξ, η) , donde todos los elementos tienen la misma geometría. Por ello, las funciones de forma son las mismas para todos los elementos, siempre que no se modifique el tipo de elemento.

Evidentemente, una vez terminados los cálculos numéricos en el espacio paramétrico, evaluadas las integrales es necesario deshacer el cambio de coordenadas para obtener los resultados en el espacio real (Valero, 2004).

Como conclusión cabe decir que las funciones de forma tienen tres cometidos principales dentro del MEF:

- Obtener resultados en cualquier punto del elemento por interpolación de los valores nodales.
- Permitir transformaciones geométricas que permiten adaptar el mallado a la forma del cuerpo analizado de una manera más exacta.
- Realizar la integración de las ecuaciones mediante la sustitución de las funciones elementales por polinomios de Legendre (Valero, 2004).

3.4 RESULTADOS DEL MÉTODO

El análisis de elementos finitos permite una detallada visualización de en donde las estructuras se doblan o tuercen, e indica la distribución del esfuerzo y los desplazamientos. Los programas computacionales de análisis de elementos finitos proveen un amplio rango de opciones de simulación para controlar la complejidad de ambos, el modelado y el análisis de un sistema. En resumen, los beneficios del análisis de elementos finitos son: una alta precisión, diseño

mejorado, y una mejor percepción de los parámetros críticos de diseño, prototipos virtuales, menos prototipos de hardware, y ciclo de diseño más rápido y económico, alza en la productividad y en las ganancias (Lledó, 2008).

CAPÍTULO 4

Marco Metodológico

En el siguiente capítulo se establece de manera detallada la metodología necesaria para cumplir de forma secuencial con cada uno de los objetivos planteados previamente al inicio de la investigación, partiendo desde una revisión bibliográfica hasta llegar a analizar los resultados obtenidos y concluir la factibilidad del diseño.

4.1 METODOLOGÍA PROPUESTA

4.1.1 Revisión bibliográfica

El desarrollo de investigación comienza con una revisión bibliográfica, basada en publicaciones, trabajos especiales de grado, investigaciones, relacionadas con el diseño de prótesis de rodilla y así comprender su funcionamiento.

Además se recopilara información anatómica de la rodilla como sus movimientos, caracterización de la marcha humana, rangos de movimientos, condiciones a las cual esta sometida y los tipos de esfuerzos a los que la prótesis debe emular al sustituir un miembro.

4.1.2 Selección del tipo de persona para el cual se va a diseñar prótesis

La selección de la persona es punto fundamental, debido a que el mismo será elaborado con la finalidad de brindar ayuda a un individuo que posea una discapacidad. Por lo que el diseño se adaptará a la persona seleccionada de acuerdo a su condición física.

La persona debe poseer la amputación por encima de la rodilla (transfemoral), ya que el trabajo está enfocado principalmente en elaborar una articulación de rodilla para prótesis externa.

4.1.3 Generar la solución

Finalizado el proceso de revisión bibliográfica, se propone el diseño que está fundamentado en la información consultada.

De la solución seleccionada se realiza un modelo en 3D usando un programa de diseño el cual servirá para llevar a cabo la evaluación del modelo.

4.1.4 Seleccionar el material

Los materiales para la fabricación de la articulación de rodilla serán de comercialización nacional, se eligen de acuerdo al nivel de cargas y esfuerzos que estas puedan presentar, además este material debe ser lo más ligero posible con la finalidad de disminuir la carga en el músculo del paciente y así asegurar su comodidad al momento de usar la prótesis.

4.1.5 Realizar un análisis de esfuerzo y desplazamiento del modelo mediante el MEF

Con el diseño del prototipo de la articulación elaborado bajo cualquier programa de diseño de lenguaje (CAD), se procede a elaborar el estudio del comportamiento del prototipo, cuando se le aplican las cargas de diseño

predeterminadas a la característica del individuo. Este estudio se realiza con el análisis de esfuerzos y deformaciones a través de todo el conjunto, todo esto mediante la ayuda de un Programa especializado en elementos finitos ABAQUS; debido a que se cuenta con la licencia y es compatible con cualquier programa de diseño (CAD), empleando tres módulos de trabajos:

Pre-procesador: Donde se prepara el modelo para el cálculo en el que se realizarán las operaciones de:

- Dibujo del modelo con las dimensiones especificadas, o importación si se ha elaborado por medio de un programa CAD que genere archivos en formatos compatibles en dicho caso archivos SAT.
- Selección de los elementos a emplear. En función del tipo de cálculos a realizar el programa, debido a que este dispone de diferentes tipos de elementos que son específicos para cada tipo de aplicación. Por ejemplo, elementos especiales para el cálculo de los esfuerzos en 2D, esfuerzos en 3D, entres otras.
- Selección de los materiales a emplear en la simulación, que puedan obtenerse mediante la librería, o bien sean definidos por el usuario.
- Asignación de los elementos y propiedades de los materiales a los diferentes componentes del prototipo.
- Mallado de los componentes del prototipo.
- Aplicación de las cargas exteriores bien sea puntuales, lineales o superficiales.
- Aplicación de las condiciones de contorno del prototipo.

Calculador: El programa ejecuta todo el cálculo del MEF y genera las soluciones. Los pasos que realiza son los siguientes:

- Selección del tipo de cálculo a realizar, por ejemplo si es un cálculo estático, transitorio o en régimen armónico, etc.
- Configuración de los parámetros de cálculos. Selección de los intervalos de tiempo, números de iteraciones, norma del error, etc.
- Inicio del cálculo, mediante el cual el programa empieza a transferir las cargas al diseño, genera las matrices de rigidez, elabora la triangulación de la matriz, resuelve el sistema de ecuaciones y por último genera la solución.

Post-procesador: mediante esta herramienta se obtendrá la representación gráfica de los resultados, así como los resultados de forma indirecta que puedan obtenerse operando las soluciones del diseño.

4.1.6 Selección de partes con los que se acopla la prótesis

Entre ellos está la selección de la cuenca, acople entre el prototipo y la cuenca, tubo que desempeña el papel de la tipia, pie protético, además de la selección del cilindro hidráulico que actúa como amortiguador y regulador de la marcha. Estos deben cumplir con las características del individuo y ser capaces de soportar el estado de esfuerzo a los cuales va a ser sometido la prótesis.

4.1.7 Estudiar la factibilidad económica

Finalmente obtenido el prototipo se presenta un estudio de los costos de la fabricación del mismo y con esto avalar la factibilidad de construir el dispositivo con los recursos tecnológicos en el país.

CAPÍTULO 5

Resultados y Análisis

A continuación se presentan el modelo propuesto de prótesis de rodilla, que de acuerdo a los criterios de selección establecidos fue seleccionado como solución final. Al modelo seleccionado, se le realiza un análisis de esfuerzos y desplazamiento para diferentes estados de carga, con el uso de las herramientas computacional Abaqus/CAE.

5.1 ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA A DISEÑAR

Los sistemas de prótesis de rodilla son usados para sustituir la rodilla sana que falta. Así, que su diseño debe cumplir unos con unos parámetros indispensables para poder posibilitar al amputado el vivir de nuevo su vida despreocupadamente.

Para poder determinar que rodilla debe ser usada para cada paciente es necesario estudiar los siguientes principios:

- Tipo de rodilla.
- Nivel de actividad deseado.
- Para que tipo de amputación será útil.

- Grados de flexión y extensión.
- Tamaño de la prótesis.

Cuando se habla del tipo de rodilla, se refiere a las diferentes tipos de rodillas protésicas existentes. Es necesario decidir si la prótesis de rodilla va a ser policéntrica o monocéntrica; en este trabajo se optó por una rodilla policéntrica ya que esta realiza un movimiento más natural al caminar.

El nivel de actividad de una prótesis, como su nombre lo dice, es el nivel o grado de actividad de una persona en la vida cotidiana, algunas personas caminan más que otras, trabajan e incluso practican actividades deportivas. Los niveles de actividad han sido definidos en base a su funcionalidad y se determinan por la letra K, estos niveles van desde el K0, en donde no se realiza ninguna actividad de trabajo con el miembro inferior, hasta el K4 en donde la actividad es sumamente alta y exigente para el componente protésico, generalmente son los atletas paralímpicos, por citar un ejemplo, los que presentan este nivel.

Gracias a la biomecánica de la rodilla, se sabe que es capaz de presentar una flexión de hasta unos 160° , esta flexión solo se alcanza cuando ejercemos una fuerza externa sobre la pierna, ya sea hincándose sobre ella, o jalándola con la mano hasta tocar el glúteo. Sin embargo para que una persona pueda caminar sin dificultades con una apariencia normal, no se necesitan más de 60° de flexión, ahora cuando la persona requiere sentarse con 90° de flexión es suficiente. Se pretende para esta prótesis que la persona pueda caminar, subir escaleras y sentarse básicamente, con lo que 90° de flexión son suficientes, sin embargo es importante tener en cuenta que muchas personas necesitan, por la razón que sea, hincarse. Para alcanzar o permitir que una persona se hinque serán suficiente 100° de flexión. Estos grados de flexión parten de que la pierna en completa extensión se encuentra en 0° .

El tamaño de la prótesis es sumamente importante, ya que de este dependerá el peso de la misma así como la capacidad de ciertas personas a utilizarla; por ejemplo si la rodilla protésica es muy larga no podrán usarlas personas de baja estatura. Como determinantes en el tamaño tenemos que debe ser una persona adulta de estatura promedio, entre 1.60 y 1.70 metros. El ancho de la rodilla quedara determinado con un máximo de 80mm y para el largo un máximo de 300mm.

A continuación se presenta en la tabla un resumen de las características principales de la prótesis:

Tabla 5.1 Características de la prótesis.

Tipo de rodilla	Policéntrica
Nivel de actividad	K2 Y K3
Útil para amputación	Transfemoral
Flexión y extensión	100° de flexión tomando en cuenta 0° extensión
Tamaño	Ancho máximo 80mm y largo máximo 300mm
Peso de la prótesis	Peso máximo 1,6 kg
Peso que soporta	100 kg
Materiales	Acero inoxidable 304 y Aluminio 6061

5.2 SISTEMA DISENADO

A partir de la situación problemática, objeto de la investigación y especificaciones que requiere el diseño se propone un mecanismo policéntrico de 4 barras articuladas unidas mediante pasadores y cuenta con sistema de frenado mediante fricción.

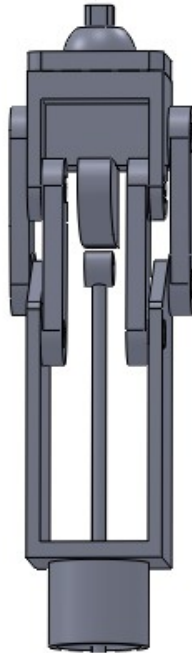


Figura 5.1 Rodilla policéntrica de 4 barras.

5.3 DESCRIPCIÓN GENERAL DEL SISTEMA DISEÑADO

La prótesis para miembro inferior se caracteriza por simular una actividad cíclica y repetitiva representada por la ambulación. Este dispositivo reemplaza la parte del cuerpo faltante así como su función en la vida de la persona amputada. Para este fin se diseña uno de los componente fundamentales basado en la rodilla, el resto de los componentes fue seleccionado. Se diseña la rodilla con principio policéntrico debido a su relativa sencillez en cuanto a funcionamiento la convierte en la opción mas económica. Los componentes tales como cuenca, acoples, uniones, tubos, etc. fueron seleccionados del catalogo de la OTTO BOCK la cual es una de las empresas líder en el área.

5.4 FUNCIONAMIENTO DE LA PRÓTESIS

La prótesis de rodilla para miembro inferior consta de varios componentes tales como cuenca, acoples, tubos así como rodilla y pie-tobillo. La cuenca es un encaje cónico en su extremo proximal de contorno irregular, esta soporta la carga y permite a los músculos del miembro amputado ejercer el control de la prótesis tanto en el eje de gravedad (eje de carga) como en el eje de la marcha (eje de desplazamiento) evitando la pérdida de suspensión de la misma. Con este tipo de encaje el apoyo se realiza en el extremo distal del muñón y en el isquion donde se transmite el peso corporal (Grupo Redactor, 2003.)

La prótesis de rodilla es unida a la cuenca mediante acoples estandarizados. Es un mecanismo policéntrico específico de cuatro barras que trata de conseguir un centro instantáneo de rotación similar al de la rodilla fisiológica. Este mecanismo funciona cuando se desalinean el eje de carga con el eje de desplazamiento. El eje de marcha o desplazamiento (tibia) queda anclado en el piso, y el eje de gravedad o carga (fémur) es movido con el desplazamiento del cuerpo y muñón causando un momento en el mecanismo de la rodilla que hace que rote.

Posteriormente a esta fase de apoyo al caminar, prosigue la fase de equilibrio u oscilación la cual busca que el eje de carga y el eje de desplazamiento se vuelvan a alinear.

5.5 SISTEMA DE FRENO INCORPORADO

Para obtener un control de la rodilla se optó por un freno mediante la fricción mecánica, que está provisto de superficies de frenado adaptadas entre sí, que en caso de carga debido a la movilidad de la rodilla son presionadas una contra la otra.

En caso de carga de la articulación de rodilla, por ejemplo al momento de agacharse, las superficies de frenado se aprietan fuertemente una contra la otra y frenan el movimiento de la rodilla debido a la fuerza de rozamiento existente entre ellas. En caso de una carga total en estado de extensión de la rodilla las

superficies de frenado se ocupan casi de un bloqueo que vuelve a soltarse mediante la descarga de la articulación.

El diseño trata por tanto resolver el problema de crear una articulación de freno de rodilla con el principio de que pueda evitar con seguridad una finalización brusca del movimiento de flexión.

Las superficies de frenado que entran en contacto son una leva que se obtiene mediante el estudio del movimiento de la rodilla para diferentes ángulos de flexión y el seguidor que realiza la presión sobre la leva generando la fricción para lograr reducir la velocidad del movimiento (figura 5.2y 5.3.

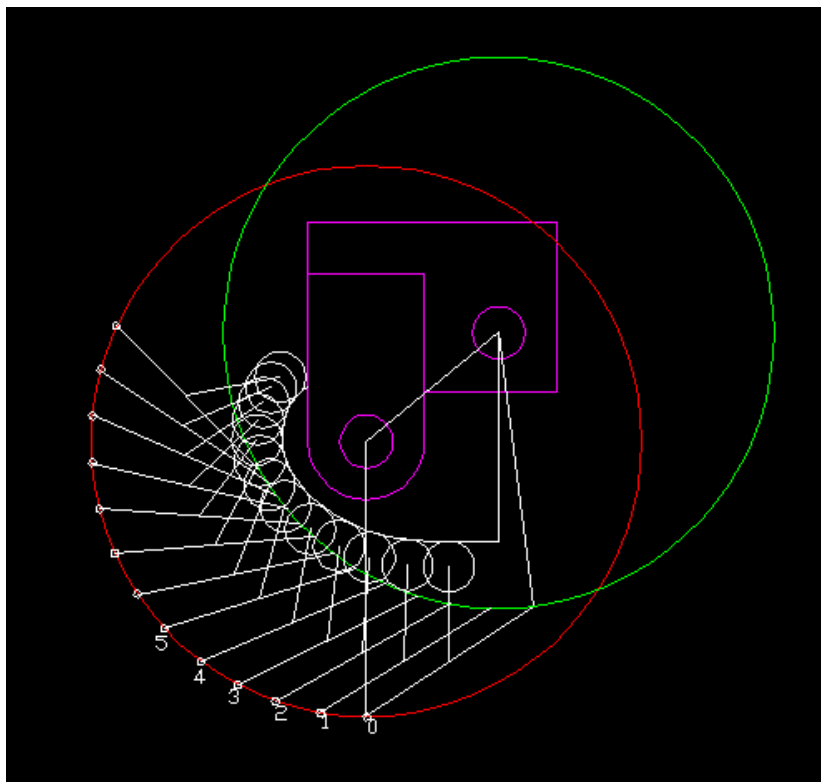


Figura 5.2 Perfil de leva para diferentes ángulos del movimiento.

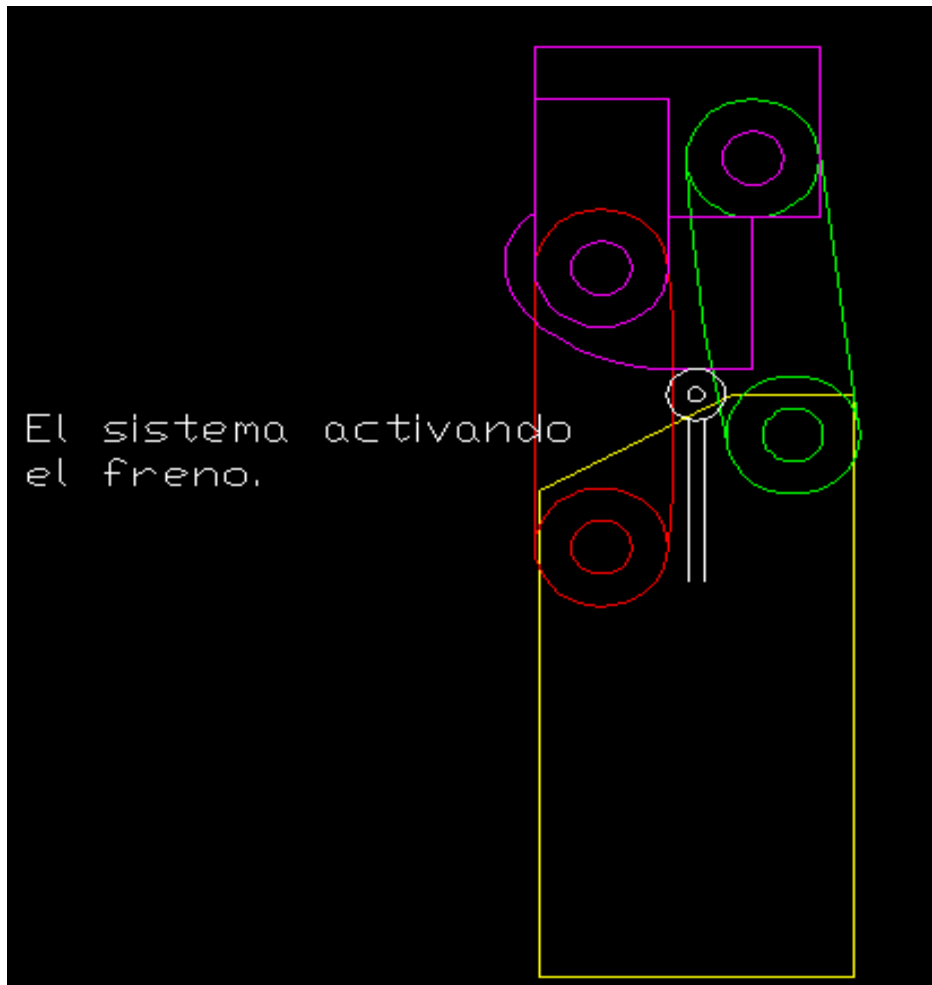


Figura 5.3Leva y seguidor en contacto.

El mecanismo de frenado es accionado mediante un botón que se encuentra en el pie protésico, el cual funciona mediante un resorte a compresión cuando el talón es colocado de forma recta se comprime mediante la fuerza ejercida por el peso de la persona haciendo que el botón avance hacia adentro y el seguidor de la leva se desplace entrando en contacto la leva con el seguidor cumpliendo a si la función del freno mediante fricción (figura 5.4).

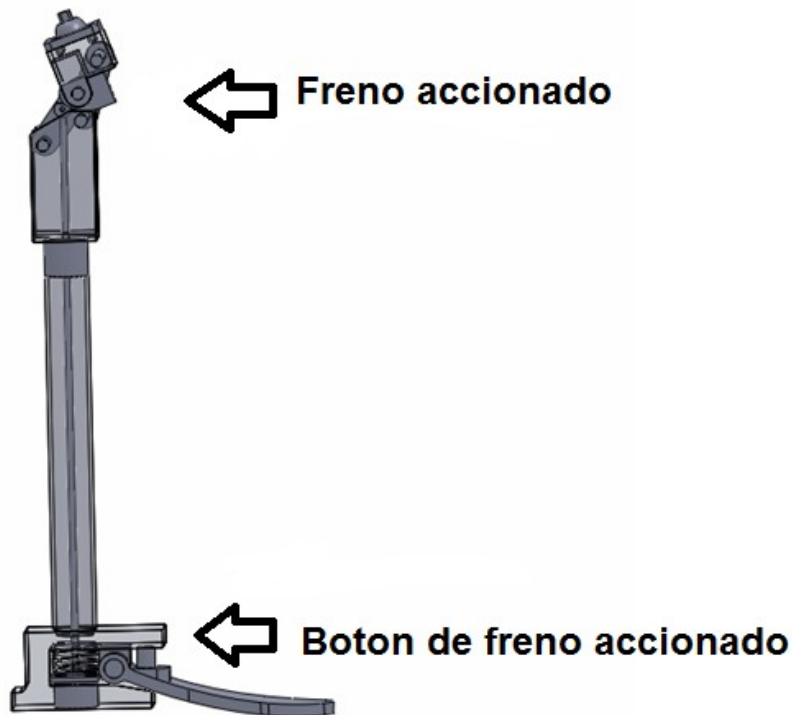


Figura 5.4 Freno accionado.

5.6 ANÁLISIS CINEMÁTICO DE LA PRÓTESIS

5.6.1 Diagrama cinemático de la prótesis

El mecanismo es del tipo manivela-oscilador, por ley de Grashof, se deduce que la suma de la barra 2 (el más larga), más la barra 3 (la más corta) es menor a la suma de las longitudes de los otras barras (figura 5.5A). El centroide es la curva que une los puntos de los centros instantáneos de rotación para cada ángulo de flexión de la rodilla. Cada centro instantáneo de rotación (CIR) se encuentra extendiendo líneas rectas en la dirección de los eslabones de entrada y de salida, la barra 2 y 4 respectivamente, y el CIR es donde se intersectan estas rectas. La (figura 5.5B) describe la trayectoria policéntrica del movimiento del centroide de la rodilla (Radcliffe, 1977)

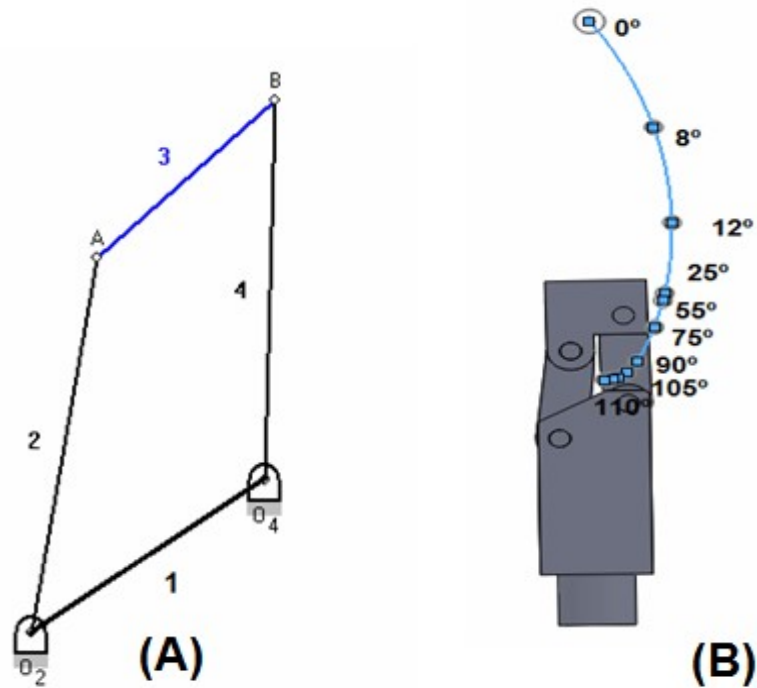


Figura 5.5A) Diagrama cinemático, B) Representación del centroide.

5.6.2 Mecanismo de la prótesis

El mecanismo de Rodilla Policéntrica es el de la (Figura 5.6) su funcionamiento es el siguiente la barra (A) se ancla a tierra y entonces, cuando la flexión de la rodilla ocurre la barra anterior (B) gira en sentido antihorario, obligando a la barra posterior (D) a girar en sentido horario, provocando que la barra acopladora (C) tenga un desplazamiento hacia dentro del mecanismo y gire en sentido antihorario, acortando la distancia entre la parte tibial y la parte femoral. Cuando la barra (D) gira, provoca que la pieza que se conecta a la barra acopladora (C) realice una trayectoria hacia adentro generando así la flexión.

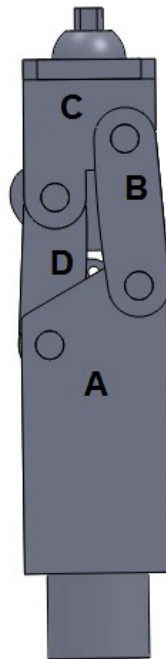


Figura 5.6 Mecanismo policéntrico de la rodilla.

5.7 MATERIALES

La selección de los materiales para la fabricación de las partes del mecanismo es un proceso clave en el diseño de dispositivos. Según las propiedades que estos poseen tendrá una influencia determinante en el comportamiento de los modelos.

En las fabricaciones de prótesis de rodilla tradicionalmente se utiliza metales y aleaciones de estos, debido a sus propiedades de alta resistencia y bajo peso. Entre las más utilizadas está el titanio, aluminio forjado y el acero inoxidable.

Los materiales a considerar para la fabricación de las partes deben contar con las características de ser resistentes, livianos y de comercialización nacional. El acero inoxidable es uno de los materiales por excelencia en ingeniería por tener un alto esfuerzo de fluencia y amplia gama de mecanizado. Y el aluminio es un material que posee menor peso, resistente a la corrosión, mejor soldabilidad y mecanizado.

El diseño estará basado en asignarles como material aluminio a todas las barras y acero inoxidable a los pasadores.

Tabla 5.2 Propiedades físicas del aluminio 6061.

Modulo de elasticidad	71,70 Gpa
Modulo de rigidez	26,80 Gpa
Relación de poisson	0,34
Densidad	2,8 g/cm ³

Tabla 5.3 Propiedades físicas del acero inoxidable 304.

Modulo de elasticidad	(190-210) Gpa
Relación de poisson	0,30
Densidad	7,93g/cm ³

5.8 DISCRETIZACIÓN DEL SISTEMA APLICANDO EL MEF

Utilizando el modulo “mesh” del programa ABAQUS versión 6.11 se divide el modelo en particiones volumétricas. Se utilizo elementos hexaédricos ya que la geometría es regular (figura 5.7).

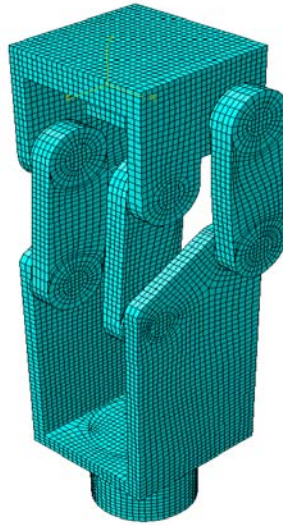


Figura 5.7 Geometría del elemento (ABAQUS 6.11).

5.8.1 Convergencia a la solución

Para la discretización correcta del modelo continuo es preciso validar el número de elementos a estudiar. Para ello es necesario que los resultados obtenidos converjan al valor real del mayor estado de esfuerzos de un estado determinado de cargas.

Realizando iteraciones con un número de elementos de mallado de referencia, se construyó una tabla de los resultados obtenidos con cada iteración realizada, aumentando progresivamente de forma arbitraria el número de elementos hasta conseguir la curva de convergencia.

El diseño considera las características de un individuo con amputación tranfemoral, con una masa corporal de 100 Kg máximo.

El análisis de sensibilidad se realizó al modelo bajo las siguientes condiciones: la rodilla se encuentra a 0° totalmente extendida y se aplica una carga de presión de 1,3 Mpa y esta se encuentra empotrada en la parte inferior (figura 5.8).

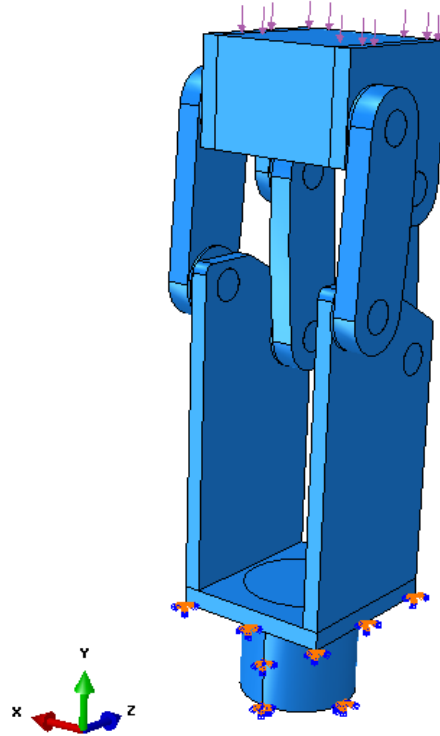


Figura 5.8 Carga aplicada para el estudio de convergencia.

Se identifican los esfuerzos máximos de Von Mises y el desplazamiento para cada mallado, se obtuvieron los siguientes resultados:

Tabla 5.4 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y Desplazamiento

Mallado	Numero de elementos	Esfuerzo Von Mises (Mpa)	% Error	Desplazamiento U (mm)	% Error
1	68.976	69,56		0,099	
2	71.091	69,76	0,287	0,099	0
3	134.207	73,25	5,002	0,097	-1,010
4	171.077	73,74	0,668	0,097	-1,020
5	229.958	74,89	1,559	0,097	0
6	264.236	82,25	9,827	0,097	0
7	284.340	82,45	0,243	0,097	0
8	305.869	83,00	0,667	0,097	0
9	322.660	83,18	0,216	0,097	0
10	370.067	83,36	0,216	0,097	0

De forma grafica, la sensibilidad del modelo para distintos mallados se pueden observar en las (figuras 5.9y 5.10).

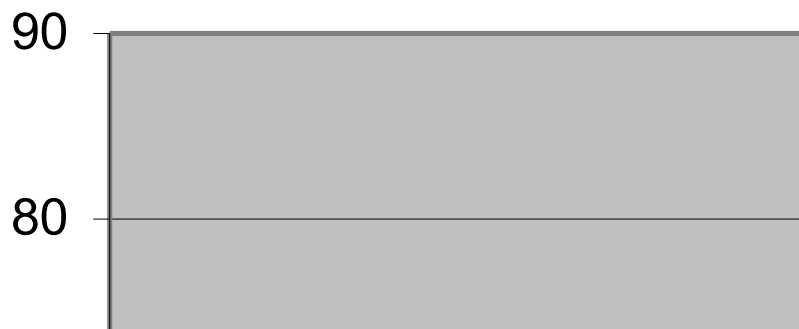


Figura 5.9 Análisis de sensibilidad del esfuerzo de Von Mises respecto al numero de elementos para el prototipo.



Figura 5.10 Análisis de sensibilidad de la Deformación respecto al numero de elementos para el prototipo.

En la (figura 5.9 y 5.10) se observa los resultados del análisis por elementos finitos, para esfuerzo y desplazamiento, en la medida que se incrementan el numero de elementos de la malla se logra alcanzar la estabilización de la curva

Desplazamiento (mm)

Esfuerzo Von Mises (Mpa)

que por lo general cuanto mas fina sea la malla, es decir mientras mayor es el numero de elementos, mas cercana será la solución del análisis al resultado real del modelo (Del Coz Diaz et al, 2002).

Es de hacer notar que la convergencia para resultados acertados debe llevarse a cabo por esfuerzos, ya que por desplazamiento converge para mallas con menos cantidad de elementos, obteniendo valores incorrectos en los esfuerzos si se analizara la convergencia por este método. Es por ello que se determinara los resultados del análisis del prototipo usando la convergencia por esfuerzo de Von Mises.

5.9 CONDICIONES DE CARGA Y RESTRICCIONES

Se analizara tres condiciones, que hacen referencia a situaciones que se encuentra sometida la articulación de rodilla en la marcha humana. Estas son cuando la rodilla se encuentra en total extensión 0°, cuando se encuentra semi flexionada a 45° y cuando esta a 90° de flexión. La carga de operación a la que se someterá el diseño será de 3000 N (equivalente a una persona con una masa de 100 Kg tomando en cuenta un factor de carga o impacto $F_s = 3$ ya que el prototipo esta sometido a bajar escaleras) (Viladot Voegeli, 2001).

El extremo inferior de la prótesis se empotrara para limitarle sus grados de libertad. Para determinar la seguridad del dispositivo en las diferentes condiciones se emplea la siguiente ecuación:

$$N = \frac{\sigma_{max}}{S_y} \quad (5.11)$$

Donde: S_y : es la resistencia de fluencia del material y σ_{max} : es el esfuerzo máximo de Von Misses.

5.9.1 Condición 1

Para la evaluación de la primera condición, la carga esta aplicada cuando la prótesis se encuentra a 0° equivalente a que la persona se encuentre de pie (figura 5.11)

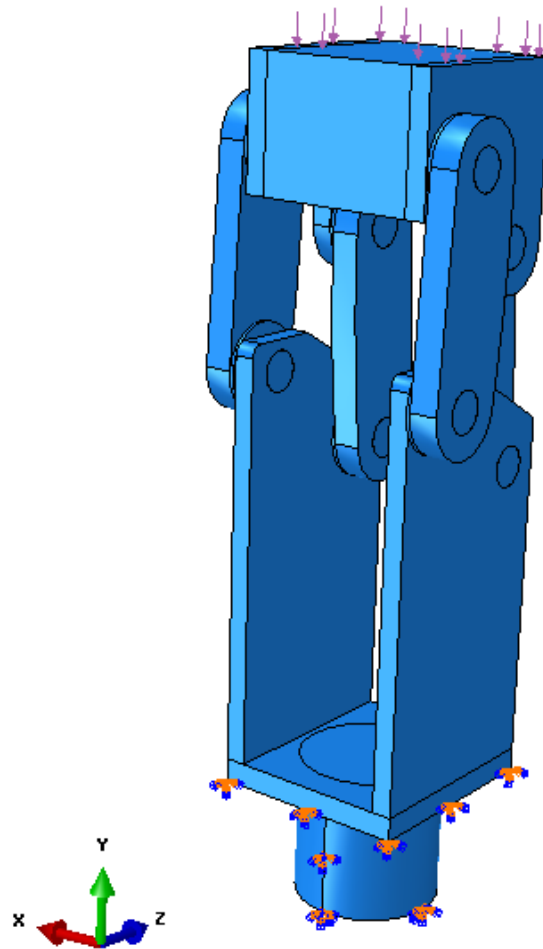


Figura 5.11 Prótesis a 0° extensión.

5.9.2 Condición 2

En esta condición el dispositivo se encuentra a 45° equivalente a cuando la persona esta semiflexionada (figura 5.12).

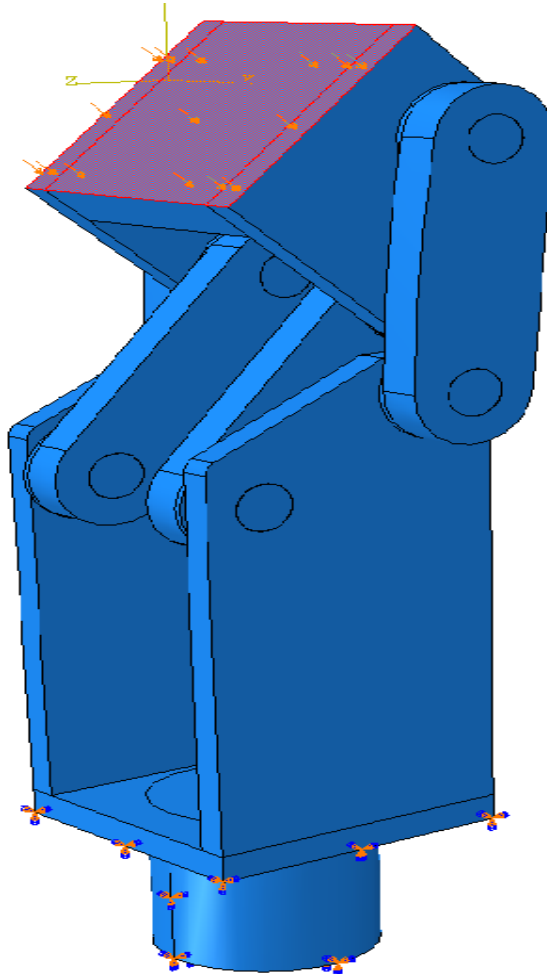


Figura 5.12 Prótesis a 45° semiflexión.

5.9.3 Condición 3

El dispositivo se encuentra 90° en flexión, equivalente a que la persona se va a sentar o bien sea a levantar (figura 5.13).

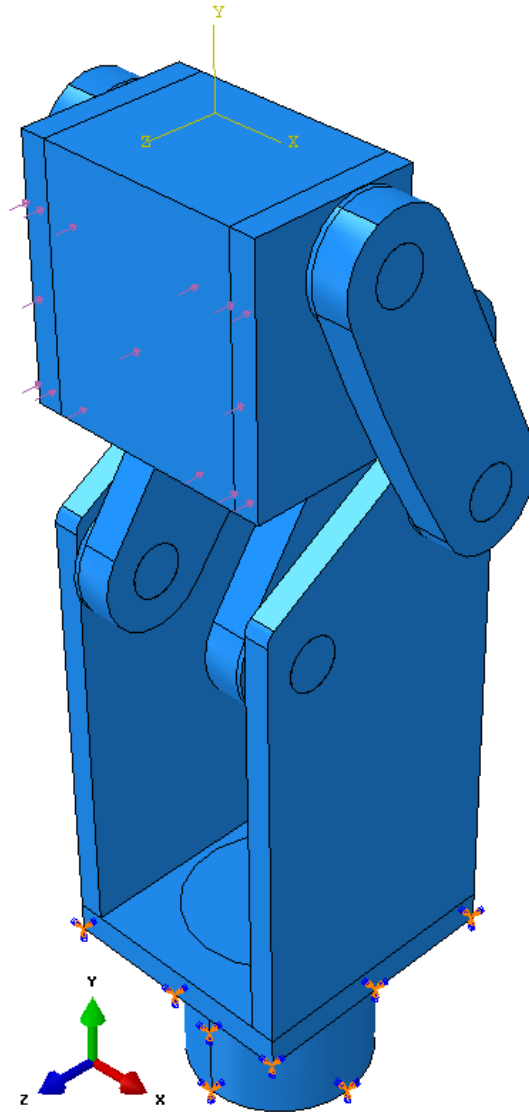


Figura 5.13 Prótesis 90° flexión.

Es importante señalar que no se considera un análisis de fatiga en el diseño, sustentando esto en la investigación realizada por Ramirez y Zavarce (2008) citando el siguiente texto: una persona normal no camina mas de 1.5 Km al día, para este caso se considero una persona amputada unilateral la cual realizaría la mitad de la distancia con pasos de la prótesis (0.75 Km) debido a que realizaría el resto con la extremidad buena. Cada paso con la prótesis no sobre pasa los 50 cm/paso de distancia. Esto es aproximadamente 1500 pasos por día. Dándole una vida útil del prototipo de 1.5 años, siendo usada los 365 días del año, seria, 810.000 ciclos, y para considerar la fatiga es necesario tener más de 1 millón de ciclos, por lo tanto no es relevante para esta investigación, sin embargo es interesante profundizar en investigaciones futuras para vida finita.

5.10 ANÁLISIS DE RESULTADOS

Al realizar la simulación del prototipo de rodilla se determinan los esfuerzos de Von Mises para cada una de las condiciones, ya que dicha teoría es la más exacta para materiales dúctiles. De acuerdo con este criterio, el modelo falla cuando en alguno de sus puntos, la energía de distorsión por unidad de volumen supera el limite de fluencia del material usado (Norton, 1999).

El programa ABAQUS versión 6.11 puede presentar los análisis mediante una escala de colores, que van desde el azul hasta el rojo y representan los esfuerzos mínimos y máximos respectivamente en cada elemento.

Para el análisis de la pieza en sus diferentes condiciones se procede a simular con un análisis estático, aplicando una presión de 1,3 Mpa equivalente a una fuerza de 3000N distribuida en la superficie de la barra superior del prototipo, que simula las condiciones de esfuerzo del amputado considerando el factor de carga o de impacto, en la parte inferior se restringieron los movimientos y rotaciones empotrando la base de la barra inferior (Correal et al, 2006).

1.10.1 Condición 1

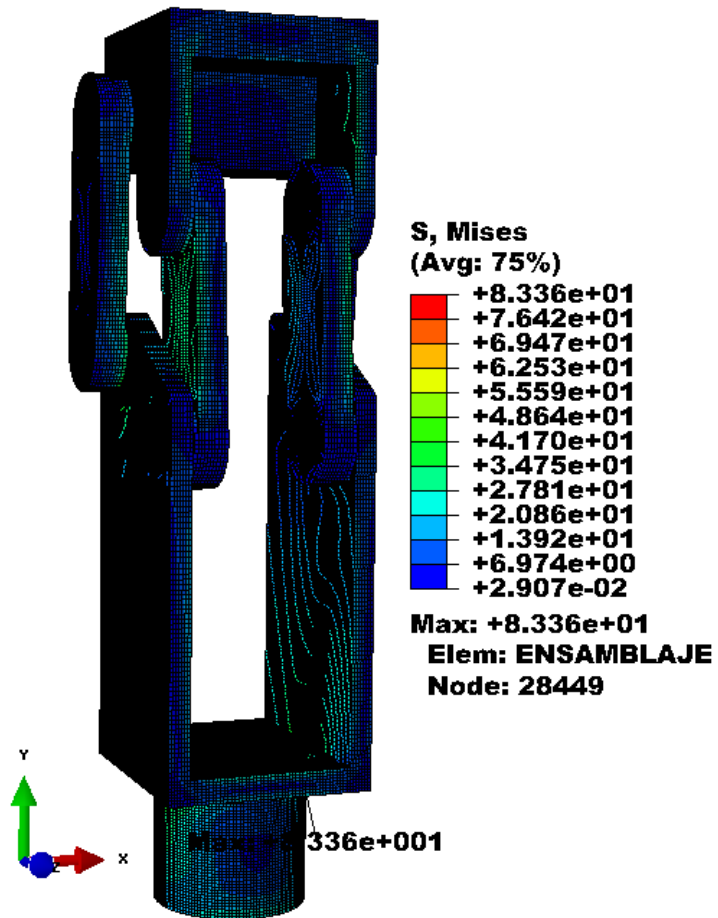


Figura 5.14 Resultados de los esfuerzo (MPa) para la prótesis en la condición 1.

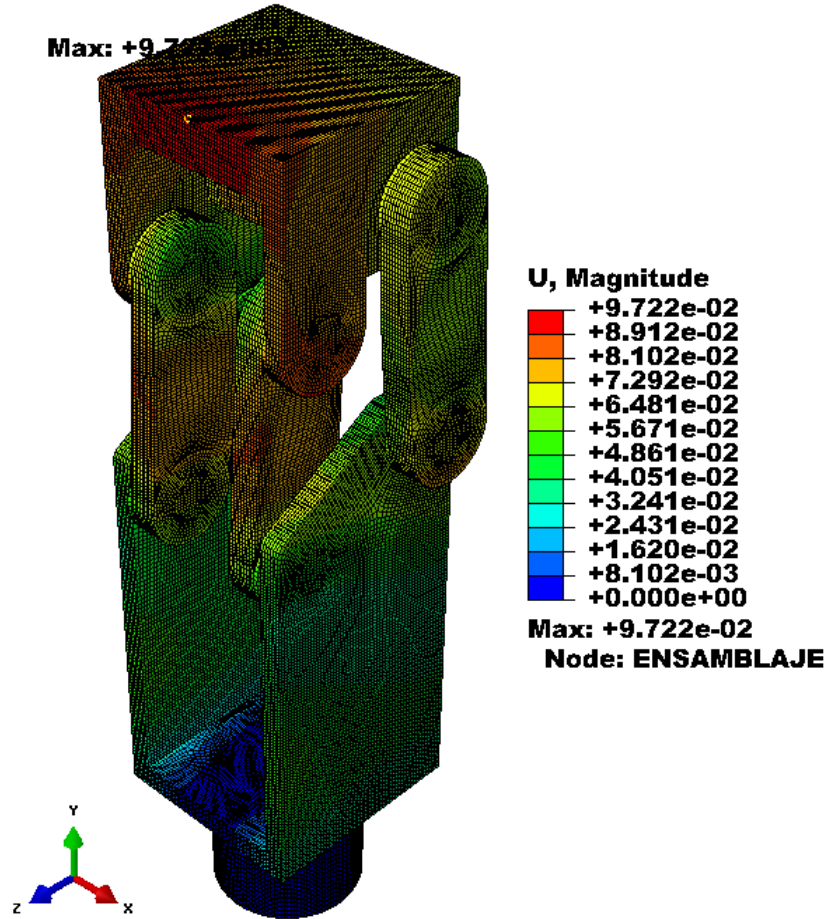


Figura 5.15 Resultados de los desplazamientos (mm) para la prótesis en la condición 1.

En esta condición los resultados obtenidos se puede observar, que el prototipo de articulación de rodilla resiste los esfuerzos al cual fue sometido. El esfuerzo máximo de 83,36 Mpa, no supera el límite elástico del aluminio 6061 (compresión para el aluminio 280 Mpa) o del acero inoxidable (compresión para el acero inoxidable 310 Mpa), por lo que el diseño puede ser empleado bajo estas condiciones seguras; a si mismo se obtiene una deformación máxima $\delta_{max} = 0,097\text{mm}$ siendo admisible para el material.

Bajo esta condición el prototipo esta sometido a compresión ya que la fuerza esta totalmente vertical en la barra superior.

Empleando la ecuación (5.11) obtenemos que esta condición opera con un factor de seguridad $N=3,37$.

5.10.2 Condición 2

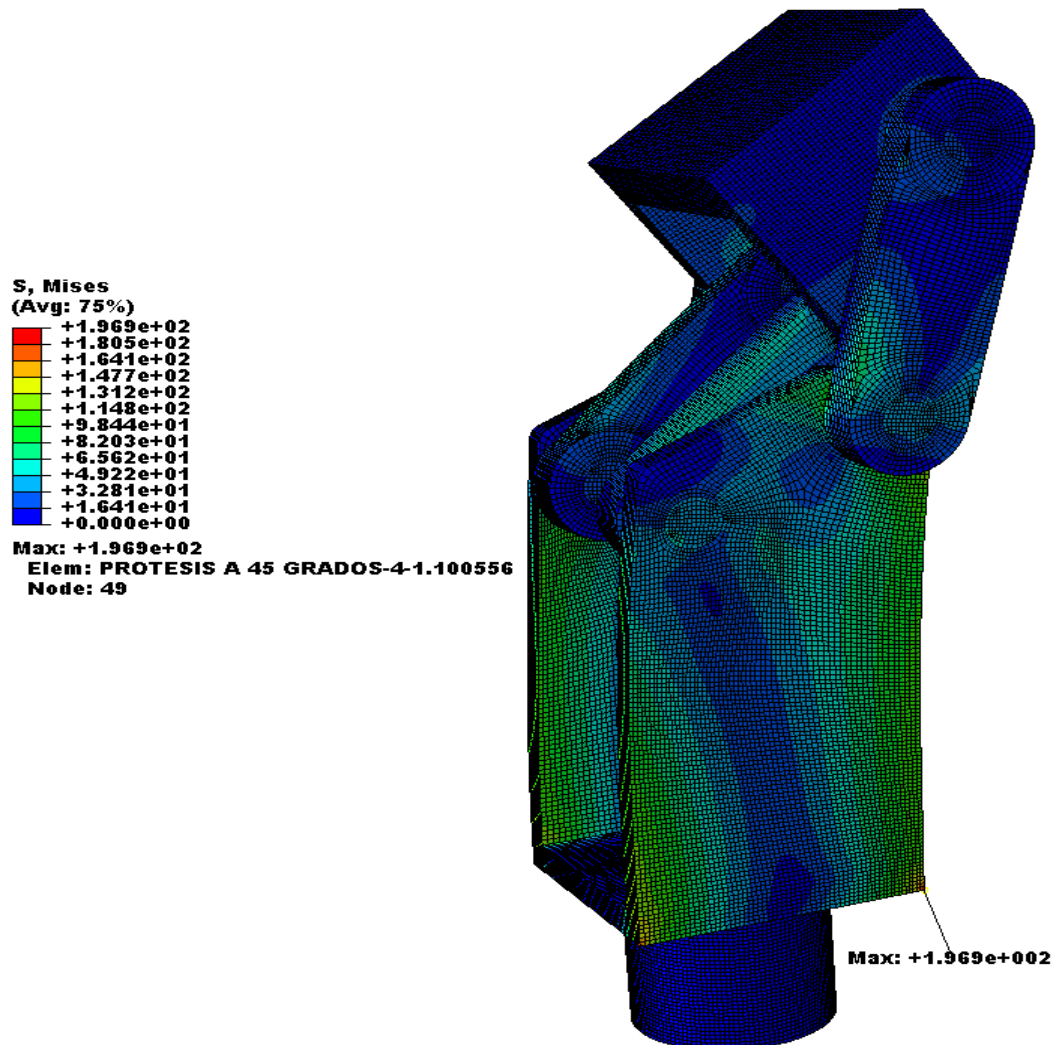


Figura 5.16 Resultados de los esfuerzo (MPa) para la prótesis en la condición 2.

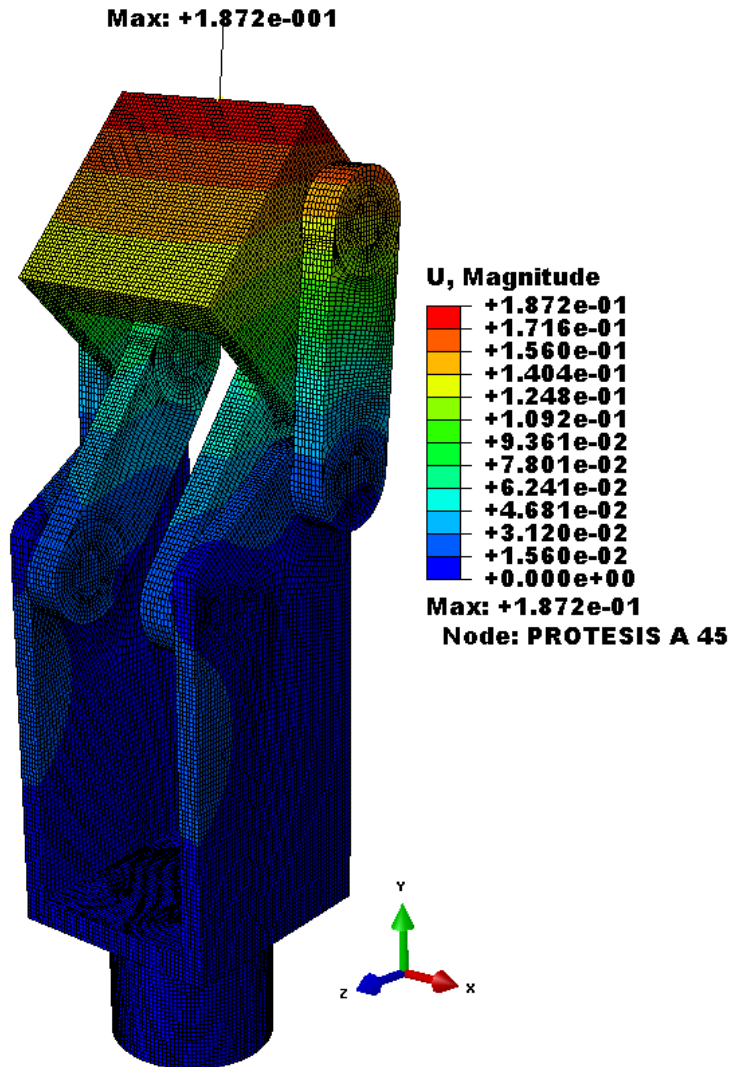


Figura 5.17 Resultados de los desplazamientos (mm) para la prótesis en la condición 2.

Bajo esta condición se puede observar que los esfuerzos 196,9 (Mpa) y la deformación 0.187 (mm) son mayor a los de la condición 1 ya que en esta la fuerza actúa con un grado de inclinación de 45°, generando otros tipos de fuerza como la flexión, pero igualmente el esfuerzo máximo no supera los límites elástico de los materiales por lo que el diseño es capaz de soportar esta condición de carga.

El factor de seguridad arrojó un valor N=1,5 encontrándose aun lejos de que el material falle bajo este estado de cargas.

5.10.3 Condición 3

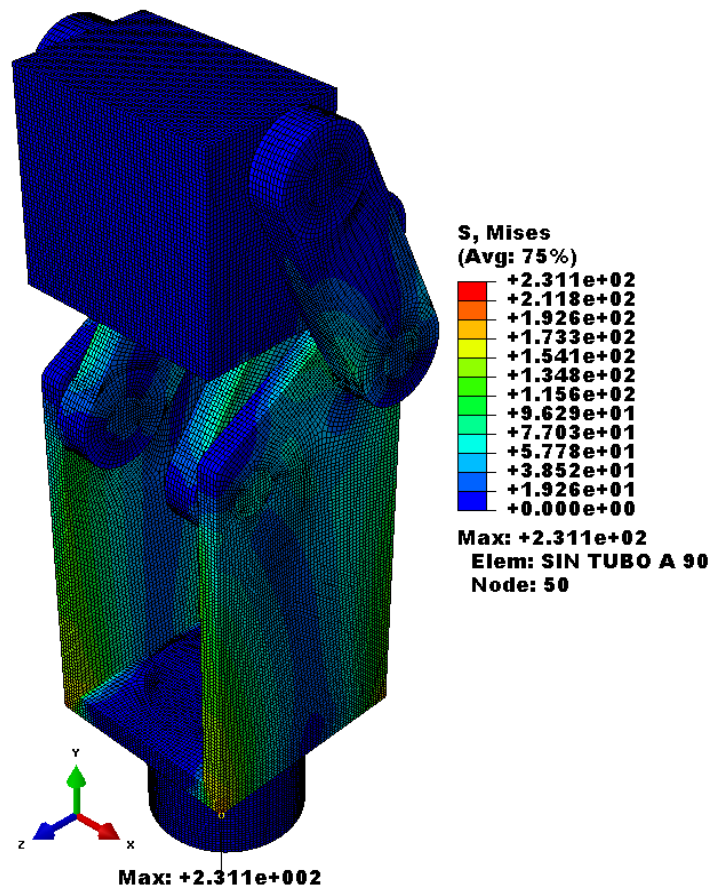


Figura 5.18 Resultados de los esfuerzo (MPa) para la prótesis en la condición 3.

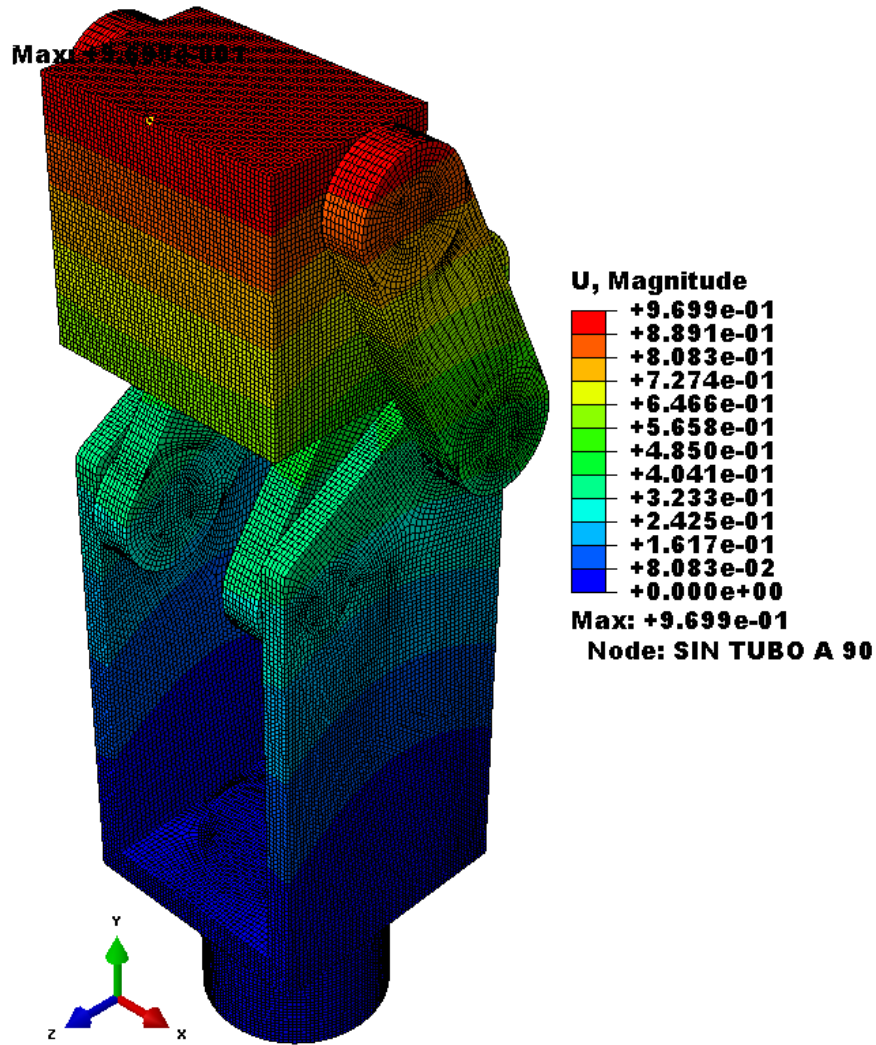


Figura 5.19 Resultados de los desplazamientos (mm) para la prótesis en la condición 3.

En esta condición el prototipo está sometido a fuerzas de presión y flexión generando altos esfuerzos de 231,1 (Mpa), pero que aún no superan el límite elástico de los materiales garantizando de que el prototipo va a ser capaz de soportar cualquier tipo de las condiciones estudiadas.

En esta condición se opera con un factor de seguridad $N=1,3$ siendo la situación que emplea el mayor estado de esfuerzos al dispositivo.

5.11 SELECCIÓN DE PARTES CONSTITUTIVAS

En esta sección se realiza la selección de las partes restantes que permitan la correcta unión de los componentes de la prótesis, para este fin se tomaran como parámetro un peso máximo de 100Kg del paciente.

5.11.1 Selección de cuenca o encaje

La cuenca o encaje es un elemento particular para el uso de este tipo de prótesis, es un elemento que permite la conexión entre el miembro amputado y la prótesis esta debe ser adquirida en una ortopédica (figura 5.22)

Para la selección de esta debe tomarse en cuenta la circunferencia del muñón, la matriz estabilizadora y el nivel de activada del paciente.



Figura 5.20 Cuenca o encaje.

5.11.2 Seleccione del adaptador de cuenca

Se selecciona el adaptador de encaje 4R37 del manual de Otto Bock en la sección de adaptadores nondulares, este tiene como fin unir la cuenca con otro adaptador que va unido a la prótesis de rodilla.

Posee alojamiento del núcleo de ajuste y por su capacidad de giro brinda una amplia posibilidad de ajuste con la prótesis y es capaz de soportar un peso máximo permitido de 125 Kg. Este es de acero inoxidable y posee un peso de 140 gramos (figura 5.23).



Figura 5.21 Adaptador 4R37.

5.11.3 Selección del adaptador de encaje con núcleo de ajuste.

Se selecciona un adaptador 4R54 del manual de Otto Bock en la selección de adaptadores nodulares estos van atornillados en la superficie superior de la prótesis y sirve de unión entre el adaptador de cuenca y el mecanismo acoplado.

El adaptador 4R54 es de titanio y soporta un peso máximo de 150 Kg. Este es de titanio con un peso de 54 gramos (figura 5.24)



Figura 5.22 Adaptador 4R54.

5.11.4 Seleccione de la abrazadera de tubo

Se selecciona una abrazadera de tubo doble hembra con un máximo de 45mm de diámetros del manual de la Otto Bock el cual sirve para la unión de la parte inferior de la prótesis con el tubo adaptador que va realizar la función de la tibia.

Es capaz de soportar un peso máximo de 166 kg. Este es de titanio con un peso de 100 gramos (figura 5.25)



Figura 5.23 Abrazadera de tubo doble hembra.

5.11.5 Selección del tubo adaptador

Para la selección del tubo debe considerarse las dimensiones de la prótesis de rodilla, el de los acoples que se encuentran por debajo de esta a si como los que estén en el sistema pie-tobillo.

En el manual de la Otto Bock se encuentran una gama de estos tubos los cuales pueden ser seleccionado que cumplan con los requerimientos de la prótesis y las exigencias de la prótesis (figura 5.26)



Figura 5.24 Tubos adaptadores.

5.11.6 Selección del Pie-Tobillo

Para esta selección debe tomarse en cuenta el nivel de actividad al cual va a estar sometido, como la prótesis de rodilla fue diseñada para un nivel de actividad K2 y K3 va a estar sometido a un impacto bajo o moderado, además debe considerarse las características del individuo. Este sistema pie-tobillo fue seleccionado del trabajo de grado "Diseño de un prototipo de prótesis para miembro inferior con articulación de tobillo realizado en el año 2010.

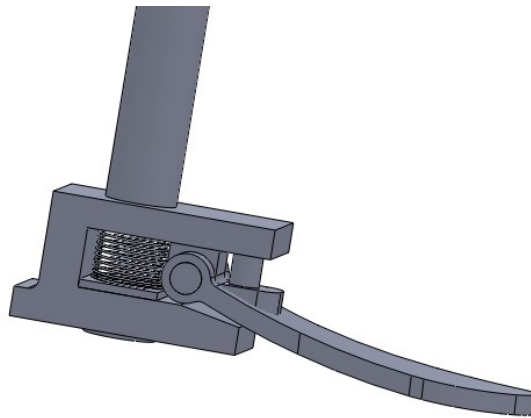


Figura 5.25 Prótesis Pie-Tobillo

5.12 ESTUDIO DE FACTIBILIDAD ECONOMICA

La obtención de este tipo de prótesis en el país requiere una alta suma de dinero, entre 20000 Bsf por ser importadas, con lo que un sector reducido de la población puede tener acceso a ella. Con este estudio de factibilidad se demuestra la posibilidad de construir este dispositivo protésico con una cantidad de dinero menor.

En el país se encuentran empresas capaces tecnológicamente de construir los elementos del diseño propuesto y de obtener la materia prima necesaria para realizarlo.

Se solicitó una cotización para la fabricación de los elementos del diseño a la empresa Metalúrgica Ferresi C.A. ubicada en la ciudad de Villa de Cura, estado Aragua Av. Lisandro Hernández N°120, Tlf: 0244-3865643, Fax:3862659, Correo electrónico: metalferca@cantv.net.

La cotización incluye los materiales necesarios, como los costos operaciones y de ensamblaje. El total monto para la fabricación del diseño es de 9.755,20 Bsf. El costo de prótesis de rodilla propuesta es un 50% más económica en relación al costo de una prótesis comercial (20.000 Bsf), lo que denota una solución viable para la población que haya sufrido una amputación transfemoral de rodilla.

CAPÍTULO 6

Conclusiones y Recomendaciones

A continuación se presenta las conclusiones más relevante del estudio realizado así como la recomendaciones generadas a lo largo del desarrollo de la investigación que puedan ser útil a la hora de futuras investigaciones que pretendan avanzar en el diseño de prótesis de rodilla externa con sistema de frenado.

6.1 CONCLUSIONES

Para llevar a cabo el objetivo general del presenta trabajo de investigación, inicialmente se selecciono un paciente con amputación transfemoral, a manera de determinar las condiciones particulares que sirvan como base para establecer el diseño de la prótesis.

Específicamente se tomaron en cuenta las siguientes características:

- Peso 100 kg máx.
- Altura 1,75 m máx.
- Condición de trabajo y ambiente donde vive la persona
- Selección de los materiales

De igual manera, se analizaron los distintos tipos de prótesis de rodilla externa que existen y se determinó que el modelo de prótesis que mejor se adapta a las necesidades del paciente seleccionado, era un mecanismo de 4 barras con sistema de frenado mediante la fricción mecánica que se encarga de evitar una finalización brusca del movimiento de la rodilla cuando se realiza la flexión.

Se escoge el material para la fabricación de cada uno de los elementos que conforman la prótesis se ha seleccionado en base a materiales de modelos existentes y de comercialización nacional. Cabe resaltar que para dicha selección se tomaron en cuenta los criterios de mínimo peso, resistencia al desgaste, impacto, módulo elástico, flexibilidad, maquinabilidad, y que le den una mejor estética al diseño al igual que puedan soportar las condiciones de esfuerzos a los que estará sometido.

Para lograr la solución definitiva, se propuso un modelo con el cual se llevo a cabo un análisis de tensiones, mediante un programa computacional basado en MEF, específicamente ABAQUS CAE, versión 6.11. Esta herramienta permitió a partir de asignación de material, condición de contorno y aplicando carga de compresión a la cual estará sometido dicho modelo por otra parte se logro convertir todas las barra que conforman la prótesis a geometría regular realizando particiones en dichas barras con la finalidad de obtener un mallado regular y optimo en todas las superficie de la prótesis de tipo (C3D8R) elementos hexaédricos de primer orden de interpolación, con 8 nodos en sus vértices, y además con integración reducida que facilita el cálculo computacional para geometría regulares y acercándose a los valores verdaderos de máxima deformación y máximo desplazamiento.

En base a los resultados obtenidos en el análisis de esfuerzo, se establecen las dimensiones, la forma y los materiales con que estará fabricada dicha prótesis teniendo en cuenta como criterios primordiales el factor de seguridad y que los esfuerzos no superen el límite elástico del aluminio. Cabe destacar que para hacer los análisis de esfuerzo se tomo como factor de impacto de 3,

debido a que las personas triplican su peso cuando están bajando escalera por lo tanto la fuerza aplicada a dicha prótesis es de (3000N). El modelo fue sometido a 3 posiciones críticas como son a 90°, 45° y a 0°, observando que las fases más críticas fueron las de 45° y 90° arrojando un factor de seguridad de 1.5 y 1.3 respectivamente.

Las dimensiones y formas del conjunto se asemejan a la rodilla humana para un amputado transfemoral con una masa máxima 100 kg.

Los resultados permitirán avanzar con la investigación de este tipo de diseño en trabajos posteriores, en donde se pretende hacer uso de nuevos materiales aun más ligeros y de tecnología biomecánica.

6.2 RECOMENDACIONES

Se recomienda llevar a cabo la fabricación del prototipo y así someterlo a pruebas en distintos tipos de ambientes para garantizar el funcionamiento correcto de mismo.

Dado que al diseño se realizó un análisis estático mediante el MEF, empleando el criterio de falla estática de Von Mises, entonces es recomendable comprobar el diseño sometiéndolo a cargas variables (análisis dinámico), para comprobar el buen funcionamiento del prototipo de prótesis.

Profundizar en el análisis estructural tomando en cuenta momentos torsor en el plano horizontal de la rodilla así como realizar un análisis de fatiga tomando en cuenta un tiempo de vida útil mucho mayor al propuesto para este prototipo.

REFERENCIAS

- Ashby, M.F. (1999). *Materials Selection in Mechanical Design*. Butterworth Heinemann: Oxford. p.p. 56-122.
- Campbell, J. A. (2002). *Material Selection in an Above Knee Prosthetic Leg*, en Australian National University. Australia. p.p. 4-6.
- Cervero S., Jiménez H., (2005) “Biomecánica de la rodilla”. *Patología del aparato locomotor 3*: 189-200
- Cormack, D. (2005). *Prosthetic Knee Designs*, en *International Fellow in Pediatric Orthopedic Surgery*. Georgia, E.U.A. p.p. 2-5.
- Damián Noriega. (1999). *Diseño de un Distractor Externo para Artrodiastásis de Rodilla*, en Instituto Politécnico Nacional. México, D.F. p.p. 12-30.
- *Diccionario de Medicina Océano Mosby*, 4ª edición, ed. Océano

- Enríquez Torres., J.R., et al. (2007). Diseño y Construcción de una Prótesis de Rodilla con Pistón Magnetoreológico, en 8º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica. Universidad Católica del Perú: Cusco, Perú. p.p. 2-5.
- Kapandji, A. (1998). Fisiología articular. Tomo II. Miembro inferior, Editorial Médica Panamericana, España.
- Miralles Marrero., R.C. y I. Miralles Rull. (2005). Biomecánica Clínica de las Patologías del Aparato Locomotor. Vol. 1. España: MASSON. p.p. 1-20.
- Myer, K. (2003). Standard handbook of biomedical engineering and design, McGraw Hill, New York
- Orozco A., Guerrero L., (2008) “Desarrollo de prótesis externa de rodilla con mecanismo policéntrico”.
- Otto Bock HealthCare (2007), Lower Limb Prosthetics, United States of America, disponible en línea:
http://ottobockus.com/PRODUCTS/LOWER_LIMB_PROSTHETICS/lower_limbs_prosthetics.asp
- Prat J. (2003) Biomecánica. <<http://www.traumaweb.net/biomecánica.htm>>
- Sánchez, J. y R. Rodríguez. (2007). Diabetes: Consecuencia Fatal. El Universal México.p.p. 20.
- Oldani C. R. y Domínguez A. A. (2010). Simulación del comportamiento mecánico de un implante de cadera. *XV Congreso Argentino de Bioingeniería*, Universidad Nacional de Córdoba, Argentina. Pp. 1-3.

- ZURITA, F. (2000). Diferencias motoras del tren inferior en función de distintos tipos de pie en una población escolar de 7 a 9 años. Tesis doctoral. Universidad de Granada.