UNIVERSIDAD DE CARABOBO

FACULTAD DE INGENIERÍA

ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA

CENTRO DE BIOMECÁNICA_UC

Diseño y construcción de una articulación de rodilla para prótesis externa

Autores:

Azuaje Yenifer.

Zambrano Luis.

Naguanagua, Octubre de 2010

UNIVERSIDAD DE CARABOBO

FACULTAD DE INGENIERÍA

ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA

CENTRO DE BIOMECÁNICA_UC

Diseño y construcción de una articulación de rodilla para prótesis externa

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

Tutor académico:
David Ojeda. *Ing. MSc. PhD*

Autores:
Azuaje Yenifer.
Zambrano Luis.

Naguanagua, Octubre de 2010

UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA

CERTIFICADO DE APROBACIÓN

Quienes suscriben, miembros del jurado designado por el Consejo de Escuela de Ingeniería Mecánica para examinar la tesis de pregrado titulada "**Diseño y Construcción de una Articulación de Rodilla para Prótesis Externa**" presentada por los bachilleres: **Yenifer Azuaje C.I:18.436.723** y **Luis Zambrano C.I: 17.984.599**; hacemos constar que hemos revisado y aprobado el mencionado trabajo

Prof. David Ojeda P.
Presidente del jurado

Prof. Brizeida Gámez A.
Miembro del jurado

Prof. Carlos Morales B.
Miembro del jurado

En Naguanagua a los ocho días del mes de Octubre de dos mil diez.

Agradecimientos

Sin duda alguna a *Dios todo poderoso* quien es el motivo principal de nuestras vidas y el motor que nos brindó la fuerza necesaria para salir adelante ante toda dificultad.

A nuestros padres Alba J. Coronado y Reynaldo S. Azuaje H. (Yenifer Azuaje) y María de los Ángeles Palomares y Luis E. Zambrano E. (Luis Zambrano) por su amor, apoyo incondicional, esmero y dedicación en todo momento.

A David Ojeda y Brizeida Gámez por tener fe en nosotros y nuestros talentos y por brindarnos siempre su motivación, colaboración, consejos y sugerencias.

A todos nuestros amigos y compañeros que de alguna manera nos colaboraron durante el desarrollo de este trabajo de investigación especialmente a los del Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo (CEBIOMEC-UC) y a los de la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Carabobo.

A la Ortopédica Williams y todos sus trabajadores empezando por el señor José Caceres, Aiskel Marín y finalizando por los técnicos Julio, Raúl, Johan y los operadores del departamento de Torno y Fresa por toda su paciencia, esmero y colaboración brindada en todo momento; a ellos nuestro agradecimiento y respeto.

Al señor Jesús Tamayo quien fue el motivo principal de nuestro esfuerzo y dedicación en este trabajo de grado.

Por último y no menos importante a nuestros compañeros de tesis Néstor Ochoa y Ricardo Oliveros por toda su ayuda, por los malos y buenos momentos y por ser siempre solidarios y buenos amigos.

RESUMEN

La finalidad de este trabajo es presentar el diseño de un prototipo de prótesis de articulación de rodilla a partir de la evaluación numérica de la distribución de cargas que se presenta bajo los patrones de la marcha o el caminar, usando el método de los elementos finitos (MEF). La geometría del mecanismo de rodilla y fue modelada y usada para generar un sistema global donde interactúan el sujeto amputado, la cuenca y uniones. Las condiciones de carga fueron simuladas y evaluadas con el programa de elementos finitos Abaqus versión 6.8. Los resultados muestran la consideración detallada de la concentración de esfuerzos obtenidos para el modelo. Se observa concentración de tensiones en la bases del mecanismo de rodilla, en general el conjunto de prótesis se comporta satisfactoriamente ya que se mantiene en el rango elástico lineal del material. Posterior al análisis realizado por el MEF, se fabricó y probó el modelo en un sujeto que presenta amputación del miembro inferior por encima de la rodilla, se observa en la rodilla que la amortiguación en la fase de apoyo y el regreso en la fase del balanceo son normales para el sujeto estudiado y su nivel de actividad, se concluye que el prototipo de prótesis diseñado podría ser implementada en una persona para mejorar su nivel de vida dándole movilidad al caminar.

Índice general

Índice general **i**

Índice de figuras **v**

Índice de tablas **vi**

Introducción **vii**

CAPÍTULO 1 Situación problemática **1**

1.1 Situación problemática 1
1.2 Objetivos 2
1.2.1 Objetivo General
1.2.2 Objetivos Específicos
1.3 Justificación 3
1.4 Alcance 4
1.5 Limitaciones 4
1.6 Antecedentes 4

CAPÍTULO 2 Marco teórico **9**

2.1 Rodilla 10
2.2 Ejes de la articulación de la rodilla 11
2.3 Los movimientos de flexoextensión 14

2.3.1 Extensión 14
2.3.2 Flexión 15
2.4 La rotación axial de la rodilla 19
2.4.1 Rotación axial activa 19
2.4.2 Rotación axial pasiva 19
2.5 Locomoción humana 24
2.5.1 Subdivisión de la fase de apoyo 26
2.5.2 Subdivisiones de la fase de balanceo 27
2.5.3 Línea del centro de gravedad 28

CAPÍTULO 3 Método de elementos finitos 29

3.1 El método general 30
3.1.1 Aplicación del método 30
3.1.2 Funciones de forma. 34
3.1.2.1 Propiedades de las funciones de forma 34
3.1.2.2 Criterio de la parcela 35
3.1.2.3 Tipos de funciones de forma 35
3.1.3 Integración numérica 38
3.1.4 Estimación del error y mallado adaptativo 41
3.1.4.1 Estimación del error 42
3.1.4.2 Mallado adaptativo 43
3.1.5 Diseño y análisis mediante programas de AEF 43

CAPÍTULO 4 Metodología 44

4.1 Metodología Propuesta 44
4.1.1 Consultar fuentes bibliográficas 44
4.1.2 Seleccionar una persona que posea amputación del miembro inferior por encima de la rodilla 45
3.1.3 Fijar las características del individuo 45
3.1.4 Realizar la selección de los materiales 45
4.1.5 Diseñar la articulación de rodilla que tendrá la prótesis 46
4.1.6 Seleccionar los demás elementos que formen parte del conjunto 46
4.1.7 Realizar los planos del sistema diseñado 46
4.1.8 Analizar a través del método de los elementos finitos el sistema diseñado 46
4.1.9 Ensamblar las partes constituyentes del conjunto 48

4.1.10 Alineación, puesta a punto y pruebas del dispositivo completo 48

CAPÍTULO 5 Resultados Numéricos 49

5.1 Descripción general. 50
5.2 Funcionamiento de la Prótesis. 52
5.3Determinación del grado de movilidad del paciente amputado.. 52

5.4 Validación del programa de elementos finitos 58
5.4.1 Solución analítica 59
5.4.2 Solución numérica 60
5.4.3 Análisis de sensibilidad. 62
5.5 Diseño de la articulación y análisis 64
5.5.1 Materiales. 66
5.5.2 Condiciones de carga y restricciones 67
5.6 Discretización del sistema por elementos finitos 68
5.7 Análisis de resultados 72
5.8 Diseño del resorte. 75
5.9 Selección partes constitutivas. 72
5.9.1 Selección del adaptador de cuenca. 76
5.9.2 Selección de adaptadores de encaje con núcleo de ajuste 77
5.9.3 Selección de cuenca o encaje. 78
5.10 Fabricación del prototipo de rodilla. 91

CAPÍTULO 6 Montajes y Pruebas 96
6.1 Objetivos de la prueba 96
6.2 Procedimiento de montaje 97
6.3 Resultados obtenidos 102

CAPÍTULO 7 Conclusiones y Recomendaciones 103
7.1 Conclusiones 103
7.2 Recomendaciones 106

Referencias 108
Anexos 109

Índice de tablas

5.1 Categorías de peso en pacientes con amputación. 66
5.2. Resultados numéricos para viga en voladizo. 62
5.3. Propiedades físicas de la aleación de aluminio 6061. 66

5.4. Propiedades físicas del acero inoxidable 304 67
5.5 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y error porcentual para el sistema placa-hueso-tornillos de fijación 69

Índice de figuras

1.1 Articulación de rodilla de Clover 4
1.2 Prótesis de pierna con porción telescópica 5
1.3 Prótesis Rincoe - Hull 5
1.4 Prótesis Blatchford 6
1.5 Articulación de rodilla con amortiguador hidráulico. 6
1.6 Articulación de rodilla para prótesis desarticuladas. 7
1.7 Prótesis de rodilla hidráulica. 7
1.8 Articulación de rodilla hidráulica para prótesis. 8
1.9 Prótesis de rodilla con pistón magnetoreológico 8
1.10 Prototipo de prótesis para miembro inferior con articulación de rodilla 8
2.1 Ejes de articulación de la rodilla (vista interna) 12
2.2 Ejes de articulación de la rodilla (vista externa rodilla semiflexionada) 13
2.3 Ubicación del eje mecánico de la rodilla 13
2.4 Flexoextensión 16
2.5 Extensión absoluta (Hiperextensión) 16
2.6 Extensión activa (pierna derecha), Extensión relativa (pierna izquierda) 17
2.7 Flexión activa con la cadera flexionada 17
2.8 Flexión activa con la cadera en extensión 18
2.9 Flexión pasiva 18
2.10 Rotación axial activa de la rodilla 20
2.11 Rotación interna de la rodilla 21
2.12 Rotación axial pasiva de la rodilla (2) 22
2.13 Rotación axial pasiva de la rodilla (3) 22
2.14 Rotación externa de la rodilla 23
2.15 Rotación interna de la rodilla 24
2.16 Etapas del ciclo de marcha 25
2.17 Longitud de paso completo 25

2.18 Duración total del ciclo de marcha 26
2.19 Subdivisiones de la fase de apoyo 27
2.20 Subdivisiones de la fase da balanceo 28
3.1 Coordenadas nodales (i,j,k) y desplazamientos de los nodos 31
3.2 Tipos de nodos de un elemento 35
3.3 Transformación de la geometría empleando de funciones de interpolación 36
3.4 Transformación biunívoca que provoca pliegues en el elemento transformado 36
3.5 Sistema de coordenadas locales (ζ,η,ξ) y sistema global de coordenadas cartesianas (x,y,z) 38
3.6 Límites de integración de la función *f* 40
3.7 Integración de Gauss-Legendre de la función *f* 40
5.1. Prototipo de articulación de rodilla. 50
5.2. Prototipo de prótesis final fase de apoyo, eje de gravedad y eje carga. 51
5.3. "Usuario en espacio interiores". 53
5.4. "Usuario limitado en espacios exteriores" 54
5.5. "Usuarios sin limitaciones en espacios exteriores" 55
5.6."Usuario sin limitaciones en espacios exteriores con exigencias especialmente altas" 56
5.7"Nivel de actividad y categoría de peso del paciente seleccionado" 57
5.8 Viga en voladizo (Blanco, 2009). 58
5.9 Análisis de la viga en voladizo con un mallado de 18.750 elementos utilizando ABAQUS 6.8. (a) Esfuerzos de Von Mises, σ (MPa), (b) Deformaciones, U (mm) 61
5.10 Análisis de sensibilidad del mallado utilizando ABAQUS 6.8 para la viga en voladizo, (a). Esfuerzos de Von Mises (MPa), (b). Deformaciones (mm). 63
5.11. Conjunto de rodilla dimensiones (mm). 65
5.12. Simulación de cargas y restricciones en el prototipo de rodilla. 69
5.13. Simulación de cargas y restricciones en el prototipo de rodilla. 69
5.14 Geometría del elemento C3D4 (ABAQUS 6.8) 70
5.16. Análisis de sensibilidad de la Deformación respecto al número de elementos para el prototipo de articulación de rodilla para prótesis externa. 72
5.17 Mallado del sistema modelado (a) Vista lateral (b) Vista frontal (c) Vista isométrica. 73
5.18 Esfuerzos de Von Mises (σVM: MPa) para el sistema de articulación sometido a compresion 75
5.19 Deformación (δ: mm) para el sistema de articulación sometido a 75

compresión.
5.20 Adaptador 4R37. 79
5.21 Adaptador 4R54. 79
5.22 Toma de negativo en yeso del muñón del paciente. 80
5.23 Toma del apoyo de isquion y triangulo escarpe del muñón del paciente y negativo finalizado. 81
5.24 Toma de medidas del muñón y extremidad no amputada del paciente. 82
5.25 Prueba del negativo en el paciente. 82
5.26 Vaciado del yeso en el negativo. 83
5.27. Preparación, verificación de medidas y positivo del muñón finalizado. 84
5.28 Preparación del muñón en yeso y primera laminación de la cuenca. 85
5.29 Corte y primera laminación de la cuenca. 87
5.30 Colocación de los dos poliuretanos y lijado de base de la cuenca. 88
5.31 Alineación y colocación de base de madera de la cuenca. 89
5.32 Pruebas de la primera laminación de la cuenca en el paciente. 90
5.33 Lijado, colocación de la fibra de vidrio y media final de la cuenca. 90
5.34 Laminación final de la cuenca. 92
5.35 Vista frontal, posterior y lateral de la cuenca ya terminada. 93
5.36 Vista frontal, posterior y lateral de la cuenca ya terminada. 94
5.37 Vista frontal, posterior y lateral de la cuenca ya terminada. 94
5.38 Vista frontal lateral y posterior de la articulación de rodilla ya terminada. 94
5.39 Vista de la articulación de rodilla acoplada a la cuenca. 95
6.1. Toma de medidas en la extremidad sana. 97
6.2. Toma de medidas en la prótesis para miembro inferior. 98
6.3. Corte del tubo y armado de la prótesis. 99
6.4. Vendaje (a), colocación de la cuenca en el muñón (b), verificación de la posición del conjunto de rodilla y pie protésicos con extremidad sana (c) y ajustes en acoples (d). 100
6.5. Pruebas de prótesis en el paciente seleccionado. 101
6.6. Pruebas de prótesis en el paciente seleccionado fuera de la pasarela. 102
6.7. Sistema de prótesis para miembro inferior. 103

Introducción

El ser humano usa sus piernas para la locomoción bípeda, la cual está constituida principalmente por las rodillas y pies los cuales tienen como características principales brindar estabilidad y movimiento (Rihs y Polizzi, 2001).

La pérdida de una extremidad produce una discapacidad permanente que puede afectar la imagen que el paciente tiene de sí mismo, sus cuidados personales y su movilidad; así como la pérdida parcial o total de una capacidad o actividad funcional física, además de la sobrecarga o trabajo excesivo de otras partes del cuerpo y frustración del individuo. (Health System, 2009).

En Venezuela de acuerdo con estadísticas del Censo del año 2001, hay 70 mil personas con discapacidad asociada con miembros inferiores (Censo, 2001).

Es por ello que a continuación se presenta un estudio cuyo objetivo se basa en el diseño y construcción de una articulación de rodilla para prótesis externa; evaluada a través del Método de Elementos Finitos (MEF) que en los últimos años, se ha convertido en una herramienta eficiente para la simulación de problemas de bioingeniería, debido a que con la implementación de esta herramienta, es posible conocer defectos que pueden poner en riesgo el buen desempeño de dispositivo antes de ser manufacturado.

Con el desarrollo de la presente investigación, el Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo podría ofrecer una alternativa para suministrar dispositivos protésicos al sistema de salud pública con el fin de mejorar la calidad de vida de los pacientes.

CAPÍTULO 1
Situación problemática

En el siguiente capítulo se describe el problema, sus consecuencias, sus posibles causas y su justificación, a partir de lo cual han surgido los objetivos de esta investigación, así como se definen los alcances y limitaciones de este trabajo. Así mismo, se lleva a cabo una revisión de los antecedentes y de los estudios realizados recientemente en el área de interés.

1.1 Situación problemática.

El ser humano usa sus piernas para la locomoción bípeda, la cual está constituida principalmente por las rodillas y pies los cuales tienen como características principales brindar estabilidad y movimiento (Rihs y Polizzi, 2001).

Un amputación es una condición adquirida por el corte y separación de una extremidad del cuerpo mediante traumatismo o cirugía; se le utiliza para controlar el dolor o un proceso causado por una enfermedad en la extremidad afectada, como por ejemplo algunas personas pierden las extremidades en accidentes o durante una guerra; en otros casos, las personas pierden las extremidades como resultado de enfermedades como la diabetes, el cáncer y enfermedades vasculares, un tumor maligno o una gangrena. En ciertos casos, se realiza en individuos como una cirugía preventiva para este tipo de problemas. (Amputación, 2009).

Según la Agencia para la Investigación y la Calidad del Cuidado de la Salud (Agency for Healthcare Research and Quality, AHRQ), cada año se hacen alrededor de 113.000 amputaciones de extremidades inferiores. En Venezuela de acuerdo con estadísticas del Censo del año 2001, hay 70 mil personas con discapacidad asociada con miembros inferiores (Censo, 2001).

La pérdida de una extremidad produce una discapacidad permanente que puede afectar la imagen que el paciente tiene de sí mismo, sus cuidados personales y su movilidad; así como la pérdida parcial o total de una capacidad o actividad funcional física, además de la sobrecarga o trabajo excesivo de otras partes del cuerpo y frustración del individuo. (Health System, 2009).

Muchos amputados utilizan extremidades artificiales; sin embargo aprender a usarlas requiere tiempo. El uso activo de un aparato protésico disminuye los sentimientos de sensibilidad y frustración, genera un aumento de los sentimientos de adaptación social y una mejor aceptación de su situación de incapacidad, mayor auto-dependencia y seguridad al mismo tiempo conformidad de sí mismo, menos timidez y una conducta más adaptable. (Garret y Levine, 1961).

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Diseñar y construir un prototipo de articulación de rodilla para prótesis externa.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Seleccionar una persona con amputación de miembro inferior por encima de la rodilla.

- Identificar las características físicas de la persona seleccionada.
- Diseñar el mecanismo que simula el movimiento de la rodilla.
- Seleccionar los materiales para la construcción del prototipo.
- Seleccionar una cuenca que se adapte a las condiciones de amputación.
- Realizar un análisis estructural del prototipo utilizando un programa que trabaja con el método de los elementos finitos.
- Construir y ensamblar todos los elementos que constituyen el prototipo.
- Probar el prototipo final de prótesis en el individuo seleccionado.

1.3 Justificación.

En el aspecto social, el alto costo de estos dispositivos protésicos, debido a su importación, justifica a que la Universidad de Carabobo diseñe y construya prótesis accesibles para la sociedad. Esto con la intención de mejorar la calidad de vida de los pacientes amputados.

En otro ámbito, se abre una línea de investigación destinada al diseño y construcción de prótesis generando un nuevo campo de estudio, el cual permitirá producir nuevas y avanzadas tecnologías con el fin de que la sociedad se vea beneficiada.

Académicamente, la Universidad de Carabobo se integra a los problemas sociales, proporcionándoles solución a los más necesitados. De igual manera, se estarían graduando profesionales con sensibilidad social. Al mismo tiempo permite a la Escuela de Mecánica de la Universidad de Carabobo presentar una solución accesible a las personas que asisten a centros de salud públicos. Así mismo se impulsa el desarrollo de nuevos modelos de prótesis, para brindar una ayuda a quienes precisan de una prótesis.

1.4 Alcance

Con esta investigación se persigue concebir mejoras en el diseño y construcción de un prototipo de prótesis, basada en las condiciones y características evaluadas en una persona con amputación de miembro inferior por encima de la rodilla y en conclusiones de estudios realizados anteriormente; tomando en cuenta que el mismo debe cumplir con las normas de certificación de la Internacional Society of Prótesis and orthesis (ISPO).

1.5 Limitaciones

- Disponibilidad de materiales nacionales apropiados para la fabricación y prueba de los elementos de la prótesis.
- Dificultad para el acceso a las normas de certificación ISPO (Internacional Society of Prótesis and orthesis).
- Selección y obtención de la cuenca que se adaptará al sujeto seleccionado.

1.6 Antecedentes

Clover William (1986), realizo una articulación de rodilla que ofrece mayor área de contacto entre los dos miembros (superior e inferior) que forma la rodilla, aumentando así la distribución de la carga y fuerzas, así como también la longevidad de la articulación y logrando reducir el desgaste de la misma (ver figura 1)

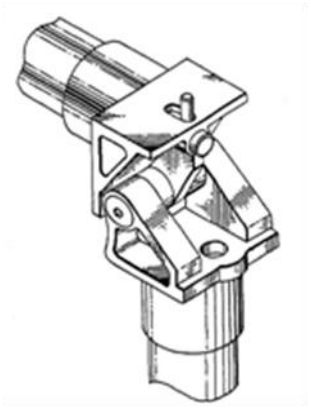


Figura 1.1. Articulación de rodilla de Clover; Clover William (1986).

Martel e Iler (1988) establecieron una mejora para las prótesis, tomando en consideración la diferencia de actividad física entre el caminar y la ejecución de deportes y/o ejercicios, esto incorporando una porción telescópica en la prótesis para permitir el cambio de longitud cuando el amputado la ponga en funcionamiento, para evitar la elevación significativa del centro del gravedad (ver figura 1.2).

Rincoe Richard y Hull Marlin (1991), propusieron una prótesis de rodilla robótica que funcionara con ayuda de un motor para la flexión y extensión de la rodilla, el cual puede ser alimentado por una batería, además de elementos mecánicos como engranes, tornillos sin fin, entre otros; todo esto para lograr una mejor similitud con el movimiento natural de la rodilla (ver figura 1.3).

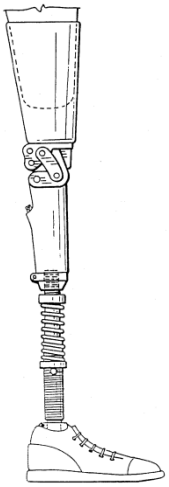


Figura 1.2. Prótesis de pierna con porción telescópica (Martel e Iler; 1988)

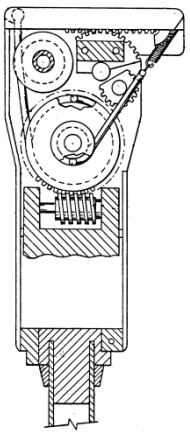


Figura 1.3. Prótesis Rincoe – Hull (Rincoe Richard y Hull Marlin;1991)

Chas. Blatchford A. & Sons, Ltd. (1993), de Gran Bretaña presentó al mundo el primer microprocesador controlado "Prótesis inteligente" y en 1995 una versión mejorada denominada "Prótesis inteligente Plus" (ver figura 1.4). Reconocieron que después de esta nueva idea que se acepta que tendría que "convertir la cultura de la prótesis inferior a aceptar más avanzados sistemas de control de microcomputadora".

La "prótesis inteligente" es la primera generación de estos nuevos "alta tecnología" prótesis y la nueva generación ahora es el "Prótesis adaptable".

Kelvin James (1994) creó una rodilla artificial con un amortiguador hidráulico que regula la velocidad angular de rotación de la articulación de la rodilla, controlada por un microprocesador que responde a diversos puntos en el andar y realiza la activación de un motor que esta ajustado a una válvula que controla dicho amortiguador (ver figura 1.5)

Figura 1.4. Prótesis Blatchford
(Chas. Blatchford A. & Sons, Ltd.;1993)

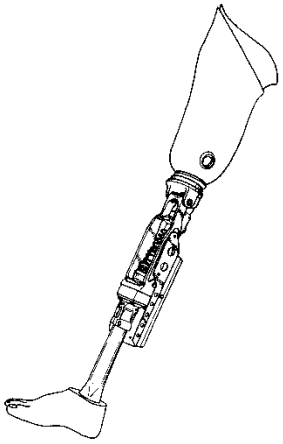


Figura 1.5. Articulación de rodilla con amortiguador hidráulico.
(Kelvin James;1994)

Kramer Steven *et al*. (1996), diseñó una articulación de rodilla para usarse en prótesis que tengan dicha articulación fuera de la ubicación de una rodilla natural, esto a partir de un mecanismo de 4 barras utilizado en prótesis con articulación normal (ver figura 1.6)

Quintus Jacob (1999), estableció un diseño de rodilla hidráulica, en la cual el flujo hidráulico de las cámaras se regula a través de una válvula operada por presión y un sistema de transmisión que transmite la fuerza del peso del paciente, de manera que

la válvula está cerrada solo cuando el peso del individuo actúa sobre la articulación de la rodilla (ver figura 1.7).

Hikichi Yuichi (2004) diseño una prótesis para amputaciones por encima de la rodilla, con una articulación de rodilla hidráulica que le permite al usuario tener el control sobre la resistencia a la flexión y la extensión de la rodilla a todos los ángulos (ver figura 1.8)

Enriquez Juan *et al*. (2007) establecieron un diseño de prótesis de rodilla tipo policéntrica, que regula la flexión de la rodilla mediante un pistón que contiene fluido magnetoreológico, dicho fluido varia su viscosidad a medida que cambia el campo magnético que se le induce (ver figura 1.9).

Recientemente, Ramírez y Zavarce (2008) diseñaron y construyeron una prótesis de miembro inferior con articulación de rodilla donde tomaron en consideración las cargas estáticas que se encuentran en las fases del caminar (ver figura 1.10).

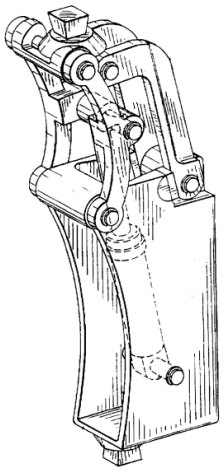


Figura 1.6. Articulación de rodilla para prótesis desarticuladas. (Kramer Steven et al.;1996)

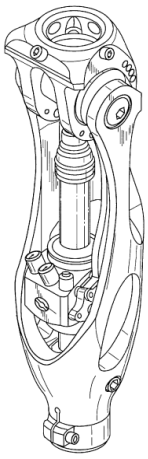


Figura 1.7. Prótesis de rodilla hidráulica. (Quintus Jacob;1999)

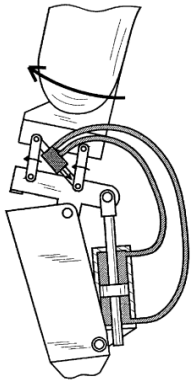


Figura 1.8. Articulación de rodilla hidráulica para prótesis. (Hikichi Yuichi; 2004)

Figura 1.9. Prótesis de rodilla con pistón magnetoreológico. (Enriquez Juan *et al*. 2007)

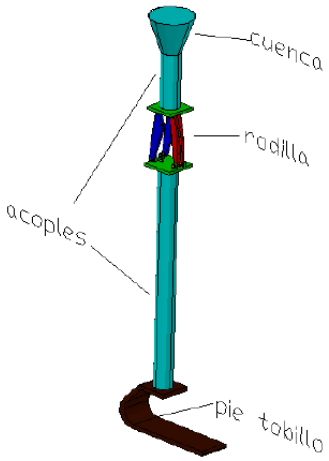


Figura 1.10. Prototipo de prótesis para miembro inferior con articulación de rodilla. (Ramírez y Zavarce; 2008)

CAPÍTULO 2
Marco Teórico

A continuación se exponen los aspectos teóricos empleados como bases para el diseño de un prototipo de articulación de rodilla para prótesis externa presentando específicamente sus características anatómicas y funcionales. Asimismo, se describen los aspectos más resaltantes acerca de la locomoción humana normal en sus diferentes fases.

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

2.1 RODILLA

La rodilla es la articulación *intermedia* del miembro inferior. *Principalmente,* es una articulación de **un solo grado de libertad** -la flexo-extensión-, que le permite aproximar o alejar, en mayor o menor medida, el extremo del miembro a su raíz o, lo que viene a ser lo mismo, regular la distancia del cuerpo con respecto al suelo. *La rodilla trabaja, esencialmente, en compresión* bajo la acción de la gravedad.

De manera accesoria, la articulación de la rodilla posee **un segundo grado de libertad:** la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna, que *solo aparece cuando la rodilla este flexionada.*

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

- poseer una *gran estabilidad* en extensión máxima, posición en la que la rodilla hace esfuerzos importantes debido al peso del cuerpo y a la longitud de los brazos de palanca;

- adquirir una *gran movilidad* a partir de cierto ángulo de flexión, movilidad necesaria en la carrera y para la orientación optima del pie en relación a las irregularidades del terreno.

La rodilla resuelve esas contradicciones gracias a dispositivos mecánicos extremadamente ingeniosos; sin embargo, el poco acoplamiento de las superficies, condición necesaria para una buena movilidad, la expone a esguinces y 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.

2.2 LOS EJES DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

El primer grado de libertad está condicionado por el *eje transversal XX'* (Fig. 2.1, vista interna y 2.2: vista externa de la rodilla semiflexionada), 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 (Fig. 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 ultimo un ángulo obtuso, abierto hacia dentro, de 170-175°: se trata del *valgus fisiológico de la rodilla.*

Sin embargo, los tres centros articulares de la cadera (H), de la rodilla (O) y del tobillo (C) están alineados en una misma recta HOC, que representa *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 hacen que *el eje mecánico del miembro inferior sea ligeramente oblicuo hacia abajo y adentro,* formando un ángulo de 3° con la vertical. Este ángulo será más abierto cuanto más amplia sea la pelvis, como es el caso de la mujer. Esto explica porque 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, *sino por detrás y un poco hacia dentro,* lo que desplaza el 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 alrededor del *eje longitudinal YY'* de la pierna (Figs. 2.1 y 2.2), con *la rodilla en flexión.* La estructura de la rodilla hace esta rotación imposible cuando **la articulación esta 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' anteroposterior y perpendicular a los dos precedentes. Este eje no presupone un tercer grado de libertad; cuando la rodilla esta flexionada, cierta holgura mecánica permite **movimientos de lateralidad** de 1 a 2 cm 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* mínimamente la rodilla; para saber si son patológicos, es indispensable compararlos con los del otro lado**,** con la condición indispensable de que la rodilla esté sana.

Figura 2.1. Ejes de articulación de la rodilla (vista interna) (Fuente: Kapandji,1997).

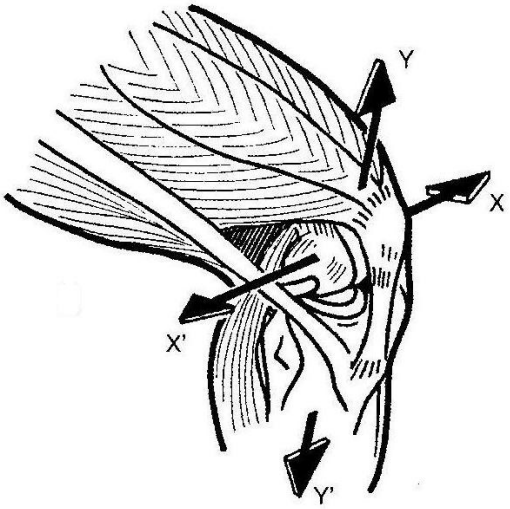


Figura 2.2 Ejes de articulación de la rodilla (vista externa rodilla semiflexionada) (Fuente: Kapandji,1997)..

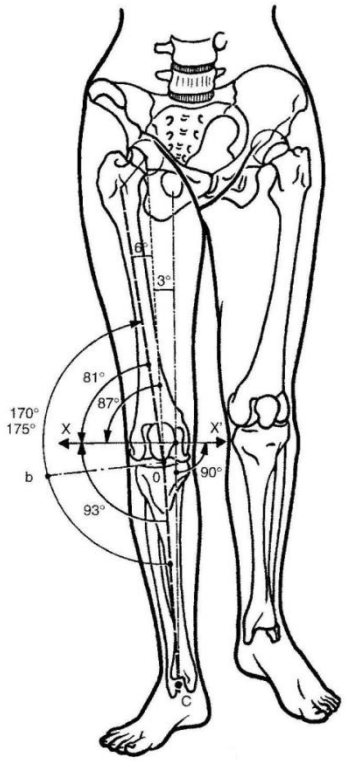


Figura 2.3. Ubicación del eje mecánico de la rodilla(Fuente: Kapandji,1997)..

2.3 LOS MOVIMIENTOS DE FLEXOEXTENSIÓN

La flexoextensión es el movimiento principal de la rodilla. Su amplitud se mide a partir de la posición de referencia definida de la siguiente manera: *el eje de la pierna se sitúa en la prolongación del eje del muslo* (Fig. 2.4, pierna izquierda). De perfil, el eje del fémur se continúa sin ninguna angulación, con el eje del esqueleto de la pierna. En la posición de referencia, el miembro inferior posee su máxima longitud.

2.3.1 *Extensión*

Se define como el movimiento que *aleja* la cara posterior de la pierna de la cara posterior del muslo. A decir verdad, no existe una **extensión absoluta,** ya que en la posición de referencia el miembro inferior ya está en su máximo estado de alargamiento. Sin embargo, es posible realizar, sobre todo *pasivamente,* un movimiento de extensión de 5° a 10° a partir de la posición de referencia (Fig. 2.5); este movimiento recibe el nombre, desde luego erróneo, de "hiperextensión". En algunos individuos, esta hiperextensión esta acentuada por razones patológicas, provocando entonces un *genu recurvatum.*

La extensión activa, rara vez sobrepasa, y por poco, la posición de referencia (Fig. 2.4) y esta posibilidad depende esencialmente de la posición de la cadera: de hecho, la eficacia del recto anterior, como extensor de la rodilla, aumenta con la extensión de la cadera. Lo que significa que la extensión previa de la cadera (Fig. 2.6, 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 (Fig. 2.6, pierna izquierda); se trata del movimiento que se efectúa normalmente durante la marcha, cuando el miembro "oscilante" se desplaza hacia delante para contactar con el suelo.

2.3.2 *Flexión*

Es el movimiento que *aproxima* 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 cualquier posición en flexión.

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

La flexión activa alcanza los 140° si la cadera esta previamente flexionada (Fig. 2.7), y únicamente llega a los 120° si la cadera esta en extensión (Fig. 2.8). Esta diferencia de amplitud se debe a la disminución de la eficacia de los isquiotibiales cuando la cadera está extendida. Sin embargo, es posible sobrepasar los 120° de flexión de rodilla con la cadera extendida, gracias a la *contracción balística:* los isquiotibiales, a través de una contracción tan potente como brusca, inician la flexión de rodilla que finaliza con una flexión pasiva.

La flexión pasiva de la rodilla alcanza una amplitud de 160° (Fig. 2.9) y *permite que el talón contacte con la nalga.* Este movimiento es una prueba muy importante para comprobar la libertad de la flexión de rodilla, y para constatar la flexión pasiva de la misma se puede medir la distancia que separa el talón de la nalga. En condiciones normales, la flexión solo está limitada por el contacto elástico de las masas musculares de la pantorrilla y del muslo. En condiciones patológicas, la flexión pasiva de la rodilla está limitada por *la retracción del aparato extensor-principal*mente el cuadriceps- o por *las retracciones capsulares.*

Si siempre es factible detectar un déficit de flexión diferenciando el grado de flexión alcanzado y la amplitud de la flexión máxima (160°), o también, comprobando la distancia talón/nalga, el déficit de extensión se designa por un ángulo negativo**,** por ejemplo -60°: es el que se mide entre la posición de extensión pasiva máxima y la rectitud. De esta forma, en la figura 8 también se puede decir que la pierna izquierda esta flexionada a 120°, o, si no puede alcanzar mayor extensión, que presenta un déficit de extensión de -120°.

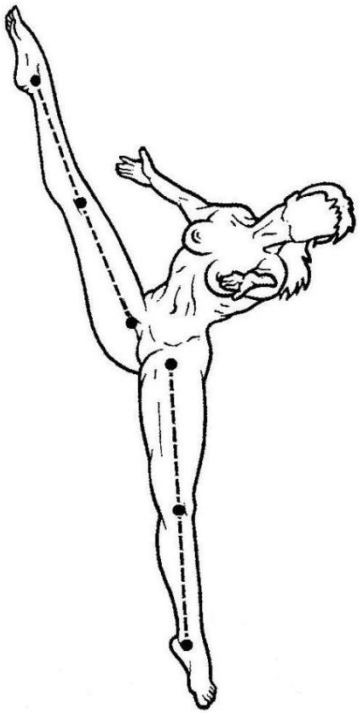


Figura 2.4. Flexoextensión. (Fuente: Kapandji,1997).

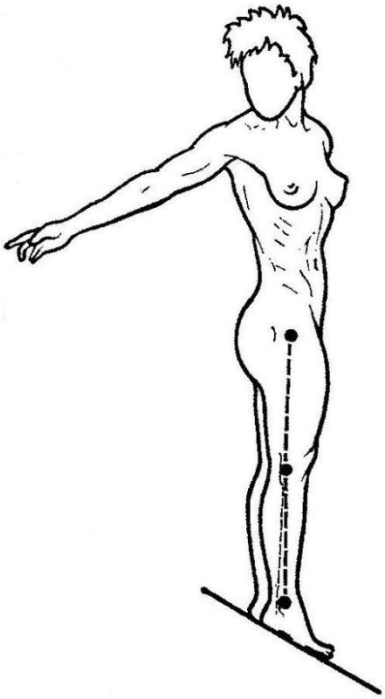


Figura 2.5. Extensión absoluta (Hiperextensión). (Fuente: Kapandji,1997).

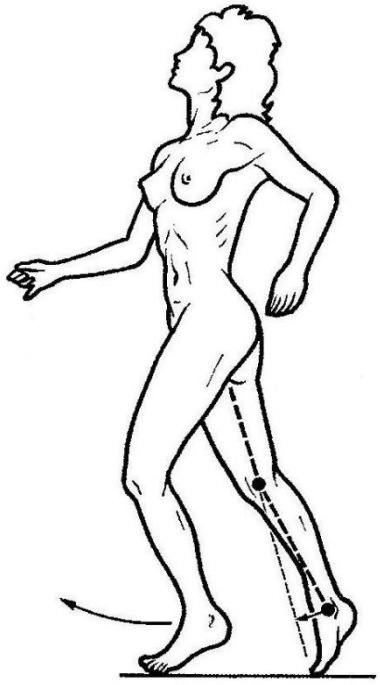


Figura 2.6. Extensión activa (pierna derecha), Extensión relativa (pierna izquierda). (Fuente: Kapandji,1997).

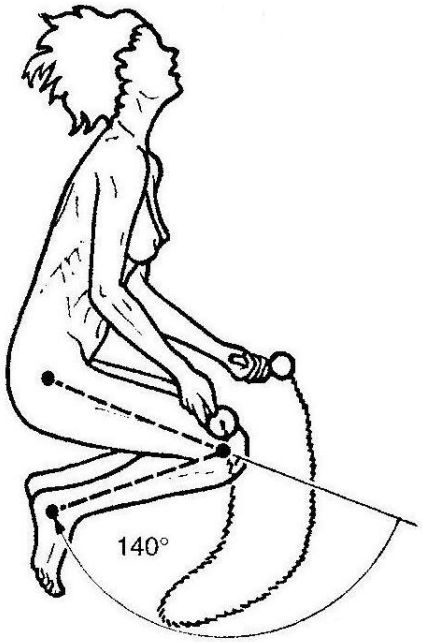


Figura 2.7. Flexión activa con la cadera flexionada. (Fuente: Kapandji,1997).

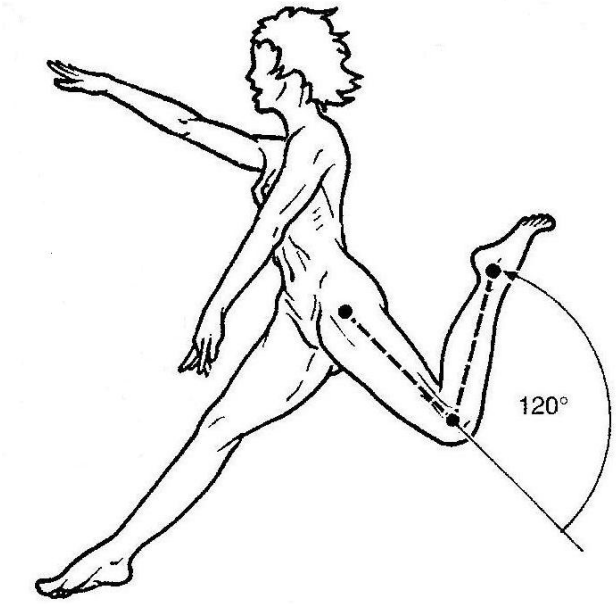


Figura 2.8. Flexión activa con la cadera en extensión. (Fuente: Kapandji,1997).

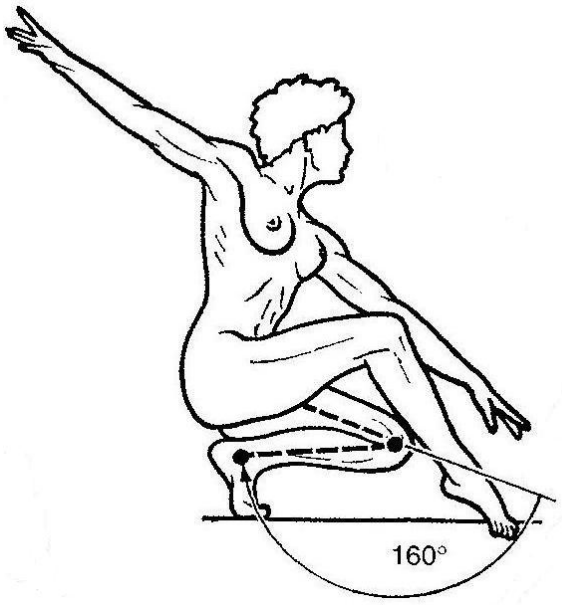


Figura 2.9. Flexión pasiva. (Fuente: Kapandji,1997).

2.4 LA ROTACIÓN AXIAL DE LA RODILLA

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

2.4.1 *Rotación axial activa*

Para medir la rotación axial activa**,** se debe flexionar la rodilla en ángulo recto, el individuo sentado con las piernas colgando al borde de una Camilla (Fig. 2.10): la flexión de la rodilla excluye la rotación de cadera. En la posición de referencia, la punta del pie se dirige ligeramente hacia fuera.

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

La rotación externa (Fig. 2.13) dirige la punta del pie *hacia fuera* e interviene también en el movimiento de abducción del pie.

Para Fick, la rotación externa es de 40° contra los 30° de rotación interna. Esta amplitud varia con el grado de flexión, ya que, según este autor, la rotación externa es de 32° cuando la rodilla esta flexionada a 30° y de 42° cuando esta flexionada en ángulo recto.

2.4.2 *Rotación axial pasiva*

La medición de la rotación axial pasiva se realiza con el individuo en decúbito prono, la rodilla flexionada en ángulo recto: el examinador sujeta el pie con ambas manos y lo hace girar dirigiendo su punta hacia fuera (Fig. 2.12) y adentro (Fig. 2.13).

Como cabía esperar, esta rotación pasiva es ligeramente más amplia que la rotación activa.

Por último, existe **una rotación axial denominada "automática",** puesto que esta inevitable e involuntariamente relacionada con los movimientos de flexo extensión. Tiene lugar, sobre todo, en los últimos grades de extensión o al inicio de la flexión. Cuando la rodilla se extiende, el pie se ve arrastrado hacia la *rotación externa* (Fig. 2.14); esto sugiere una sencilla regla nemo-técnica para recordar esta asociación: Extensión y rotación Externa. A la inversa, cuando la rodilla esta flexionada, la pierna gira en *rotación interna* (Fig. 2.15). El mismo movimiento se realiza cuando, al plegar las piernas sobre el cuerpo, la punta del pie se dirige hacia dentro, postura que también corresponde a la posición fetal.

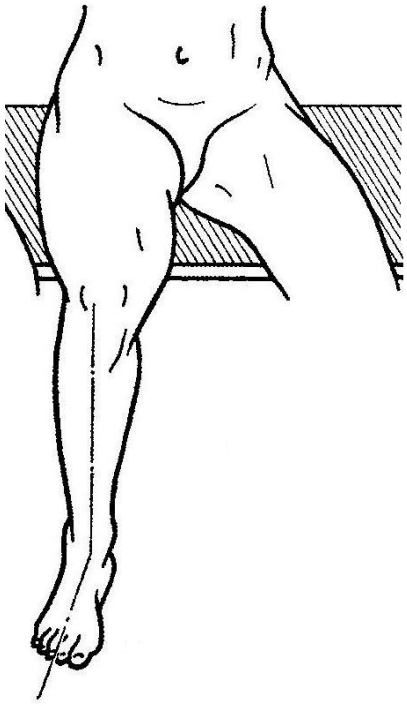


Figura 2.10. Rotación axial activa de la rodilla. (Fuente: Kapandji,1997).

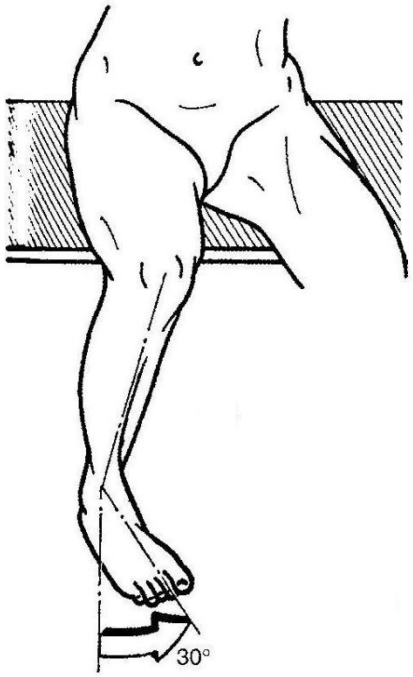
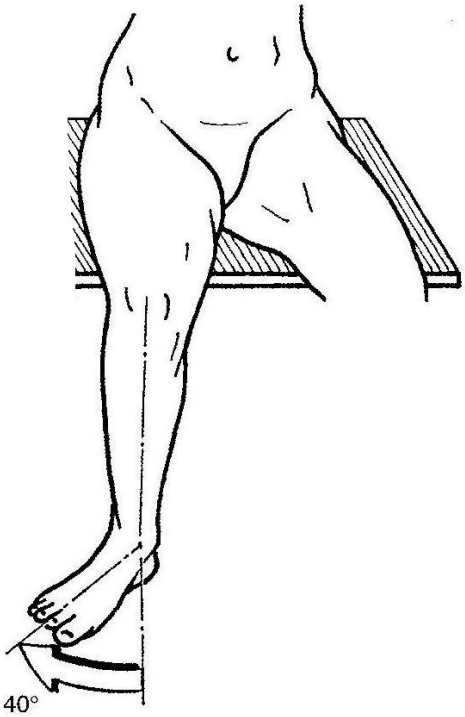


Figura 2.11. Rotación interna de la rodilla. (Fuente: Kapandji,1997).



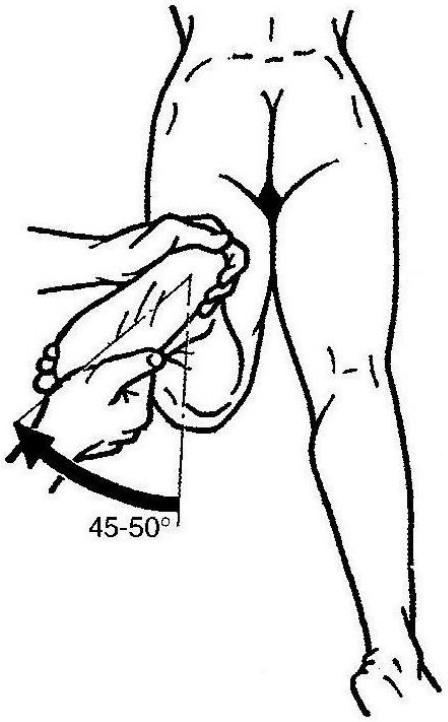


Figura 2.12. Rotación axial pasiva de la rodilla (2) (Fuente: Kapandji,1997).

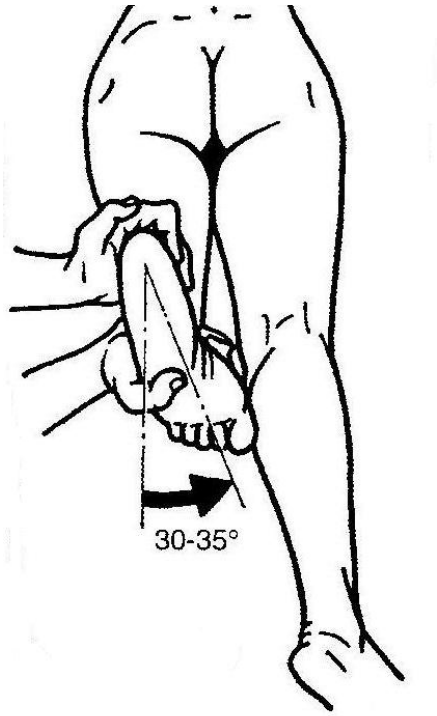


Figura 2.13. Rotación axial pasiva de la rodilla (3) (Fuente: Kapandji,1997).

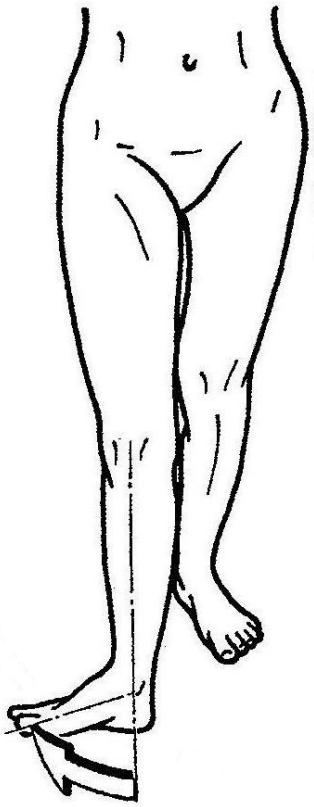


Figura 2.14. Rotación externa de la rodilla. (Fuente: Kapandji,1997).

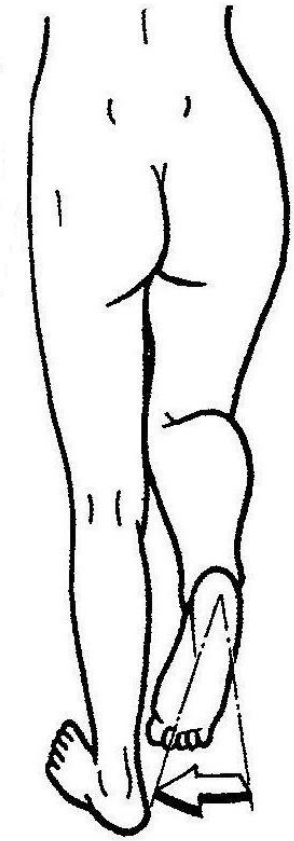


Figura 2.15. Rotación interna de la rodilla. (Fuente: Kapandji,1997).

2.5 LOCOMOCIÓN HUMANA

El conocimiento de la locomoción humana normal es la **base** del tratamiento sistemático y del manejo de la marcha patológica, especialmente cuando se usan prótesis y ortesis.

La locomoción humana normal se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad. Más específicamente, la locomoción humana normal puede describirse enumerando algunas de sus características. Aunque existen pequeñas en la forma de la marcha de un individuo a otro, estas diferencias caen dentro de pequeños límites.

El ciclo de la marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes

del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo (fig. 2.16). Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo.

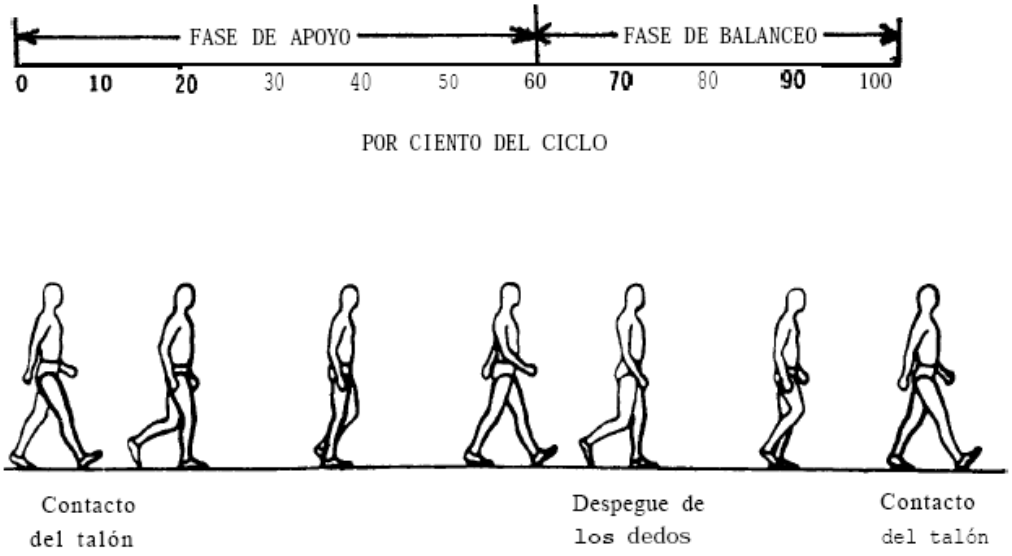


Figura 2.16 Etapas del ciclo de marcha. (Fuente: Kapandji,1997).

La longitud del paso completo es la distancia lineal entre los sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie. Longitud **del paso es la** distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie (fig. 2.17).

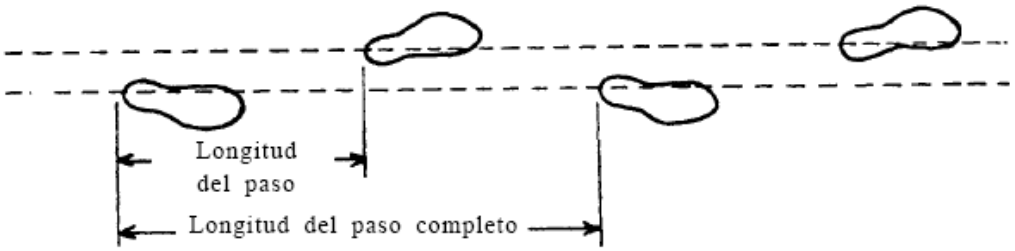


Figura 2.17 Longitud de paso completo. (Fuente: Kapandji,1997).

Apoyo sencillo. Se refiere al período cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo. El período de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente. Para referencia del pie significa que por un corto período de tiempo, la primera parte de la fase de apoyo y la última parte de la fase de apoyo, el pie contralateral estará también en contacto con el suelo (fig. 2.18). La ausencia de un período de doble apoyo distingue el correr del andar.

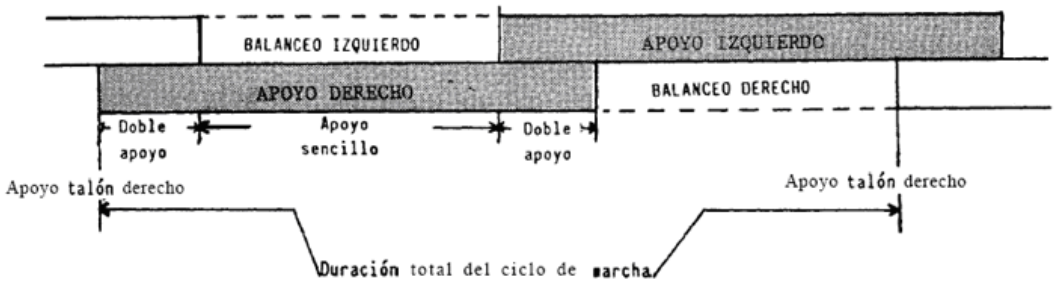


Figura 2.18 Duración total del ciclo de marcha. (Fuente: Kapandji,1997).

La cantidad relativa de tiempo gastado durante cada fase del ciclo de la marcha, a una velocidad normal, es:

1. Fase de apoyo: 60% del ciclo

2. Fase de balanceo: 40% del ciclo

3. Doble apoyo: 20% del ciclo.

Con el aumento de la velocidad de la marcha hay un aumento relativo en el tiempo gastado en la fase de balanceo, y con la disminución de la velocidad una relativa disminución. La duración del doble apoyo disminuye conforme aumenta la velocidad de la marcha.

2.5.1 *Subdivisión de la fase de apoyo*

Hay cinco momentos que son útiles al subdividir la fase de apoyo: Contacto del talón, apoyo plantar, apoyo medio, elevación del talón y despegue del pie.

El contacto del talón se refiere al instante en que el talón de la pierna de referencia toca el suelo. El apoyo plantar se refiere al contacto de la parte anterior del pie con el suelo. El apoyo **medio** ocurre cuando el trocánter mayor* está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital. La elevación del **talón** ocurre cuando **el** talón se eleva del suelo, y el despegue del pie ocurre cuando los dedos se elevan del suelo.

La **fase** de apoyo puede también dividirse en intervalos con los términos de aceptación del peso, apoyo medio y despegue. El intervalo de aceptación del peso empieza en el contacto del talón y termina con el apoyo plantar.

El intervalo de apoyo medio empieza con el apoyo plantar y termina con la elevación del talón al despegue de talón. El despegue se extiende desde la elevación del los dedos (fig. 2.19).

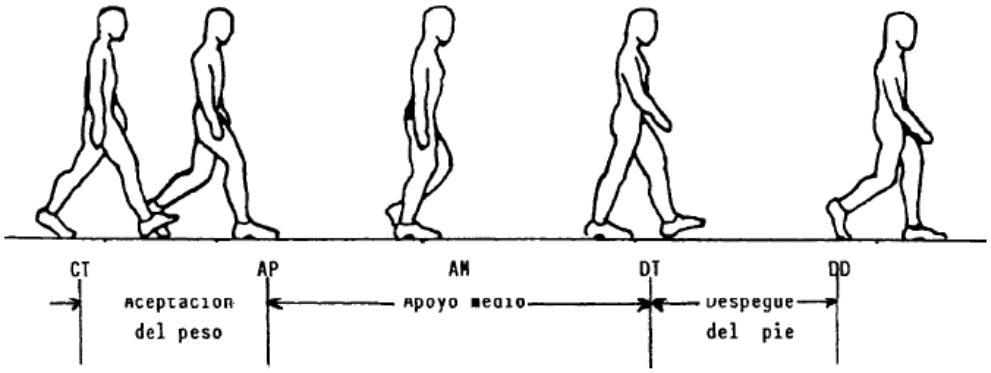


Figura 2.19 Subdivisiones de la fase de apoyo. (Fuente: Kapandji,1997).

2.5.2 *Subdivisiones de la fase de balanceo*

La fase de balanceo puede dividirse en tres intervalos designados con los términos de aceleración, balanceo medio y deceleración. Cada una de estas subdivisiones constituye aproximadamente un tercio de la fase de balanceo. El primer tercio, referido como período de aceleración, se caracteriza por la rápida aceleración

del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo. Durante el tercio medio de la fase de balanceo, el intervalo del balanceo medio, la pierna balanceada pasa a la otra pierna, moviéndose hacia delante de la misma, ya que está en fase de apoyo. El tercio final de la fase de balanceo está caracterizado por la deceleración de la pierna que se mueve rápidamente cuando se acerca al final del intervalo (fig. 2.20).

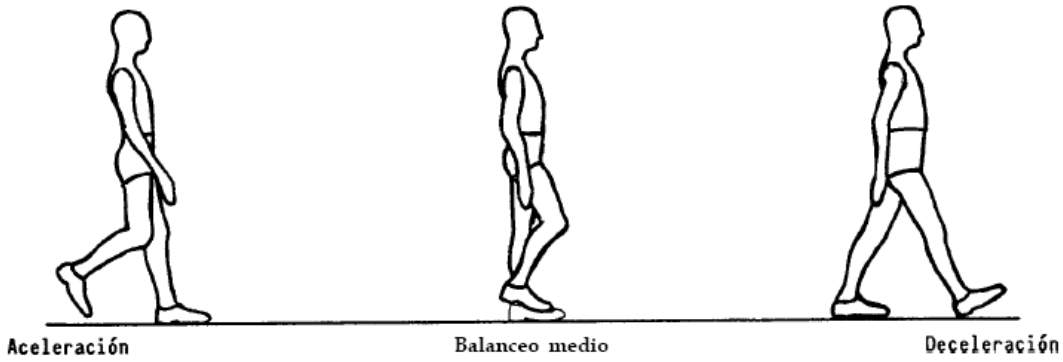


Figura 2.20 Subdivisiones de la fase da balanceo. (Fuente: Kapandji,1997).

2.5.3 *Línea del centro de gravedad*

Las leyes de la mecánica dicen claramente que el mínimo gasto de energía se consigue cuando un cuerpo se mueve en línea recta, sin que el centro de gravedad se desvíe, tanto para arriba como para abajo, como de un lado a otro. Esta línea recta sería posible en la marcha normal si las extremidades inferiores terminaran en ruedas. Como no es esto lo que ocurre, el centro de gravedad del cuerpo se desvía de una línea recta, pero para la conservación de la energía, la desviación o desplazamiento debe quedarse a un nivel óptimo.

CAPÍTULO 3
Método de los elementos finitos

El Método de los Elementos Finitos (MEF) constituye actualmente el procedimiento habitual de cálculo en mecánica estructural y mecánica de sólidos en general. Su nacimiento y desarrollo es una consecuencia de la disponibilidad de herramientas electrónicas de cálculo cada vez más potentes. El MEF permite realizar un modelo matemático de cálculo del sistema real, más fácil y económico hasta llegar al modelo óptimo del problema, sin embargo no deja de ser una técnica aproximada de cálculo debido a las hipótesis básicas del método. Los prototipos, por lo tanto, siguen siendo necesarios para volúmenes grandes de piezas, pero prácticamente con las dimensiones definitivas, ya que el MEF puede acercarse bastante al diseño óptimo. En el caso particular de esta investigación son empleados los principios fundamentales del MEF como herramienta de diseño en ingeniería, razón por la cual a continuación se

describen los aspectos fundamentales que caracterizan a esta conocida técnica numérica de aproximación.

3.1 EL MÉTODO GENERAL

El Método de los Elementos finitos es una técnica de aproximación de problemas continuos, de tal forma que (Zienkiewicz y Taylor 1994, 1).

- El continuo se divide en un número finito de partes, ***"elementos"***, cuyo comportamiento se especifica mediante un número finito de parámetros asociados a ciertos puntos característicos denominados ***"nodos"***, los cuales 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 ensamblaje 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 o funciones de forma***.

El MEF se basa en transformar un cuerpo de naturaleza continua en un modelo discreto aproximado, esta se conoce como 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.

3.1.1 Aplicación del método

La forma más intuitiva de comprender el método, al tiempo que la más extendida, es 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 ***e*** viene definido por sus nodos (i,j,m) y por su contorno formado por líneas que los unen. Los desplazamientos ***u*** de cualquier punto del elemento se aproximan por un vector columna $\vec{u}$

$$\vec{u} = \sum N_i a_i^e = \begin{bmatrix} Ni & Nj & \ldots. \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \vec{a}_i \\ \vec{a}_j \\ \ldots \end{pmatrix}^e = Na^e \qquad (3.1)$$

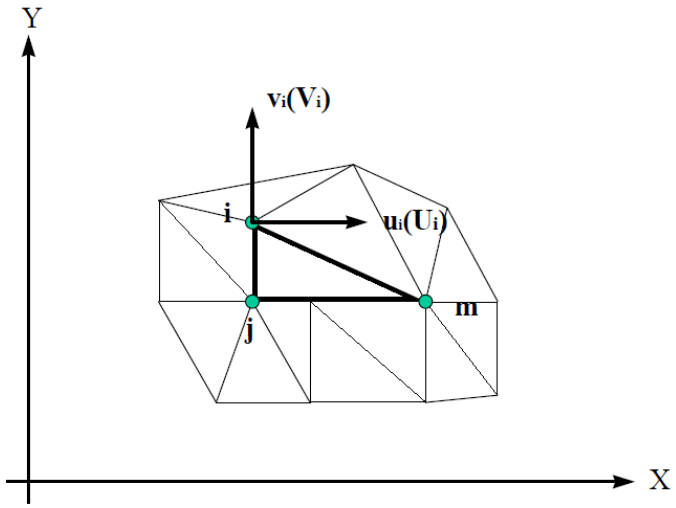


Figura 3.1 Coordenadas nodales (i,j,k) y desplazamientos de los nodos

N son funciones de posición dadas (funciones de forma) y $\boldsymbol{a^e}$ es un vector formado por los desplazamientos nodales de los elementos considerados. Para el caso de tensión plana

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

- ***u*** : son los movimientos horizontal y vertical en un punto cualquiera del elemento.
- $\boldsymbol{a_i}$: Son los desplazamientos del nodo *i*.

Las funciones $\boldsymbol{N_i}$, $\boldsymbol{N_j}$, $\boldsymbol{N_m}$, han de escogerse de tal forma que al sustituir en (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 vendrán dadas por una relación del tipo de la ecuación 3.2. Siendo ***S*** un operador lineal adecuado.

$$\varepsilon = Su \tag{3.2}$$

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

$$\varepsilon = Ba \tag{3.3}$$

$$B = SN \tag{3.4}$$

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

$$\sigma = D(\varepsilon - \varepsilon_o) + \sigma_o \tag{3.5}$$

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

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

como las fuerzas que actúan sobre los nodos, que son estáticamente equivalentes a las tensiones en el contorno y a las fuerzas distribuidas que actúan sobre el elemento. Cada fuerza $\boldsymbol{q_i^e}$ debe tener el mismo número de componentes que el desplazamiento nodal $\boldsymbol{a_i}$ correspondiente y debe ordenarse en las direcciones adecuadas. En el caso particular de tensión plana, 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 tensiones en el contorno y fuerzas distribuidas se determina por medio del método de los trabajos virtuales (Zienkiewicz y Taylor 1994, 1). El resultado es el siguiente ($\boldsymbol{V^e}$ es el volumen del elemento ***e***),

$$q^e = \int_{V^e} B^T \sigma \cdot dV - \int_{V^e} N^T b \cdot dV \tag{3.6}$$

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

$$q^e = K^e a^e + f^e \tag{3.7}$$

$$K^e = \int_{V^e} B^T D B \cdot dV$$

$$f^e = -\int_{V^e} N^T b \cdot dV - \int_{V^e} B^T D \varepsilon_o \cdot dv + \int_{V^e} B^T \sigma_o \cdot dV$$

En la expresión de $\boldsymbol{f^e}$ aparecen, por este orden, las fuerzas debidas a las fuerzas distribuidas, las deformaciones iníciales y las tensiones iníciales ***K*** es la matriz de rigidez.Si existiesen fuerzas distribuidas por unidad de superficie (***t***), se tendría que añadir un término adicional a las fuerzas nodales del elemento cuyo contorno posee una superficie $\boldsymbol{A^e}$. El término adicional sería,

$$-\int_{A^e} N^T t \cdot dA$$

t tendrá que tener el mismo número de componentes que ***u***. Para que la expresión anterior sea válida.

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

$$\sigma = DBa^{e} - D\varepsilon_{o} + \sigma_{o}$$

3.1.2 Funciones de forma

La interpolación es un elemento clave del MEF, puesto que es a través de las funciones de forma, o interpolación, que se consigue reducir el problema a la determinación de los corrimientos de unos nodos. Estas funciones deben dar valores suficientemente aproximados de los corrimientos de cualquier punto del elemento, en función de los corrimientos de los nodos.

3.1.2.1 Propiedades de las funciones de forma

Las propiedades de las funciones de forma se describen como (Ayneto 1997):

- Derivabilidad: Si el operador ***S*** es de orden *m* la función de forma deberá soportar la *m*-ésima derivada.
- Integrabilidad: Por coherencia con la ecuación (3.6), una vez se realiza la *m*-ésima derivada, la función de forma debe ser integrable.
- Semejanza con las leyes de distribución de corrimientos: Las leyes de distribución de corrimientos son continuas, por lo que también lo deben ser las funciones una vez aplicado el operador ***S***.
- Condición de polinomio completo: Si la función de forma escogida es polinómica, lo que suele ser lo más habitual, para que la función se aproxime hasta el término *m*-ésimo a la solución real, el polinomio debe ser completo.

3.1.2.2 Criterio de la parcela

Es conveniente que las funciones de forma tengan la propiedad de valer la unidad en los nodos a los que están asociadas y que tengan un valor nulo en el resto. Este tipo de elementos se llaman **elementos conformes**, y aseguran la continuidad de la ley de corrimientos entre elementos.

Los **elementos no conformes** son, por tanto, los que no aseguran la unidad de la ley de corrimientos, hecho que provoca la existencia de deformaciones infinitas en el

contorno entre elementos. Este tipo de elementos es válido siempre que no disipe trabajo entre los contornos.

Es para este tipo de elementos no conformes que se emplea el criterio de la parcela, que comprueba la buena convergencia de este tipo de elementos. Consiste en aislar una porción de ellos del conjunto, aplicar un estado de corrimientos que provoque una deformación constante, si ésta se produce, no se disipa trabajo y el elemento es válido para la formulación.

3.1.2.3 Tipos de funciones de forma

En cada elemento se pueden distinguir tres tipos de nodos, primarios, secundarios e intermedios, como se muestran en la figura 3.2.

Las funciones de forma se agrupan en dos familias principales en función del tipo de nodos (Zienkiewicz y Taylor 1994, 2):

- Serendípidas: en las que sólo existen nodos frontera (primarios y secundarios).
- Lagrangianas: Incluyen además nodos intermedios.

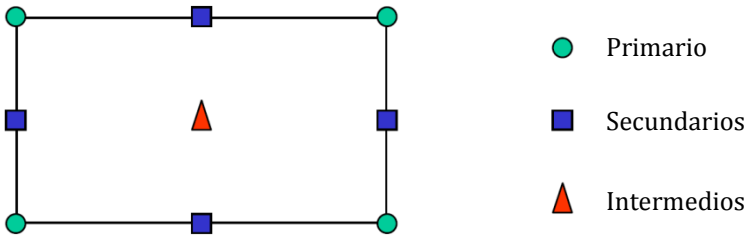


Figura 3.2 Tipos de nodos de un elemento

Con el fin de conseguir un mayor ajuste de los elementos a la geometría del cuerpo, existe también una interpolación de tipo geométrico. Esto permite obtener elementos de lados curvos a partir de un elemento de referencia.

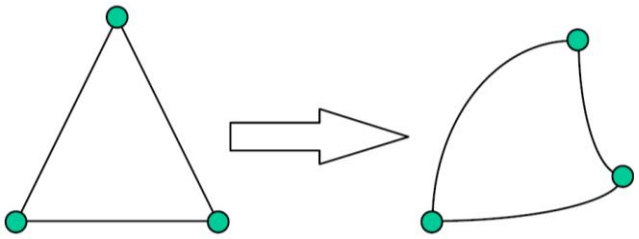


Figura 3.3 Transformación de la geometría empleando de funciones de interpolación

No sólo pueden distorsionarse elementos bidimensionales en otros también bidimensionales, sino que se puede distorsionar elementos bidimensionales en elementos tridimensionales. Esto es así estableciendo una correspondencia biunívoca entre las coordenadas cartesianas y curvilíneas.

Es conveniente emplear funciones de forma también en las transformaciones curvilíneas que permiten la obtención de lados curvos.

Las transformaciones deben ser unívocas, es decir a cada punto del sistema cartesiano le debe corresponder un único punto del sistema curvilíneo, y viceversa. Es decir no pueden existir elementos con pliegues.

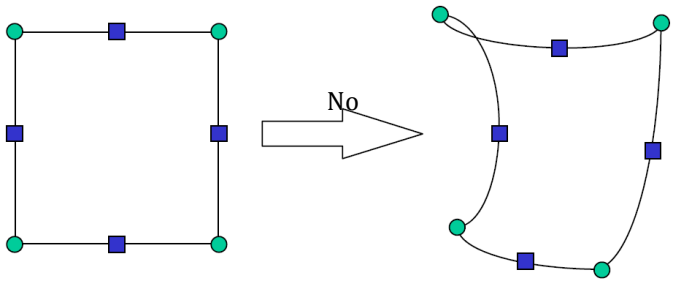


Figura 3.4 Transformación biunívoca que provoca pliegues en el elemento transformado

Además no puede haber huecos ni solapamiento entre los elementos transformados. Lo anterior se resume en dos teoremas que se pueden encontrar en (Zienkiewicz y Taylor 1994, 1):

Teorema 1:

Cuando dos elementos contiguos están engendrados por "elementos generatrices" cuyas funciones de forma satisfacen las condiciones de continuidad, los elementos distorsionados (transformados) serán entonces continuos.

Teorema 2:

Si las funciones de forma ***N*** *empleadas son tales que la continuidad de los corrimientos* ***u*** *se mantiene en las coordenadas del elemento generatriz, las condiciones de continuidad se satisfarán entonces en los elementos distorsionados.*

Cuando el número de nodos que definen la forma geométrica del elemento es inferior al número de los utilizados en la interpelación de los corrimientos, se dice que el elemento es *subparamétrico.* Cuando es superior se dice que es *superparamétrico.*

En la mayoría de los casos se emplean las mismas funciones de interpolación para la geometría y para los corrimientos, siendo en este caso, los elementos *isoparamétricos.*

La transformación isoparamétrica mantiene la continuidad de los corrimientos entre elementos.

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 (ver 3.4).

3.1.3. Integración numérica.

Las transformaciones curvilíneas transforman las coordenadas **x**,**y**,**z** a las coordenadas locales $\boldsymbol{\zeta}$,$\boldsymbol{\eta}$,$\boldsymbol{\xi}$.

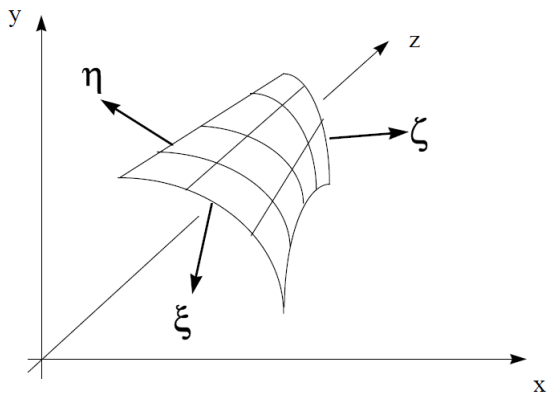


Figura 3.5 Sistema de coordenadas locales (ζ,η,ξ) y sistema global de coordenadas cartesianas (x,y,z)

Esto implica introducir un cambio de variable en las ecuaciones integrales que describen el comportamiento de los elementos. Las derivadas de las funciones de forma que intervienen en la expresión de ***B*** son respecto a **x**,**y**,**z**, que guardan la relación (3.8) respecto a las coordenadas locales.

$$K^e = \int_{V^e} B^T D B \cdot dV$$

$$f_b^e = -\int_{V^e} N^T b \cdot dV \qquad f_\sigma^e = -\int_{V^e} B^T \sigma_o \cdot dV$$

$$f_\varepsilon^e = -\int_{V^e} B^T D \varepsilon_o \cdot dV \qquad f_t^e = -\int_{A^e} N^T t \cdot dA$$

$$\frac{\partial N_j}{\partial x_i} = \left[\quad\right]^{-1} \frac{\partial N_j}{\partial \zeta_i} \tag{3.8}$$

Donde ***J*** es la matriz Jacobiana de la transformación.

$$\left[\quad\right] = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial \zeta} & \frac{\partial y}{\partial \zeta} & \frac{\partial z}{\partial \zeta} \\ \frac{\partial x}{\partial \eta} & \frac{\partial y}{\partial \eta} & \frac{\partial z}{\partial \eta} \\ \frac{\partial x}{\partial \xi} & \frac{\partial y}{\partial \xi} & \frac{\partial z}{\partial \xi} \end{bmatrix} \tag{3.9}$$

Los diferenciales de volumen en cada sistema de coordenadas vienen relacionados de la forma,

$$dx \cdot dy \cdot dz = \det \mathbf{J} \cdot d\zeta \cdot d\eta \cdot d\xi$$

Una vez realizada la transformación, la integración es más sencilla en el sistema de coordenadas local (**ζ**,**η**,**ξ**), que en el cartesiano (**x**,**y**,**z***)* en el que los dominios están distorsionados. Pero la obtención del resultado final puede presentar ciertos problemas ya que (Zienkiewicz y Taylor 1994, 2)

- $det\,\mathbf{J}$ puede ser cero a causa de una mala discretización, por lo que la solución no es posible;
- el proceso de elaboración del jacobiano es laborioso y consume recursos.
- el jacobiano puede estar mal condicionado ($det\,\mathbf{J}$ próximo a cero).

Es el último de los problemas enunciados el más peligroso de todos, puesto que puede introducir errores numéricos difíciles de detectar. En otras palabras, puede producir una $\mathbf{J}^{-1}$ errónea.

La integración numérica consiste en sustituir la función que se pretende integrar por un polinomio de interpolación (otra función de forma) que pase por un determinado número de puntos llamados **puntos de Gauss**. La integración del polinomio se realiza posteriormente a través de una suma ponderada de los valores de la función en estos puntos de Gauss (3.10).

$$\int_a^b f(x) \cdot dx \approx \int_a^b P(x) \cdot dx$$

$$\int_a^b P(x) \cdot dx = \sum H_i \cdot f(x_i)\,; \qquad (3.10)$$

$$H_i : \textit{factor de peso}$$

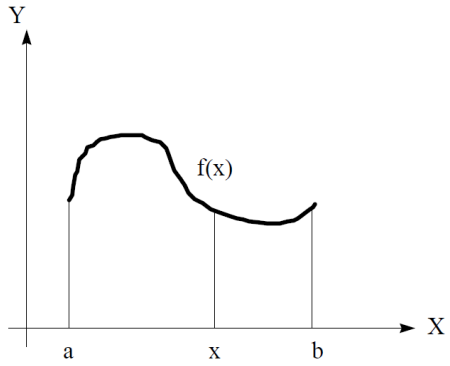


Figura 3.6 Límites de integración de la función *f*

El método más empleado para sustituir la función por un polinomio es la *cuadratura de Gauss-Legendre.* El método permite integrar cualquier función entre **-1** y **+1**, sustituyendo la función a integrar (*f*(*x*)) por un polinomio de Legendre de grado **2n-1**. Tomando como base los ***n*** puntos de Gauss se puede obtener un valor tan aproximado a la integral como se desee.

Las abscisas de los puntos de Gauss corresponden a las raíces del polinomio de Legendre escogido.

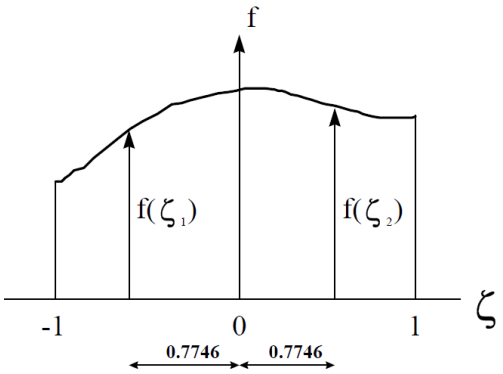


Figura 3.7 Integración de Gauss-Legendre de la función *f*

Como conclusión final se dirá que los **puntos de Gauss** son los puntos óptimos para la evaluación de tensiones y deformaciones (Zienkiewicz y Taylor 1994, 2) (o cualesquiera otras incógnitas a despejar). En los otros puntos del elemento la aproximación es pobre y los errores pueden llegar a ser muy considerables. Por ello, las tensiones nunca deben ser evaluadas en los nodos directamente, a diferencia de los

corrimientos, sino en los puntos de Gauss. Y sus valores en éstos se deben obtener por extrapolación de los resultados en los puntos de Gauss.

3.1.4 Estimación del error y mallado adaptativo

Son diversas las fuentes de error en el análisis de problemas empleando el MEF. Se recogen a continuación un esquema de errores posibles extraído de (Zienkiewicz y Taylor 1994, 2):

Errores de modelización:

- En la modelización de cargas exteriores.
- Modelización de condiciones de contorno.
- Propiedades de los materiales.

Errores en la discretización:

- *Errores en la aproximación de la geometría.* Por falta de capacidad de las funciones de forma geométricas de representar con exactitud la geometría real. Este problema se resuelve aumentando el mallado o refinándolo en las zonas conflictivas.
- *Errores en la discretización.* Relacionados con el tamaño del elemento y la función de forma de los corrimientos de los nodos. Como norma general se emplean elementos pequeños en las zonas de variación rápida de la solución, y elementos grandes en las zonas de variación lenta.

Errores de computación:

- *Error en la integración sobre los elementos.* Dado que hay que tomar un grado de polinomio de Legendre, hay que aceptar un cierto grado de error (asociado al grado del polinomio).
- *Error en la resolución del sistema de ecuaciones.* Por errores de truncamiento en la representación interna del ordenador de los números reales, y por errores de redondeo.

3.1.4.1 Estimación del error

La forma exacta de determinar los errores asociados a la solución del problema, es conocer la solución exacta y restarle el valor obtenido.

$$e_{corrimientos} = u_{real} - u_{calculado} \tag{3.11 a}$$

$$e_{deformaciones} = \varepsilon_{real} - \varepsilon_{calculada} \tag{3.11 b}$$

$$e_{tensiones} = \sigma_{real} - \sigma_{calculada} \tag{3.11 c}$$

Los estimadores de error que se emplean se basa en *normas*, que representan alguna cantidad escalar integral, para medir el error o la función misma.

La norma que se suele emplear es la norma de energía, que viene dada por,

$$\|e\| = \left[\int_{\Omega} \left(\varepsilon_{real} - \varepsilon_{calcualda} \right) : \left(\sigma_{real} - \sigma_{calcualada} \right) : d\Omega \right]^{1/2} \tag{3.12}$$

Expresión que guarda una relación directa con la energía de deformación del sistema, que viene dada por la expresión (Zienkiewicz y Taylor 1994, 1):

$$dU = \int_{\Omega} d\varepsilon^T \cdot \sigma \cdot d\Omega \tag{3.12}$$

La dificultad estriba en que nunca se conocen los valores reales. Por ello la única manera que se ha encontrado de evaluar la bondad de las soluciones es mediante estimadores de error que comparan la solución $\boldsymbol{\sigma_{calculada}}$ obtenida respecto a una solución obtenida interpolando con funciones **N** del mismo tipo que las empleadas para representar el campo de corrimientos $\boldsymbol{u_{calculada}}$. El resultado obtenido es $\hat{\sigma}$, un campo de tensiones "aplanado". El error estimado es

$$e_{\sigma} = \hat{\sigma} - \sigma_{calculada} \tag{3.13}$$

Este valor $\boldsymbol{e_{\sigma}}$ se puede introducir en la norma (3.12) para calcular el error de esta norma o cualquier otra (corrimientos, deformaciones, etc.).

3.1.4.2 Mallado adaptativo

La importancia de disponer de un medio para evaluar el error que se comete en el cálculo radica en que permite el refinamiento de los mismos. La finalidad es obtener resultados por debajo de un error marcado.

Existen tres formas de refinamiento de los problemas:

- Método H: Consiste en la reducción del error actuando directamente sobre el tamaño del elemento y manteniendo constante la función de forma. Presenta dos inconvenientes, es el método más lento, desde el punto de vista de velocidad de convergencia; y se pierde el control sobre el mallado, pudiendo generarse mallas distorsionadas.
- Método P: Consiste en ir aumentando progresivamente el grado de los polinomios de interpolación (funciones de forma), manteniendo fijo el tamaño de los elementos. Tiene mayor velocidad de convergencia que el método H, pero presenta el problema de que requiere acotar el grado máximo del polinomio. Un grado muy alto podría provocar rizado en las soluciones.
- Método HP: Consiste en el uso secuencial de ambas técnicas. En primer lugar se optimiza el mallado a la geometría, y posteriormente se modifica el grado del polinomio hasta alcanzar el error deseado.

3.1.5 Diseño y análisis mediante programas de AEF

Si se utiliza un programa AEF (análisis por elementos finitos) (Del Coz Díaz et al. 2006) se puede ayudar a reducir el tiempo total de desarrollo de un diseño, reduciendo el número de ciclos modelo-pruebas-ensayos-evaluación.

Existen en la actualidad numerosos programas AEF, tales como ABAQUS, COSMOS, PATRAN, NASTRAN, STRUDL, CAEPIPE, etc.; de entre todos ellos se utilizará ABAQUS por tratarse de una herramienta versátil de análisis por elementos finitos.

CAPÍTULO 4
Metodología

4.1 METODOLOGÍA PROPUESTA

4.1.1 **Consultar fuentes bibliográficas.**

Al tratar temas ajenos a nuestra profesión es necesario consultar toda la información referente a ello, para poder trabajar con propiedad en lo que se quiere realizar. La consulta de fuentes bibliográficas se realiza en libros, páginas Web, así como en papers y/o publicaciones de personas que trabajen con dicho tema. Se manejaran fuentes bibliográficas referentes a temas, desde anatomía del cuerpo humano hasta los que tratan de diseño de elementos de maquinas, para poder engranar de manera satisfactoria los conocimientos propios del área de mecánica con los de anatomía humana.

4.1.2 **Seleccionar una persona que posea amputación del miembro inferior por encima de la rodilla.**

La selección de la persona es un punto esencial en el trabajo, debido a que este mismo será elaborado con la finalidad de brindar ayuda a un individuo que posea una discapacidad, así como también será destinado a esta persona en especifico, es decir el diseño de la prótesis será personalizada al individuo seleccionado.

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 **Fijar las características del individuo**.

Esta fase es primordial debido a que proporciona las características necesarias del individuo que serán la base para el diseño de la articulación, estas serán: peso, altura, nivel de actividad física, entre otras. Estas características ofrecerán las condiciones del diseño que debe cumplir el prototipo, ya que arrojara la carga que será soportada por la prótesis.

4.1.4 **Realizar la selección de los materiales**.

Los materiales para la fabricación de las partes de la articulación de rodilla, se eligen de acuerdo al nivel cargas y esfuerzos que estas puedan presentar, además del nivel de actividad cíclica que pueda presentar la articulación.

Se escoge el aluminio debido a su poco peso, esta característica nos da una ventaja ya que el prototipo puede adaptarse a la persona sin preocupación de que este incomodara a la misma por el peso. Pero es necesario indicar que este material no posee vida infinita sino más bien vida finita, cualidad que hará que el diseño presente un tiempo de vida útil para ser reemplazado.

4.1.5 **Diseñar la articulación de rodilla que tendrá la prótesis.**

En esta etapa se fija el diseño de la articulación, basado en un mecanismo de barras, específicamente 5, el cual hará posible una mejor movilidad de la prótesis. La forma de cada barra se ajustara a los movimientos requeridos para que no haya interferencia entre ellas así como sus dimensiones.

4.1.6 **Seleccionar los demás elementos que formen parte del conjunto.**

Entre ellos están los tornillos, acoples, así como la cuenca, todos estos serán piezas universales y deben cumplir con las características del individuo, y soportar el estado de esfuerzos al que será sometida la prótesis.

4.1.7 **Realizar los planos del sistema diseñado.**

Este punto es fundamental ya que la forma y las dimensiones de las barras de la articulación deben estar bien especificadas en un plano para poder lograr su correcta elaboración.

4.1.8 **Analizar a través del método de los elementos finitos el sistema diseñado.**

Con el prototipo de la articulación hecho en un programa de diseño (.CAD) se procede a realizar el estudio del comportamiento de dicho prototipo cuando actúan sobre él las cargas de diseño establecidas gracias a las características del individuo. Este estudio se realiza con el análisis de esfuerzos a través de todo el conjunto y el estudio de las deformaciones que producen estos mismos, todo esto con la ayuda de un Software especializado en elementos finitos empleando tres módulos de trabajo:

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

- Dibujo del modelo, o importación si se ha generado por medio de un sistema CAD que genere archivos en formatos compatibles en este caso archivos .SAT.
- Selección del tipo de elemento o elementos a emplear. En función de tipo de cálculos a realizar el programa dispone de diferentes tipos de elementos que son específicos para cada aplicación. Por ejemplo, elementos especiales para cálculos de tensiones planas, tensiones 3D, entre otras.
- Selección de los materiales a emplear en la simulación, que pueden obtenerse por librerías, o ser definidos por el usuario.
- Asignación de elementos y propiedades de materiales a los diferentes componentes del modelo.
- Mallado de los componentes del modelo.
- Aplicación de las cargas exteriores (puntuales, lineales o superficiales).
- Aplicación de las condiciones de contorno del modelo.

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

- Selección del tipo de cálculo a realizar, por ejemplo si es un cálculo transitorio, en régimen armónico, estático, etc.
- Configuración de los parámetros de cálculo. Selección de los intervalos de tiempo, norma del error, número de iteraciones, etc.
- Inicio del cálculo: a través del cual el programa empieza transfiriendo las cargas al modelo, genera las matrices de rigidez, realiza la triangulación de la matriz, resuelve el sistema de ecuaciones y genera la solución.
-

Post-procesador: Esta herramienta permite la representación gráfica de los resultados, así como resultados indirectos que se pueden obtener operando las soluciones del modelo.

4.1.9 **Ensamblar las partes constituyentes del conjunto.**

Una vez fabricadas todas las barras de la articulación, se procede a realizar el ensamblaje del conjunto final de la articulación, luego este se adapta a la cuenca que sirve de unión entre el muñón y la rodilla así como a la barra que une a ésta con el pie, para terminar realizando la unión de la prótesis, elemento que es elaborado en otro trabajo de grado.

4.1.10 **Alineación, puesta a punto y pruebas del dispositivo completo.**

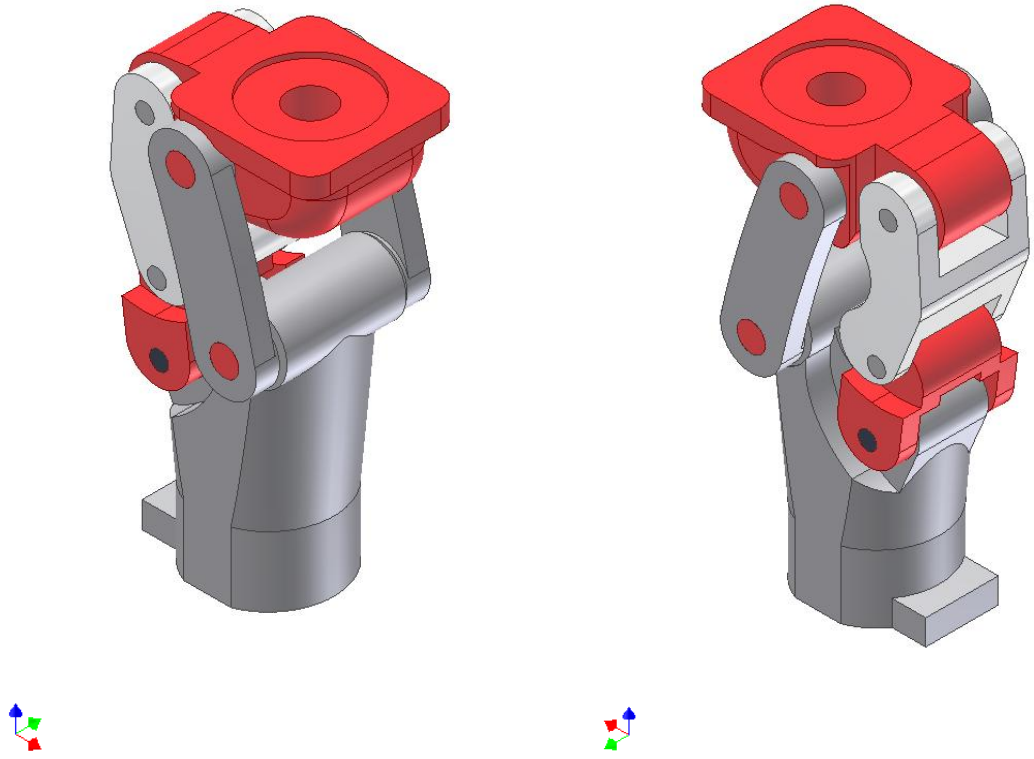
Al tener la prótesis completa se realizan pruebas para ver el funcionamiento de la articulación de rodilla. Estas pruebas preferiblemente serán de campo, para poder observar el comportamiento más cercano al que va tener el individuo en su día a día.

CAPÍTULO 5
Resultados Numéricos

En este capítulo se presentan los aspectos generales del diseño para el prototipo de prótesis de rodilla, basados en un procedimiento de análisis por el método de elementos finitos. En primer lugar, se realiza una descripción del diseño de prótesis planteado así como la validación del programa usado para el análisis numérico. Posteriormente se genera un modelo del sistema de articulación de rodilla definiendo el material y las condiciones de contorno empleadas para evaluar numéricamente el comportamiento de tensiones que se producen ante la aplicación de carga del sistema, usando el programa de análisis de elementos finitos ABAQUS versión 6.8. Finalmente, se muestran los resultados, destacando la distribución de los esfuerzos equivalentes de Von Mises y deformaciones obtenidos, definiendo el factor de seguridad para las condiciones dadas.

5.1 DESCRIPCIÓN GENERAL.

El prototipo de prótesis para miembro inferior se caracteriza por simular una actividad cíclica y repetitiva representada por la ambulación. Este dispositivo reemplaza la parte de cuerpo faltante así como su función en la vida de la persona amputada; además de brindar estética (figura 5.1). Para este fin se diseña uno de los dos componentes fundamentales basado en la rodilla. El resto fue seleccionado. Se diseña la rodilla con principio policéntrico o de eje múltiples debido a su relativa sencillez en cuanto a funcionamiento la convierte en la opción disponible más económica. Por otra parte, la cuenca fue adquirida y fabricada por la Ortopédica Williams, ya que este componente es complejo de obtener, y depende de la medida del usuario en particular. Los componentes tales como acoples, uniones, tubos, etc. fueron seleccionados del catalogo de OTTO BOCK (2002) la cual es una empresa líder en el área. A continuación se muestra detalladamente el diseño y selección de los componentes mencionados.



(a) (b)

Figura 5.1. Prototipo de articulación de rodilla.

5.2- FUNCIONAMIENTO DE LA PRÓTESIS.

El prototipo de prótesis para miembro inferior diseñado consta de varios componentes tales como cuenca, acoples y tubos así como la rodilla y pie-tobillo. La cuenca, es un encaje cónico en su extremo proximal de contorno irregular, realizado sobre positivo del miembro residual en resina laminada o en termoplástico rígido, que reproduce en su interior un molde del mismo. El encaje 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 marcha (eje de desplazamiento), (figura 5.2), 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).

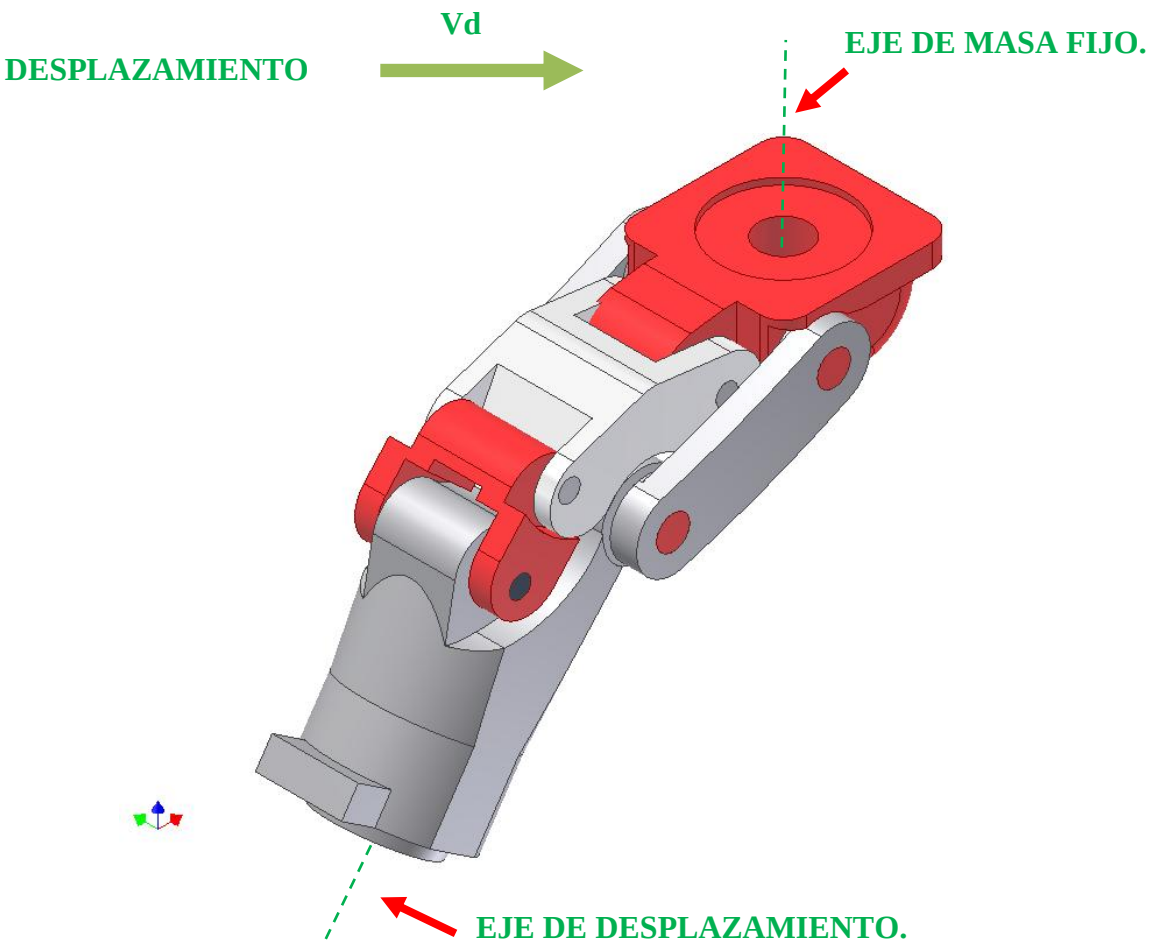


Figura 5.2. Prototipo de prótesis final fase de apoyo, eje de gravedad y eje carga.

La prótesis de rodilla es unida a la cuenca mediante acoples estandarizados. La rodilla es un cuasi-mecanismo policéntrico específico de cinco 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 rodilla que hace que rote alrededor de esta los componentes tales como pie-tobillo y tronco conector.

Posterior 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. Esto se logra mediante un resorte, que trabaja a compresión generando una fuerza en el mecanismo para que se devuelva, en esta fase el extremo del eje de desplazamiento esta sin contacto con el piso.

Luego el mecanismo de rodilla se une mediante acoples estandarizados, al tronco del eje de marcha, que sustituye las funciones de la tibia y proporciona la morfología y longitud necesaria a la pierna protésica (Grupo Redactor, 2003)

5.3- DETERMINACIÓN DEL GRADO DE MOVILIDAD DEL PACIENTE AMPUTADO.

Los sistemas de prótesis de rodilla son usados para sustituir la rodilla sana que falta. Así, su diseño debe cumplir unos requisitos técnicos muy altos 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 claramente el nivel de actividad del mismo. Por esta razón, se debe prestar mucha atención a la determinación de dicho nivel de actividad para poder conseguir la mejor prótesis posible para cada paciente.

Es por ello que a continuación se especifican cuatro niveles o grados de actividad para así seleccionar el grado de movilidad que presenta el paciente seleccionado para este trabajo de grado:

- **Nivel de Actividad N°1** *"Usuario en espacio interiores"*

En este nivel el paciente tiene la capacidad o el potencial de usar su prótesis para finalidades de traslado, o para desplazarse en superficies planas con velocidades bajas. Por su estado general, están muy limitados tanto la duración de la marcha como el camino a recorrer.

Este nivel tiene como objetivo restablecer la capacidad de bipedestación y la posibilidad de marcha limitada en espacios interiores. (Ver figura 5.3)

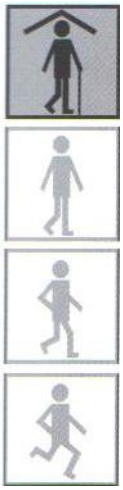


Figura 5.3. "Usuario en espacio interiores".

- **Nivel de Actividad N°2** *"Usuario limitado en espacios exteriores"*

Aquí el paciente tiene la capacidad o el potencial de desplazarse con su prótesis a velocidades bajas, superando obstáculos pequeños de su ambiente tal como bordillos o

superficies desniveladas. Por su estado general, la duración de la marcha y el camino a recorrer son muy limitados.

Este nivel restablece la capacidad de bipedestación y la posibilidad de marcha limitada en espacios exteriores pero no en interiores. (ver figura 5.4)

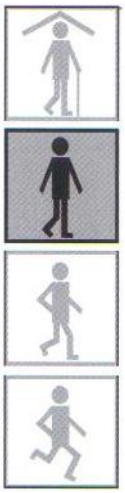


Figura 5.4. "Usuario limitado en espacios exteriores"

- **Nivel de Actividad N°3** *"Usuarios sin limitaciones en espacios exteriores"*

El paciente tiene la capacidad o el potencial de moverse con su prótesis a velocidades de marcha medianas o altas, superando la mayoría de los obstáculos de su ambiente. Además, dispone de la capacidad de moverse en espacios al aire libre y puede ejercer actividades profesionales, terapéuticas y otras actividades que no expongan a la prótesis a esfuerzos mecánicos superiores al promedio. Dado el caso, puede existir la necesidad de una mayor seguridad de función por unas condiciones secundarias (minusvalía adicional, condiciones especiales de vida), junto con la necesidad de movilidad mediana a alta. En comparación con personas sin minusvalías, la duración de la marcha y el camino a recorrer son escasamente diferenciados.

En este grado de movilidad el objetivo es restablecer la capacidad de bipedestación y la posibilidad de marcha sin limitaciones en espacios interiores y con limitaciones parciales en espacios exteriores.(ver figura 5.5)

Figura 5.5. "Usuarios sin limitaciones en espacios exteriores"

- **Nivel de Actividad N°4** *"Usuario sin limitaciones en espacios exteriores con exigencias especialmente altas"*

El paciente tiene la capacidad o el potencial de moverse con su prótesis de forma ilimitada en espacios exteriores. La duración y el recorrido de la marcha no están limitados. Adicionalmente, debido a las elevadas exigencias funcionales pueden producirse desgastes por impactos, tensiones y hasta deformaciones.

Aquí se busca restablecer la capacidad de bipedestación y la posibilidad de marcha y de movilidad sin limitaciones en espacios interiores y exteriores. (ver figura 5.6)

Figura 5.6."Usuario sin limitaciones en espacios exteriores con exigencias especialmente altas"

Además del nivel o grado de movilidad también se debe tomar en cuenta el peso del paciente debido a que el grado de movilidad esta en conexión con la categoría de peso de elementos funcionales como pies protésicos, rodillas y articulaciones de cadera.

En este caso se manejan cinco categorías de peso las cuales se presentan en la tabla 5.1.

Tabla N° 5.1 Categorías de peso en pacientes con amputación; OTTO BOCK (2002)

Categoría	Peso Corporal Máximo
	Hasta un máximo de 75Kg
	Hasta un máximo de 100Kg

	Hasta un máximo de 125Kg
	Hasta un máximo de 150Kg
	Neutro

El paciente seleccionado para este trabajo de grado posee la categoría de peso que corresponde al color amarillo que maneja hasta un máximo de 100 Kg y por su desempeño en terrenos con obstáculos y su velocidad de marcha alta posee un nivel de actividad de 3-4 que corresponde a un usuario sin limitaciones en espacios exteriores.(ver figura 5.7)

Figura 5.7“Nivel de actividad y categoría de peso del paciente seleccionado”

5.4 VALIDACIÓN DEL PROGRAMA DE ELEMENTOS FINITOS

Con el objeto de validar el programa de análisis de elementos finitos utilizado en la investigación, se realiza un estudio para una viga en voladizo en el cual se compara la solución analítica con la solución numérica correspondiente.

Para la validación se considera una viga en voladizo (ver figura 5.3), con las siguientes características:

- Geometría: longitud L = 200 mm, altura h = 15 mm, espesor b = 20 mm.
- Material: Las propiedades mecánicas del modelo tratado corresponden a un acero inoxidable 316L con un modulo de Young E = 200 GPa y relación de Poisson ν = 0,3 (American Society for Testing and Materials, 1978).
- Condiciones de contorno: La viga se encuentra fija en uno de sus extremos y libre en el otro y está sometida a una carga distribuida P = 0,03 MPa, a lo largo de toda la longitud.

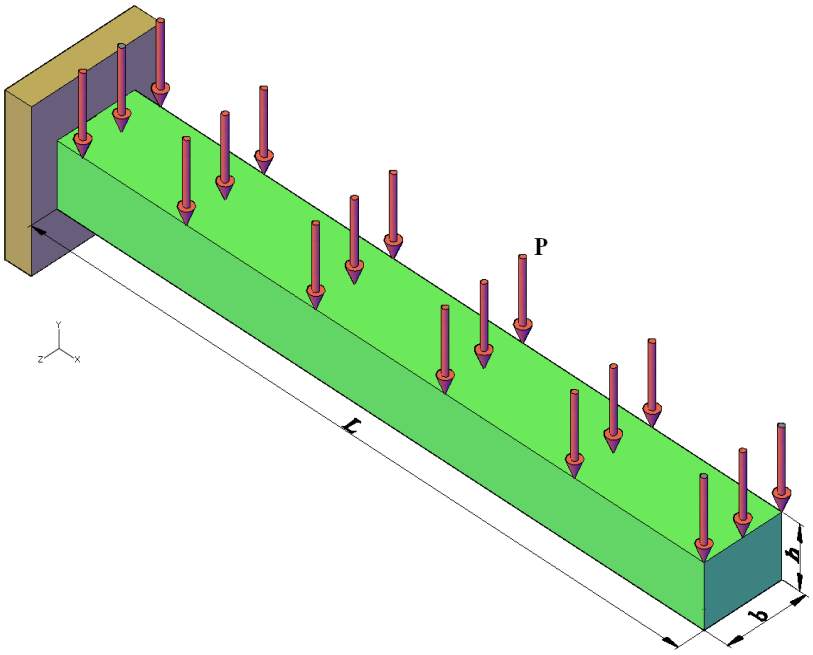


Figura 5.8 Viga en voladizo (Blanco, 2009).

5.4.1 Solución analítica

Según las ecuaciones de la mecánica de sólidos, el esfuerzo generado sometido a flexión (σ) en la viga viene dado por:

$$\sigma = \frac{Mc}{I} \tag{5.1}$$

Donde *M* es el momento flector y para una carga uniformemente distribuida se define como:

$$M = \left(\frac{L}{2}\right)F \tag{5.2}$$

F es la fuerza resultante aplicada a la viga ubicada a (*L*/2), *c* es la distancia desde el eje neutro de la sección transversal a la fibra exterior de la pieza, dada por:

$$c = \frac{h}{2} \tag{5.3}$$

I es el momento de inercia del área con respecto al eje z de la viga y corresponde a:

$$I = \frac{bh^3}{12} \tag{5.4}$$

Sustituyendo las ecuaciones (5.2), (5.3) y (5.4) en la ecuación (5.1) y reordenando, la expresión para el cálculo de esfuerzo (σ) queda:

$$\sigma = \frac{3FL}{bh^2} \tag{5.5}$$

Para las condiciones de la viga considerada, el esfuerzo máximo generado en el empotramiento de la viga, es:

$$\boldsymbol{\sigma = 16MPa = \sigma_{analítico}}$$

Por otra parte, el desplazamiento máximo ($\delta_{máx}$) en el extremo libre de la viga viene dada por:

$$\delta_{\max} = \frac{WL^4}{8EI} \tag{5.6}$$

Donde *W* es la fuerza por unidad de longitud, definida por:

$$W = \frac{F}{L} \tag{5.7}$$

Sustituyendo las ecuaciones (5.4) y (5.7) en la ecuación (5.6) y reordenando, resulta la siguiente expresión:

$$\delta_{\max} = \frac{3PL^4}{2Eh^3} \tag{5.8}$$

Para las condiciones de la viga considerada, se obtiene de la ecuación (5.8), que el desplazamiento máximo en el sentido negativo del eje Y es:

$$\boldsymbol{\delta_{max} = 0{,}1066 \text{ mm} = \delta_{analítico}}$$

5.4.2 Solución numérica

La figura 5.4(a y b) muestra los esfuerzos y las deformaciones en la viga de la figura 5.2, determinadas usando el programa de análisis de elementos finitos ABAQUS 6.8.

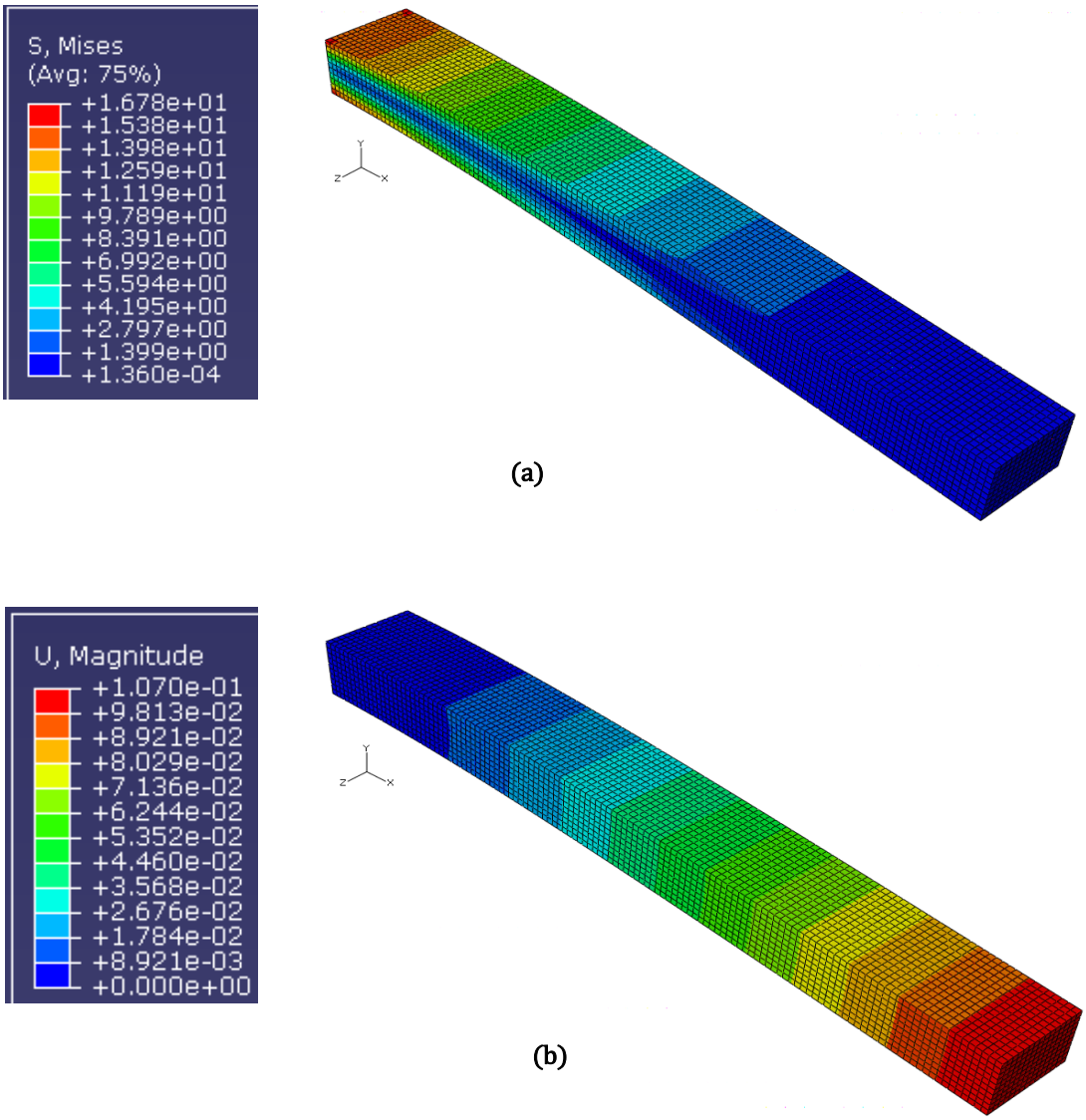


Figura 5.9 Análisis de la viga en voladizo con un mallado de 18.750 elementos utilizando ABAQUS 6.8. (a) Esfuerzos de Von Mises, σ (MPa), (b) Deformaciones, U (mm)

En la tabla 5.2 se indican los esfuerzos de Von Mises y las deformaciones máximas en el extremo libre de la viga según el número de elementos de la malla con la cual fue analizada, adicionalmente, se indica el error de los resultados numéricos. El error porcentual entre cada par de esfuerzos simultáneos obtenidos, se puede calcular a partir de la ecuación:

$$E(\%) = \frac{\sigma_n - \sigma_{n-1}}{\sigma_{n-1}} \qquad (5.9)$$

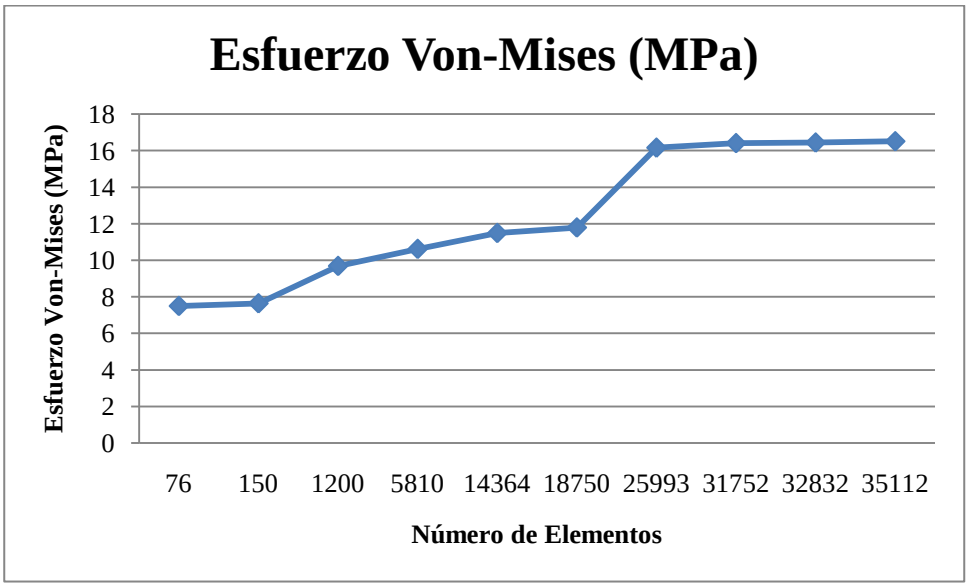
Donde σ_n representa el valor del esfuerzo obtenido y σ_{n-1} el esfuerzo en el mallado anterior. Y sustituyendo los valores de esfuerzos máximos determinados a través de ABAQUS en la ecuación 5.9, se obtiene el siguiente resultado que se muestra en la tabla 5.1. Para el error porcentual por desplazamiento se sigue el mismo procedimiento.

Tabla 5.2. Resultados numéricos para viga en voladizo.

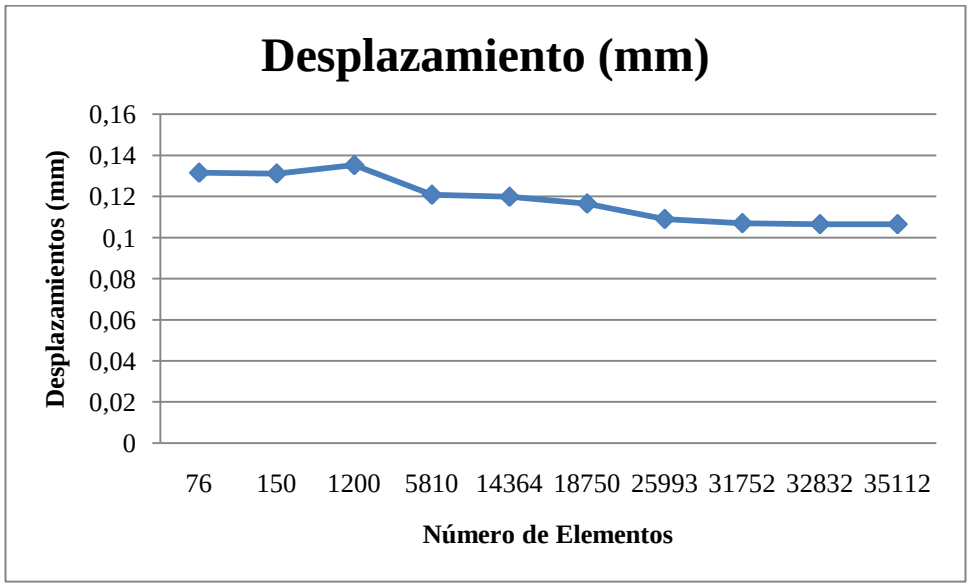
Mallado	**Número de Elementos**	**Esfuerzo $\sigma_{numérico}$ Von Mises (MPa)**	**% Error**	**Desplazamiento U (mm)**	**%Error**
1	76	7,497		0,1315	
2	150	7,642	1,93%	0,1311	-0,30%
3	1.200	9,688	26,77%	0,1352	3,13%
4	5.810	10,62	9,62%	0,1208	-10,65%
5	14.364	11,49	8,19%	0,1198	-0,83%
6	18.750	11,79	2,61%	0,1165	-2,75%
7	25.993	16,16	37,07%	0,109	-6,44%
8	**31.752**	**16,41**	1,55%	0,107	-1,83%
9	32.832	16,44	0,18%	0,1065	-0,47%
10	35.112	16,51	0,43%	0,1065	0,00%

5.4.3 Análisis de sensibilidad.

A continuación, se realiza el análisis de sensibilidad para diferentes variables con el propósito de estudiar los resultados dependiendo de las dimensiones del mallado (ver figura 5.5-a y 5.5-b).



(a)



(b)

Figura 5.10 Análisis de sensibilidad del mallado utilizando ABAQUS 6.8 para la viga en voladizo, (a). Esfuerzos de Von Mises (MPa), (b). Deformaciones (mm).

En la figura 5.10, se observa que los resultados del análisis por elementos finitos, para esfuerzos y desplazamientos, se aproximan a la solución analítica en la medida que se incrementa el número de elementos de la malla hasta alcanzar la estabilización de la curva, comprobando lo que indica la norma, que por lo general cuanto más fina es la malla, es

decir mientras mayor es el número de los elementos, más cercana será la solución del análisis al resultado real del modelo subyacente (Del Coz Díaz *et al*, 2002).

Para este caso particular, el resultado numérico para esfuerzos de Von Mises converge para 31.752 elementos correspondiente al $\sigma_{numérico}$ = 16,44 MPa, con un error porcentual de 0,18%, dicha diferencia se considera una muy buena aproximación en el análisis de MEF (Zienkiewicz y Taylor, 1994); mientras que para el desplazamiento, el resultado converge con una malla de 25.993 elementos, obteniendo un desplazamiento $\delta_{numérico}$ = 0,1065mm y un error de 0%.

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 determinan los resultados del análisis del prototipo usando la convergencia por esfuerzos de Von Mises.

5.5 DISEÑO DE LA ARTICULACIÓN Y ANÁLISIS

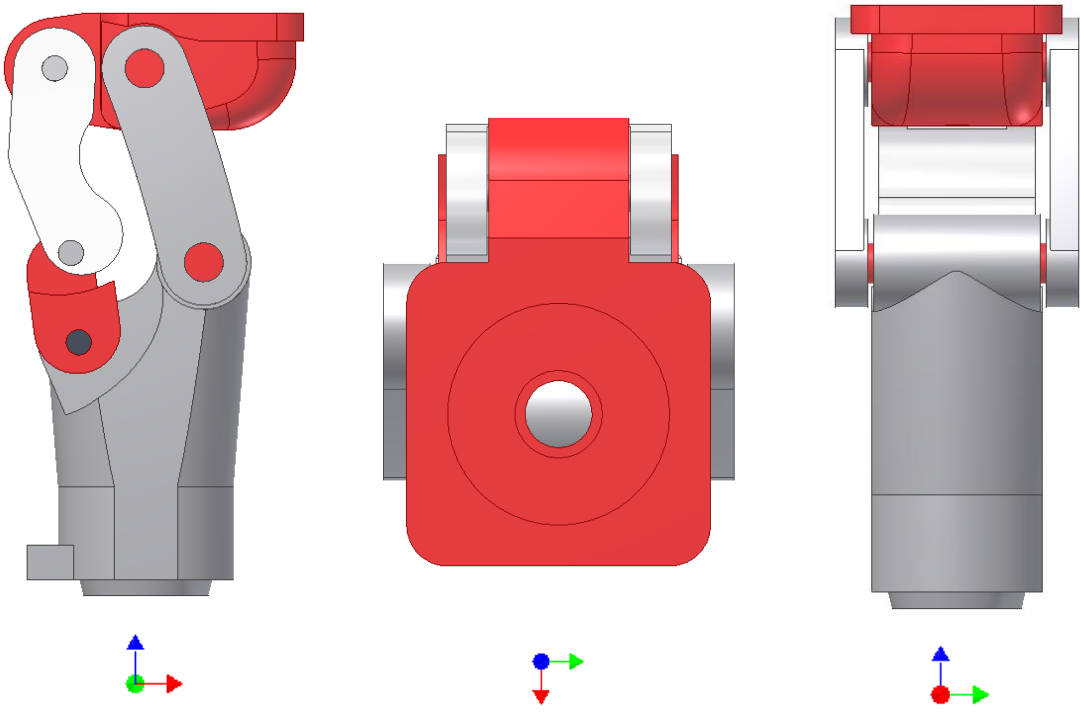
La articulación de rodilla propuesta a continuación es el resultado del rediseño de modelos previamente existentes. Este proceso se llevó a cabo considerando la cinemática de la rodilla de modelos ya existentes analizando su principio de funcionamiento y reconociendo condiciones de trabajo para aplicarlas al prototipo. Entre las variables a analizar se tiene la amplitud angular del movimiento entre el fémur y la tibia o eje de carga y eje de desplazamiento hasta 45º, dimensiones totales no mayor a una rodilla humana normal así como estéticas y posición del resorte amortiguador, retractor.

Luego se procede a probar hasta conseguir unas dimensiones de barras que permitan a la rodilla luego de estar extendidas dar a los ejes de carga y desplazamiento un ángulo de 30º y 45º, ambos seguidos en un solo movimiento (figura 5.4) ya que el ángulo de 30º a 45º es el ángulo normal que alcanza la parte superior de la rodilla con respecto a la parte inferior de esta (CMS, 2002); sin embargo el modelo propuesto plantea un ángulo de

desplazamiento mayor a 90° para brindar la capacidad de movimientos más complejos al paciente.

A los 45º entre ellos se tomo como criterio de deflexión máxima para permitir al paciente sentarse o flectar la rodilla cuando lo desee o no esté caminado. A los 45º se identificó el C.I.R (centro instantáneo de rotación), para pasar por el la dirección de la fuerza aplicada por el resorte al mecanismo, esta fuerza debe causar un momento mayor y en sentido contrario al aplicado en la barra posterior superior de la rodilla para así garantizar la retracción del mecanismo cuando deja de ser apoyado el pie en el momento de la marcha (fase de balanceo) (Vílchez, 2005).

Finalmente se diseñó un cuasi-mecanismo de cinco barras (ver figura 5.11) que en comparación con el mecanismo de cuatro barras puede estar diseñado para alcanzar mejor la trayectoria esperada del tobillo conjunta en la fase de oscilación por los dos grados de libertad. Por otra parte, un sistema policentrico proporciona hacer la prótesis de rodilla más estable en la fase de pie siendo capaz de mantener la estabilidad en la fase de pie con interferencias.



(a) (b) (c)

Figura 5.11. Conjunto de rodilla dimensiones (mm).

Así mismo en este diseño se plantea un prototipo que permita que el eje de carga quede delante del eje de desplazamiento para así brindar un bloqueo en la articulación cuando el peso del paciente está siendo aplicado en ésta.

5.5.1 Materiales.

Los materiales seleccionados para el diseño y fabricación de la articulación de rodilla son:

1. **Aluminio 6061.**

La aleación 6061 es una de las que brinda más aplicaciones dentro de la serie 6000. Esta aleación estándar estructural, es una de las más versátiles dentro de las tratables térmicamente. Está muy difundida para requerimientos de esfuerzos medios y grandes y tiene buenas características de fabricación. El aluminio tiene una estructura cúbica centrada en las caras y es dúctil incluso a temperatura ambiente.

El aluminio genera de forma natural una capa de óxido que lo hace muy resistente a la corrosión. Los diferentes tipos de tratamiento de revestimiento pueden mejorar aún más esta resistencia. Resulta especialmente útil para aquellos productos que requieren de protección y conservación.

Algunas de las propiedades físicas del aluminio 6061 se indican a continuación:

Tabla 5.3. Propiedades físicas de la aleación de aluminio 6061; *(ANSI, 2001)*

Módulo de Elasticidad	71,70 GPa
Módulo de Rigidez	26,80 GPa
Relación de Poisson	0,34
Densidad	2,8 g/cm^3

El prototipo de rodilla se elabora en aluminio ya que este material presenta la mejor relación de peso/esfuerzo disponible en el mercado nacional.

2. Acero Inoxidable 304.

Los Aceros Inoxidables son una gama de aleaciones que contienen un mínimo de 11% de Cromo. El Cromo forma en la superficie del acero una película pasivante, extremadamente delgada, continua y estable. Esta película deja la superficie inerte a las reacciones químicas. Esta es la característica principal de resistencia a la corrosión de los aceros inoxidables.

El extenso rango de propiedades y características secundarias, presentes en los aceros inoxidables hacen de ellos un grupo de aceros muy versátiles.

La selección de los aceros inoxidables puede realizarse de acuerdo con sus características:

Resistencia a la corrosión y a la oxidación a temperaturas elevadas.
Propiedades mecánicas del acero.
Características de los procesos de transformación a que será sometido.
Costo total (reposición y mantenimiento)
Disponibilidad del acero.

Son los más utilizados por su amplia variedad de propiedades, se obtienen agregando Níquel a la aleación, por lo que la estructura cristalina del material se transforma en austenita y de aquí adquieren el nombre. El contenido de Cromo varía de 16 a 28%, el de Níquel de 3.5 a 22% y el de Molibdeno 1.5 a 6%.
Los tipos más comunes son el AISI 304, 304L, 316, 316L, 310 y 317.
Las propiedades básicas son: Excelente resistencia a la corrosión, excelente factor de higiene - limpieza, fáciles de transformar, excelente soldabilidad, no se endurecen por tratamiento térmico, se pueden utilizar tanto a temperaturas criogénicas como a elevadas temperaturas.

Algunas de las propiedades físicas del acero inoxidable 304 se indican a continuación:

Tabla 5.4. Propiedades físicas del acero inoxidable 304; *(ANSI, 2001)*

Módulo de Elasticidad	(190-210) GPa
Relación de Poisson	0,30
Densidad	7,93 g/cm3

5.5.2 Condiciones de carga y restricciones.

Las condiciones de carga se aplican directamente sobre el prototipo de articulación de rodilla, de manera de conseguir el estado de esfuerzos al cual se encuentra sometida dicha articulación.

Creado y asignado el material de cada parte del modelo, el ensamblaje de todo el conjunto y los pasos donde serán aplicadas las condiciones de contorno y las cargas es momento de fijar las interacciones de contacto, las restricciones de movimiento y la aplicación de cargas.

En el modelo se simulan las interacciones entre los pasadores y las distintas barras que conforman el mecanismo de la articulación mediante los pares de contacto del tipo *superficie-superficie deslizante sin fricción*. Originándose quince (15) pares de contacto, garantizando un buen ensamblaje del sistema y la correcta transmisión de cargas. Además, con el uso del contacto es posible calcular grandes deformaciones de manera muy eficiente, con amplios deslizamientos y modelos de fricción más elaborados. (Ver figura 5.12)

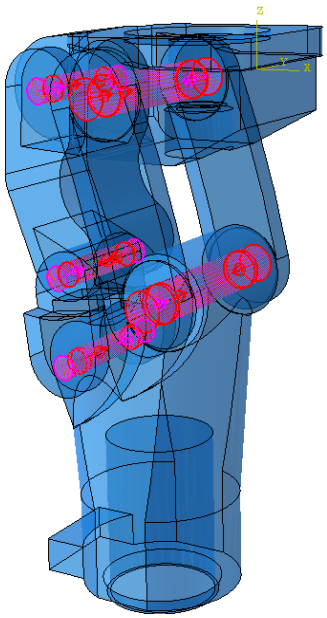


Figura 5.12. Simulación de cargas y restricciones en el prototipo de rodilla.

Las restricciones de movimiento se ubicaron en la parte inferior del modelo asignando cero grados de libertad a la base con el fin de evitar rotaciones y desplazamientos indeseados al aplicar las cargas en la parte superior del modelo que es en donde el usuario se apoya, y por ende, en donde se descarga el peso; tal como se muestra en la figura 5.13

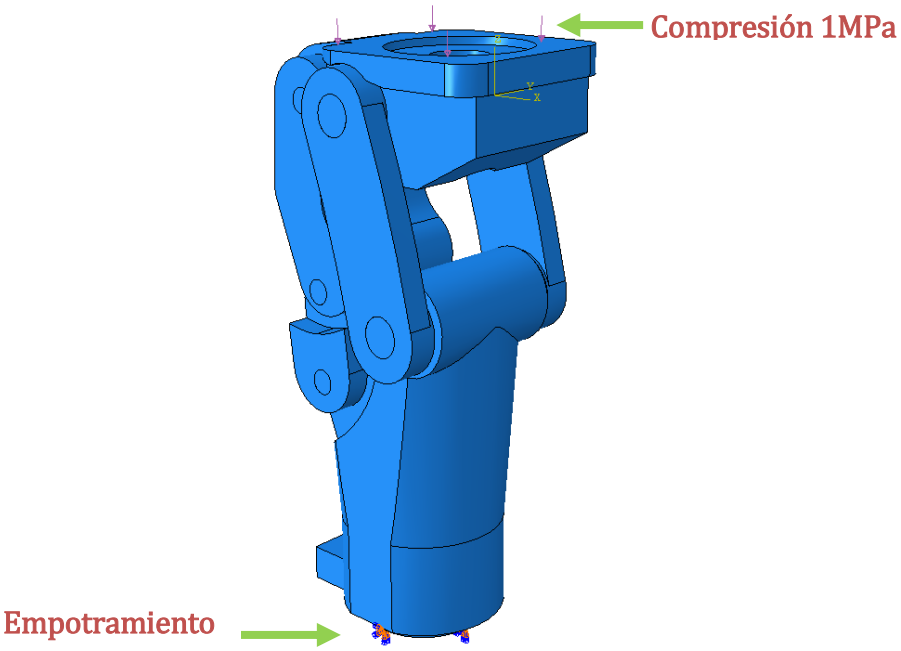


Figura 5.13. Simulación de cargas y restricciones en el prototipo de rodilla.

5.6 DISCRETIZACIÓN DEL SISTEMA POR ELEMENTOS FINITOS

Por las características geométricas del sistema de articulación de rodilla y dada la complejidad de forma de algunas de las barras de mecanismo de la misma, se crea un mallado libre para todo el conjunto empleando elementos tetraédricos. Siendo C3D4 el tipo de elemento utilizado para el mallado de todos las barras y elementos del sistema. Este es un elemento sólido 3-D continuo para esfuerzos y desplazamientos que lo hace apropiado para el mallado de modelos irregulares, como los generados por sistemas CAD/CAM.

Está definido por cuatro nodos, con tres grados de libertad en cada uno (traslación según X, Y e Z, como se indica en la figura 5.14) modificado para formulaciones de orden cuadrático y admite la formulación de materiales con plasticidad, endurecimiento, fluencia y capacidad de grandes deformaciones, además, su configuración tetraédrica le permite adaptarse a la forma de la pieza (ABAQUS versión 6.8).

La geometría, la localización de los nodos y el sistema de coordenadas para este elemento se muestra en la figura 5.14.

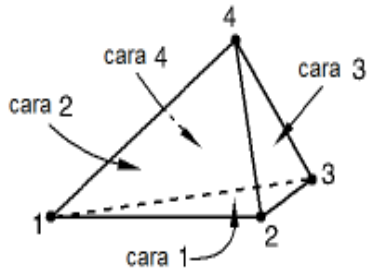


Figura 5.14 Geometría del elemento C3D4 (ABAQUS 6.8)

Una vez creados los elementos mediante el mallado libre, se realiza el primer estudio y se refina la misma hasta obtener la convergencia del modelo, se discretiza de manera refinada en las zonas cercanas a los pasadores ya que es en estas regiones donde se presentan los mayores esfuerzos, a su vez se refinan los contactos para garantizar que no haya superposición de elementos entre las superficies. Finalmente, se determina el análisis de sensibilidad del modelo, empleándose la ecuación 5.9, obteniendo los errores porcentuales entre las distintas discretizaciones; dichos errores corresponden al estado de carga a compresión con una magnitud de carga de 1625,7 N como se muestran en la tabla 5.5.

Tabla 5.5 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y error porcentual para el sistema de articulación de rodilla.

Número de Elementos	Esfuerzo de Von Mises (Mpa)	Desplazamiento (mm)	Error Von Mises (%)	Error Desplazamiento (%)
143619	86,68	5,582E-02		
164303	86,15	5,600E-02	-0,61%	0,32%
171681	86,51	5,620E-02	0,42%	0,36%
203972	98,64	5,669E-02	14,02%	0,87%
243715	118,7	5,673E-02	20,34%	0,07%
313323	120,5	5,867E-02	1,52%	3,42%
396669	121,8	5,870E-02	1,08%	0,05%
529925	122,2	5,880E-02	0,33%	0,17%
592104	122,1	5,893E-02	0,74%	0,22%
728482	122	5,892E-02	-0,89%	-0,02%

De forma gráfica, la sensibilidad del modelo para distintos mallados se pueden observar las figuras 5.15. y 5.16.

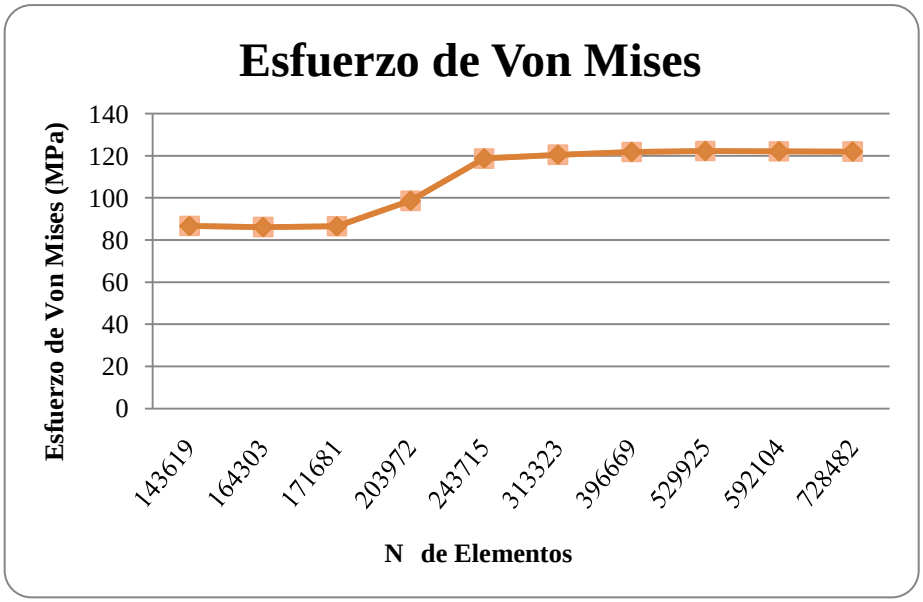


Figura 5.15. Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos para el prototipo de articulación de rodilla para prótesis externa.

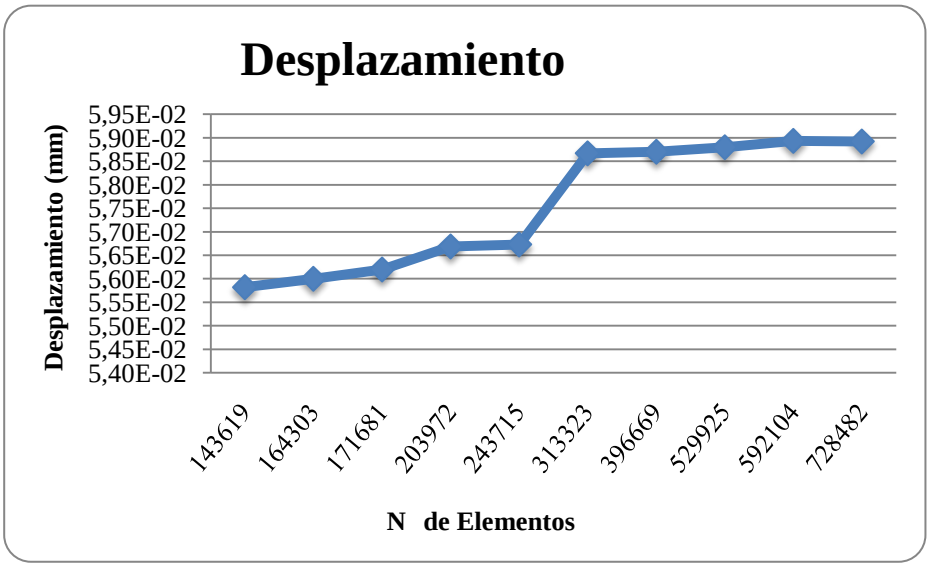
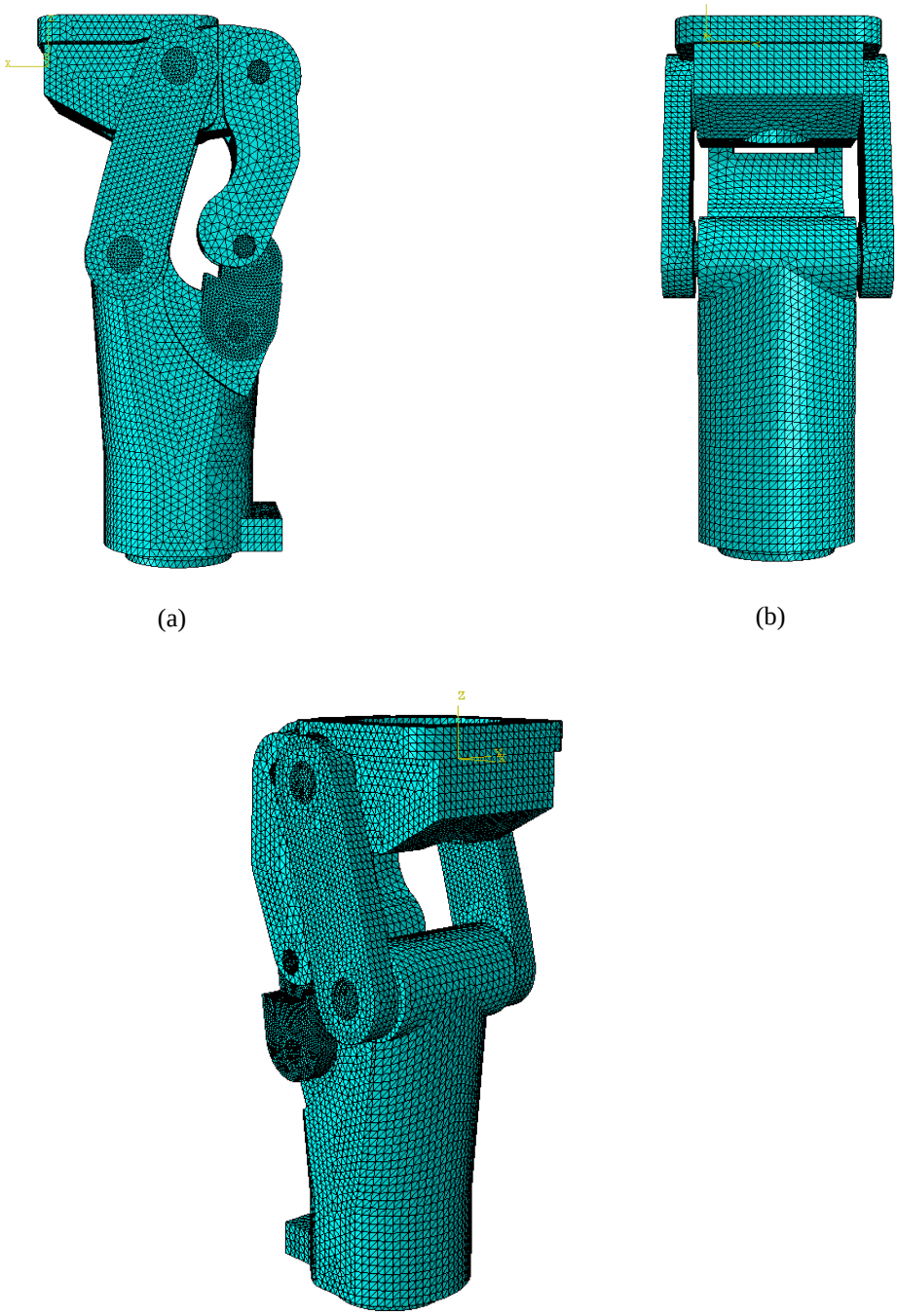


Figura 5.16. Análisis de sensibilidad de la Deformación respecto al número de elementos para el prototipo de articulación de rodilla para prótesis externa.

Finalmente se obtiene una discretización de 313323 elementos, como se muestra en la figura 5.17 distribuidos de la siguiente manera:

Barras: 575637 elementos. **Pasadores:** 152845 elementos.



(a) (b)

(c)

Figura 5.17 Mallado del sistema modelado (a) Vista lateral (b) Vista frontal (c) Vista isométrica.

5.7 ANÁLISIS DE RESULTADOS

Al realizar la simulación del prototipo de rodilla se determinan los esfuerzos de Von Mises, 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 límite de fluencia del material usado (Norton, 1999).

El programa ABAQUS versión 6.8 puede presentar los resultados del 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 cada pieza del mecanismo se procede a simular las condiciones de funcionamiento, con un análisis estático, aplicando una presión de 1MPa equivalente a una fuerza de 1625,7N distribuida en la superficie de la barra superior del prototipo, que simulan las condiciones de esfuerzo del amputado considerando el impacto, en la parte inferior se restringieron todos los movimientos y rotaciones empotrando la base de la barra inferior (Correal et al, 2006).

Luego de la simulación y el análisis en ABAQUS versión 6.8 del modelo sometido a compresión según la distribución de Tensiones de Von Mises que se observa en la figura 5.18, el esfuerzo máximo obtenido corresponde a:

$$\sigma_{VM\ compresión\ (máximo)} = 122MPa$$

Ocurriendo este en la barra superior del prototipo como se puede apreciarse en la figura 5.18 la concentración de esfuerzos alrededor de los extremos de la misma.

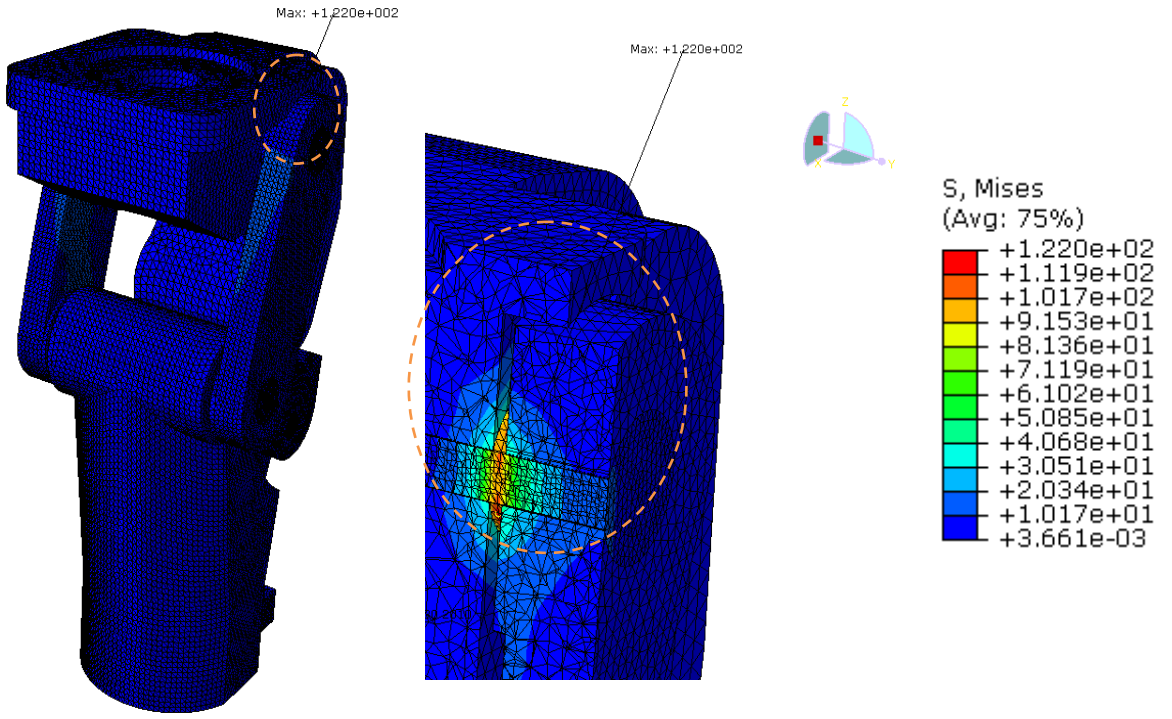


Figura 5.18 Esfuerzos de Von Mises (σ_{VM}: MPa) para el sistema de articulación sometido a compresión.

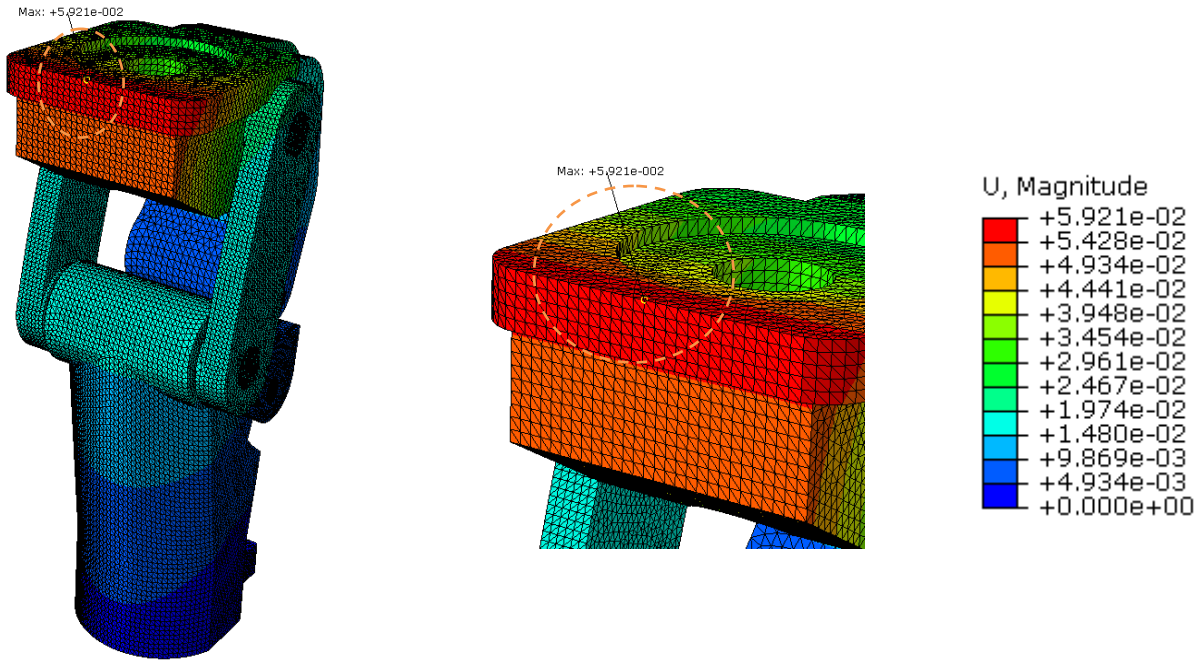


Figura 5.19 Deformación (δ: mm) para el sistema de articulación sometido a compresión.

De los resultados obtenidos se puede observar que el prototipo de articulación de resiste los esfuerzos a los cuales fue sometido. El esfuerzo máximo ocurre cuando el modelo está sometido a un esfuerzo de compresión de 1MPa, pero en ninguno de los estados de carga el esfuerzo máximo supera el límite elástico del Aluminio 6061 (compresión para el aluminio 280 MPa) o del Acero Inoxidable 304 (compresión para el acero inoxidable 310MPa), por lo que el diseño puede ser empleado normalmente bajo estas condiciones seguras; así mismo se obtiene una deformación máxima $\boldsymbol{\delta}_{máx.}$= 0,05921 mm siendo admisible para los materiales (figura 5.19) pudiéndose decir que el mecanismo, soporta la carga estática crítica simulada.

El factor de seguridad para materiales dúctiles bajo carga estática puede calcularse como la ecuación (5.14):

$$N = \frac{Sy}{\sigma_{VM}} \qquad (5.14)$$

Donde Sy representa el límite elástico del material y σ_{VM} el esfuerzo máximo de Von Mises. Empleando esta ecuación se tiene un Factor de seguridad de 2,54 para un factor de carga de 2,3.

Los resultados del factor de seguridad de N, se justifican si se considera la existencia de situaciones donde el usuario puede someter el diseño a condiciones de sobrecarga. Por ejemplo, no hay forma de evitar que alguien intente levantar un peso o que sufra una caída.

Por otro parte, está claro que donde quiera que intervenga la salud de las personas se justifican valores altos de N.

El análisis de fatiga no se considera ya que, tomando en cuenta que una persona normal no camina más de 1.5 km al día (CMS pagina web), para este caso se consideró una persona amputada unilateral la cual realizaría la mitad de 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 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 360 días del año, sería, 810.000 ciclos, y para considerar la fatiga es necesario tener más de 1 millón de

ciclos, no es relevante para esta investigación sin embargo es interesante profundizar en investigaciones futuras para vida finita.

5.8 DISEÑO DEL RESORTE.

La colocación del resorte en el mecanismo de la rodilla es debido a dos funciones principales, la de brindar la amortiguación necesaria al apoyar el prototipo y la de hacer regresar el prototipo cuando está flexionado a su estado inicial, situación que se genera cuando el sujeto va caminando y el dispositivo está suspendido en el aire por lo que no tiene contacto con el suelo.

Se toma como base del diseño del resorte un balance de energía, igualando la energía cinética que tiene el conjunto de la rodilla justo antes de flectar con la energía elástica del resorte cuando se encuentra en estado de compresión alineado con el centro de rotación del mecanismo para hacer regresar el conjunto a su posición inicial.

$$\frac{M \times V^2}{2} = \frac{K \times X^2}{2} \tag{5.15}$$

Como se consideró que la masa del sujeto seria de 80 Kg, para el diseño del resorte se toma 40 Kg ya que al momento en que empieza a flectar la persona se encuentra en posición bípeda, distribuyendo el peso entre la pierna sana y la prótesis. La velocidad será tomada a través del criterio de que una persona de un paso cada 4 segundos y cada paso es de una distancia de 40 cm aproximadamente (CMS, 2002), obteniendo una velocidad de desplazamiento de Vd= 0,1 m/s, la cual sería igual en todo el cuerpo incluyendo la prótesis cuando están en la misma dirección vertical y al momento de cuando empieza a flectar. Con esta velocidad se procede a obtener la velocidad de compresión del resorte tomando en cuenta el ángulo que forma la línea de acción del resorte con la horizontal (dirección de la velocidad de desplazamiento), obteniendo un valor de Vr= 0,25 m/s en la dirección de la línea de acción inicial del resorte cuando empieza a transferir la energía cinética a energía elástica.

Se estima que el resorte logrará una compresión de aproximadamente X= 2,7 cm, según el comportamiento del conjunto de la rodilla. Una vez detallado todos los parámetros, se procede a resolver el balance de energía planteado y se obtiene un valor de K= 3429,35 kg/s^2. Como es necesario conocer las dimensiones del resorte se tiene la siguiente ecuación que involucra todos los parámetros,

$$K = \frac{G \times d^4}{8 \times D^3 \times Na} \tag{5.16}$$

Planteando algunas dimensiones por condiciones de espacio y disponibilidad, tenemos que el diámetro del alambre (d) sería igual d= 2 mm de un acero SAE – ASTM 227 por ser de fácil adquisición, un diámetro promedio de las espiras de D= 1,2 cm, por tener un espacio aproximado de 1,5 cm. Obteniendo así un número de espiras Na= 27,33 espiras tomando 28 espiras para la selección final del resorte.

5.9. SELECCIÓN PARTES CONSTITUTIVAS.

En esta sección se realiza la selección de las partes restantes que permitirán la correcta unión de los componentes de la prótesis; para este fin se tomarán como parámetros para la elección criterios tales como peso máximo igual a 80 kg y nivel de actividad del sujeto estudiado. En este caso solo se disponen de dos acoples que unen a la cuenca con la rodilla y por el diseño de ésta no se necesita de un acople que la una con el tubo adaptador debido a que en su parte inferior es hueca y se fija a través de un tornillo.

5.9.1 Selección del adaptador de cuenca.

Se selecciona el adaptador de encaje 4R37 del manual de Otto Bock en la sección de adaptadores modulares, este tiene como función unir la cuenca con otro adaptador que va acoplado al mecanismo de rodilla.

El adaptador 4R37 posee alojamiento del núcleo de ajuste y por su capacidad de giro brinda una amplia posibilidad de ajuste con las prótesis de miembro inferior y es utilizado en

pacientes con un peso máximo permitido de 125 Kg. Éste es de acero inoxidable posee un peso de 140 gramos y posee una altura de 36mm. (Ver figura 5.20)

Figura 5.20 Adaptador 4R37.

5.9.2 Selección de adaptadores de encaje con núcleo de ajuste.

Se selecciona un adaptador 4R54 del manual de Otto Bock en la sección de adaptadores modulares estos van atornillados uno en la superficie superior que sirve de unión entre el a*daptador de cuenca* y el mecanismo acoplando y atornillándolos para ajustar.
El adaptador 4R54 es de Titanio y soporta un peso corporal máximo de 150Kg. (ver figura 5.21 a y b)

(a)

(b)

Figura 5.21 Adaptador 4R54.

5.9.3 Selección de cuenca o encaje.

En el proceso de fabricación de la cuenca intervienen un cierto número de fases las cuales se describen a continuación:

- **Fase N°1 “Toma del positivo del muñón**”.

Esta fase por ser la principal posee un nivel de importancia mayor debido a que es en ella donde se realiza el registro de todas las condiciones de la persona amputada. En esta fase los técnicos de la ortopédica Williams se encargan de realizar una representación en yeso del muñón para ello el paciente es envuelto en papel film desde la cintura hasta el muñón para luego proceder a colocar las vendas de yeso y así tomar la forma de la figura del miembro amputado. (Ver figura 5.22(a) y 5.22(b))

(a)

(b)

Figura 5.22 Toma de negativo en yeso del muñón del paciente.

Una vez puestas las vendas de yeso de procede a aplicar presión en los distintos puntos de apoyo de la cuenca como son es isquion y el triangulo escarpe para así extraer el negativo que nos brinda la forma del relieve del muñón. (Ver figura 5.23(a) y 5.23(b))

(a) (b)

Figura 5.23 Toma del apoyo de isquion y triangulo escarpe del muñón del paciente y negativo finalizado.

Una vez terminado de tomar el negativo del muñón se realiza el registro de las medidas tanto del miembro sano como del amputado con el fin de lograr la representación exacta en yeso del muñón. (Ver figura 5.24(a), 5.24(b), 5.24(c) y 5.24(d))

(a) (b)

(c)

(d)

Figura 5.24 Toma de medidas del muñón y extremidad no amputada del paciente.

Luego de esto se realiza un reforzamiento al negativo y se realiza una última prueba antes de realizar el positivo del muñón con esto se busca corregir posibles errores presentes en el negativo. (Ver figura 5.25(a) y 5.25(b))

(a)

(b)

Figura 5.25 Prueba del negativo en el paciente.

Con el negativo totalmente corregido es momento de rellenarlo con yeso con el fin de obtener el positivo del muñón, aquí también se le coloca un tubo que les permitirá a los técnicos poder maniobrar el positivo con mayor facilidad. (Ver figura 5.26(a) y 5.26(b))

(a)

(b)

Figura 5.26 Vaciado del yeso en el negativo.

Al solidificar el yeso se procede a romper el negativo y a realizar las correcciones y la preparación del positivo del muñón. Este proceso es uno de los más delicados debido a que se debe buscar que el positivo sea lo más parecido al muñón del paciente para así brindarle comodidad a la hora de caminar y sentarse con la prótesis. Este paso consiste en lijar, rellenar o corregir con yeso y luego pulir el positivo con el fin de sea lo más compacto y liso posible para el proceso de laminación, aquí se verifican las medidas con las del paciente. Es importante destacar que el paciente de este trabajo de grado presenta una amputación donde el hueso al ser más largo que el músculo puede llegar a romper la piel o lastimar al paciente al momento de usar la prótesis es por ello que se realizó una cuenca con una cámara de aire en su parte inferior para que el muñón del paciente no quede al ras con la cuenca y se pueda evitar que ésta llegue a lastimarlo. (Ver figura 5.27(a), 5.27(b), 5.27(c), 5.27(d), 5.27(e) y 5.27(f))

(a)

(b)

(c)

(d)

(e)

(f)

Figura 5.27. Preparación, verificación de medidas y positivo del muñón finalizado.

- **Fase N°2 “Laminación inicial y pruebas de la cuenca”.**

Posteriormente se procede con la laminación inicial de la cuenca para ello se coloca con la ayuda del tubo al positivo en posición vertical en una prensa aquí se comienza envolviendo al positivo con una tela o media (estoquinete) doble ya preparada la cual se amarra para cubrir en su totalidad al positivo; luego de esto se coloca el PVA o (alcohol polivinilico) que es un polímero sintético soluble en agua con el que se busca revestir al muñón en yeso para poder laminarlo; en este proceso se coloca la succión que ayudar a los técnicos a que la mezcla de resina, peróxido y secador se distribuya de forma pareja en todo el muñón de yeso. Una vez seca la mezcla anterior se retira el PVA con ayuda de tinner para bajar la temperatura que llega alcanzar la mezcla al momento de secar y así garantizar que no se llegue a quemar la cuenca. (Ver figura 5.28(a), 5.28(b), 5.28(c), 5.28(d), 5.28(e) y 5.28(f))

(a)

(b)

(c)

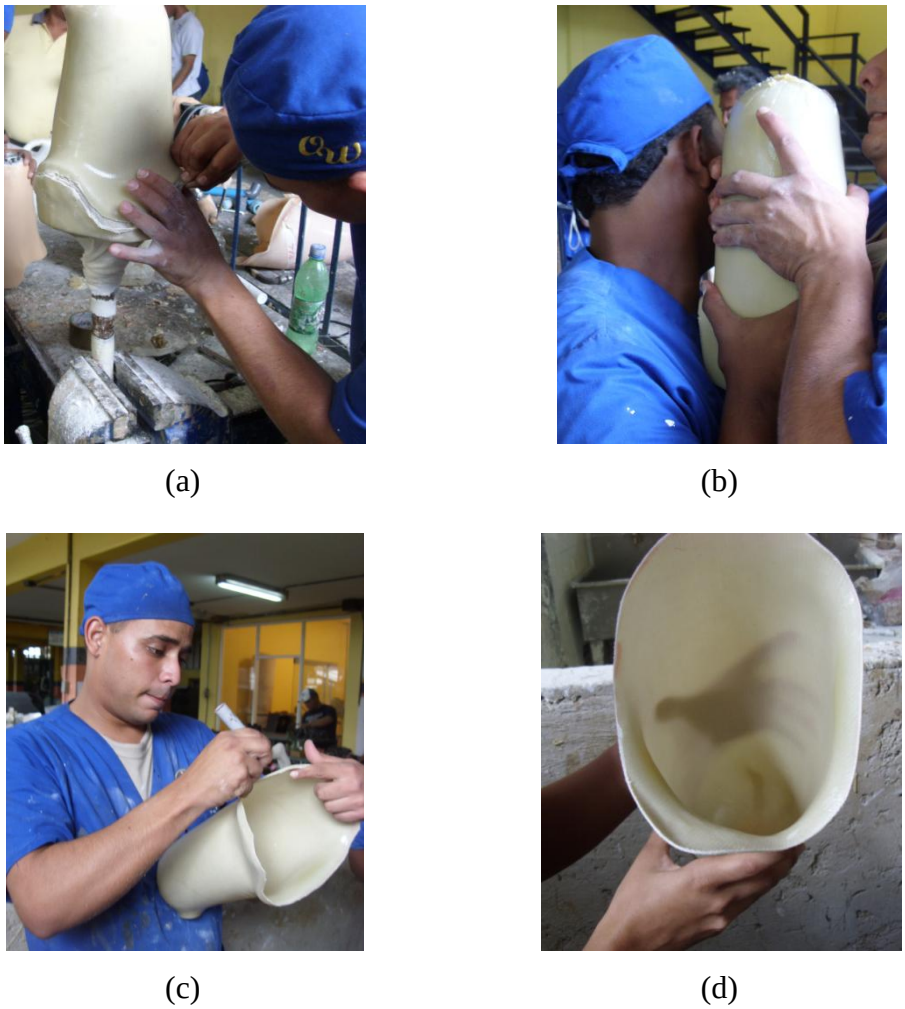
(d)

(e)

(f)

Figura 5.28 Preparación del muñón en yeso y primera laminación de la cuenca.

Una vez seca la primera laminación se procede a cortar la cuenca para poder retirar el positivo de yeso, hecho esto se realizan unas marcas en la cuenca con el fin de darle un buen acabado a los bordes para que no llegue a lastimar el muñón. (Ver figura 5.29(a), 5.29(b), 5.29(c) y 5.29(d))



(a) (b)

(c) (d)

Figura 5.29 Corte y primera laminación de la cuenca.

En este momento la cuenca pasa a un segundo paso presente en la laminación que consiste en darle mayor rigidez a la parte inferior de ésta; es por ello que en la parte inferior se le coloca una mezcla de dos poliuretanos uno de alta y otro de menor densidad que al reaccionar forman una superficie áspera y dura que luego será lijada para colocar así una base de madera con cuatro tornillos avellanados M6x25 que será la forma de unión entre la cuenca y los demás elementos de la prótesis. (Ver figura 5.30(a), 5.30(b), 5.30(c) y 5.30(d))

(a)

(b)

(c)

(d)

Figura 5.30 Colocación de los dos poliuretanos y lijado de base de la cuenca.

Para poder fijar la base de madera se debe armar un conjunto de prótesis (rodilla, pie, acoples, tubos, etc.) y verificar la alineación de la cuenca con la prótesis y garantizar la correcta colocación de la base para que el eje de carga y de desplazamiento queden alineados; para esto se usa una plomada que consiste en una cuerda que en su extremo posee un peso; una vez alineados se marca la posición de la base de madera en la cuenca y se procede a pegarla. (Ver figura 5.31(a), 5.31(b) y 5.31(c))

(a)

(b)

(c)

Figura 5.31 Alineación y colocación de base de madera de la cuenca.

Luego se procede a probar la cuenca con la prótesis con la cual fue alineada se analizandose la marcha y la posición de la misma al momento de sentarse. Así mismo, se verifica que los apoyos de ésta en el muñón estén correctos sin causarle ninguna incomodidad o dolor al paciente. (Ver figura 5.32(a) y 5.32(b))

(a)

(b)

Figura 5.32 Pruebas de la primera laminación de la cuenca en el paciente.

- **Fase N°3 “Laminación final de la cuenca”.**

Esta última fase se vuelve a rellenar la cuenca laminada en el paso anterior con yeso y se le coloca de nuevo el tubo que ayudara a los técnicos a maniobrar la cuenca al momento de laminarla aquí se vuelve a colocar la mezcla de los dos poliuretanos para darle mayor fijación a la base de madera esta se lija y se le da forma a la cuenca. En esta laminación final se coloca una media o estoquinette y una capa de fibra de vidrio que será recubierta con otra media que en este caso es una camisa azul con el logo de la facultad de Ingeniería (Ver figura 5.33(a), 5.33(b), 5.33(c), 5.33(d), 5.33(e) y 5.33(f))

(a)

(b)

(c)

(d)

(e)

(f)

Figura 5.33 Lijado, colocación de la fibra de vidrio y media final de la cuenca.

Aquí al igual que en la laminación anterior se coloca el PVA y se agrega la mezcla de resina, peróxido y secador y una vez seca se retira el PVA con ayuda de tinner. (Ver figura 5.34(a), 5.34(b), 5.34(c) y 5.34(d))

(a)

(b)

(c)

(d)

Figura 5.34 Laminación final de la cuenca.

Ya retirado el PVA nos queda la cuenca para el paciente con amputación por encima de la rodilla seleccionado para este trabajo de grado. La cuenca fue seleccionada de acuerdo a las recomendaciones del fabricante, Ortopédica Williams, es cuadrangular en su extremo proximal de contorno irregular, la cuenca seleccionada es usada por el sujeto estudiado soportando la carga y permitiendo que los músculos del miembro amputado ejerzan el control de la prótesis 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. (Ver figura 5.35(a), 5.35(b) y 5.35(c))

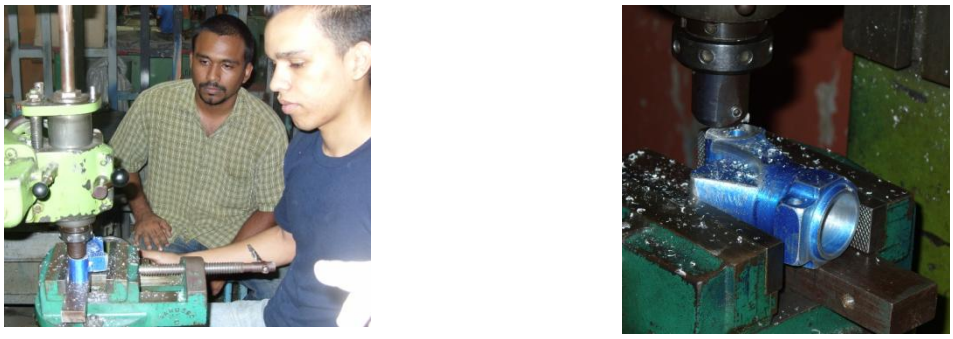
(a) (b) (c)

Figura 5.35 Vista frontal, posterior y lateral de la cuenca ya terminada.

5.10 FABRICACIÓN DEL PROTOTIPO DE RODILLA.

El prototipo de rodilla fue fabricado en el taller de torno y fresa de la Ortopédica Williams en éste proceso se fabricaron tanto las barras, pasadores y bocinas utilizados en la articulación de rodilla; aquí se tomaron en cuenta los planos elaborados para cada una de las piezas así como las especificaciones en cuanto a materiales a utilizar para la fabricación. En esta etapa se contó con la ayuda de los técnico en Ortesis y Prótesis de la Ortopédica Williams para posibles modificaciones con el fin de obtener una mejor articulación que logre cumplir con numerosos requisitos como lo son proporcionar al paciente un alto grado de seguridad, satisfacer la dinámica del portador de prótesis así como ajustarse a su manera de andar.

Aquí se tomaron en cuenta tanto la estética como la funcionalidad de la prótesis. A continuación se presentan algunas imágenes del proceso de fabricación de la rodilla así como el prototipo ya finalizado.



(a) (b)

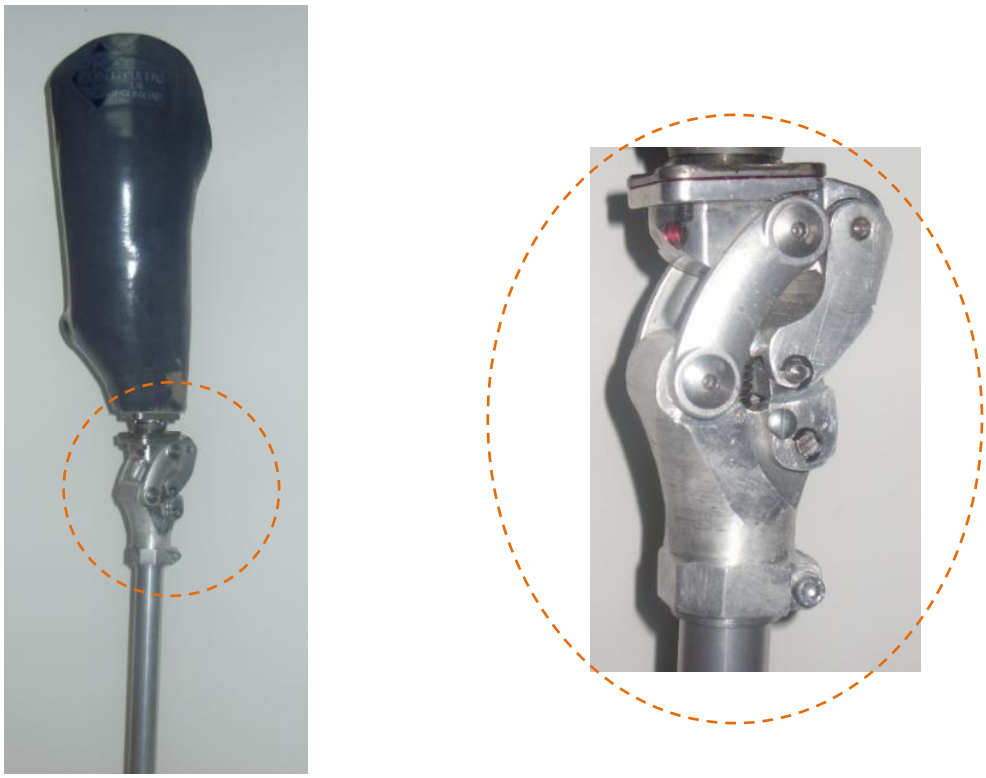
Figura 5.36 Vista frontal, posterior y lateral de la cuenca ya terminada.

(a) (b)

Figura 5.37 Vista frontal, posterior y lateral de la cuenca ya terminada.

(a) (b) (c)

Figura 5.38 Vista frontal lateral y posterior de la articulación de rodilla ya terminada.



(a) (b)

Figura 5.39 Vista de la articulación de rodilla acoplada a la cuenca.

CAPÍTULO 7
Conclusiones y Recomendaciones

7.1 Conclusiones.

Los factores de seguridad obtenidos en el diseño del prototipo de articulación para los materiales seleccionados y adquiridos en el mercado nacional son admisibles para un funcionamiento idóneo; además de brindar confianza en cuanto al esfuerzo de impacto si se llegase a presentar una caída.

La cuenca seleccionada presenta un comportamiento idóneo con el conjunto de prótesis diseñado garantizando al sujeto control y acople entre este y el conjunto.

El prototipo de rodilla funciona con el sujeto amputado unilateralmente en las distintas etapas de la marcha, con una velocidad de retorno y amortiguación del mecanismo muy cercano al requerido por el nivel de actividad del sujeto estudiado.

El conjunto de prótesis para miembro inferior dio al sujeto movilidad al caminar mejorando su calidad de vida.

El conjunto de la rodilla posee la relación peso-resistencia adecuada para una persona de actividad moderada, logrando soportar el peso del individuo sin causar molestias en el mismo.

Debido a que el conjunto de la rodilla consta de un cuasi-mecanismo de 5 barras, se logra obtener un movimiento más fluido de la persona con la prótesis.

Los mecanismos policentricos se han utilizado en algunas prótesis las rodillas en los últimos años, pero sólo unas pocas publicaciones se han escrito en las funciones especiales del mecanismo que se utiliza en prótesis transfemoral; esta tesis investiga las ventajas del mecanismo que se utiliza en las prótesis de rodilla en cuanto al comportamiento cinemática y puntos de vista dinámicos. Simulando de forma experimental los resultados muestran que los mecanismos policentricos a diferencia de los monocentricos, están diseñados para alcanzar mejor la trayectoria esperada del tobillo conjunta en la fase de oscilación.

La prótesis de rodilla con un cuasi-mecanismo de cinco barras; será de utilidad para mejorar el nivel de simetría del patrón de la marcha; sin embargo los factores que afectan al patrón de la marcha no sólo el rendimiento de la dinámica y cinemática de la rodilla protésica sino también la construcción de la articulación del tobillo, las funciones de

pie protésico, la calidad de la alineación, y lo físico y las condiciones psicológicas del usuario.

El eje único, usualmente incorpora un mecanismo de control de fricción y frecuentemente un bloqueo manual. Aunque ésta no imita exactamente al movimiento de la rodilla humana su mecánica es simple y el mantenimiento también; es actualmente la más utilizada en el diseño de las prótesis y por último podemos decir que la rodilla con eje único provee limitada ganancia de flexibilidad y reduce la estabilidad mecánica.

Con las características que presenta el sistema diseñado, se puede afirmar que sus principales características son el mecanismo policéntrico de rodilla y el costo de producción bajo, con lo cual puede ponerse a disposición de los usuarios a un costo de instalación del 20% con respecto a la referencia. Permitiendo aseverar que agregando nuevos materiales con densidad inferior y tecnologías de control puede hacer del mecanismo policéntrico de barras un sistema que rompa con sus carencias, optimizable y accesible a usuarios de escasos recursos.

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

7.2 Recomendaciones.

Se recomienda llevar a cabo pruebas en distintos ambientes que garanticen al sujeto un desenvolvimiento en varios escenarios. 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.

Se recomienda tomar en consideración la vida cíclica que pueda tener el material empleado para el conjunto de rodilla, para así determinar un periodo de uso del prototipo de prótesis antes de ser ajustado.

Es necesario implementar un mecanismo de bloqueo que permita aumentar el control del individuo sobre la prótesis, específicamente en los momentos de flexión de la misma.

CAPÍTULO 6
Montaje y pruebas

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos luego de la fabricación del prototipo de prótesis externa para miembro inferior tomando como base el diseño que planteado en el capítulo anterior, para lograr la evaluación efectiva de los elementos que forman parte del conjunto. Además de evaluar el punto de vista personal del sujeto seleccionado para este estudio mediante la realización de pruebas experimentales y de campo.

6.1 OBJETIVOS DE LA PRUEBA.

La misma fue realizada tomando en consideración un estudio experimental del prototipo de prótesis externa para miembro inferior para evaluar su comportamiento biomecánica. Este estudio llevado a cabo a través de una prueba de campo ayuda a

verificar si el prototipo posee la resistencia mecánica suficiente para dar estabilidad al individuo y si presenta la funcionalidad requerida.

6.2 PROCEDIMIENTO DE MONTAJE.

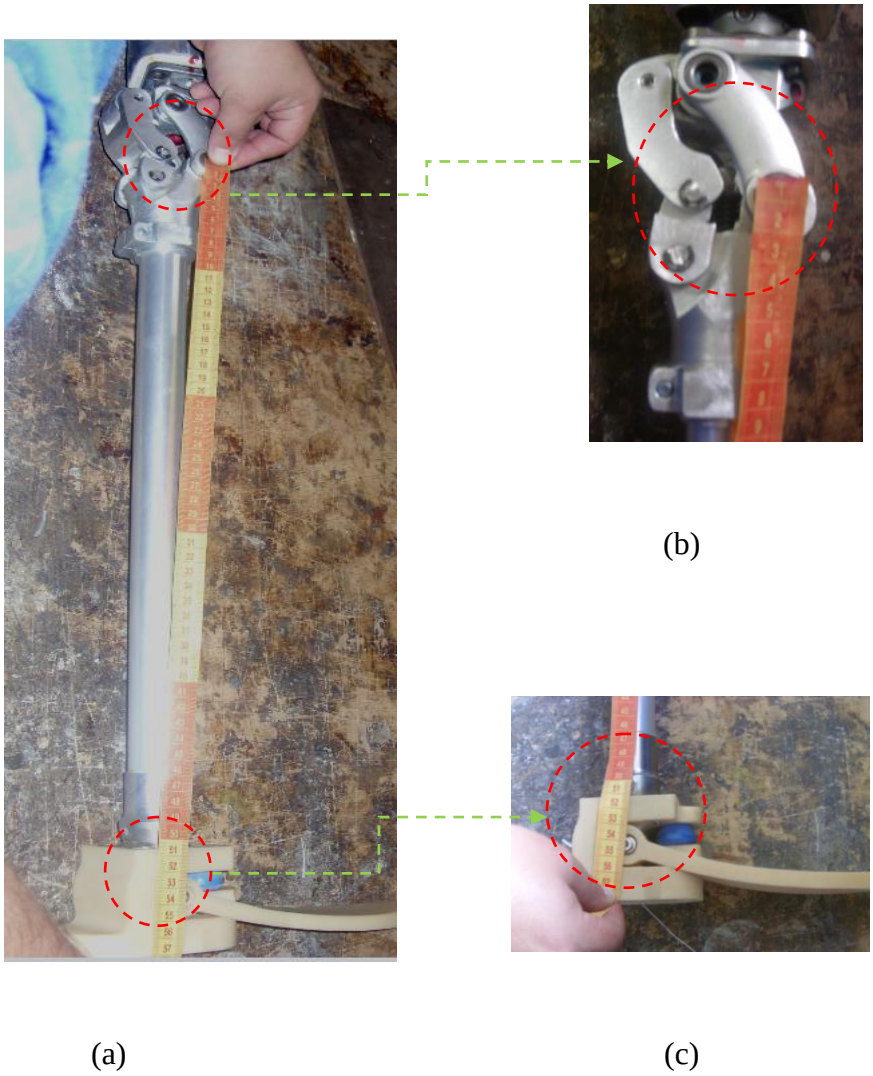
Una vez se tiene el conjunto de la rodilla y el del pie-tobillo por separado se realiza la medición del miembro inferior sano del sujeto, esto se lleva a cabo con una sola medida que va desde el centro de rotación de la rodilla hasta la planta del pie con el fin de lograr una correcta disposición de los elementos que formarán parte de la prótesis. (Ver figura 6.1 a y b)

(a) (b)

Figura 6.1. Toma de medidas en la extremidad sana.

Una vez obtenida la medida del miembro inferior sano se iguala a la distancia medida desde el centro de rotación de la rodilla artificial hasta el piso o parte baja del conjunto pie-tobillo. Se debe tomar en consideración las dimensiones de los acoples que se encuentran por encima de la rodilla uniendo a ésta con la cuenca y el acople que une al sistema de pie- tobillo, al igual que las dimensiones principales de ambos conjuntos (articulación de rodilla y pie), para lograr obtener la dimensión del tubo (tibia) al sacar la diferencia con la medida del miembro inferior sano y así obtener la longitud más

adecuada del prototipo para el sujeto indicado. Es importante destacar que todas las dimensiones tomadas en el prototipo se realizaron sin desmontar la cuenca indicada para el sujeto, así como también que por encima del centro de rotación de la rodilla las dimensiones son las más idóneas para caminar ya que el fabricante de la cuenca toma estos aspectos en consideración. (Ver figuras 6.2 (a), (b) y (c))



(b)

(a) (c)

Figura 6.2. Toma de medidas en la prótesis para miembro inferior.

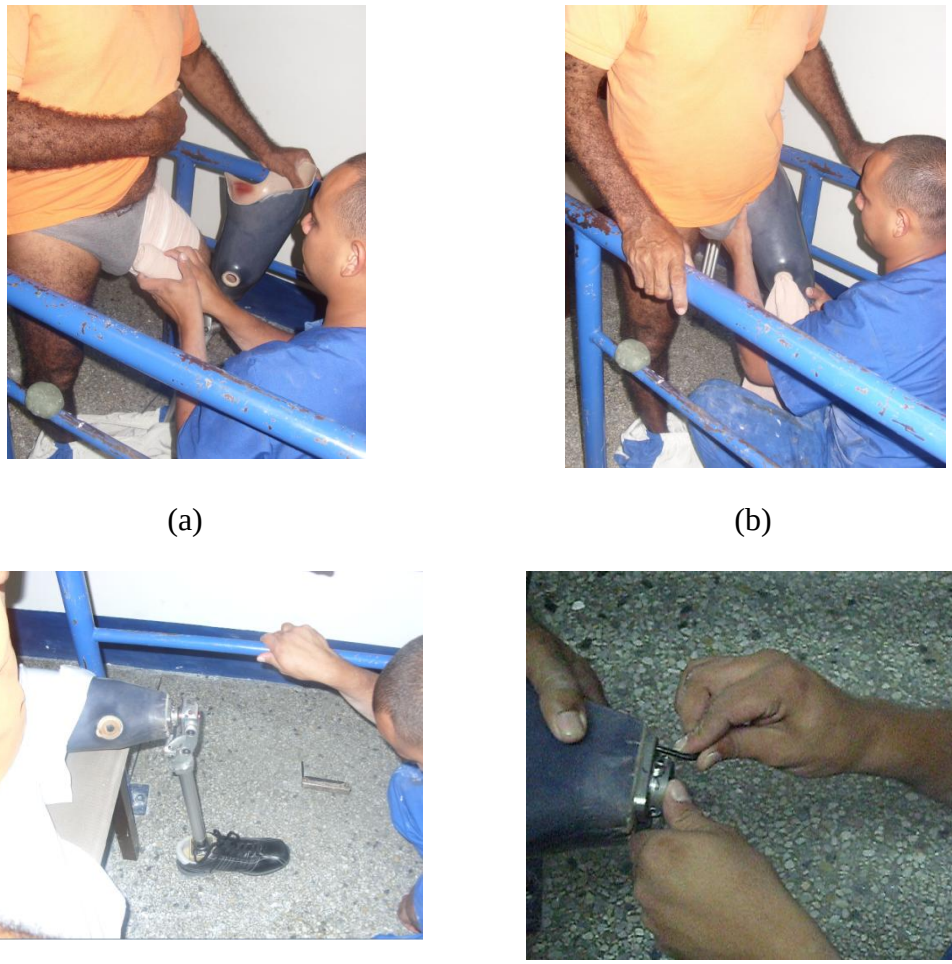
Una vez medida la prótesis con sus acoples y conjuntos de pie y rodilla se procede cortar el tubo que hace la función de tibia para así obtener la altura correcta en la

prótesis; luego se vuelve a realizar el armado de ésta y se verifica la alineación de la misma antes de pasar a probarla en el paciente. (Ver figura 6.3 a y b)

(a) (b)

Figura 6.3. Corte del tubo y armado de la prótesis.

Ya con la prótesis completamente armada se procede a realizar el montaje de la misma al paciente para ello se realiza el vendaje del muñón haciendo pasar la venda por el agujero de la cuenca que corresponde a la posición de la válvula y se hala hasta que el muñón se adapte a la cuenca y se comienzan a verificar ambos sistemas tanto la rodilla con el pie-tobillo comparándolos con la extremidad sana, primero se realiza con el paciente sentado para que cuando el mismo se encuentre sentado la prótesis presente naturalidad y las mismas dimensiones que la extremidad sana para ello se realizan ajustes en los distintos acoples presentes en el conjunto de prótesis. (Ver figuras 6.4 (a), (b), (c) y (d)).



(a) (b)

(c) (d)

Figura 6.4. Vendaje (a), colocación de la cuenca en el muñón (b), verificación de la posición del conjunto de rodilla y pie protésicos con extremidad sana (c) y ajustes en acoples (d).

Realizados los ajustes y verificado la correcta unión de todos los elementos de la prótesis es hora de que el paciente realice un recorrido con la prótesis para ello se cuenta con un ambiente en la Ortopédica Williams dotado con una pasarela con barandas para brindarle seguridad y apoyo al paciente al momento de caminar con la prótesis por primera vez; en este paso se estudia la marcha del paciente y se realizan los ajustes en los acoples con el fin de que todos los movimientos tanto flexión como extensión en la prótesis sean lo más semejantes posibles a los de la extremidad sana. (Ver figura 6.5 (a), (b) y (c))

(a) (b) (c)

Figura 6.5. Pruebas de prótesis en el paciente seleccionado.

Luego de realizar varias caminatas dentro de la pasarela el paciente camina fuera de ella para verificar la seguridad de este en la prótesis sin embargo se recomienda que durante los primeros días de uso cuente con la ayuda de un bastón para evitar posibles accidentes en la fase de adaptación del paciente con su prótesis nueva. (Ver figura 6.6)

Figura 6.6. Pruebas de prótesis en el paciente seleccionado fuera de la pasarela.

6.3 RESULTADOS OBTENIDOS.

Una vez el paciente realizo varios recorridos a lo largo del gimnasio para tomar un control del dispositivo los resultados observados y sus impresiones se citan a continuación:

- El peso del conjunto de 1.2 kg, es similar a los existentes en el mercado que van desde 0,8 a 1,4 kg.
- La velocidad de retorno en la marcha es completamente normal para el nivel de actividad del paciente.

- Existe efectividad en el control de movimiento al ejercer flexión de la rodilla.
- La cuenca se adaptó completamente al muñón sin causar alguna molestia al caminar o al estar sentado.
- El bloqueo generado en la rodilla, por estar el eje de carga adelante del eje de desplazamiento, brinda seguridad al momento de estar pie.
- El ensamble de la articulación de rodilla con el conjunto pie-tobillo genera una prótesis bastante liviana y cómoda al paciente debido a los materiales utilizados en ambos diseños, así como los principios utilizados para bridar una prótesis que ofrece un movimiento natural y devuelve la calidad de vida al paciente.

A continuación se presenta la imagen de la prótesis que fue diseñada y probada en el paciente seleccionado con todas sus partes constituida.

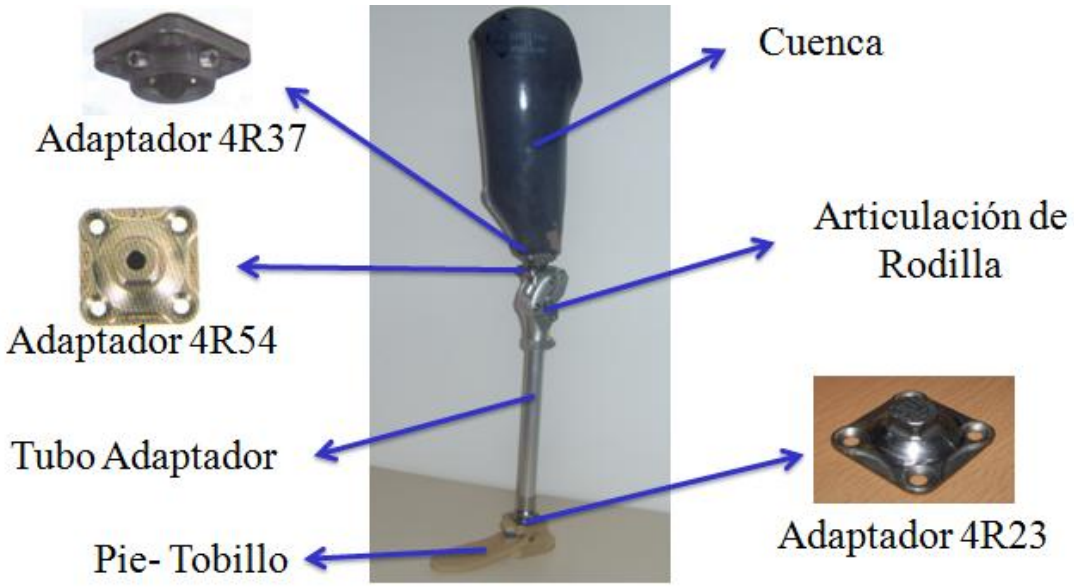


Figura 6.7. Sistema de prótesis para miembro inferior.

UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
COORDINACION DE PROYECTOS DE GRADO

SINOPSIS DEL PROYECTO DE GRADO

TITULO DEL TRABAJO:
DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA ARTICULACION DE RODILLA PARA PROTESIS EXTERNA.

FECHA DE APROBACIÓN DEL TEG-II:29 de Mayo de 2009
FECHA DEL EX. FINAL: 08 de Octubre de 2010
FECHA DE ENTREGA DE EJEMPLARES DEFINITIVOS A DIRECCIÓN DE ESCUELA: 03 de Mayo de 2010

SINOPSIS:

La gran cantidad de personas con problemas de amputación genera necesidad de creación de modelos de prótesis externas de miembro inferior accesibles en el mercado. La investigación realizada a través del centro de biomecánica de la Universidad de Carabobo tiene como finalidad plantear un nuevo diseño estudiando a través de valores numéricos su comportamiento. Inicialmente se muestra el planteamiento del problema de las personas que presentan amputaciones de miembro inferior por encima de la rodilla, luego el marco teórico donde se definen los conceptos básicos sobre las amputaciones, prótesis, biomecánica de la rodilla y locomoción humana, seguido se tiene la metodología seguida para realizar el diseño y construcción del mecanismo de la rodilla, posteriormente una breve explicación del método de los elementos finitos que es la base para el análisis de cargas, esfuerzos y deformaciones que presenta el conjunto, el cual es plasmado con ayuda de figuras y gráficas que corresponden a los resultados obtenidos, para luego poner a prueba el funcionamiento en campo con la persona y por último se presentan las conclusiones de los análisis vinculados a los resultados obtenidos y recomendaciones para otras investigaciones relacionadas con el tema.

CEDULA DE IDENTIDAD	NOMBRES	FIRMA
18.436.723	Azuaje Coronado, Yenifer Albanis	_____
17.984.599	Zambrano Palomares, Luis José	_____
Profesor GUÍA: David A. Ojeda		_____
JURADO: Prof(a).: Brizeida Gámez		_____
JURADO: Prof.: Carlos Morales		_____

Referencias

- Amputación, (2009), disponible en http://es.wikipedia.org/wiki/Amputaci%C3%B3n
- Clover W. (1986), Knee Joint Assembly, pp 1, 4-5
- Enriquez J., *et al*. (2007), Diseño y Construcción de una prótesis de rodilla con piston magnetoreológico, VIII Congreso Iberoamericano de Ingenieria Mecanica, pp 3-8
- Garret J., y Levine S., (1961), Aspectos psicológicos de la amputación, Columbia University, pp 38-39
- Hikichi Y. (2004), Above-Knee prosthesis with variable resistance knee joint, pp 1-2, 12-13.
- Kelvin J. (1994), System for Controlling Artificial Knee Joint Action in an Above Knee Prosthesis, pp 1, 4, 28-32
- Kramer S, *et al.* (1996), Knee Joint Mechanism for Knee Desarticulation Prosthesis, pp 1. 14, 18-20.
- Health System (2009). La Medicina Física y la Rehabilitación disponible en http://www.healthsystem.virginia.edu/uvahealth/adult_pmr_sp/amput.cfm
- Martel G. e Iler E (1988), Leg Prosthesis, pp 1-2, 5-7
- Pike A. (1999), The New High Tech Prostheses. *InMotion*, Vol. 9(3).
- Quintus J. (1999), Hydraulic Knee Joint, pp 1-2, 6-8
- Ramírez L. y Zavarce J. (2008), Diseño y construcción de un prototipo de prótesis para miembro inferior con articulación de rodilla
- Rincoe R. y Hull M. (1991), Prosthetic Knee Joint, pp 1-2, 5-6

GLOSARIO DE TÉRMINOS

Abducción: movimiento por el cual un miembro u otro órgano se alejan del plano medio que divide imaginariamente el cuerpo en dos partes simétricas.

Adaptación: ajuste.

Aducción: movimiento por el cual un miembro u otro órgano se acerca del plano medio que divide imaginariamente el cuerpo en dos partes simétricas.

Amelia: falta de una extremidad.

Anterior: que precede en lugar.

Axial: perteneciente o relativo al eje.

Diestra: derecha.

Dismelia: trastorno en el desarrollo de las extremidades.

Displasia: anomalía en el desarrollo de un órgano**.**

Extensión: acción y efecto de doblar el cuerpo o algún miembro.

Extremidades: brazos y piernas, en oposición al tronco.

Fémur: hueso del muslo.

Flexión: acción y efecto de doblar el cuerpo o algún miembro.

Fractura: rotura de un hueso.

Genu: rodilla.

Ischium: isquion.

Lateral: situado a un lado.

Lumbar: pertenencia o relativo a los lomos y caderas.

Luxación: dislocación de un hueso.

Medial: situado en el medio.

Monocéntrico: articulación con un eje.

Ossum: hueso.

Paleta: rótula.

Peroné: hueso largo y delgado de la pierna, detrás de la tibia.

Policéntrico: articulación con varios puntos de giro.

Posterior: que esta o queda detrás.

Proximal: se dice de la parte de un miembro o un órgano más próximo a la línea media del organismo en cuestión.

Rotación: acción y efecto de rotar.

Siniestra: izquierda.

Superior: situado encima.

Tibia: hueso principal y anterior de la pierna.

Trauma: lesión.

Valgus: desviado hacia fuera.

Varus: desviado hacia dentro.