



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
CENTRO DE BIOMECÁNICA_UC



Diseño y construcción de un prototipo de prótesis para miembro inferior con articulación de tobillo

Autores:

Néstor Ochoa

Ricardo Olivero

Naguanagua, Octubre de 2010



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
CENTRO DE BIOMECÁNICA_UC



Diseño y construcción de un prototipo de prótesis para miembro inferior con articulación de tobillo

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

Tutor académico:

Dr. Brizeida Gámez.

Autores:

Néstor Ochoa

Ricardo Olivero

Naguanagua, Octubre de 2010



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
CENTRO DE BIOMECÁNICA_UC



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 un prototipo de prótesis para miembro inferior con articulación de tobillo**” presentada por los bachilleres: **Ricardo Olivero C.I:16.552.472** y **Néstor Ochoa C.I: 18.194.381**; hacemos constar que hemos revisado y aprobado el mencionado trabajo

Prof. Brizeida Gámez A.
Presidente del jurado

Prof. David Ojeda P.
Miembro del jurado

Prof. Carlos Morales B.
Miembro del jurado

En Naguanagua a los 8 días del mes de Octubre de dos mil diez

Agradecimientos

A FUNDACITE – CARABOBO, ente financiador del CEBIOMEUC_UC, donde se ha desarrollado la investigación.

A POLISISTEMA UDS, ingeniero Pierre Quezada que gracias a su valiosa colaboración se pudo culminar con éxito esta investigación.

A SYNTHESIS C.A, Ingeniera Enza Colombo empresa que nos brindó asesoría técnica en cuanto a las propiedades mecánicas de los materiales usados en esta investigación gracias por su valiosa colaboración.

A ORTOPEDICA WILLIAMS, Empresa que nos facilitó sus instalaciones para las pruebas experimentales así como ayuda técnica para el ensamblaje del prototipo, gracias a su valioso aporte se pudo concluir exitosamente esta investigación, gracias a todas las personas de ortopédica involucrada en este proyecto.

Al CEBIOMEUC_UC, Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo, donde se llevó a cabo la mayor parte de las actividades necesarias para concluir exitosamente este proyecto.

A la Profesora Brizeida Gámez, tutora de esta investigación, por sus valiosos consejos y palabras de aliento para el desarrollo de esta investigación.

Al Profesor David Ojeda, Coordinador del CEBIOMEUC_UC, por su dedicación para sacar adelante el Centro de Biomecánica, por la ayuda y confianza depositada en nosotros en esta investigación.

Al Señor Tamayo, persona a la cual se le diseñó el prototipo de prótesis por ser parte de este proyecto, por su humildad y confianza depositadas en nosotros lo que nos motivó a llevar este proyecto hasta el final con resultados exitosos.

Dedicatoria

A Jesús mi señor, guía y compañero en cada uno de los pasos que hicieron que esta gran meta fuese posible.

A mis padres Néstor Luis Ochoa y Ninfa de Ochoa, por brindarme todo su amor y apoyo incondicional en cada una de mis decisiones, por depositar su confianza y creer en mí en todo momento, gracias por enseñarme la humildad, la perseverancia, a valorar cada momento de nuestras vidas y enseñarme que no existe ninguna meta que no sea posible, solo necesitamos creer en nosotros mismos. Gracias por estar siempre conmigo.

A mi abuela Ramona García, por brindarme su gran amor, cariño y enseñanzas que me guiaron desde niño siempre por el camino del bien, sin tu ayuda nada de esto fuese sido posible, es una lástima que este año no te encuentres con nosotros, pero estoy seguro que estés donde estés siempre estarás muy orgullosa de mi. Gracias.

A mi hermano Néstor Luis Ochoa y a su esposa Nohelia Cubillos, por estar siempre conmigo compartiendo momentos agradables y felices, por su gran apoyo en las buenas y las malas. Gracias

A mis tutores Brizeida Gámez y David Ojeda , por su apoyo y enseñanzas que hicieron esto posible, por brindarnos su amistad y la oportunidad de realizar este gran proyecto. Gracias.

A todos mis amigos y compañeros que siempre estuvieron ahí, brindándome apoyo y grandes momentos de alegría. Gracias

Néstor Alfonso Ochoa Acosta

Dedicatoria

A Dios todo poderoso por iluminarme en cada uno de los pasos de mi vida, por darme la fortaleza para afrontar todos los momentos difíciles que surgieron durante mis estudios, y de esta manera alcanzar mi objetivo final en esta nueva etapa de mi formación profesional.

A mis padres Víctor Olivero y Luz Marina Rodríguez, por haberme dado todo su apoyo e incondicional ayuda, cariño y sobre todo comprensión y tolerancia, gracias por todas las cosas agradables que me han brindado siempre y por la confianza que siempre depositaron en mí y por enseñarme que en la vida hay que perseverar, ser constante, en lo que uno quiere sin importar los obstáculos que se puedan presentar en el camino; porque al final todo se puede lograr y es por eso que hoy se los agradezco. Gracias

A mis hermanos Víctor, Daniela y Andrea por estar siempre conmigo y estar pendiente de mí, y brindarme el apoyo en las cosas malas como en las buenas.

A mi Tía Elena Rodríguez por ser mi apoyo y como una madre para mí, por estar siempre conmigo y brindarme su ayuda de forma incondicional y que siempre está allí cuando uno más la necesita. Gracias por todo.

A mis tutores Brizeida Gámez y David Ojeda por bríndame todo su apoyo en esta investigación y por la oportunidad de trabajar a su lado por ser excelentes personas y profesores y amigos gracias

A todos mis amigos y compañeros, que siempre estuvieron allí junto conmigo, superando las cosas buenas y malas, gracias a su amistad para con mi persona.

Ricardo Javier Olivero Rodríguez

Resumen

La siguiente investigación tiene como propósito diseñar y construir un prototipo de prótesis para miembro inferior con articulación de tobillo. Para llevar a cabo el diseño se ha seleccionado un paciente amputado a quien se le realizan una serie de mediciones que corresponden al nivel de amputación, tales como: peso, distancia del pie a la articulación del tobillo en la pierna sana, entre otros. Todo lo anterior con la intención de utilizarlos como criterios para la obtención de un modelo preliminar de la prótesis. Posteriormente, para efectuar la evaluación de los esfuerzos en el modelo planteado se consideran las posiciones más críticas presentes en la marcha humana: posición plantar, contacto de talón y fase de impulso. El análisis de tensiones se realiza utilizando un programa computacional, ABAQUS/CAE v6.8-4, basado en la técnica numérica de aproximación específicamente el Método de los Elementos Finitos (MEF). Los estados de carga fueron simulados y evaluados empleando las condiciones de contorno que adecuadamente se ajustan a los diferentes estados de cargas, tomando como criterio de diseño el peso de la persona igual a 80 Kg (2400N) así como un factor de impacto igual a tres (3) veces el peso del paciente para quien se particulariza el diseño de la prótesis. De los análisis numéricos se determinó que las fases más crítica eran la número 1 y 2 fase de apoyo plantar y de impulso respectivamente obteniéndose los factores de seguridad más bajo, sin embargo es de hacer notar que en ninguna de las fase antes mencionadas se superó el límite elástico de los materiales utilizados en la fabricación de las piezas que conforman el prototipo de prótesis.

En la última fase de la investigación se realizaron las pruebas experimentales donde se determinó que el prototipo de prótesis era capaz de soportar los esfuerzos del paciente con lo cual se garantiza que el prototipo no fallara.

Índice general

| | |
|--|------------|
| Índice general | i |
| Índice de figuras | iii |
| Introducción | 1 |
| CAPÍTULO 1 El problema | 3 |
| 1.1 Planteamiento del problema, 3 | |
| 1.2 Objetivos, 5 | |
| 1.2.1 <i>Objetivo General</i> , 5 | |
| 1.2.2 <i>Objetivos Específicos</i> , 5 | |
| 1.3 Justificación, 5 | |
| 1.4 Alcance, 6 | |
| 1.5 Limitaciones, 6 | |
| 1.6 Antecedentes, 6 | |
| | |
| CAPÍTULO 2 Marco teórico | 11 |
| 2.1 Anatomía y fisiología del tobillo, 11 | |
| 2.2 El complejo articular del pie, 13 | |
| 2.3 Movimientos del pie, 14 | |
| 2.4 Biomecánica del tobillo, 16 | |
| 2.5 Análisis de la marcha, 17 | |
| 2.5.1 <i>Movimiento del pie y el tobillo durante la marcha humana</i> , 17 | |
| 2.6 Cinética del pie, 19 | |
| 2.7 Generalidades de las prótesis de pie tobillo, 22 | |
| 2.8 Modelos de prótesis de pie tobillo, 23 | |
| 2.8.1 <i>Prótesis de pie uniaxial</i> , 23 | |
| 2.8.2 <i>Prótesis de pie de eje múltiple</i> , 24 | |
| 2.8.3 <i>Prótesis de pie Sach</i> , 25 | |
| 2.8.4 <i>Prótesis De Pie Syme</i> , 25 | |
| 2.9 Materiales utilizados en la fabricación de prótesis, 26 | |
| 2.9.1 <i>Fibra de carbono</i> , 26 | |
| 2.9.1.1 <i>Estructura y propiedades</i> , 28 | |

- 2.9.2 *Materiales termoplástico*, 29
- 2.9.3 *Materiales termoestables*, 30

| | | |
|-------------------|--|-----------|
| CAPÍTULO 3 | El Método de los Elementos Finitos (MEF) | 31 |
| 3.1 | Método de elementos finitos, 31 | |
| 3.2 | Tipos de elementos finitos, 35 | |
| 3.3 | Tipo de funciones de forma, 35 | |
| 3.4 | Ecuación de equilibrio principio de los trabajos virtuales, 37 | |
| 3.4.1 | <i>Funciones de interpolación</i> , 39 | |
| 3.5 | Aplicaciones en ingeniería del MEF, 41 | |
| | | |
| CAPÍTULO 4 | Metodología | 43 |
| 4.1 | Metodología propuesta, 43 | |
| 4.1.1 | <i>Revisión bibliográfica</i> , 43 | |
| 4.1.2 | <i>Seleccionar una persona con amputación de miembro Inferior</i> , 43 | |
| 4.1.3 | <i>Elegir el material</i> , 44 | |
| 4.1.4 | <i>Proponer un modelo de prótesis de miembro inferior Con articulación de tobillo</i> , 44 | |
| 4.1.5 | <i>Analizar el modelo propuesto a través del Método de los Elementos Finitos MEF</i> , 44 | |
| 4.1.6 | <i>Fabricar el modelo propuesto</i> , 46 | |
| 4.1.7 | <i>Ensamble de las partes</i> , 46 | |
| 4.1.8 | <i>Realizar Pruebas experimentales al modelo fabricado</i> , 46 | |
| | | |
| CAPITULO 5 | Resultados numéricos | 47 |
| 5.1 | Validación del programa de Elementos Finitos (MEF), 47 | |
| 5.1.1 | <i>Solución analítica</i> , 48 | |
| 5.1.2 | <i>Solución Numérica</i> , 50 | |
| 5.1.3 | <i>Análisis de convergencia</i> , 52 | |
| 5.2 | Diseño del prototipo y análisis, 54 | |
| 5.2.1 | <i>Sistema analizado</i> , 55 | |
| 5.2.2 | <i>Materiales</i> , 56 | |
| 5.2.3 | <i>Condiciones de cargas y restricciones</i> , 57 | |
| 5.2.3.1 | <i>Cargas aplicadas en la fase de bipedestación o Posición plantar</i> , 58 | |
| 5.2.3.2 | <i>Cargas aplicadas en la fase de empuje o Despegue</i> , 58 | |
| 5.2.3.3 | <i>Cargas aplicadas en la fase de contacto con el Talón</i> , 59 | |
| 5.3 | Discretización mediante el método de los elementos finitos (MEF), 60 | |
| 5.4 | Análisis de resultado, 64 | |
| 5.4.1 | <i>Primer estado de carga (bipedestación o posición Plantar)</i> , 64 | |
| 5.4.2 | <i>Segunda estado de cargas (Empuje)</i> , 69 | |
| 5.4.3 | <i>Tercer estado de cargas (contacto de talón)</i> , 72 | |
| | | |
| CAPITULO 6 | Resultados experimentales | 77 |
| 6.1 | Objetivo, 77 | |
| 6.2 | Materiales, 77 | |
| 6.3 | Procedimiento de montaje, 79 | |

| | |
|---|-----------|
| 6.4 Resultados obtenidos, 83 | |
| 6.5 Análisis de costo | |
| CAPITULO 7 Conclusiones y Recomendaciones | 90 |
| 7.1 Conclusiones, 91 | |
| 7.2 Recomendaciones, 92 | |
| Referencias bibliográficas | 93 |

Índice de figuras

| | |
|--|----|
| 1.1 Prótesis tobillo pie | 7 |
| 1.2 Prótesis tobillo pie | 7 |
| 1.3 Prótesis tobillo pie | 8 |
| 1.4 Prótesis tobillo pie | 9 |
| 1.5 Prototipo de prótesis con articulación de rodilla | 9 |
| 1.6 Prótesis de pie elaborado por Niagara prosthetic & Orthotics International Ltd | 10 |
| 1.7 Prótesis de tobillo pie con propulsión | 10 |
| 2.1 Complejo tibia- peroné | 12 |
| 2.2 Articulación del tobillo | 13 |
| 2.3 Ejes principales del complejo articular del pie | 14 |
| 2.4 Movimientos del tobillo | 15 |
| 2.5 Ángulos de flexión del pie tobillo | 15 |
| 2.6 Máxima flexión del pie | 16 |
| 2.7 Máxima extensión del pie | 16 |
| 2.8 Ciclo de la marcha normal | 18 |
| 2.9 Fuerzas compresivas del pie tras aplicar una carga | 20 |
| 2.10 Porcentaje de peso promedio sobre el pie | 21 |
| 2.11 Presiones picos promedio durante la bipedestación | 21 |
| 2.12 Distribución de las presiones en las cabezas metatarsianas | 21 |
| 2.13 Prótesis de pie con tobillo uniaxial | 23 |
| 2.14 Prótesis de pie de eje múltiple | 24 |
| 2.15 Prótesis de pie Sach | 25 |
| 2.16 Prótesis de pie Syme | 26 |
| 2.17 Prótesis de pie de fibra de carbono (catálogo de Ossur) | 28 |
| 2.18 Prótesis de pie de poliuretano | 30 |
| 3.1 Nodos y elementos de un cuerpo | 32 |
| 3.2 Discretización de un modelo | 33 |
| 3.3 Análisis de esfuerzos arrojados por el programa de MEF | 35 |
| 3.4 Tipos de nodos de un elemento | 36 |
| 3.5 Transformación de la geometría empleando de funciones de interpolación | 36 |
| 3.6 Transformación biunívoca que provoca pliegues en el elemento transformado | 37 |
| 3.7 Cuerpo continuo elástico sometido fuerzas superficiales | 38 |
| 3.8 Análisis de esfuerzos en una placa de fijación para fractura | 42 |
| 5.1 Viga en voladizo | 48 |
| 5.2 Solución numérica (a) Esfuerzos de Von Misses (b) Desplazamientos | 50 |

| | |
|--|----|
| 5.3 Representación gráfica de los esfuerzos de Von Mises y desplazamiento para el análisis de sensibilidad | 53 |
| 5.4 Modelo prótesis de pie articulado propuesto | 54 |
| 5.5 Modelo definitivo de prótesis de pie tobillo con un tope | 55 |
| 5.6 Modelo definitivo de prótesis de pie tobillo con un tope vista lateral | 56 |
| 5.7 Pares de contacto presentes en el modelo | 58 |
| 5.8 Condiciones de carga estática y restricciones del prototipo de prótesis en la condición de bipedestación | 59 |
| 5.9 Carga y restricción del prototipo de prótesis en la condición de empuje o despegue del pie | 60 |
| 5.10 Carga y restricción del prototipo de prótesis en la condición de contacto de talón | 60 |
| 5.11 Geometría de los elementos | 61 |
| 5.12 Representación gráfica, esfuerzos equivalentes de Von Mises del Análisis de sensibilidad del sistema analizado | 62 |
| 5.13 Representación gráfica, desplazamientos máximos, del Análisis de sensibilidad del sistema analizado | 63 |
| 5.14 Densidad de mallado óptimo en el análisis de sensibilidad vista isométrica | 63 |
| 5.15 Densidad de mallado óptimo en el análisis de sensibilidad | 64 |
| 5.16 Distribución de esfuerzos de Von Mises sobre el Prototipo de prótesis | 66 |
| 5.17 Distribución de esfuerzos de Von Mises sobre el acople del prototipo | 67 |
| 5.18 Detalle de la distribución de esfuerzos de Von Mises acople de la articulación corte longitudinal | 67 |
| 5.19 Detalle de la distribución de esfuerzos de Von Mises Tobillo. | 68 |
| 5.20 Detalle de la distribución de esfuerzos de Von Mises | 69 |
| 5.21 Detalle del desplazamiento en el prototipo de prótesis bajo el estado de cargas 1 | 69 |
| 5.22 Detalle de la distribución de esfuerzos de Von Mises (a) Prototipo de prótesis (b) Acople de la articulación (MPa) | 70 |
| 5.23 Detalle de la distribución de esfuerzos (MPa), (a) acople, (b) tobillo | 71 |
| 5.24 Detalle de la distribución de esfuerzos de Von Mises (MPa), (a) plantilla del prototipo (b) Tope del prototipo | 72 |
| 5.25 Detalle del desplazamiento en el prototipo de prótesis fase de impulso (mm) | 72 |
| 5.26 Detalle de la distribución de esfuerzos de Von Mises bajo el tercer estado de carga, (a) prototipo de prótesis (b) Corte transversal del tobillo. | 73 |
| 5.27 Detalle de la distribución de esfuerzos de Von Mises bajo el tercer estado de carga en el acople del prototipo | 74 |
| 5.28 Detalle de la distribución de esfuerzos de Von Mises bajo el tercer estado de carga en el Tobillo (a) vista isométrica derecha (b) vista isométrica izquierda | 74 |
| 5.29 Detalle de la distribución de esfuerzos de Von Mises tercer estado de cargas (a) plantilla (b) detalle de la distribución de esfuerzo en la plantilla | 75 |
| 5.30 Detalle del desplazamiento en el prototipo de prótesis inicio del contacto con el talón (mm) | 76 |
| 6.1 Modelo construido del prototipo de prótesis de pie con articulación de tobillo | 79 |
| 6.2 Elastómero de poliuretano curado en caliente | 79 |
| 6.3 Acople de acero inoxidable (Fuente: Catálogo de Otto Bock) | 79 |
| 6.4 Medición de la extremidad sana | 80 |
| 6.5 Prototipo de prótesis para miembro inferior | 81 |
| 6.6 Dimensionamiento de la tibia, (a) Conjunto completo, (b) Detalle de articulación de rodilla, (c) Detalle de la articulación de tobillo | 82 |

| | |
|--|----|
| 6.7 Corte del tubo | 83 |
| 6.8 Ensamble de la prótesis | 83 |
| 6.9 Montaje del prototipo, (a) Vendaje, (b) Colocación de la cuenca en el muñón, (c) Ajuste en el acople, (d) Verificación de la posición del conjunto de rodilla y pie protésicos con extremidad sana | 84 |
| 6.10 Pruebas de prótesis en el paciente seleccionado | 85 |
| 6.11 Prototipo de prótesis de miembro inferior en el paciente seleccionado | 86 |

Índice de tablas

| | |
|---|----|
| 2.1 Fases de la marcha | 17 |
| 5.1 Esfuerzos y desplazamientos para la viga en voladizo | 51 |
| 5.2 Valores teóricos y numéricos de esfuerzos y desplazamiento | 53 |
| 5.3 Propiedades de los elastómero de poliuretano | 57 |
| 5.4 Propiedades mecánicas del aceros inoxidable 304 | 57 |
| 5.5 Fuerzas de reacción para el pie de una persona de 80 Kg | 58 |
| 5.6 Esfuerzos máximos equivalentes de Von Mises y desplazamientos máximos en el sistema analizado | 62 |
| 5.7 Total de elementos y nodos en el análisis de sensibilidad | 64 |
| 5.8 Esfuerzo máximo y deformación máxima para cada condición de la marcha Humana | 76 |
| 5.9 Factor de seguridad para cada condición de la marcha humana | 76 |

Introducción

Una amputación de miembro inferior es una condición adquirida mediante traumatismo o cirugías, que imposibilita la actividad de la marcha humana de manera normal, debido a la ausencia de uno o ambas extremidades inferiores. En la actualidad son muchas las causas que provocan esta condición dentro de los cuales se cuentan los accidentes automovilísticos, enfermedades vasculares, entre otras.

En Venezuela, la gran mayoría de las personas afectadas no cuentan con los recursos económicos necesarios para adquirir una prótesis completa de miembro inferior, ya que en la actualidad su costo se encuentra alrededor de los Bs. 140.000,⁰⁰ debido a que la mayoría de estos dispositivos son importados.

Dado lo anterior, el Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo ha propuesto una investigación para el desarrollo de un prototipo de prótesis de miembro inferior, dividida en dos tesis de grado, una corresponde al diseño de la prótesis con articulación de rodilla y lo que corresponde al presente trabajo se basa en el diseño de la prótesis de pie con articulación de tobillo, considerando como criterios fundamentales la eficiencia del dispositivo empleando materiales de comercialización nacional de alta calidad y bajo costo a manera de hacer un modelo accesible a las personas afectadas.

El desarrollo de esta investigación comienza con una documentación bibliográfica de trabajos realizados acerca del tema de prótesis de tobillo, esto permite formular un diseño de prótesis de pie que sea capaz de devolver las capacidades funcionales de la persona previamente seleccionada, a quien se le hace un estudio de todos los parámetros necesarios que permiten determinar las condiciones de diseño y dimensiones del prototipo. Una vez obtenido el modelo, se procede a seleccionar el material que más se ajusta a las exigencias de la prótesis, para ello es necesario realizar un estudio de los

materiales más utilizados en la actualidad para la fabricación de las mismas, considerando su resistencia, propiedades mecánicas, y disponibilidad en el mercado nacional y costo.

A manera de determinar las tensiones y deformaciones a las cuales se somete el prototipo en condiciones normales de trabajo, se analiza el modelo propuesto en un programa basado en el Método de Elementos Finitos (MEF).

Una vez obtenidos y evaluados los resultados numéricos, de esfuerzos y deformaciones se procede a la fabricación, ensamble y ensayos experimentales del prototipo.

Los resultados obtenidos mediante el MEF, demuestran que el prototipo diseñado, y fabricado es capaz de resistir los distintos esfuerzos, a los que se somete por el paciente para quien se diseñó la prótesis. De igual manera se realizaron pruebas experimentales para validar los resultados numéricos.

CAPÍTULO 1

El problema

En el siguiente capítulo se describe el problema, sus consecuencias, sus posibles causa y justificación, a partir de lo cual han surgido los objetivos de la presente investigación; adicionalmente, 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 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La acción de caminar representa la posibilidad de trasladarse de un lugar a otro a voluntad haciendo uso del sistema locomotor. Los seres humanos se caracterizan, entre otras cosas, por la bípedo-locomoción, lo cual significa que son siempre naturales con dos extremidades inferiores al caminar. En condiciones normales las funciones relativas a la marcha son desarrolladas por el sistema nervioso a una edad muy temprana, y son tan bien aprendidas que se ejecutan de una forma prácticamente inconsciente. Para poder caminar se requiere del sistema nervioso para coordinar y supervisar las acciones de andar y del sistema músculo-esquelético para ejecutar, específicamente, un par de piernas. Cuando un paciente sufre una amputación de miembro inferior, o separación de la extremidad mediante traumatismo o cirugías, toda la actividad normal de la marcha se ve imposibilitada debido a la carencia de una o ambas piernas. La amputación de miembros inferiores, se debe a problemas

congénitos, enfermedades o traumatismos sufridos en la vida del individuo. Sin embargo, es importante mencionar tres causas que han aumentado notablemente el número de miembros inferiores amputados en el siglo pasado

La primera causa de la amputación de miembros inferiores en seres humanos han sido los conflictos bélicos, mientras que la segunda la representan los accidentes de tránsito y finalmente la tercera son las enfermedades vasculares, especialmente la diabetes. Esta última causa es la razón principal de las amputaciones en la mayoría de los países actualmente y ha venido creciendo constantemente durante los últimos años.

En Venezuela el porcentaje de personas amputadas constituyen alrededor del 4% de la población, siendo las más afectadas personas con edades comprendidas entre 20 y 55 años. Esta condición adquirida (amputación) afecta al individuo de muchas maneras diferentes, desde el punto de vista psicológico, debido al cambio en la imagen que tiene la persona de sí mismo, en el aspecto físico dada la pérdida parcial o total de una capacidad o actividad funcional. En el ámbito económico, hoy en día son muy pocas las personas en Venezuela que pueden cubrir el costo de una prótesis para miembro inferior debido a su alto costo el cual se encuentra alrededor de Bs.F (50.000,00 – 180.000,00).

Dado lo anterior, el Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo, en la búsqueda de soluciones de ingeniería aplicadas al campo de la medicina, ha propuesto una investigación basada en el desarrollo de una prótesis de miembro inferior con articulación de rodilla y tobillo, a manera de desarrollar un dispositivo a bajo costo fabricado con materiales disponibles en el país, con el objetivo de que las personas amputadas recuperen el máximo nivel posible de funcionalidad e independencia mejorando su calidad de vida y logrando su inserción en la sociedad.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo General

Diseñar y construir un prototipo de prótesis para miembro inferior con articulación de tobillo.

1.2.2 Objetivos Específicos

1. Seleccionar una persona con amputación de miembro inferior y establecer sus características.
2. Seleccionar el material de fabricación para la prótesis con articulación de tobillo.
3. Determinar la distribución de tensiones en el prototipo usando el Método de Elementos Finitos (MEF).
4. Diseñar un modelo de prótesis para tobillo, el sistema de articulación y amortiguación y los elementos mecánicos del prototipo.
5. Construir la prótesis y ensamblar todos los elementos que constituyen el prototipo.
6. Probar la prótesis en la persona previamente seleccionada.

1.3 JUSTIFICACIÓN

La investigación propuesta produciría un alto impacto social, ya que a partir de la implementación de la prótesis sería posible recuperar la capacidad locomotora del paciente seleccionado, con condiciones aproximadas a las normales. Una vez que el mismo recupere la capacidad funcional de la marcha con ambas piernas mejorará considerablemente su calidad de vida. Por otra parte, con el desarrollo de este tipo de dispositivo, la Universidad de Carabobo continua cumpliendo su compromiso con la sociedad, generando una alternativa a las personas cuyos recursos económicos no son suficientes para cubrir el costo de una prótesis.

1.4 ALCANCES

La investigación está orientada al diseño y construcción de una prótesis para miembro inferior con articulación de tobillo, se construirá un modelo, el cual será ensayado en una persona discapacitada previamente seleccionada.

1.5 LIMITACIONES

Los obstáculos que pueden presentarse a lo largo del desarrollo de la investigación, pueden radicar en aspectos tales como dificultad para el acceso a las normas de certificación ISPO (Internacional Society of Prótesis and Orthosis), trabajos o investigaciones realizadas sobre el tema de prótesis de miembro inferior, disponibilidad del material en el país y carencia de máquinas-herramientas para la fabricación de la prótesis.

1.6 ANTECEDENTES

Pott, J., (1800), diseñó una prótesis sobre rodilla, con pantorrilla de madera, articulación de rodilla en acero, con pie articulado, en la que se vinculaba la rodilla con el pie a través de cables; también poseía un cono de enchufe definido. Esta prótesis fue utilizada y popularizada por el Marqués de Anglesey, quién perdió su pierna en la Batalla de Waterloo. Su mecanismo era tal, que al flexionarse la rodilla, causaba la dorsiflexión del pie.

Phillips y Pouchak (2001), propusieron una simple y económica prótesis, que incorpora un tobillo puesto en almohadillas, como se muestra en la figura 1.1. Este incluye un bloque del tobillo, formado de un material elástico o ampolla que garantiza las características de retorno de energía. El bloque del tobillo se encuentra entre un elemento del pie y un elemento del tobillo, asimismo, una o más aperturas se extienden a través del bloque de tobillo con un sentido substancialmente al movimiento de caminar hacia adelante. El tamaño y forma de estas aperturas, y la inserción de diferentes tipos de refuerzos, proporcionan las características de desempeño deseadas al bloque del tobillo. Cuando el bloque del tobillo toma la forma de las ampollas inflables, la presión dentro de estas ampollas es controlada individualmente por las válvulas para proporcionar las características del rendimiento deseadas a las diferentes porciones de la prótesis del pie.

Townsend y Claudino (2006), desarrollaron una prótesis, como se muestra en la figura 1.2, para mejorar la marcha y calidad del amputado, que participa en actividades

como caminar, correr y saltar. Se forma un pie y un tobillo de la prótesis monolíticamente como un miembro elástico, incluye una pieza de contorno (pieza de compresión) que forma una articulación del tobillo. Un agujero se extiende continuo al miembro elástico con la periferia del agujero que forma una superficie lateral anterior del contorno. El miembro elástico anterior al agujero incluye un agujero, para permitir el movimiento sobre el eje de unión del tobillo, mientras proporciona una parada en la dorsiflexión. El agujero es estirado hacia arriba de manera tal que el contorno es parado en la curva convexa.

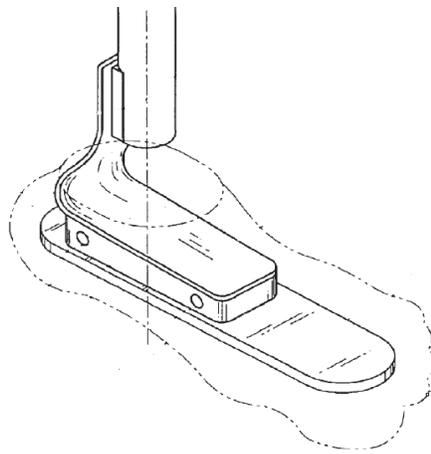


Figura 1.1 Prótesis de tobillo-pie

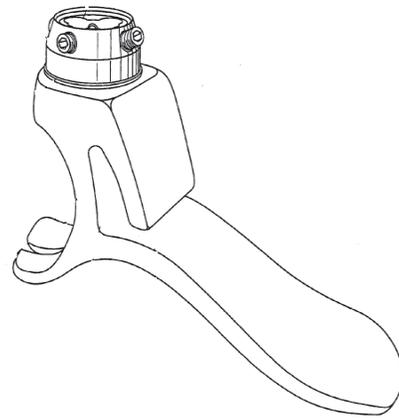


Figura 1.2 Prótesis de tobillo-pie

Phillips (2003), crea una prótesis de pie caracterizada por una porción de tobillo intercambiable y desmontable (ver figura 1.3). La porción de pie y la porción de tobillo son fabricadas de láminas de un polímero impregnado y encapsulado, incluyendo también fibras de carbono, fibras sintéticas y kevlar. La conexión desmontable de la parte del tobillo permite intercambiar las porciones de pie y tobillo para igualar el peso, el andar y la actividad de quien utiliza la prótesis de pie. Posee tornillos entre la parte del pie y la parte del tobillo que proporciona un ajuste adicional. Una abrazadera proporciona el ensamble de varios de los componentes.

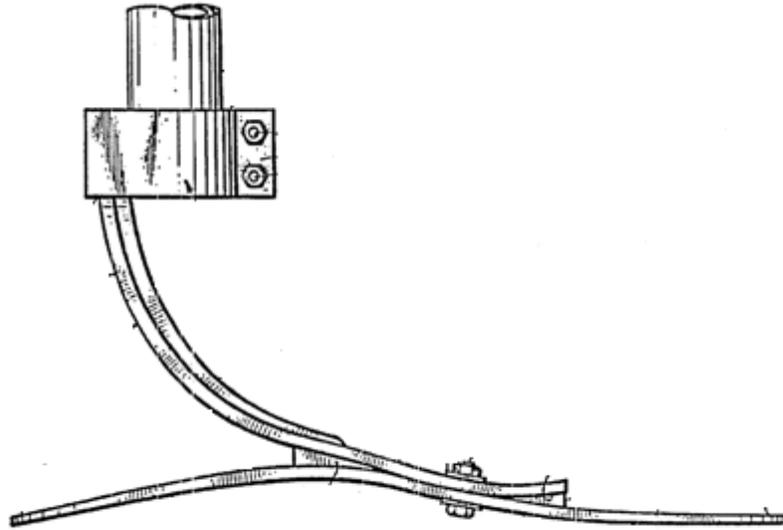


Figura 1.3 Prótesis de tobillo-pie

Scott Sulprizio (2005), propone una prótesis de pie que incluye una base con la forma de la planta del pie común, como se indica en la figura 1.4, y elásticamente flexible que se extiende entre dos o más plataformas para formar una o más articulaciones flexibles entre ellas. Las plataformas incluyen una base del dedo del pie, una base de la sección media del pie y una plataforma para el talón. Una tibia de apoyo está dispuesta sobre las plataformas para ser posicionado sobre un área del tobillo del pie. Una primera ballesta se extiende de la plataforma del dedo del pie a la tibia de apoyo. Una segunda ballesta se extiende de la tibia de apoyo a la plataforma de la sección media del pie. Una tercera ballesta se extiende de la tibia de apoyo a la base del talón. Típicamente, las ballestas son de forma curvilíneas.

Ramirez y Zavarce (2008), diseñaron una prótesis con articulación de rodilla tomando en consideración las cargas estáticas que se encuentran en las fases de la marcha (ver figura 1.5), basada en las dimensiones de un paciente con quien se realizaron las pruebas respectivas. Cabe destacar que entre los resultados obtenidos en el desarrollo de la investigación, respecto al conjunto pie-tobillo, se tiene que no ejerce la función de la flexión adecuadamente dado que absorbe poca energía en el momento de apoyo y por ende no la entrega en la fase de balanceo. Además este tobillo artificial

no le brinda suficiente agarre a la persona por lo que es necesario colocar un recubrimiento que genere fricción con el piso dándole estabilidad y confort. Entre las recomendaciones se exhorta a diseñar mejoras al prototipo de pie artificial para obtener mayor energía absorbida y entregada en las fases del caminar este puede ser mejoras en el material y formas.

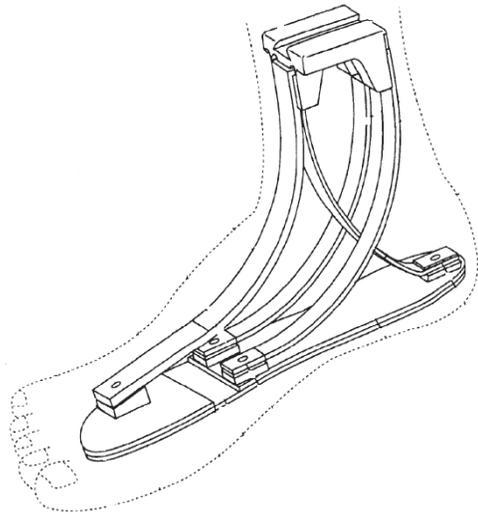


Figura 1.4 Prótesis de tobillo-pie

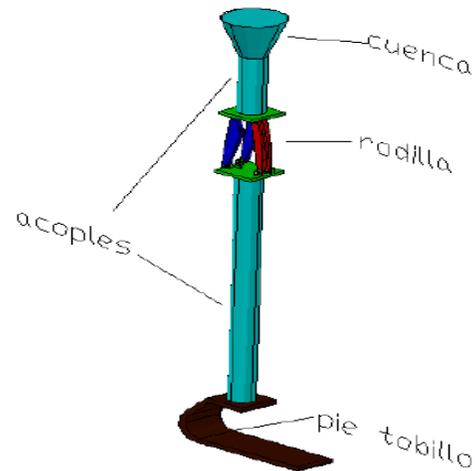


Figura 1.5 Prototipo de prótesis con articulación de rodilla
(Fuente:Ramírez y Zavarce, 2008)

Herr (2007), generó un avance importante para las personas que sufrieron la amputación de la parte inferior de una pierna, a través de la creación de un dispositivo en el Centro para Medicina Restaurativa y Regenerativa, una iniciativa de colaboración en investigación que incluye a la Universidad Brown. La prótesis, mostrada en la figura 1.6, diferente a cualquier otra, propulsa a los usuarios usando un motor eléctrico y resortes similares a tendones. El dispositivo prototipo reduce la fatiga, mejora el equilibrio, y proporciona a los usuarios un modo de andar más fluido y verdaderamente natural. Este diseño produce tres veces el empuje de una prótesis convencional.

Un equipo de la Universidad de Queen desarrolló una novedosa prótesis de pie, como se muestra en la figura 1.7, destinada a individuos que han sido víctimas de las minas terrestres. Su diseño permite la recuperación de energía dada las propiedades del

elastómero de poliéster termoplástico DuPont™ Hytrel rígido y flexible, para proporcionar al usuario ventajas en términos de estabilidad, eficacia y confort. Un aspecto clave de su diseño reposa en su quilla, una única pieza con forma de S, moldeada por inyección en Hytrel 8238, que actúa como un muelle para proporcionar el almacenamiento y retorno de energía durante el ciclo de marcha. “El principio de retorno de energía incorporado en el diseño del Niagara Foot permite al usuario caminar de forma más natural que los diseños convencionales.



Figura 1.6 Prótesis de tobillo-pie con propulsión (Fuente: MIT News Office 2007)



Figura 1.7 Prótesis de pie (Fuente: Niagara prosthetic & Orthotics international Ltd)

CAPÍTULO 2

Marco teórico

A continuación se describen los aspectos teóricos que son empleados para el diseño del prototipo de prótesis con articulación de tobillo. Inicialmente se presentan las características anatómicas y fisiológicas del pie y tobillo, así como de la amplitud de sus movimientos. Adicionalmente se dan a conocer los aspectos básicos de la marcha humana cuyos movimientos serán empleados específicamente para el diseño del pie. Finalmente, se lleva a cabo una descripción general de los tipos de prótesis de pie tobillo, así como de materiales de fabricación y sus diferentes aplicaciones.

2.1 ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL TOBILLO

La articulación del tobillo está formada por tres huesos: el peroné, la tibia y el astrágalo (ver figura 2.1). Los dos primeros conforman una bóveda en la que encaja la cúpula del tercero. Permite, sobre todo, movimientos de giro hacia delante y hacia atrás, que son movimientos de flexo-extensión del pie. En el sentido lateral, los topes del maléolo peroneo y maléolo tibial, que son los dos apéndices óseos que continúan al peroné y tibia a ambos lados, impiden un movimiento completo de giro lateral aunque sí permiten su inicio.

El astrágalo se apoya sobre el calcáneo formando una articulación bastante plana, sin gran movimiento. Esta articulación subastragalina es fuente de conflictos ya que soporta la transmisión de fuerzas del peso corporal y rige movimientos finos de estabilidad del pie. Cuando se deteriora el cartílago de esta articulación, se produce una degeneración artrósica y dolor, que en ocasiones obliga a la intervención quirúrgica para suprimirlo o aliviarlo.

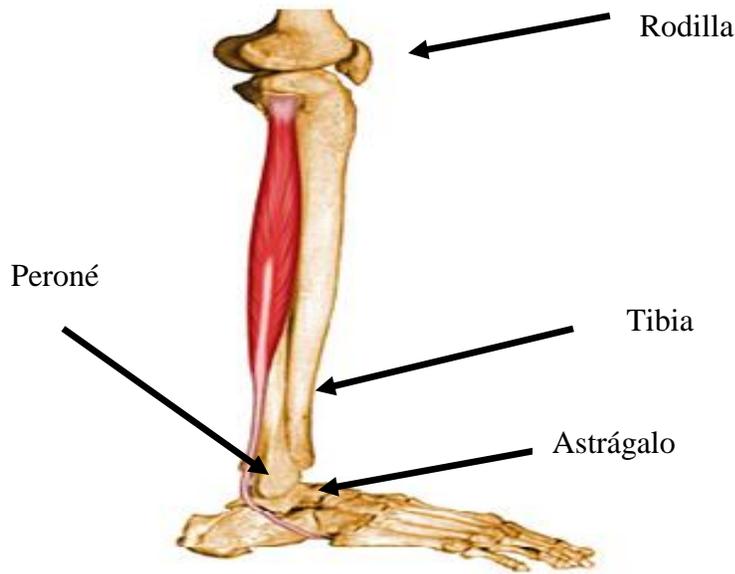


Figura 2.1 Complejo tibia- peroné (Fuente: Propia)

La articulación del tobillo (ver figura 2.2), o tibiotalariana es la articulación del miembro inferior. Es una troclea, lo que significa que sólo posee un único grado de libertad. Condiciona los movimientos de la pierna en relación al pie en el plano sagital. No sólo es necesaria, sino indispensable para la marcha, tanto si ésta se desarrolla en terreno llano como si se desarrolla en terreno accidentado.

Se trata de una articulación muy "cerrada", que sufre limitaciones importantes, ya que en apoyo monopodal soporta la totalidad del peso del cuerpo, incluso aumentado por la energía cinética cuando el pie contacta con el suelo a cierta velocidad durante la marcha, la carrera o la recepción del salto. Es fácil imaginar la cantidad de problemas

que hay que resolver para crear prótesis totales tibiotalarsianas con cierta garantía de longevidad.

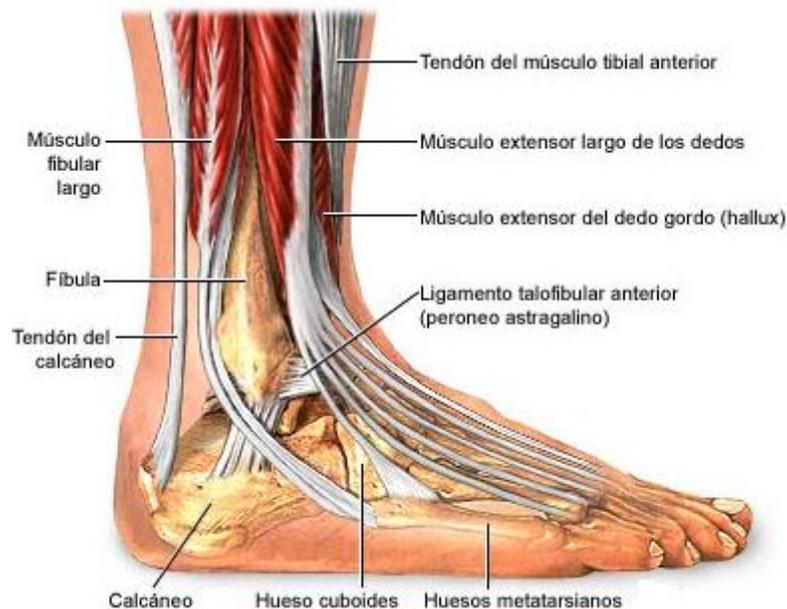


Figura 2.2 Articulación del tobillo (Fuente: www.medlineplus.gov)

2.2 EL COMPLEJO ARTICULAR DEL PIE

La tibiotalarsiana es la articulación más importante, debido a que este conjunto de articulaciones, con la ayuda de la rotación axial de la rodilla, tiene las mismas funciones que una sola articulación de tres grados de libertad que permite orientar la bóveda plantar en todas las direcciones para que se adapte a los accidentes del terreno. De nuevo se halla un paralelismo con el miembro superior, en el que las articulaciones de la muñeca, con ayuda de la pronosupinación, permiten la orientación de la mano en cualquier plano. Sin embargo, la amplitud de esta capacidad de orientación es mucho más limitada en el pie que en la mano.

Los tres ejes principales de este complejo articular (Figura 2.3) se interrumpen aproximadamente en el retropié. Cuando el pie está en una posición de referencia, estos tres ejes son perpendiculares entre sí; en este esquema la extensión del tobillo modifica la orientación del eje Z



Figura 2.3 Ejes principales del complejo articular del pie (Fuente: Kapandji, 1997)

El eje transversal XX' pasa por los dos maléolos y corresponde al eje de la articulación tibiotarsiana. Grosso modo, está incluido en el plano frontal y condiciona los movimientos de flexoextensión del pie que se realizan en el plano sagital.

El eje longitudinal de la pierna Y es vertical y condiciona los movimientos de aducción-abducción del pie, que se efectúan en el plano transversal. Ya se vio con anterioridad que estos movimientos son factibles con la rotación axial de la rodilla flexionada. En menor medida, estos movimientos de aducción-abducción se localizan en las articulaciones posteriores del tarso aunque siempre estarán combinadas con movimientos en torno al tercer eje.

El eje longitudinal del pie Z es horizontal y pertenece al plano sagital. Condiciona la orientación de la planta del pie de forma que le permite "mirar" ya sea directamente hacia abajo, hacia fuera o hacia dentro. Por analogía con el miembro superior, estos movimientos reciben el nombre de pronación y supinación [Kapandji].

2.3 MOVIMIENTOS DEL PIE

La posición de referencia como se muestra en la figura 2.4 es aquella en la que la planta, del pie es perpendicular al eje de la pierna (A). A partir de esta posición, la

flexión del tobillo (B) se define como el movimiento que aproxima el dorso del pie a la cara anterior de la pierna; también se denomina flexión dorsal o dorsiflexión.

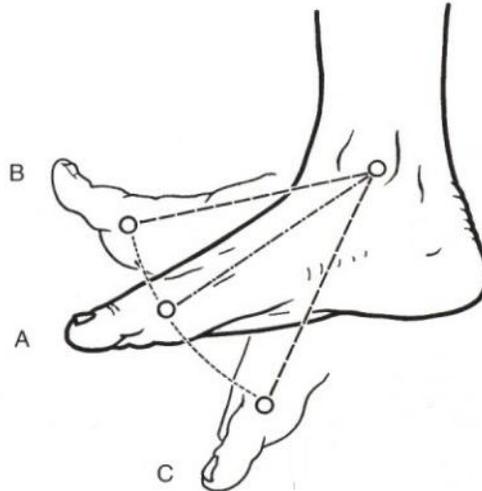


Figura 2.4. Movimientos del tobillo (Fuente: Kapandji, 1997)

Por el contrario, la extensión de la articulación tibiotarsiana (C) aleja el dorso del pie de la cara anterior de la pierna mientras que el pie tiende a situarse en la prolongación de la pierna. Este movimiento también se denomina, flexión plantar, aunque no es la denominación más adecuada, puesto que la flexión siempre corresponde a un movimiento que aproxima los segmentos de los miembros al tronco. En esta figura se puede comprobar que la amplitud de la extensión es mucho mayor que la de la flexión. Para medir estos ángulos es mejor valorar el ángulo entre la planta del pie y el eje de la pierna (ver figura 2.5) que tomar como referencia el centro de la articulación tibiotarsiana:

✓ Cuando este ángulo es agudo (b) se trata de una flexión. Su amplitud es de 20 a 30°. La zona sombreada indica el margen de variaciones individuales de amplitud es decir 10° (ver figura 2.5).

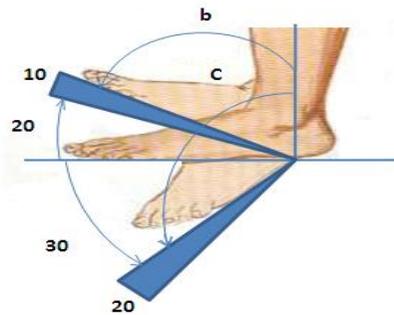


Figura 2.5 Ángulos de flexión del pie tobillo (Fuente: Propia)

✓ Cuando este ángulo es obtuso (c), se puede afirmar entonces que se trata de una extensión. Su amplitud es de 30 a 50°. El margen de variaciones individuales es mayor (20°) que el de la flexión.

En los movimientos extremos no sólo interviene la tibiotarsiana sino que se añade la amplitud propia de las articulaciones del tarso, que no por ser menos importante debe despreciarse. En la máxima flexión (ver Figura 2.6) las articulaciones del tarso añaden algunos grados (+) mientras que la bóveda se aplana. A. la inversa es la máxima extensión (Figura 2.7), la amplitud adicional (+) se debe a un hundimiento de la bóveda [Kapandji, 1997]



Figura 2.6. Máxima flexión del pie
(Fuente: Kapandji, 1997)



Figura 2.7 Máxima extensión del pie
(Fuente: Kapandji, 1997)

2.4 BIOMECÁNICA DEL PIE TOBILLO

La biomecánica del pie y el tobillo es compleja, y ambas están asociadas una con la otra. El pie es una parte mecánica integral de la extremidad inferior y es necesaria para una marcha suave y estable. El tobillo transfiere la carga de la extremidad inferior al pie e influye íntimamente en la orientación del pie con el suelo. El pie actúa como una plataforma de soporte estructural capaz de aguantar cargas repetitivas de múltiples del peso corporal, el complejo pie-tobillo también debe ser capaz de ajustarse a diferentes superficies de suelo y variar las velocidades de locomoción. La transición desde la plataforma que absorbe el impacto a la palanca rígida capaz de propulsar hacia delante tiene lugar con cada paso del ciclo de la marcha [Sammarco James et al 1973].

2.5 ANÁLISIS DE LA MARCHA

2.5.1 Movimiento del pie y el tobillo durante la marcha humana

El ciclo de la marcha humana comienza cuando el pie hace contacto con el suelo y termina con un siguiente contacto al suelo de este mismo pie. Se encuentran dos componentes importantes dentro de la marcha que son: la fase de apoyo y la de balanceo. En la tabla 2.1 se muestra la duración de cada una de las fases de la marcha.

Tabla 2.1 Fases de la marcha (Fuente: www.oandp.com)

| Fases de la marcha | Porcentaje |
|---------------------|---------------|
| Fase de apoyo | 50% del ciclo |
| Fase de balanceo | 30% del ciclo |
| Fase de doble apoyo | 20% del ciclo |

Adicionalmente, en la figura 2.8 se puede observar la marcha está en fase de apoyo cuando el pie está en contacto con el suelo y en balanceo cuando no está en contacto con el suelo.

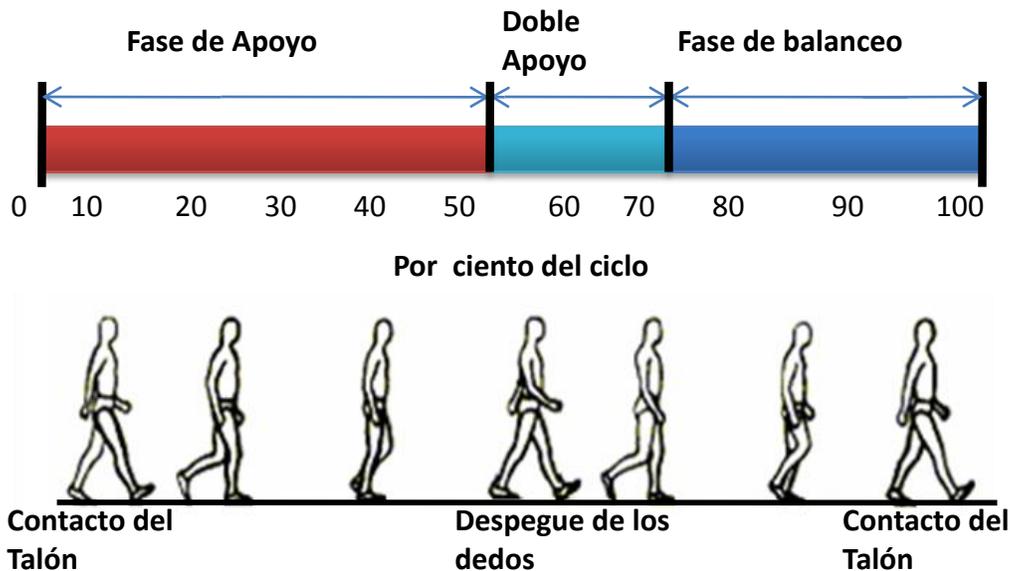


Figura 2.8. Ciclo de la marcha normal (Fuente: www.oandp.com)

Cabe destacar que al aumentar la velocidad de la marcha, aumenta el tiempo empleado en la fase de balanceo y por el contrario, si se disminuye la velocidad, se presenta una relativa disminución del tiempo de balanceo. Además, el doble apoyo disminuye en duración cada vez que la velocidad aumenta, es decir que se debe tener en cuenta que la cantidad percentil empleada por el doble apoyo depende en gran parte de la velocidad de la marcha.

En la marcha se pueden ver cinco momentos al subdividir la fase de apoyo, y estos son:

- ✓ Contacto del talón: se refiere al instante en el que el talón de la pierna referenciada toca el suelo.
- ✓ Apoyo plantar: se refiere al contacto de la parte anterior del pie con el suelo.
- ✓ Apoyo medio: ocurre cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital. (Apoyo del pie con la tibia a 90°)
- ✓ Elevación del talón. se presenta cuando el talón se eleva del suelo.
- ✓ Despegue del pie: se presenta cuando los dedos se elevan del suelo.

La fase de balanceo se divide en tres intervalos:

- ✓ Aceleración: este intervalo se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después que los dedos dejan el suelo.
- ✓ Fase de balanceo medio: la pierna balanceada sobrepasa a la otra pierna ya que ésta se encuentra en fase de apoyo [Ascensio, 2007].
- ✓ Deceleración: está caracterizado por la deceleración de la pierna que se mueve rápidamente cuando se acerca al suelo para apoyarla nuevamente.

Los hombres normales tienen una media de velocidad de marcha de 82 m/min y de 58 contactos de talón/min (Waters *et al.*, 1975). Correr se define como una velocidad de marcha que supera los 201 m/min. A esta velocidad, el doble apoyo desaparece y se desarrolla una fase de flotación en la cual ambos pies no contactan con el suelo.

2.6 CINÉTICA DEL PIE

La magnitud de las cargas experimentadas por el pie es impresionante. Las fuerzas pico verticales alcanzan el 120% del peso corporal durante la marcha y se aproximan al 275% durante la carrera. Se estima que un varón medio de 70 Kg absorbe 63.5 toneladas sobre cada pie mientras anda. Correr una milla produciría 110 toneladas por pie en ese varón de 70 Kg [Mann, 1982].

Manter, midió las cargas compresivas bajo carga estática en pies de cadáveres para determinar la distribución de las fuerzas a través de las articulaciones del pie (ver figura 2.9).

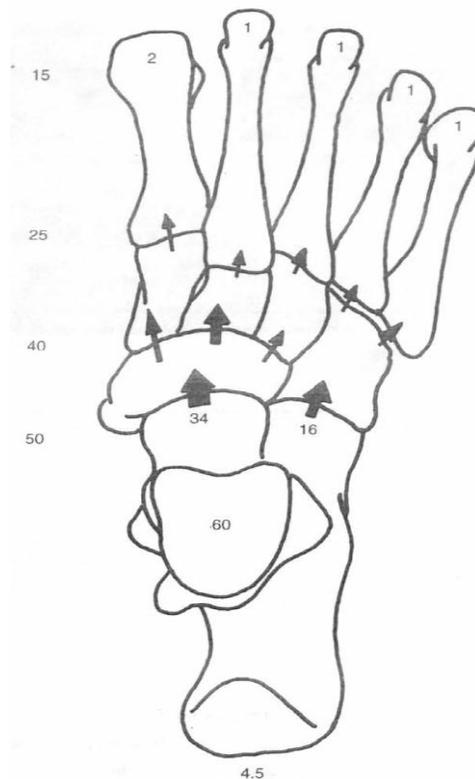


Figura 2.9. Fuerzas compresivas del pie tras aplicar una carga (Fuente: Nordin, 2001)

La parte más alta del arco longitudinal, las articulaciones astrágalo-escafoidea y escafoidea-cuña soportan la mayoría de la carga a través de las articulaciones tarsianas. La columna medial del pie, que comprende el astrágalo, el escafoides, las cuñas y del primer al tercer metatarsiano, soporta la mayoría de la carga. La columna lateral, que

consiste en la articulación calcáneo-cuboidea y los dos metatarsianos laterales, transmite una carga menor. La distribución de las cargas bajo el pie durante la puesta en carga ha sido objeto de intensa investigación durante la última mitad de siglo. Inicialmente, se promulgó el concepto de un «arco metatarsiano transverso», en el que las cargas se mantenían por el talón, el primer y quinto metatarsiano, como si el pie fuera un trípode. Morton (1935) rebatió este concepto y pensaba que el antepié tenía seis puntos de contacto que compartían de forma idéntica la distribución del peso, principalmente, los dos sesamoideos y las cuatro cabezas de los metatarsianos menores.

Los estudios de presión plantar de Cavanaugh *et al.* (1987) sobre sujetos descalzos en bipedestación han determinado que la distribución de la carga en el pie es como sigue: talón 60 %, mediopié 8%, antepié 28%, y dedos 4% (Figura 2.10). Las presiones pico bajo el talón eran 2.6 veces mayores que las presiones sobre el antepié (Figura 2.11). Las presiones pico del antepié se producen bajo la cabeza del segundo metatarsiano (Figura 2.12). Las mediciones radiográficas estáticas del pie fallan a la hora de predecir el 65 % de la variación encontrada entre las presiones dinámicas medidas en varios sujetos. Por lo tanto, la dinámica de la marcha supone la primera influencia sobre la presión plantar durante la marcha [Cavanaugh *et al.*, 1997].

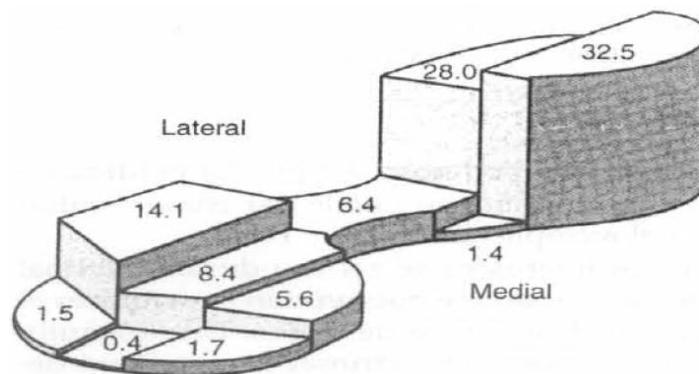


Figura 2.10. Porcentaje de peso promedio sobre el pie (Fuente: Nordin, 2001).

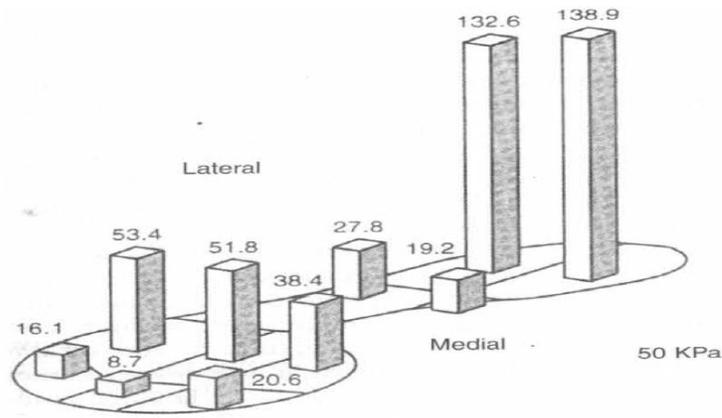


Figura 2.11. Presiones picos promedio durante la bipedestación (Fuente: Nordin, 2001).

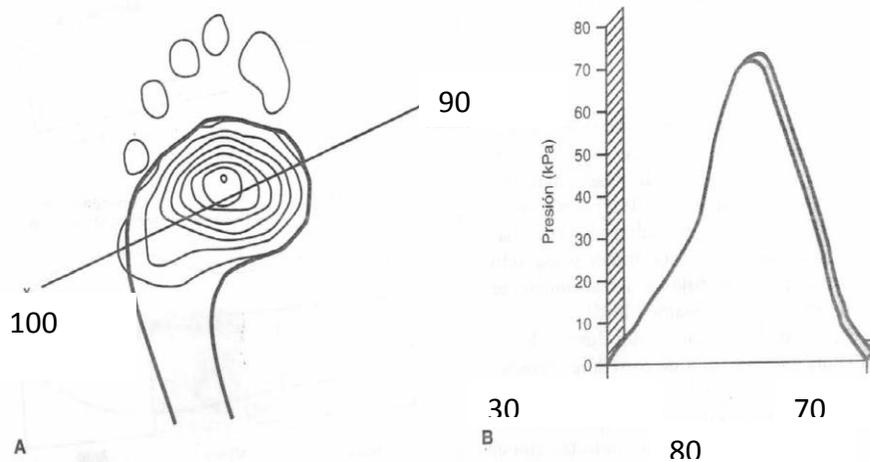


Figura 2.12. Distribución de las presiones en las cabezas Metatarsianas (Fuente: Nordin, 2001).

2.7 GENERALIDADES DE LAS PRÓTESIS DE PIE - TOBILLO

Las amputaciones parciales del pie pueden ser causadas por heridas, por aplastamiento u otros traumas, por insuficiencia vascular que conduce a una gangrena localizada y por deformidades graves que pueden causar dolor o invalidez. En la amputación de uno o más de los dedos pequeños del pie, la pérdida cosmética y funcional es mínima, y no se necesita ninguna restauración o tal vez se puede usar un material suave y resistente como relleno de los dedos. Sin embargo, si no hay dedos gordos o hay una desarticulación metatarsofalángica completa, la pérdida funcional es

mayor, ya que disminuye la fuerza de empuje durante la última parte de la fase de apoyo. Estos pacientes necesitan una plantilla construida sobre el molde del pie, con un arco plantar de apoyo y rellenar el espacio que ocupaban los dedos. Se debe usar un resorte de acero para mantener la forma de la parte anterior del zapato.

Las amputaciones transmetatarsales y tarsometatarsales (Lisfranc) dan como resultado deficiencias funcionales más graves, ya que pierden las estructuras que descargan el peso del cuerpo en las cabezas metatarsales. La parte restante del pie tiende a colocarse en posición equino, el extremo del muñón es más sensible, al quedar el pie muy acortado no es capaz de empujar el cuerpo hacia adelante, en la fase de despegue.

Para superar estas dificultades, el zapato lleva una suela rígida y plana, que se extiende hasta lo que sería la articulación tarso metatarsiana normal, con una almohadilla distal para proteger el muñón, y una ranura transversal para que doble la punta del pie formada por un relleno de los dedos. En algunos casos se necesita colocar unos tirantes de suspensión sujetos sobre el tobillo y/o una barra metatarsal en la suela del zapato. Si el calcáneo tiende a desviarse, la suela debe extenderse por detrás para envolver y estabilizar el talón. Las amputaciones transmetatarsales presentan además el problema de conexión. Esto puede controlarse un poco moldeando la porción antero lateral de la suela plana para que envuelva más área metatarsal. En la amputación mediotarsiana, llamada de Chopart, queda solo el calcáneo y el astrágalo. Por ello, para estabilizar el tobillo, la prótesis debe extenderse considerablemente sobre los maléolos (tobillo) en forma de encaje, de plástico, que envuelva el muñón y la pantorrilla. Se deja una abertura posterior que permite la entrada del muñón en el encaje y la prótesis se mantiene firme en el muñón cuando está cerrada. El pie protésico debe poder flexionar la parte anterior del mismo y el talón del zapato requiere modificaciones para proporcionar un aumento de compresión, al apoyar el talón para simular la flexión plantar.

2.8 MODELOS DE PROTESIS DE PIE TOBILO

2.8.1 Prótesis de pie uniaxial

En esta unidad, la base del pie se conecta al bloque del tobillo por un tornillo. El eje transversal del tobillo permite que el pie haga la flexión plantar y la dorsiflexión alrededor de un eje. Mientras el pie realiza la flexión plantar, se comprime un pequeño cilindro de goma colocado detrás del eje del tobillo, ofreciendo resistencia al movimiento como puede verse en la figura 2.13. A este respecto, la acción del cilindro de goma corresponde a la acción de los flexores dorsales del pie en la pierna intacta. La goma permite un movimiento de 15° de flexión plantar. En dirección opuesta, el movimiento se frena por un tope que está colocado delante del eje del tobillo. El tope de dorsiflexión es de goma, fieltro o plástico. La capacidad de dorsiflexión del pie protésico no excede normalmente los 5°.

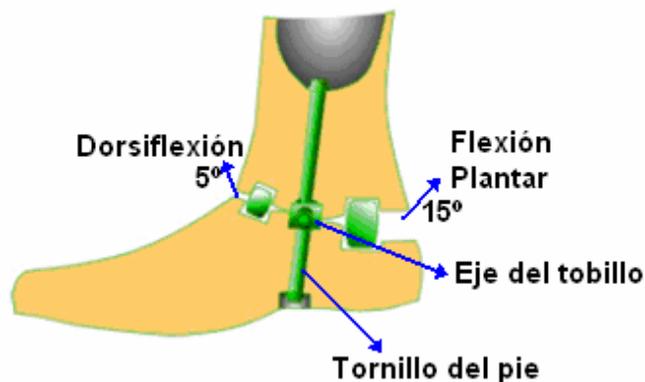


Figura 2.13. Prótesis de pie con tobillo uniaxial (Fuente: Rivera. A, 2004)

2.8.2 Prótesis de pie de eje múltiple

La prótesis de pie de eje múltiple permite realizar dorsiflexión, flexión plantar, inversión y eversión lo cual facilita la adaptabilidad a terrenos irregulares.

El extremo inferior del bloque del tobillo tiene un arco curvo metálico que reposa en el bloque de goma en arco. La superficie curvada permite al pie rotar sobre el eje transversal en la articulación del tobillo, y así puede realizar la flexión plantar y una dorsiflexión suave. El eje transversal de la articulación del tobillo está situado en un

receptáculo flexible de la articulación. La flexibilidad de este receptáculo permite un movimiento medio lateral y una suave rotación en el plano horizontal. Ver figura 2.14. Una ventaja de este montaje es que absorbe algunas de las fuerzas de torsión creadas durante la marcha, reduciendo el momento del muñón con el encaje. Las desventajas son que es más voluminoso que el pie de eje sencillo, que requiere más cuidados y puede ser más ruidoso y menos cosmético. Por otro lado, permite una gran amplitud de movimiento y puede llegar a crear inestabilidad en algunos pacientes con poca estabilidad.

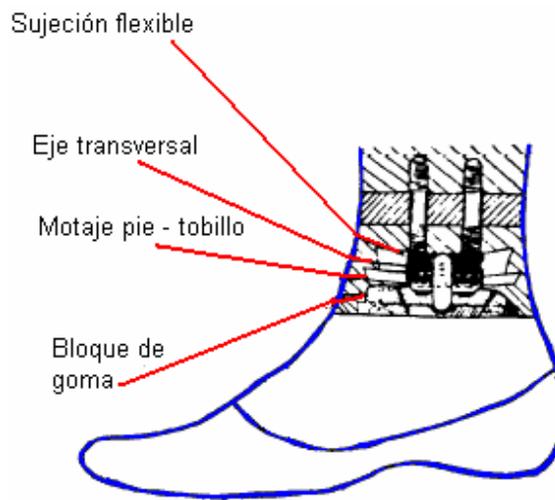


Figura 2.14. Prótesis de pie de eje múltiple (Fuente: www.oandp.com)

2.8.3 Prótesis de pie Sach

El pie SACH (tobillo sólido con talón blando figura 2.15) está conformado por una quilla de madera con material flexible alrededor de la quilla, un tirante corto que pasa por debajo de la quilla y se extiende hacia adelante hasta los dedos, un tornillo que sujeta el pie a la pierna y un talón blando comprimible que actúa como amortiguador.



Figura 2.15 Prótesis de pie Sach, (a) Vista lateral externa, (b) Vista interna (Fuente: Rivera. A, 2004)

Esta prótesis permite el movimiento debido a la compresión selectiva de los materiales de los cuales se fabrica, y no por el movimiento articulado de sus segmentos. El talón blando tiene diferentes grados de compresión que se seleccionan basados en el nivel de amputación, el peso del cuerpo y la capacidad de control de la prótesis por el paciente. La prótesis tipo SACH es la que más se usa en la mayoría de los casos de amputación por debajo de la rodilla, especialmente en las que no utilizan un corsé de suspensión de muslo. Las ventajas del pie SACH son su sencillez, que no tiene partes móviles, que no necesita reparaciones, que tiene buena apariencia y que está bien moldeado para zapatos de tacón alto. La gran desventaja es que no puede variarse el grado de flexión plantar o la dorsiflexión.

2.8.4 Prótesis De Pie Syme

La prótesis original de Syme consistía en un encaje de cuero, con barras de acero a los lados, y un pie protésico de eje sencillo (figura 2.16). La primera modificación que se hizo de este diseño se desarrolló en Toronto. La prótesis de Syme canadiense consiste en un encaje de plástico laminado, sujeto a un pie SACH modificado.



Figura. 2.16 Prótesis de pie Syme (Fuente: www.oandp.com)

Como el encaje se conforma sobre un molde de escayola del muñón, se pueden variar las proporciones de carga entre el extremo y la parte proximal, según las necesidades del amputado.

2.9 MATERIALES UTILIZADOS EN LA FABRICACIÓN DE PROTESIS

En la actualidad existe una gran variedad de materiales para prótesis, pero no existe un material que por sí solo brinde todas las características que se requieren para esta aplicación. Por esta razón es necesario combinar diversos materiales que brinden los requerimientos mecánicos específicos para cada una de las partes que conforman la prótesis.

Dentro de las especificaciones dadas para la elaboración de prótesis pie, se necesita que sea lo más liviano posible y además lo más parecido a las propiedades de los huesos para mantener una homologación entre la prótesis y el pie original. La prótesis debe soportar la temperatura ambiente con todas sus ocurrencias de bajas y altas temperaturas, además de ello no debe proporcionar altas temperaturas por su uso, debe ser resistente y poseer un módulo de elasticidad grande para que sea resistente a la deformación.

2.9.1 Fibra de carbono

Se denomina fibra de carbono a un compuesto no metálico de tipo polimérico, integrado por una fase dispersante que da forma a la pieza que se quiere fabricar - normalmente alguna resina - y una fase dispersa - un refuerzo hecho de fibras, en este caso, de carbono y cuya materia prima es el poliacrilonitrilo.

Es un material muy caro, de propiedades mecánicas elevadas y ligero. Al igual que la fibra de vidrio, es un caso común de metonímia, en el cual se le da al todo el nombre de una parte, en este caso el nombre de las fibras que lo refuerzan.

Al tratarse de un material compuesto, en la mayoría de los casos aproximadamente un 75% se utilizan polímeros termoestables. El polímero es habitualmente resina epoxi, de tipo termoestable aunque otros polímeros, como el poliéster o el viniléster también se usan como base para la fibra de carbono aunque están cayendo en desuso.

Las propiedades principales de este material compuesto son:

- ✓ Elevada resistencia mecánica, con un módulo de elasticidad elevado.
- ✓ Baja densidad, en comparación con otros elementos como por ejemplo el acero.
- ✓ Elevado precio de producción.
- ✓ Resistencia a agentes externos.
- ✓ Gran capacidad de aislamiento térmico.
- ✓ Resistencia a las variaciones de temperatura, conservando su forma, sólo si se utiliza matriz termoestable.
- ✓ Buenas propiedades ignífugas.

Las razones del elevado precio de los materiales realizados en fibra de carbono se deben a varios factores:

- ✓ El refuerzo, fibra, es un polímero sintético que requiere un caro y largo proceso de producción. Este proceso se realiza a alta temperatura entre 1100 y 2500 °C- en atmósfera de hidrógeno durante semanas o incluso meses dependiendo de la calidad que se desee obtener ya que pueden realizarse procesos para mejorar algunas de sus características una vez se ha obtenido la fibra.
- ✓ El uso de materiales termoestables dificulta el proceso de creación de la pieza final, ya que se requiere de un complejo utillaje especializado, como el horno autoclave.

2.9.1.1 Estructura y propiedades

Cada filamento de carbono es la unión de muchos miles de filamentos de carbono. Un filamento es un fino tubo con un diámetro de 5–8 micrómetros y consiste mayoritariamente en carbono.

La estructura atómica de la fibra de carbono es similar a la del grafito, consistente en láminas de átomos de carbono arreglados en un patrón regular hexagonal. La diferencia recae en la manera en que esas hojas se inter cruzan. El grafito es un material cristalino en donde las hojas se sitúan paralelamente unas a otras de manera regular.

Las uniones químicas entre las hojas es relativamente débil, dándoles al grafito su blandura y brillo característicos. La fibra de carbono es un material amorfo: las hojas de átomos de carbono están azarosamente foliadas, o apretadas, juntas. Esto integra a las hojas, previniendo su corrimiento entre capas e incrementando grandemente su resistencia.

La densidad de la fibra de carbono es de 1.750 kg/m^3 . Es conductor eléctrico y de baja conductividad térmica. Al calentarse, un filamento de carbono se hace más grueso y corto.

Naturalmente las fibras de carbono son negras, pero recientemente hay disponible fibra coloreada. Su densidad lineal (masa por unidad de longitud, con la unidad $1 \text{ tex} = 1 \text{ g}/1000 \text{ m}$) o por el número de filamentos por yarda, en miles.

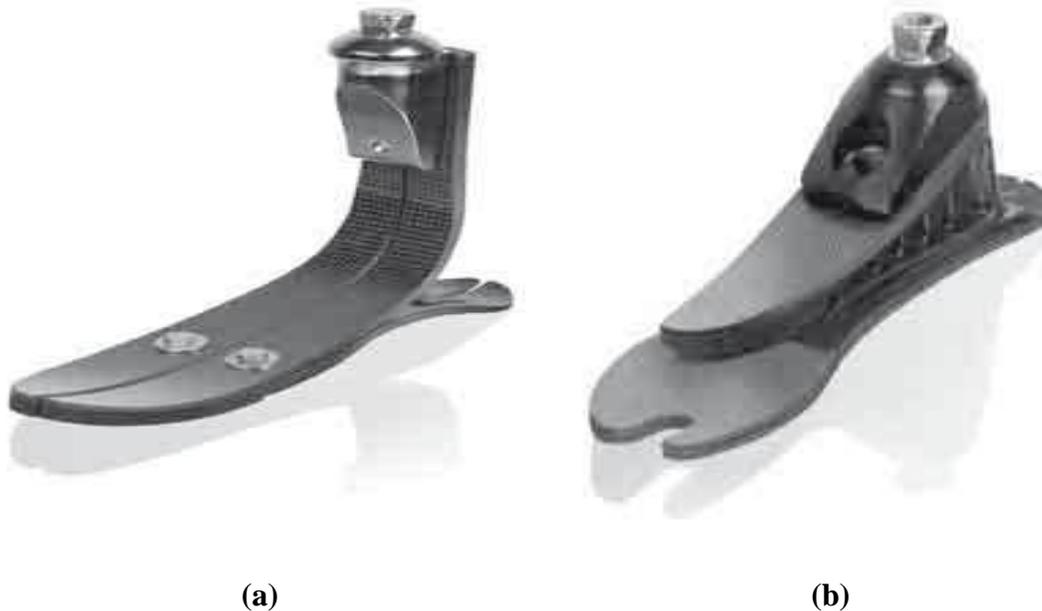


Figura. 2.17 Prótesis de pie de fibra de carbono, (a) Flex-Foot Axia , (b) Vari-Flex
(Fuente: Catalogo de Ossur 2008)

2.9.2 Materiales termoplásticos

Los materiales termoplásticos son polímeros lineales, que pueden ser ramificados o no y puesto que no se encuentran entrecruzados son polímeros solubles en algunos disolventes orgánicos, son capaces de fundir y son reciclables. Los termoplásticos más

frecuentes son: polietileno, polipropileno, poliestireno y policloruro de vinilo que se fabrican y emplean en cantidades muy grandes.

Dentro de los materiales termoplásticos los más comúnmente usados son:

Nylon (poliamida): Familia de resinas usadas en ingeniería que tienen tenacidad y resistencia sobresalientes al desgaste, bajo coeficiente de fricción y propiedades eléctricas y resistencia química excelentes. Las resinas son higroscópicas; su estabilidad dimensional es peor que la de la mayoría de otros plásticos usados en ingeniería.

Policarbonato: Tiene la más alta resistencia al impacto de los materiales transparentes rígidos; estabilidad en exteriores y resistencia a la deformación plástica bajo carga excelentes; resistencia a los productos químicos aceptable; algunos solventes aromáticos pueden causar agrietamiento al esfuerzo.

Polipropileno: Resistencia sobresaliente a la flexión y al agrietamiento por esfuerzo; resistencia química y propiedades eléctricas excelentes; buena resistencia al impacto arriba de $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$; buena estabilidad térmica; peso ligero, bajo costo, puede aplicársele una capa galvanoplástica.

Poliestireno: Bajo costo, fácil de procesar, material rígido, claro, quebradizo como el cristal; baja absorción de humedad, baja resistencia al calor, mala estabilidad en exteriores; con frecuencia se modifica para mejorar la resistencia al calor o al impacto.

Poliuretano: Material tenaz, de extrema resistencia a la abrasión y al impacto; propiedades eléctricas y resistencia química buenas; puede obtenerse en películas, modelos sólidos o espumas flexibles; la exposición a la radiación ultravioleta produce fragilidad, propiedades de menor calidad y color amarillo; también hay poliuretanos termofraguantes.



Figura. 2.18 Prótesis de pie de poliuretano
(Fuente: Espejo. A, 2007)

2.9.3 Materiales termoestables

Los plásticos termoestables son materiales que adquieren un estado final reticulado que hace que el material sea insoluble e incapaz de fundir otra vez. A partir de materias primas de bajo peso molecular se forma, en una primera fase, un producto intermedio (prepolímero), de peso molecular intermedio, no reticulado o muy poco y por tanto todavía capaz de fundir (y por tanto de rellenar un molde).

La reticulación espacial que da lugar a la formación de la macromolécula termoestable tiene lugar por reacción química (curado) durante el moldeo de la pieza, es decir, durante el proceso de transformación. Puesto que no funden y no reblandecen son materiales que presentan muy buenas propiedades a elevadas temperaturas. Junto con su alta resistencia térmica presentan alta resistencia química, rigidez, dureza superficial, buena estabilidad dimensional, etc.

A continuación se exponen algunos de estos materiales:

Resinas epóxicas: Resistencia mecánica excepcional, sus propiedades eléctricas y de adhesión superan a la mayoría de los materiales; baja contracción durante el moldeo; algunas fórmulas pueden curarse sin calor o presión.

Fenólicas: Material de bajo costo con buen equilibrio de las propiedades mecánicas, eléctricas y térmicas; limitadas a colores negro y café.

CAPÍTULO 3

El Método de los Elementos Finitos

El método de los elementos finitos, es un procedimiento basado en técnicas computacionales, que puede ser usado para analizar estructuras y diferentes sistemas continuos. Es un método numérico versátil, y que es ampliamente aplicado para resolver problemas que cubren casi todo el espectro de análisis ingenieriles. Sus aplicaciones comunes, incluyen el comportamiento de sistemas estáticos, dinámicos y térmicos. Los avances en el hardware, han facilitado y aumentado la eficiencia del software de elementos finitos, para la solución de sistemas complejos de ingeniería sobre computadores personales (Cubillos, 2005).

3.1 METODO DE ELEMENTOS FINITOS

El Método de los Elementos Finitos (MEF) es un método numérico de resolución de ecuaciones diferenciales de problemas continuos, de tal forma que el continuo se divide en un número finito de partes, denominados "elementos", cuyo comportamiento se especifica mediante un número finito de parámetros asociados a ciertos puntos característicos llamados "nodos", como se muestra en la figura 3.1. Estos nodos son los puntos de unión de cada elemento con sus adyacentes.

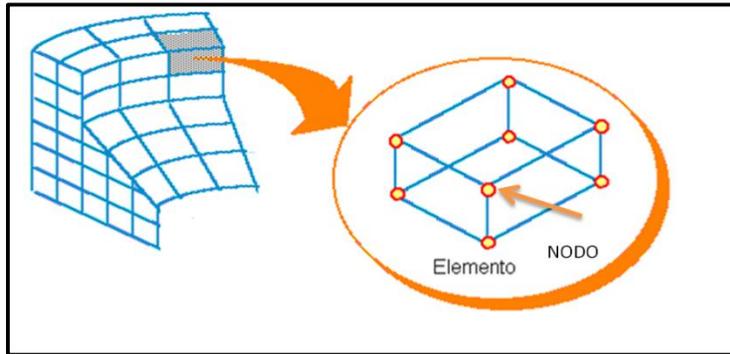


Figura 3.1 Nodos y elementos de un cuerpo

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

Calcular las deformaciones, tensiones y esfuerzos, con métodos clásicos de análisis, se logra a través de la solución manual de sus ecuaciones, y sus condiciones de frontera. El uso de métodos clásicos, es probablemente la mejor forma de analizar estructuras simples: no obstante, su uso es poco aconsejable cuando el sistema es complejo. En estos casos la mejor alternativa, es usualmente una solución obtenida con el método de los elementos finitos.

La primera diferencia entre los métodos clásicos y los elementos finitos son la forma de ver la estructura y el consiguiente procedimiento de solución. Los métodos clásicos consideran la estructura como continuo, cuyo comportamiento es gobernado por ecuaciones diferenciales parciales u ordinarias. El método de elementos finitos considera la estructura como el ensamble de un número finito de partículas pequeñas. El comportamiento de las partículas, y de toda la estructura, es obtenida por la formulación de un sistema algebraico de ecuaciones que puede ser solucionado por medio de un computador. Las partículas de tamaño finito, son llamadas elementos finitos. Los puntos donde los elementos finitos son interconectados son conocidos como nodos, y el procedimiento de selección de nodos es llamado discretización o modelización.

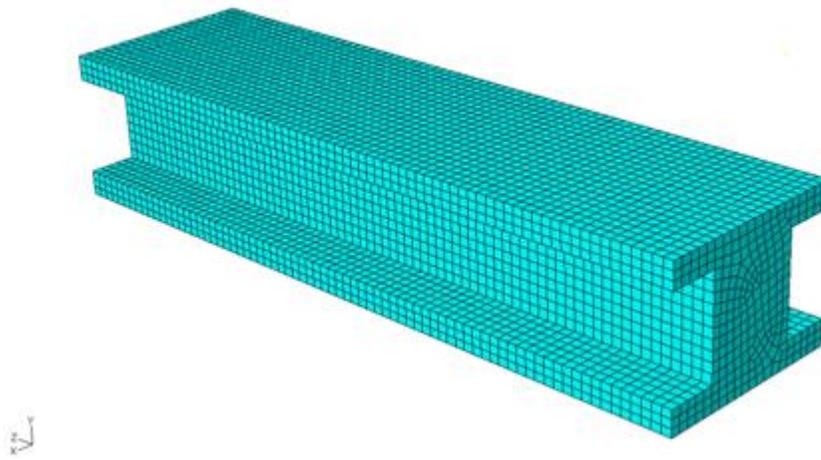


Figura 3.2 Discretización de un modelo (Fuente: Abaqus/CAE v6.8-4)

Los elementos finitos tienen tres fases bien diferenciadas las cuales son:

Preproceso: Consiste en la tarea de discretizar el modelo real en elementos y nodos (mallado) como lo ilustra la figura 3.2 en los cuales se calcularán los desplazamientos, deformaciones, tensiones y otras magnitudes básicamente en esta etapa se realizarán tareas de:

- ✓ Dibujo del modelo o importación del mismo si se ha generado por medio de un sistema CAD.

- ✓ Selección del tipo de elemento o elementos a emplear. En función del tipo de cálculo a realizar. Estos pueden ser 0d, 1D, 2D, 3D, lineales, parabólicos, integración reducida, etc.
- ✓ Mallado del componente (creación nodos y elementos).
- ✓ Introducción de las condiciones de contorno, la relación de este componente con el resto de las piezas o componentes que lo rodean.
- ✓ Introducción de las propiedades mecánicas de los materiales que componen el espécimen en estudio.
- ✓ Aplicación de las cargas exteriores.

Cálculo: consiste en la creación y resolución del sistema de ecuaciones matriciales en este paso se realizaran tareas de:

- ✓ Se define y selecciona el tipo de fenómeno físico que se quiere estudiar, por ejemplo cálculo estático-lineal, cálculo no lineal, transitorio, etc.
- ✓ Configuración de los parámetros de cálculo. Selección de los intervalos de tiempo, numero de iteraciones, etc.
- ✓ Inicio y fin del cálculo: el programa transfiere las cargas al modelo, genera las matrices de rigidez, realiza la triangulación de la matriz, resuelve el sistema de ecuaciones y genera la solución.

Postproceso: consiste en una vez resueltas las matrices y generados los resultados, analizar éstos de forma gráfica (ver figura 3.3). En esta etapa se realizaran tareas de:

- ✓ Tomar las decisiones oportunas sobre la bondad o no del diseño en cuestión.
- ✓ Analizar la viabilidad respecto a los objetivos marcados al inicio del cálculo (optimizar peso, tensiones, número de ciclos, frecuencias, etc.)

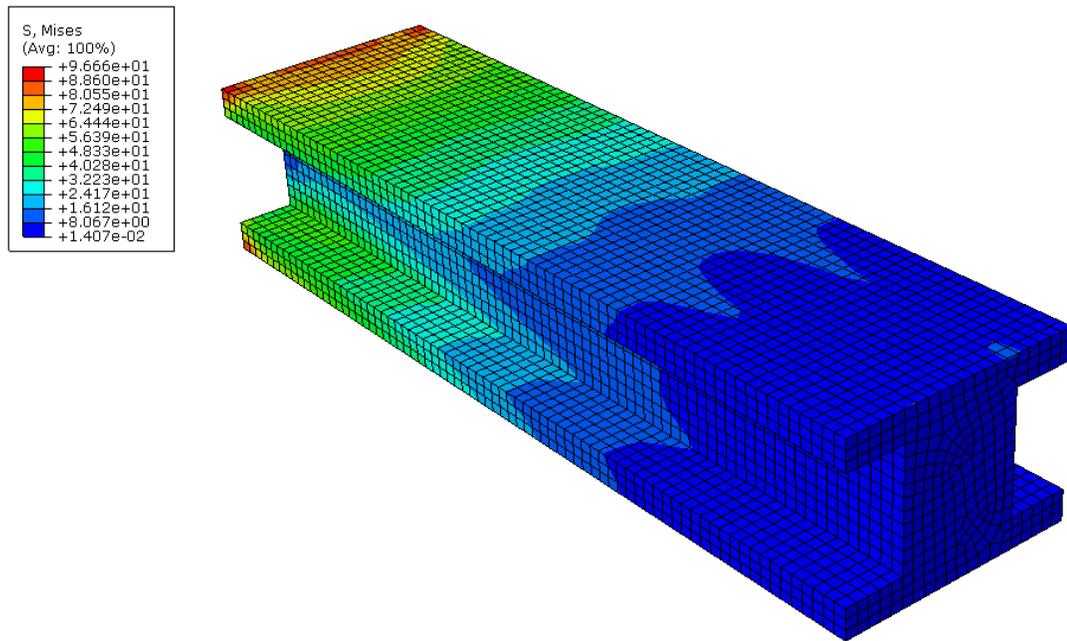


Figura 3.3 Análisis de esfuerzos arrojadados por el programa de MEF

(Fuente: Abaqus/CAE v6.8-4)

3.2 TIPOS DE ELEMENTOS FINITOS

Esta sección describe muchas características sobresalientes de los elementos más utilizados denominados, “truss”, “beam”, “plane stress”, “plane strain”, axisimetricos, “plate”, “solid” ó “brick”, tetraédricos, hexaédricos. Los programas comerciales de elementos finitos poseen una gran cantidad de elementos en sus librerías. Sin embargo la mayoría de las estructuras y aplicaciones mecánicas pueden ser solucionadas con los elementos básicos ya mencionados. Dependiendo la dimensión, los elementos básicos se pueden dividir en tres categorías: elemento de línea, área y volumen. “Truss”, “beam” y los elementos de restricción, son de línea. “Plane stress”, “plain strain”, axisimetricos, son elementos de área. “Solid” ó “brick”, tetraédricos y hexaédricos son elementos de volumen.

3.3 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 3.4

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

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

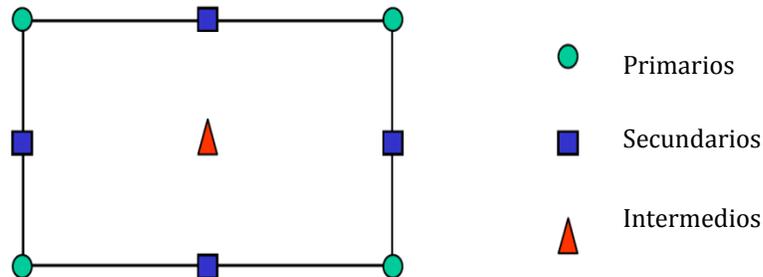


Figura 3.4. Tipos de nodos de un elemento (Fuente: Zienkiewicz y Taylor 1994)

Con el fin de conseguir un mayor ajuste de los elementos a la geometría del cuerpo, existe también una interpolación de tipo geométrico (ver figura 3.5). Esto permite obtener elementos de lados curvos a partir de un elemento de referencia.

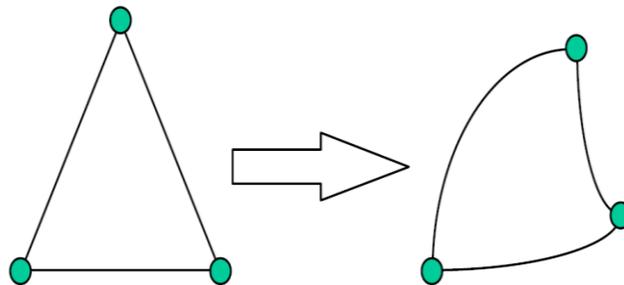


Figura 3.5. Transformación de la geometría empleando de funciones de interpolación (Fuente: Zienkiewicz y Taylor 1994)

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 (ver figura 3.6)

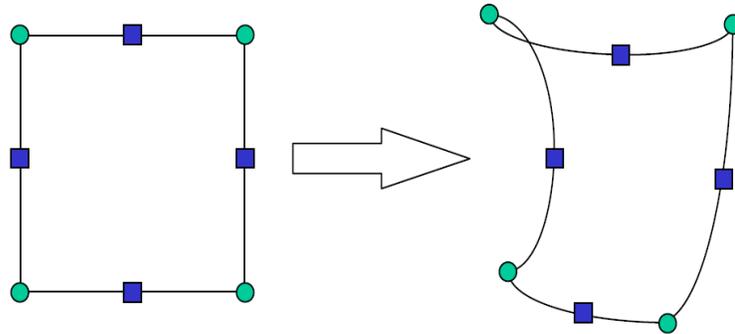


Figura 3.6. Transformación biunívoca que provoca pliegues en el elemento transformado (Fuente: Zienkiewicz y Taylor 1994)

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)

3.4 ECUACIONES DE EQUILIBRIO (PRINCIPIO DE LOS TRABAJOS VIRTUALES)

Muchos problemas de medios continuos vienen expresados mediante ecuaciones diferenciales y condiciones de contorno sobre la función o funciones incógnitas. Ante la dificultad, y en muchos casos la imposibilidad, de encontrar una solución cerrada, se opta por realizar una aproximación, siendo necesaria la expresión integral del Principio de los Trabajos Virtuales (PTV). Se considera un continuo elástico como el de la figura 3.7 sometida a unas fuerzas superficiales

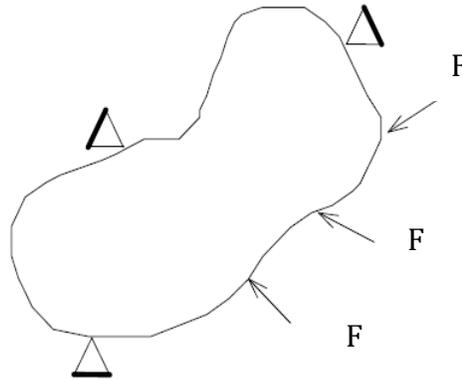


Figura 3.7. Cuerpo continuo elástico sometido fuerzas superficiales

Se considera un continuo elástico como el de la figura sometida a unas fuerzas superficiales $\{t\} = \{t_x, t_y, t_z\}^T$ y a unas fuerzas por unidad de volumen $\{X\} = \{X_x, X_y, X_z\}^T$ (las fuerzas por unidad de superficie podrían ser presiones y el peso propio sería una fuerza por unidad de volumen). El vector desplazamientos se denota por $\{u\} = \{u, v, w\}^T$. Las deformaciones correspondientes a estos desplazamientos son

$$\{\varepsilon\} = \{\varepsilon_{xx}, \varepsilon_{yy}, \varepsilon_{zz}, \gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}\}^T \quad (3.1)$$

y las tensiones debidas a estas deformaciones serán:

$$\{\sigma\} = \{\sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}, \tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}\} \quad (3.2)$$

Las ecuaciones de equilibrio para un elemento diferencial de volumen pueden escribirse de la forma:

$$\nabla \{s\} + \{X\} = 0 \quad (3.3)$$

Donde el vector $\{X\}$ incluye de forma general las fuerzas de inercia $\{X\} = \{X\} - \rho u$ es decir consideramos las fuerzas de inercia como fuerzas por unidad de volumen multiplicando la ecuación (3.3) por una función de ponderación $\{\delta u\}$ e integrando se obtiene

$$\int \nabla \{\delta u\}^T \{\sigma\} dv + \int \{\delta u\}^T \{x\} dv = 0 \quad (3.4)$$

Utilizando la fórmula de Green se puede escribir

$$-\int \nabla \{\delta u\}^T \{\sigma\} dv + \int \{\delta u\}^T \{t\} ds + \int \{\delta u\}^T \{X\} dv = 0 \quad (3.5)$$

Si se asocia la función de ponderación $\{\delta u\}$ con un desplazamiento virtual, el operador ∇ actuando sobre él será una deformación virtual

$$\{\delta \varepsilon\} = \nabla \{\delta u\} \quad (3.6)$$

El equilibrio en el contorno exige que se cumpla la relación $\{\sigma\}\{n\} = \{t\}$ y sustituyendo en la expresión (3.5) se obtiene

$$-\int \{\delta \varepsilon\}^T \{\sigma\} dv + \int \{\delta u\}^T \{t\} ds + \int \{\delta u\}^T \{X\} dv = 0 \quad (3.7)$$

En la relación anterior es posible introducir la ley de comportamiento de material mediante la matriz elástica con las propiedades de éste, $[C]$, de forma que:

$$\{\sigma\} = [C] \{\varepsilon\} - \{\varepsilon_o\} + \{\sigma_o\} \quad (3.8)$$

Siendo los vectores $\{\varepsilon_o\}^T$ y $\{\sigma_o\}^T$ las deformaciones y tensiones iniciales respectivamente. Introduciendo la expresión (3.8), suponiendo deformaciones y tensiones iniciales nulas en la expresión 3.7 obtenemos

$$\int \{\delta \varepsilon\}^T [C] \{\varepsilon\} dv = \int \{\delta u\}^T (\{X\} - \rho \{u\}) dv + \int \{\delta u\}^T \{t\} ds \quad (3.9)$$

que constituye la formulación del principio de los trabajos virtuales y relaciona el sistema de cargas real y esfuerzos con el virtual de desplazamientos

3.4.1 Funciones de interpolación

Discretizado el continuo, la idea es tomar un conjunto de funciones (funciones de Interpolación) que definan de manera única el campo de desplazamientos dentro del elemento en función de los desplazamientos en los nodos del mismo. Es decir:

$$\{u(x, y, z)\} = [N(x, y, z)] \{U\} \quad (3.10)$$

Siendo $\{U\}$ el vector con los desplazamientos nodales. Una vez conocidos los desplazamientos en todos los nodos se determinan las deformaciones

$$\{\varepsilon\} = [D]\{u\} \quad (3.11)$$

Donde $[D]$ es el operador diferencial que depende del problema en estudio sustituyendo el valor del desplazamiento tenemos que:

$$\{\varepsilon\} = [D][N]\{U\} = [B]\{U\} \quad (3.12)$$

Donde se obtiene el valor de las deformaciones en función de los desplazamientos nodales

Sustituyendo la ecuación anterior en la expresión del principio de los trabajos virtuales (3.9) se tiene:

$$-\int [B]^T [C] [B] \{U\} dv + \int [N]^T (\{X\} - \rho [N] \{U\}) dv + \int [N]^T \{t\} ds = 0 \quad (3.13)$$

Reordenando esta ecuación se puede llegar a un sistema de la forma:

$$[M]\{U\} + [K]\{U\} = \{P\} \quad (3.14)$$

Donde se definen:

Matriz de masa consistente

$$[M] = \int [N]^T \rho [N] dv \quad (3.15)$$

Matriz de rigidez

$$[K] = \int [B]^T [C] [B] dv \quad (3.16)$$

Matriz de cargas nodales consistentes

$$\{P\} = \int [N]^T \{X\} dv + \int [N]^T \{t\} ds \quad (3.17)$$

La expresión anterior es general y permite determinar las matrices elementales para cualquier tipo de discretización.

3.5 APLICACIONES EN INGENIERIA DEL MEF

Originariamente el método de los elementos finitos nació para resolver problemas estructurales de ingeniería civil, rápidamente se vio su eficacia, la ventaja de su uso y la precisión de los resultados y se empezó a utilizar en otros sectores como el aeroespacial, nuclear, transporte, mecánica de los fluidos etc. Cada uno de estos sectores tiene sus propias problemáticas, que obligaron a hacer nuevos desarrollos e implementación en el Método de los Elementos Finitos como la creación de nuevos elementos 2D, o 3D, métodos de integración para problemas no lineales, dinámicos implícitos y explícitos, aplicación del método a problemas térmicos, termo-mecánicos.

Hoy en día el método de los Elementos Finitos es una herramienta empleada en muchos sectores, la cual nos permite abordar muchos de los problemas de la mecánica con un porcentaje de precisión elevado, respecto a los ensayos experimentales y con un empleo de tiempo de cálculo razonable.

No se debe olvidar que el método de los elementos finitos es una virtualización de los problemas físicos reales, que en un problema real existen muchos fenómenos e interacciones, procesos de fabricación, casos de carga, condiciones de contorno, propiedades mecánicas de los materiales que en muchas ocasiones resulta imposible de medir y/o caracterizar esa propiedad en cuestión.

Por lo tanto, es responsabilidad del analista asumir las simplificaciones adecuadas, para conseguir la mejor aproximación a la solución del problema, en un plazo de tiempo corto, con un uso de recursos adecuados y con una precisión acorde a los datos iniciales de partida y a los objetivos marcados del cálculo.

3.5.1 En la biomecánica

El aumento de la esperanza de vida ha traído consigo una demanda creciente en el campo de la medicina, nuevos implantes, así como la aparición y desarrollo de tecnologías de última generación. Todo ello ha dado lugar a nuevas exigencias de formación e investigación y, sobre todo, a un nuevo perfil profesional que conjuga aspectos médicos con ingenieriles dentro de una disciplina reciente pero de enorme

futuro como es la Ingeniería Biomédica, Bioingeniería o Biotecnología en las figuras 3.8 a y 3.8 b se muestran la aplicación del método de los elementos finitos como la discretización y análisis de esfuerzos.

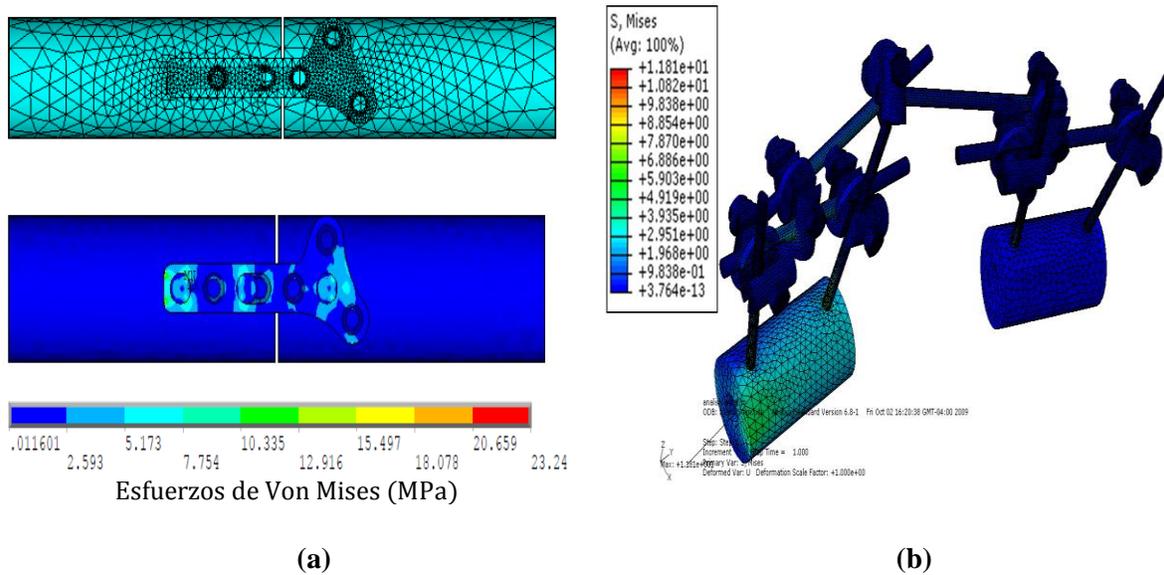


Figura 3.8. Análisis de esfuerzos de Von Mises (a) Placa de fijación para fractura (Osorio y Rodríguez 2008) (b) Fijador externo para fractura de muñeca (Hernández 2009)

CAPÍTULO 4

Marco metodológico

En el siguiente capítulo se presenta detalladamente la metodología que se llevará a cabo para el desarrollo de la investigación, con el fin de ilustrar de forma clara y precisa la secuencia de pasos considerados para obtener el diseño y construcción de la prótesis con articulación de tobillo.

4.1 METODOLOGIA PROPUESTA

4.1.1 Revisar bibliografía

El desarrollo de este trabajo de investigación comienza con una revisión bibliográfica de trabajos realizados sobre el diseño y construcción de prótesis de miembro inferior (pie- tobillo), además de información relacionada con los aspectos anatómicos y fisiológicos que permita conocer las características más importantes del miembro en estudio, específicamente movimiento del tobillo , amplitud de movimiento, y etapas de la marcha humana, adicionalmente, se revisarán los distintos tipos de prótesis de pie tobillo existentes para conocer sus principales características.

4.1.2 Seleccionar una persona con amputación de miembro inferior

Inicialmente se selecciona una persona con amputación transfemoral, luego se procede a realizar una visita a su domicilio para conocer el ambiente donde este se desenvuelve, actividades que realiza y sus características físicas (peso, estatura),

además de todos los parámetros necesarios que permitan determinar las condiciones de diseño y dimensiones del prototipo.

4.1.3 Elegir el material

Para la selección del material se realiza un estudio detallado de los modelos más recientes en el diseño y construcción de prótesis pie tobillo, para conocer cuáles son los materiales más utilizados en la actualidad para la fabricación de las mismas. Se analizan, adicionalmente, las características más importantes en el diseño del prototipo (condiciones mecánicas de operación, resistencia requerida a la flexión, al impacto, desgaste, fatiga y fractura). Otro aspecto relevante en la selección del material es su disponibilidad en el país, proceso de fabricación, y costos.

4.1.4 Proponer un modelo de prótesis de miembro inferior con articulación de tobillo

Una vez concluida la fase de revisión bibliográfica, se plantea un modelo fundamentado en la información recopilada, se procede a obtener información y tutoriales acerca de software de diseño asistido por computadora (CAD) más adecuado, para un total dominio que permitirá desarrollar el modelo.

4.1.5 Analizar el modelo propuesto a través del método de elementos finitos

A manera de determinar las tensiones y deformaciones a las cuales será sometido el prototipo en condiciones normales de trabajo, se analizará el modelo propuesto en un software basado en el método de los elementos finitos (MEF) este método se basa en un sistema computacional que puede ser usado para diferentes sistemas continuos.

El método de elementos finitos tiene tres fases que están bien definidas las cuales son:

Preproceso

✓ Dibujo del modelo o importación del mismo si se ha generado por medio de un sistema CAD.

✓ Introducción de las propiedades mecánicas de los materiales que componen el elemento para la simulación que pueden obtenerse por librerías, o ser definidos por el usuario. Esto último es común cuando se emplean materiales no lineales o materiales anisotrópicos. en estudio.

✓ Selección del tipo de elemento o elementos a emplear. En función del tipo de cálculo a realizar. Estos pueden ser 0d, 1D, 2D, 3D, lineales, parabólicos, integración reducida, etc.

✓ Discretización o modelado del elemento en este paso el modelo es dividido en una cantidad finita de elementos. este paso es uno de los más cruciales para obtener una solución exacta del problema, de esta forma, determinar el tamaño o la cantidad de elementos en cierta área o volumen del elemento a analizar, Introducción de las condiciones de contorno, la relación de este componente con el resto de las piezas o componentes que lo rodean.

✓ Aplicación de las cargas exteriores.

Cálculo: consiste en la creación y resolución del sistema de ecuaciones matriciales en esta etapa se realizaran tareas de:

✓ Selección del tipo de fenómeno físico que se quiere estudiar, por ejemplo cálculo estático-lineal, cálculo no lineal, transitorio, etc.

✓ Configuración de los parámetros de cálculo. Selección de los intervalos de tiempo, numero de iteraciones, etc.

✓ Inicio y fin del cálculo: el programa transfiere las cargas al modelo, genera las matrices de rigidez, realiza la triangulación de la matriz, resuelve el sistema de ecuaciones y genera la solución.

Postproceso: consiste en una vez resueltas las matrices y generados los ficheros de resultados, analizar éstos de forma gráfica, tabulada, etc. Se realizaran tareas de:

✓ Tomar las decisiones oportunas sobre la bondad o no del diseño en cuestión.

✓ Analizar la viabilidad respecto a los objetivos marcados al inicio del cálculo (optimizar peso, tensiones, número de ciclos, frecuencias, etc.).

4.1.6 Fabricar el modelo propuesto

Una vez que se obtenga la validación numérica por medio del software del modelo pie tobillo propuesto a partir de las especificaciones del diseño se seleccionarán los procesos de fabricación más adecuados para realizar las distintas partes del prototipo (el sistema de articulación, amortiguación y los elementos mecánicos) de acuerdo a la disponibilidad y accesibilidad de los equipos y herramientas.

4.1.7 Ensamble de las partes

Una vez fabricado todos los elementos que forman parte del prototipo, se procede a ensamblar todo el conjunto.

4.1.8 Realizar pruebas experimentales al modelo fabricado

Una vez ensamblado el prototipo se procede a realizarle pruebas experimentales siendo probada por parte de la persona seleccionada para verificar la funcionalidad y ergonomía del modelo ,según un análisis crítico por parte del mismo individuo ,es decir, en esta etapa se realizaran las pruebas necesarias para obtener los resultados esperados.

CAPÍTULO 5

Resultados numéricos

En este capítulo se presentan los aspectos más relevantes sobre el diseño del prototipo de prótesis para miembro inferior con articulación de tobillo basado en un análisis numérico mediante el método de los elementos finitos. En primer lugar se realiza la validación del programa utilizado *Abaqus/CAE v6.8-4* posteriormente se genera un modelo de prótesis definiendo, el material y las condiciones de contorno empleadas para evaluar numéricamente el diseño y conocer los esfuerzos que se producen en las diferentes etapas de la marcha, Finalmente, se muestran los resultados obtenidos en cuanto a esfuerzos de Von Mises, desplazamiento y factor de seguridad

5.1 VALIDACIÓN DEL PROGRAMA DE ELEMENTOS FINITOS

Con la finalidad de validar el programa de elementos finitos utilizado en la investigación vamos a partir del análisis de una viga en voladizo cuyas condiciones de contorno son empotrada en uno de sus extremos y libre de girar en el otro sometida a una carga distribuida $P = 0.5 \text{ MPa}$ a lo largo de toda su superficie (ver figura 5.1) para de esta manera compara los valores obtenidos analíticamente mediante la mecánica de sólidos y los obtenidos por el programa.

Para la validación se considera las siguientes características de la viga en voladizo

- ✓ Geometría: Longitud $L = 80\text{mm}$, y sección transversal cuadrada $b = h = 20\text{mm}$

- ✓ Material: Las propiedades mecánicas del material de la viga en voladizo corresponde a un acero 1040 cuyo módulo de Young $E = 200 \text{ GPa}$ y relación de Poisson $\nu = 0,3$ (ASTM, 1992)

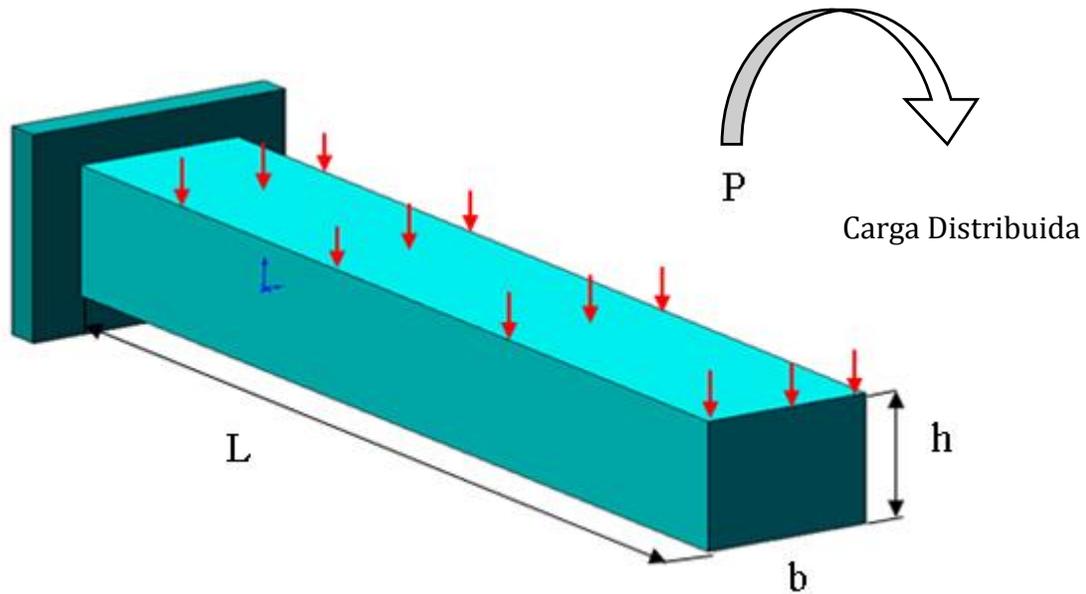


Figura 5.1. Viga en voladizo

5.1.1 Solución analítica

De acuerdo a la mecánica de sólido el esfuerzo (σ) máximo a flexión al que está sometida la viga en voladizo viene dado por la ecuación

$$\sigma = \frac{M * C}{I} \quad (5.1)$$

Dónde:

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

$$F = P * A \quad (5.3)$$

$$C = \frac{h}{2} \quad (5.4)$$

$$I = \frac{b * h^3}{12} \quad (5.5)$$

- ✓ F : Fuerza resultante aplicada a la viga ubicada a $(L/2)$
- ✓ P : Carga uniformemente distribuida
- ✓ A : Área de la sección transversal
- ✓ C : Distancia desde el eje neutro hasta la fibra exterior de la viga
- ✓ I : Momento de inercia de área de la sección transversal de la viga

Por otra parte el desplazamiento máximo (δ_{max}) en el extremo libre de la viga viene dado por:

$$\delta_{max} = \frac{W * L^4}{8 * E * I} \quad (5.6)$$

Dónde:

$$W = P * b \quad (5.7)$$

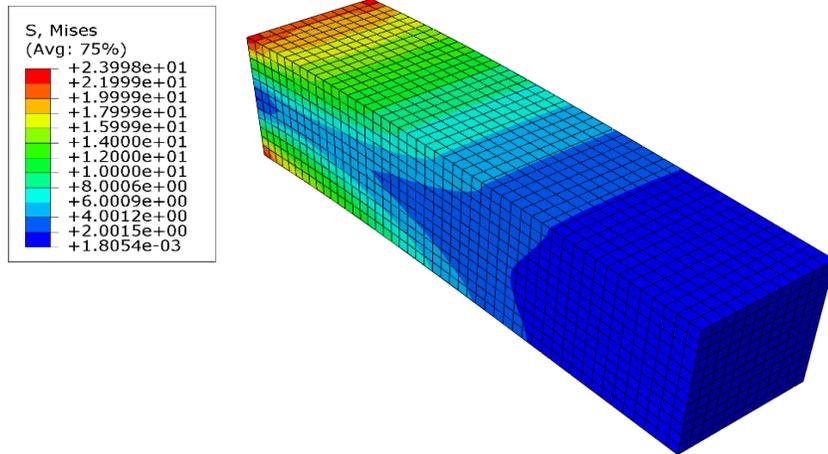
Analíticamente para las condiciones de contorno dadas se tiene que:

$$\sigma_{max-teorico} = 24 \text{ MPa}$$

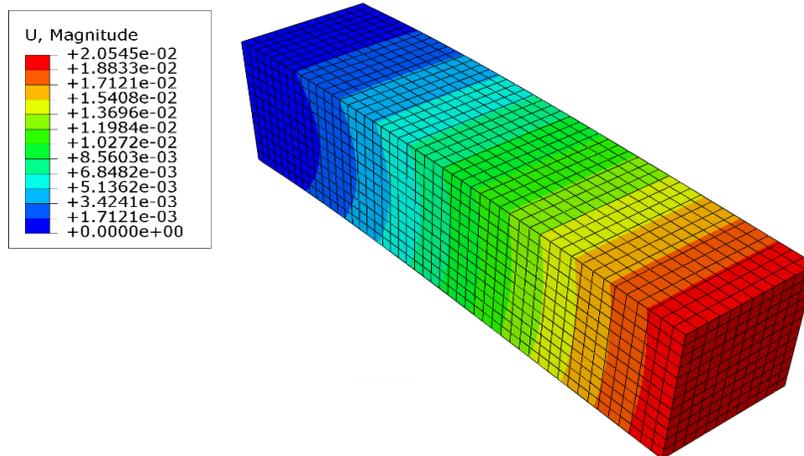
$$\delta_{max-teorico} = 0,0192 \text{ mm}$$

5.1.2 Solución numérica

En las figuras que se muestran a continuación se presentan los resultados de los esfuerzos y deformación de la viga en voladizo arrojados por el programa de elementos finitos *Abaqus/CAE v6.8-4*.



(a)



(b)

Figura 5.2. Solución numérica (a) Esfuerzos de Von Mises σ (MPa)

(b) Desplazamientos (mm) para un mallado de 6.912 elementos

En la tabla 5.1 se indican los esfuerzos de Von Mises y las deformaciones máximas sobre la viga en voladizo obtenidos por el programa *Abaqus/CAE v6.8-4* según el número de elementos de la malla con la cual fue analizada, adicionalmente, se indica el error de los resultados numéricos tanto para el esfuerzo como la deformación obtenidos luego del refinamiento de la malla.

El error porcentual entre cada par de esfuerzos y deformaciones simultáneos obtenidos, se puede calcular a partir de las ecuaciones:

$$error_{\sigma}(\%) = \frac{\sigma_n - \sigma_{n-1}}{\sigma_n} * 100 \tag{5.8}$$

$$error_{\delta}(\%) = \frac{\delta_n - \delta_{n-1}}{\delta_n} * 100 \tag{5.9}$$

Dónde:

$\sigma_n ; \delta_n$: Esfuerzo máximo de Von Mises y desplazamiento para la malla n

$\sigma_{n-1} ; \delta_{n-1}$: Esfuerzo máximo de Von Mises y desplazamiento para la malla n-1

Tabla 5.1 Esfuerzos y desplazamientos para la viga en voladizo

| Elementos | Nodos | $\sigma_{max-numeric}$ (MPa) | $error$ (%) σ | $\delta_{max-numeric}$ (mm) | $error$ (%) δ |
|--------------|-------|---------------------------------|-------------------------|--------------------------------|-------------------------|
| 90 | 176 | 15,246 | 0 | 0,02279300 | 0 |
| 117 | 224 | 16,059 | 5,06258173 | 0,02277040 | 0,09925166 |
| 288 | 475 | 16,924 | 5,11108485 | 0,02164900 | 5,179915931 |
| 500 | 756 | 18,133 | 6,667401974 | 0,02119700 | 2,132377223 |
| 1.323 | 1.792 | 20,133 | 9,933939304 | 0,02080300 | 1,893957602 |
| 4.000 | 4.961 | 22,615 | 10,97501658 | 0,02060200 | 0,975633434 |
| 5.082 | 6.192 | 23,237 | 2,676765503 | 0,02056987 | 0,156199334 |
| 5.324 | 6.480 | 23,334 | 0,415702409 | 0,02056992 | 0,000243073 |
| 6.624 | 7.943 | 23,903 | 2,380454336 | 0,02054458 | 0,123341533 |

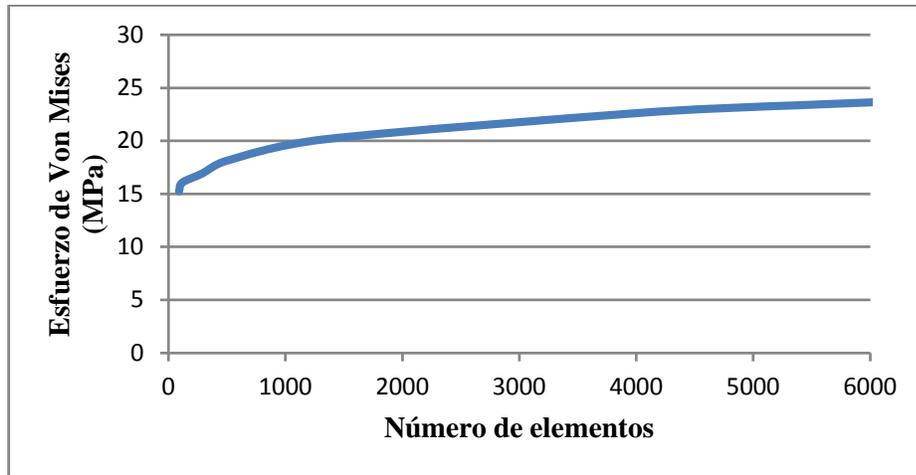
| | | | | | |
|--------------|-------|--------|-------------|------------|-------------|
| 6.768 | 8.112 | 23,951 | 0,200409169 | 0,02054479 | 0,001022157 |
| 6.912 | 8.281 | 23,998 | 0,195849654 | 0,02054466 | 0,000632768 |

5.1.3 Análisis de convergencia

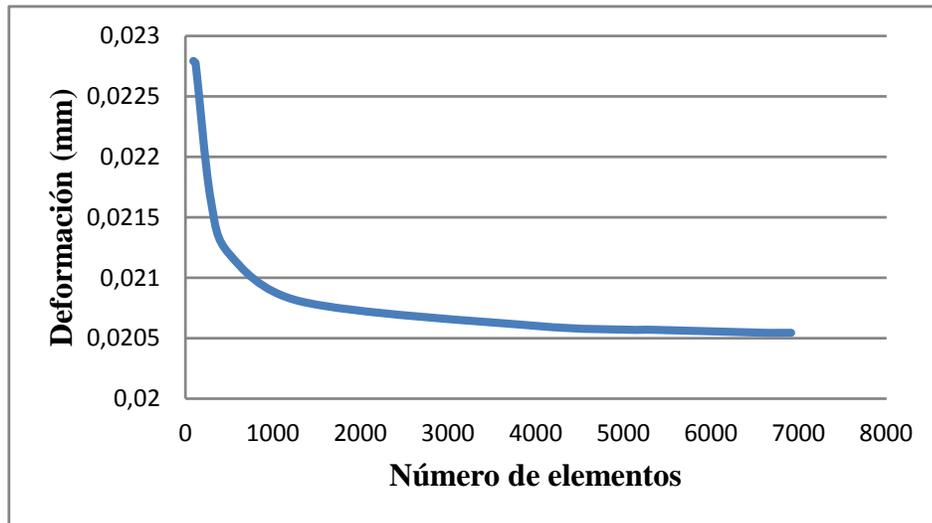
Para el análisis de convergencia se observa en la tabla 5.1 que el resultado de esfuerzo máximo de Von Mises obtenido numéricamente mediante el programa *Abaqus/CAE v6.8-4* se aproximan a la solución analítica a medida que el número de elementos de la malla aumenta resultando un error entre discretización menor al 1%.

Para el caso de la viga en voladizo la curva de convergencia (Ver figura 5.3 a) comienza a estabilizarse a partir de los 5.000 elementos obteniéndose el punto de convergencia para un total de 6.912 obteniéndose un esfuerzo máximo de Von Mises igual a 23,998 MPa generándose un error igual 0,008333333%, con respecto al esfuerzo obtenido analíticamente ($\sigma_{max-analitico} = 24 MPa$) dicha diferencia se considera una muy buena aproximación en el análisis de MEF (Zienkiewicz y Taylor, 1994); en el caso del desplazamiento la convergencia ocurre para un número menor de elementos (ver figura 5.3 b) estabilizándose la curva a partir de 2000 elementos aunque se genera un error mucho mayor al obtenido por esfuerzo debido a que el error de discretización no es el único que está presente en los cálculos por elementos finitos, sino que además existen los errores propios de la computadora debidos al redondeo en el cálculo interno. [Zienkiewicz, 1989].

En base a los valores obtenidos en la validación se determinaran los esfuerzos de Von Mises del prototipo de prótesis usando la convergencia por esfuerzos y no por deformación.



(a)



(b)

Figura 5.3. Representación gráfica del análisis de convergencia (a) Esfuerzos de Von Mises (b) Desplazamiento

Tabla 5.2. Valores teóricos y numéricos de esfuerzos y desplazamiento

| $\sigma_{max-teorico}$ (MPa) | $\sigma_{max-numerico}$ (MPa) | $error\%$ σ_{max} | $\delta_{max-numerico}$ (mm) | $\delta_{max-teorico}$ (mm) | $error\%$ δ_{max} |
|---------------------------------|----------------------------------|-----------------------------|---------------------------------|--------------------------------|-----------------------------|
| 24 | 23,998 | 0,00833333 | 0,02054466 | 0,0192 | 6,5450 |

5.2 DISEÑO DEL PROTOTIPO Y ANÁLISIS

Antes del diseño definitivo se plantean varios modelos con la ayuda del programa de diseño inventor 2008 con el fin de elegir el más conveniente para la persona seleccionada, teniendo en cuenta todos los parámetros de diseño como ergonomía, funcionalidad y comodidad para las condiciones de uso y movilidad de la misma. El primer modelo propuesto consiste en un pie de eje sencillo constituido por dos tope que limitan la flexión plantar y la dorsiflexión. (Ver figura 5.4 a).

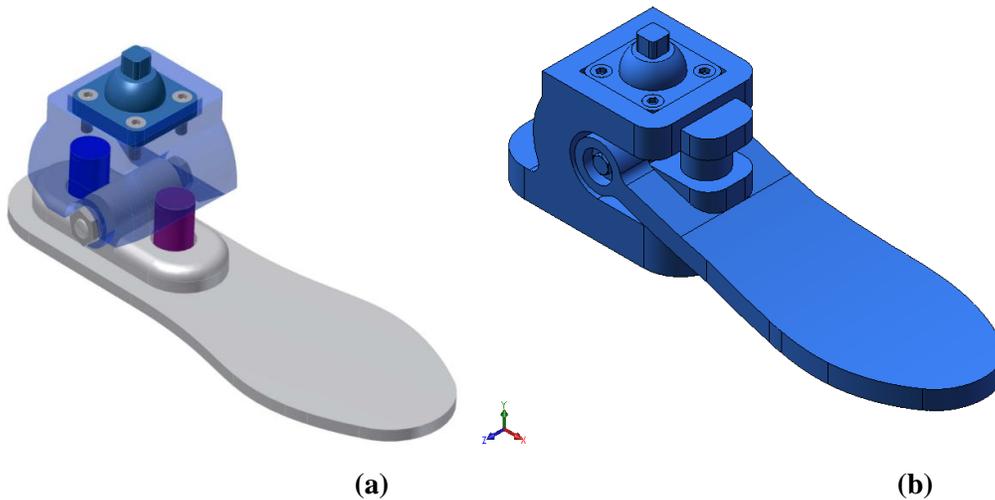


Figura 5.4. Modelo prótesis de pie articulado propuesto, (a) Prototipo de prótesis con doble tope, (b) Prototipo de prótesis con un solo tope

A partir de este diseño se realizan una serie de modificaciones para cumplir con las necesidades y los objetivos planteados. El diseño definitivo consiste en un pie articulado de eje sencillo que posee un sólo tope (ver figura 5.4 b) que limita la dorsiflexión y permite el movimiento parecido al que realiza el pie humano. El tobillo permite que el pie se mueva hacia arriba y hacia abajo, lo que añade estabilidad a la rodilla. Este tipo de prótesis los suelen usar personas con altos niveles de amputación (desde la rodilla a la cadera) reducen el esfuerzo necesario para controlar una prótesis y evitan que se doble la rodilla.

Con ayuda del programa *Abaqus/CAE v6.8-4*, la densidad y volumen de cada una de las piezas que conforman el prototipo igual se calcula un peso aproximado del dispositivo de 0.460 kg.

5.2.1 Sistema analizado

El prototipo de prótesis de miembro inferior que se muestra en la figura 5.5 está compuesto por los siguientes elementos:

- ✓ Acople
- ✓ Cuatro (04) pernos del acople (Los dos traseros de Acero inoxidable M6 X 20 y los dos delanteros M6 X 12)
- ✓ Plantilla
- ✓ Tope
- ✓ Pasador en acero inoxidable 304
- ✓ Pernos que acopla la articulación con la plantilla (Acero inoxidable M5 X 10)

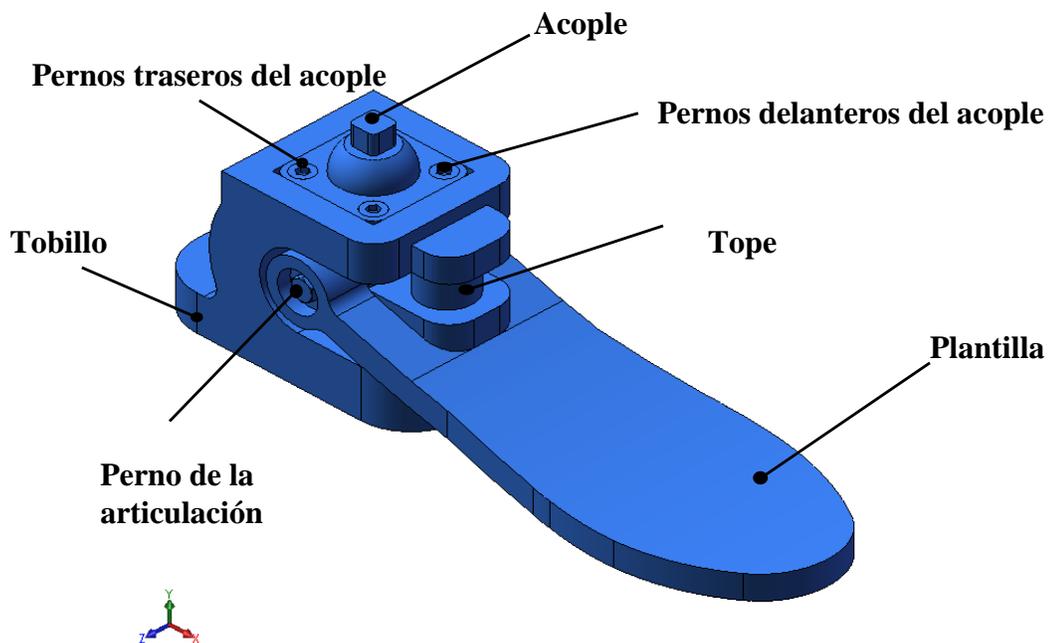


Figura 5.5. Modelo definitivo de prótesis de pie tobillo con un tope

Para analizar el prototipo de prótesis se consideró los contactos o interacciones existente entre todas las piezas que con forman el dispositivo mediante un análisis estático tridimensional bajo un conjuntos cargas que se presentan en los distintas etapas de la marcha.

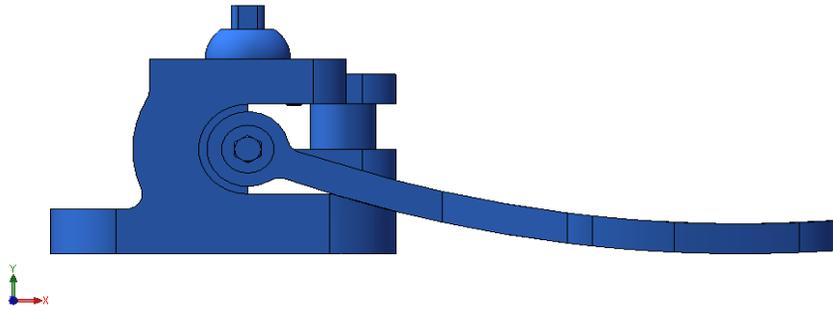


Figura 5.6. Modelo definitivo de prótesis de pie tobillo con un tope (vista lateral)

5.2.2 Materiales

Los materiales utilizados para el desarrollo de esta investigación (construcción y análisis numéricos) fueron considerados con base en su resistencia y propiedades mecánicas, su disponibilidad en el mercado venezolano y su bajo peso principalmente. Para la parte del tobillo y la plantilla se utilizó SINTHACT IP -2702 (dureza shore D 68-70) que es un sistema de prepolimeros de uretanos. Está constituido por resinas del tipo poliéster, polieter y un tercer tipo, que es la combinación de ambas; terminadas con TDI o con isocianatos especiales. Así como también se ha adicionado una línea de base alifática con resinas modificadas y prepolimeros tipo poliéster. Básicamente son sistemas de dos componentes, que mezclados de forma homogénea y dosificados en relación adecuada, polimerizan por efecto de temperatura, dando como resultado un elastómero de consistencia sólida con características mecánicas óptimas.

El elastómero resultante del uso de SHINTHAC curado en caliente ofrece un óptimo desempeño en aplicaciones que demanden máxima resistencia al corte, la abrasión y el desgarro además de ofrecer una alta resistencia mecánica.

Para el tope el cual está encargado de limitar la dorsiflexión se usó igualmente un elastómero de poliuretano curado en caliente de una dureza menor al utilizado para la plantilla y tobillo (SHINTAC 0492 con una dureza Shore A 83-85) en la tabla 5.3 se muestran las propiedades de ambos elastómeros (se considera un comportamiento elástico lineal para ambos), donde: (L) límite elástico, (S) resistencia a la rotura, (E) módulo elástico, (A) máximo alargamiento, y (v) relación de Poisson adimensional.

Tabla 5.3 Propiedades de los elastómero de poliuretano [Synthesis c.a]

| Elastómero | Dureza Shore | L (MPa) | S (MPa) | A (%) | E (MPa) | ν |
|-------------------------|--------------|---------|---------|-------|----------|-----------|
| Shinthac IP 2702 | 68-70 | 52-56 | 58-62 | 160 | 900-1200 | 0.42-0,44 |
| Shinthac 0492 | 83-85 | 38-42 | 43-46 | 450 | 30-50 | 0.42-0,44 |

En cuanto a la densidad de cada uno de los elastómeros utilizados se tiene que para el shinthac IP 2702 su densidad curado en caliente es de $1,14 \text{ E-6 Kg/ mm}^3$ y para el shinthac 0492 es de $1,25 \text{ E-6 Kg/mm}^3$ (Datos proporcionados por el departamento técnico de Synthesis c.a).

El pasador y acople están fabricados en acero inoxidable 304 así como también sus respectivos pernos los cuales están estandarizado. En la tabla que se muestra a continuación se presenta las propiedades del acero inoxidable 304.

Tabla 5.4 Propiedades mecánicas del aceros inoxidables 304 [ASTM, 1992]

| Aleación | L (MPa) | S (MPa) | A (%) | E (GPa) | ν | ρ (Kg/mm ³) |
|------------|---------|---------|-------|---------|-------|---------------------------------|
| 304 | 310 | 620 | 30 | 200 | 0.30 | 7,6E-6 |

5.2.3 Condiciones de carga y restricciones

Las condiciones de carga se aplican directamente sobre el prototipo de prótesis, una vez creado el material de cada una de las partes del modelo, el ensamblaje de todo el conjunto y los pasos donde serán aplicadas las condiciones de contorno, es posible pasar a la siguiente fase en la cual se crean las interacciones de contacto condiciones de borde y la aplicación de las cargas.

En el prototipo de prótesis se representan las interacciones mediante pares de contacto entre cada una de las partes que constituyen el prototipo, para así garantizar una correcta transmisión de carga (ver figura 5.7). Algunas de las interacciones

consideradas en la simulación corresponden a contactos del tipo “surface to surface”, “hard contact”, “tie”. (*Abaqus/CAE v6.8-4*).

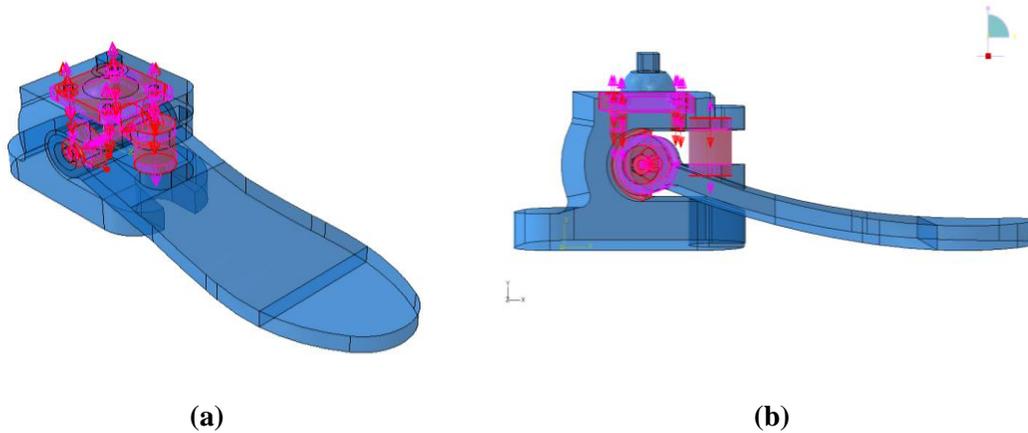


Figura 5.7. Pares de contacto presentes en el modelo (a) Vista isométrica del prototipo (b) Vista lateral

Las cargas simuladas corresponden a una persona de 800 N de peso. Se sabe que las fuerzas transmitidas a través de la rodilla en la fase de apoyo en extensión total, del ciclo de caminata, pueden llegar a ser entre 3 y 4 veces el peso del cuerpo [Harrington, I. (1976)] por lo que en los análisis de bipedestación se usará una carga total sobre la prótesis de 2400N (equivalente a 3 veces el peso de la persona). Adicionalmente se simularon las etapas de la marcha humana. Para ello se usaron las cargas de reacción, más críticas (ver tabla 5.5), transmitidas al pie durante la fase de la marcha (Nordin and Frankel, 2001).

Tabla 5.5 Fuerzas de reacción para el pie de una persona de 80 Kg

| Fase de ciclo marcha | % del ciclo de la marcha | Fuerza vertical % peso persona | Fuerza vertical (N) |
|---|--------------------------|-----------------------------------|---------------------|
| Apoyo completo de pie (Posición plantar) | 15 | 100 | 800 |
| Contacto del talón | 30 | 90 | 720 |
| Empuje | 45 | 115 | 920 |

5.2.3.1 Cargas aplicadas en la fase de bipedestación o posición plantar

En esta fase de la marcha humana todo el peso de la persona descansa sobre la prótesis y puede llegar a ser hasta 3 veces mayor, por ello se aplicó una carga de 2400N sobre la prótesis para garantizar que la misma no falle. Para realizar la simulación se restringe el movimiento de traslación en el eje coordenado Y con libertad de movimiento en los ejes X y Z en la parte del tobillo y la plantilla así como las rotaciones teniendo como referencia el eje coordenado presentado por abaqus y se aplica la carga en la parte superior del acople. (Ver figura 5.8).

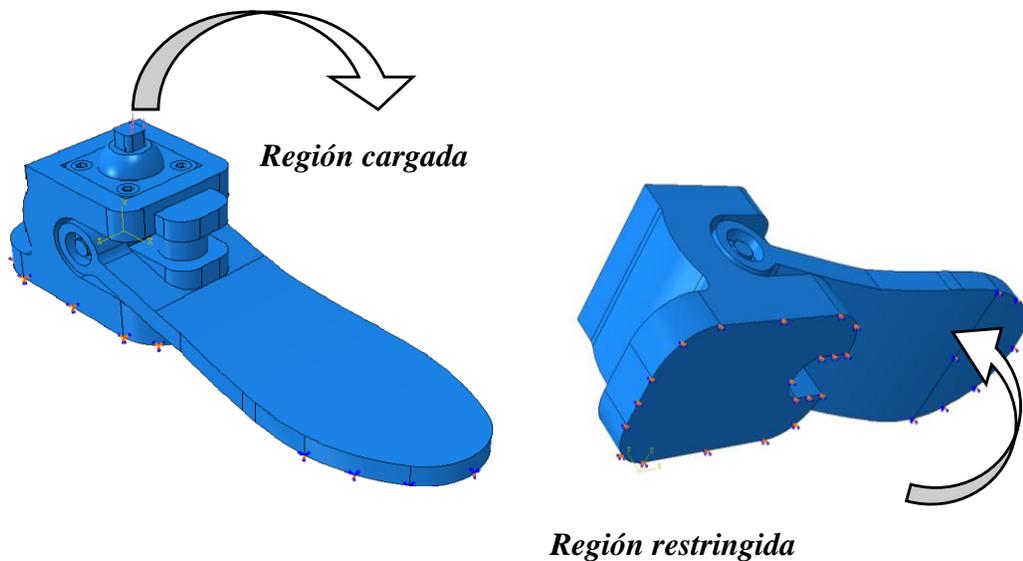


Figura 5.8. Condiciones de carga estática y restricciones del prototipo de prótesis en la condición de bipedestación

5.2.3.2 Cargas aplicadas en la fase de empuje o despegue

En la fase de empuje se restringen los movimientos en los ejes coordenados X, Y, Z al igual que las rotaciones pero en este caso el del acople del prototipo de prótesis y se aplica una carga de 920 N como lo indica la tabla 5.5 , con un ángulo de inclinación de 20° sobre la plantilla como se muestra en la figura 5.9 (Standard ISO-10328 *Structural Testing of Lower-limb Prostheses*).

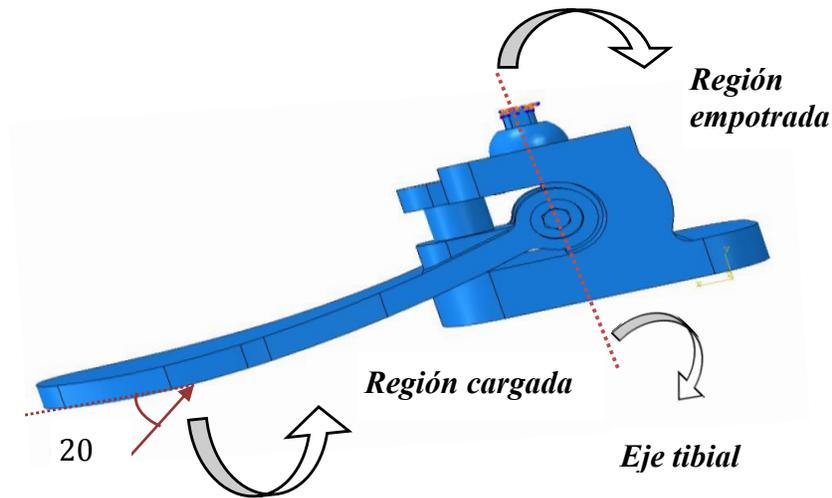


Figura 5.9. Carga y restricción del prototipo de prótesis en la condición de empuje o despegue del pie

5.2.3.3 Cargas aplicadas en la fase de contacto con el talón

Para esta fase se restringen los movimientos en los ejes coordenados X, Y, Z así como las rotaciones en el acople del prototipo de prótesis y se aplica una carga de 720N como lo indica la tabla 5.5, con un ángulo de inclinación de 15° sobre el tobillo (ver figura 5.10) (Standard ISO-10328 *Structural Testing of Lower-limb Prostheses*).

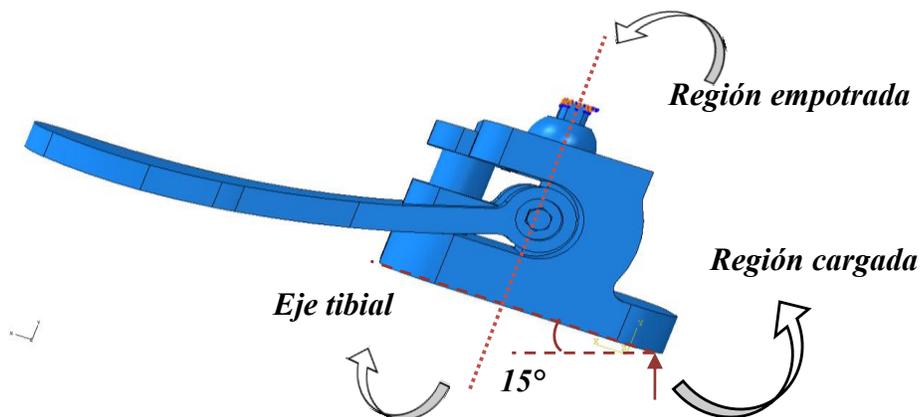


Figura 5.10. Carga y restricción del prototipo de prótesis en la condición de contacto de talón

5.3 DISCRETIZACIÓN MEDIANTE EL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS

Para la discretización del modelo se toman en cuenta las características geométricas, comportamiento elástico del material y contacto existente entre cada una de las piezas que conforman el prototipo ya que estas determinan el tipo de elemento con el cual puede ser mallado. Para el caso nuestro (prototipo de prótesis), se utilizaron varios elementos apoyándose en el módulo de mallado que posee *Abaqus/CAE v6.8-4* la parte del tobillo, plantilla, tornillos (tanto de la articulación como el acople) y acople se usó C3D4 elementos tetraédricos de primer orden de interpolación, con 4 nodos en sus vértices (ver figura 5.11 a), utilizado en Abaqus para análisis de esfuerzos y deformaciones, este tipo de elementos permite amoldarse fácilmente a las geometrías irregulares.

Para el tope y pasador se utiliza C3D8R elementos hexaédricos de primer orden de interpolación, con 8 nodos en sus vértices, y además con integración reducida que facilita el cálculo computacional para geometrías regulares (ver figuras 5.11 b)

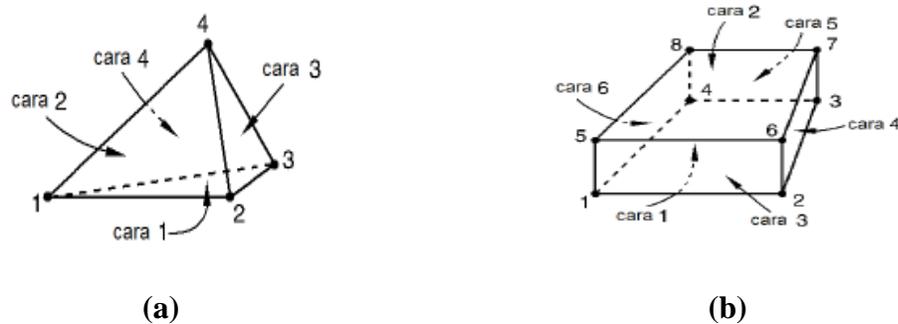


Figura 5.11. Geometría de los elementos (a) C3D4 tetraédrico de 4 nodos (b) C3D8R, hexaédrico de 8 nodos

Para determinar la convergencia en el prototipo de prótesis se consideró una fuerza vertical igual a 2400N en la posición de bipedestación y distribuida uniformemente en la superficie del acople, se fue reduciendo el tamaño de los elementos de la malla hasta alcanzar un número de elementos óptimos que arrojará un valor cercano al real

Con un rápido cálculo computacional dicha convergencia se obtiene empleando la ecuación 5.8. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 5.6

Tabla 5.6 Esfuerzos máximos equivalentes de Von Mises y desplazamientos máximos en el sistema analizado

| Elementos | Nodos | $\sigma_{max-numeric}$ (MPa) | $\delta_{max-numeric}$ (mm) | Error (%) σ | Error (%) δ |
|-----------|--------|---------------------------------|--------------------------------|-----------------------|-----------------------|
| 28.435 | 7.531 | 52,872 | 1,128 | 0 | 0 |
| 48.935 | 12.200 | 84,609 | 1,1918 | 37,51019395 | 5,35324719 |
| 94.655 | 22.257 | 90,152 | 1,2771 | 6,148504748 | 6,67919505 |
| 132.487 | 30.433 | 107,85 | 1,3153 | 16,40982847 | 2,90428039 |
| 192.977 | 43.320 | 108,77 | 1,3406 | 0,818466066 | 1,88721468 |

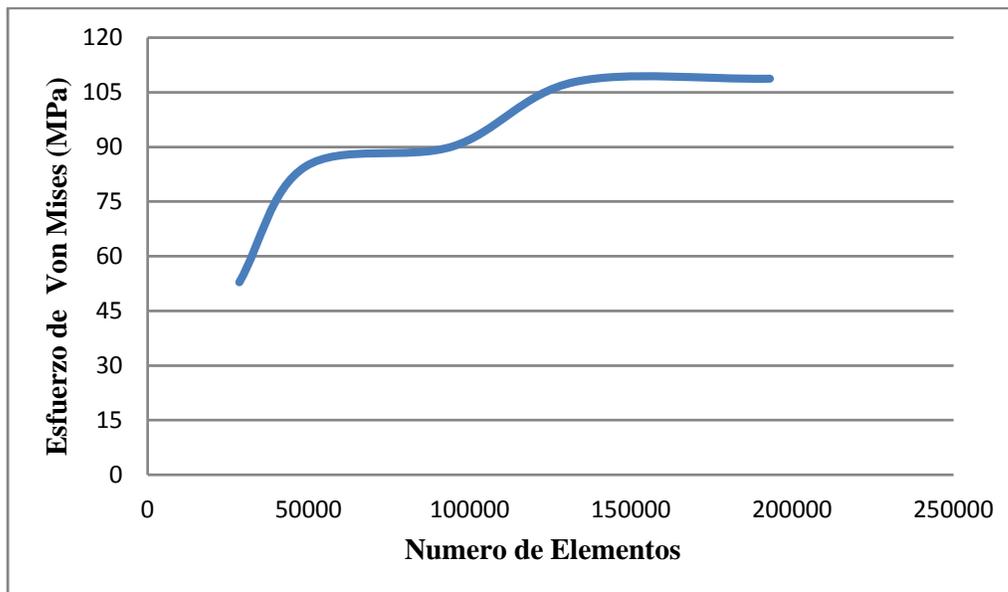


Figura 5.12 Representación gráfica, esfuerzos equivalentes de Von Mises del análisis de convergencia del sistema analizado

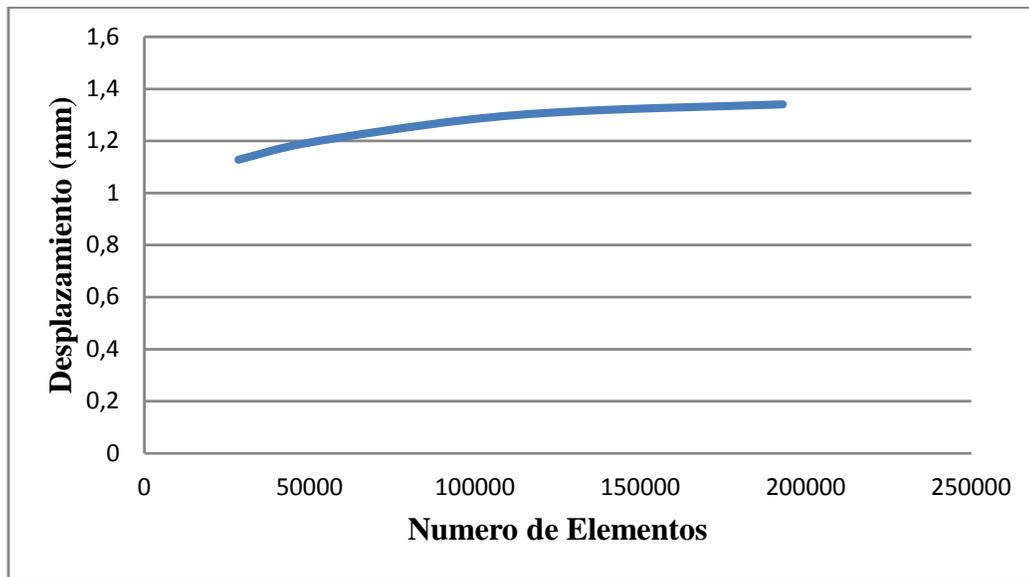


Figura 5.13 Representación gráfica, desplazamientos máximos, del análisis de convergencia del sistema analizado

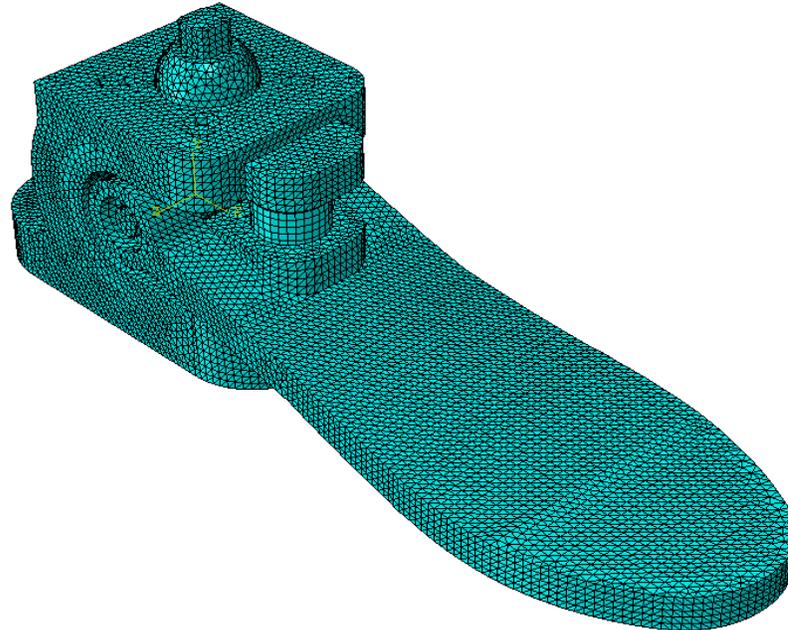
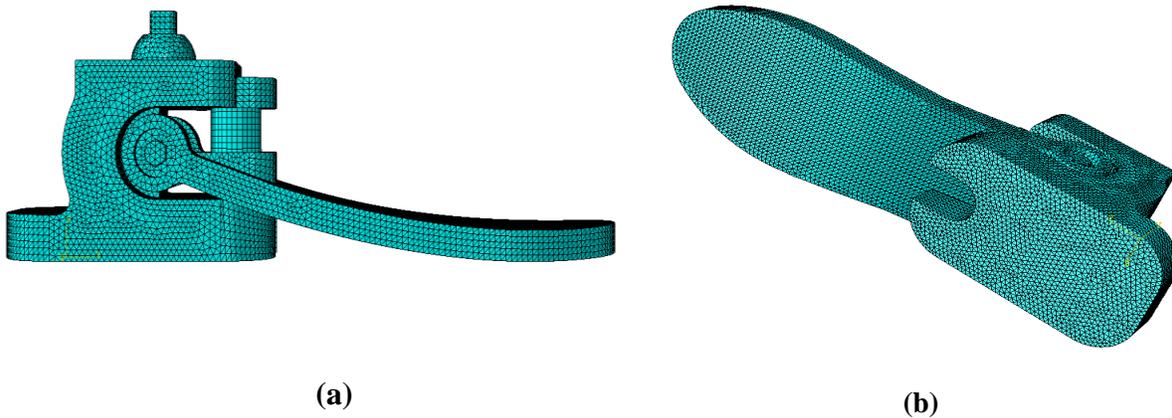


Figura 5.14. Densidad de mallado óptimo en el análisis de convergencia (vista isométrica)



**Figura 5.15. Densidad de mallado óptimo en el análisis de sensibilidad, (a) Vista lateral
(b) Vista inferior**

Finalmente con el análisis de convergencia a la solución se obtiene una discretización para el sistema analizado (ver figura 5.14 y 5.15), quedando este con un total de 192.977 elementos distribuidos de la siguiente manera:

Tabla 5.7 Total de elementos y nodos en el análisis de convergencia

| Piezas del Prototipo | Número de elementos | Número de nodos |
|-----------------------------|----------------------------|------------------------|
| Tobillo | 106.136 | 22.003 |
| Acople | 11.303 | 2.640 |
| Plantilla | 69.742 | 15.165 |
| Pasador | 456 | 750 |
| Pernos del acople | 2.702 | 832 |
| Pernos de la articulación | 1.474 | 461 |
| Tope | 1.164 | 1.469 |
| Total | 192.977 | 43.320 |

5.4 ANÁLISIS DE RESULTADOS

Realizada la simulación en *Abaqus/Standard v6.8-4* del modelo propuesto bajo la aplicación de diferentes estados de carga estática se obtienen los esfuerzos equivalentes de Von Mises; que se utiliza como un criterio para determinar la aparición de una falla en materiales dúctiles, este criterio de falla establece que el esfuerzo de Von Mises debe ser menor que el esfuerzo de fluencia del material [Shigley, 2002].

Para validar el prototipo de prótesis esta se somete a una serie de esfuerzos estáticos que ocurren en las distintas etapas de la marcha humana, para así verificar cuan cerca están de los de fluencia de los distintos materiales utilizados para su fabricación. Una vez realizados los cálculos por el programa, mediante un módulo de visualización que posee *Abaqus /CAE v6.8-4* que representa mediante colores los esfuerzos de Von Mises desde un valor máximo hasta un valor mínimo se aprecia valores de esfuerzos para cada condición analizada en el prototipo de prótesis.

Una vez obtenido los valores de esfuerzos se determina el factor de seguridad empleando la ecuación (5.10) [Shigley, 2002] para así comprobar si el prototipo supera el límite de fluencia de los materiales utilizados.

$$N = \frac{\text{Esfuerzo de Fluencia del Material}}{\text{Esfuerzos de Von Mises}} \quad (5.10)$$

A continuación se presentaran los resultados de los esfuerzos de Von Mises para cada condición en particular.

5.4.1 Primer estado de carga (*bipedestación o posición plantar*)

Esta condición es una de las más críticas debido a que el prototipo recibirá todo el peso de la persona, tomando en cuenta además que el diseño se está utilizando un factor de impacto igual a 3 veces el peso del paciente (2400 N) por las razones previamente explicadas. En esta fase el peso recae sobre toda la estructura, siendo la plantilla y el talón quienes apoyan contra el suelo todo el peso recaído.

El siguiente análisis muestra los esfuerzos a los cuales se ve sometido el prototipo de prótesis, así como los esfuerzos individuales y efectos de carga en cada una de las partes que lo conforman.

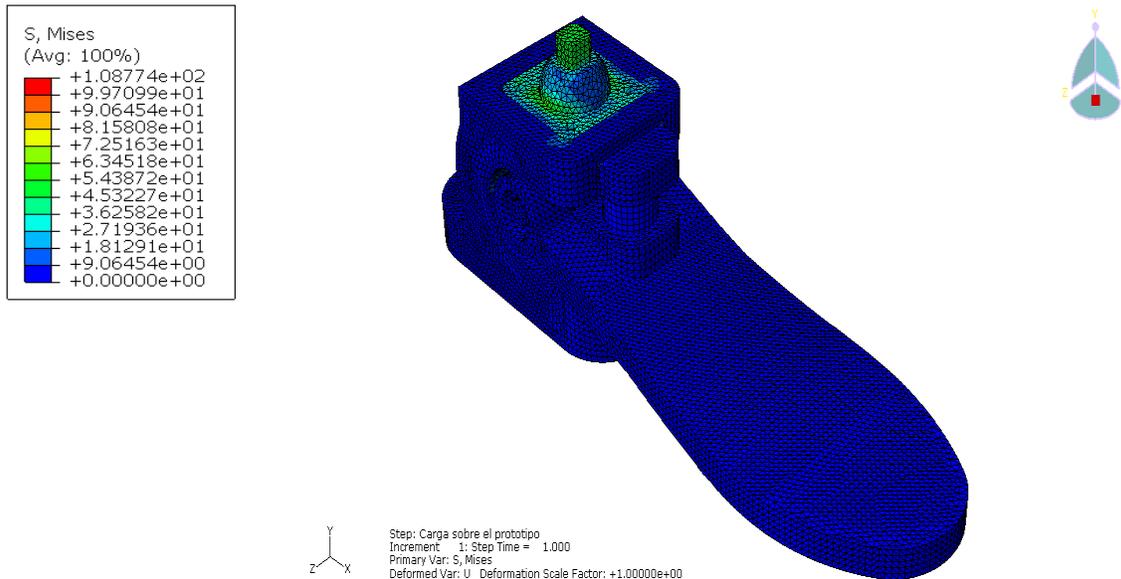


Figura 5.16. Distribución de esfuerzos de Von Mises sobre el prototipo de prótesis

La figura 5.16 representa la distribución de esfuerzos de Von Mises generados sobre todo el prototipo de prótesis, obteniéndose el máximo valor 108,74 MPa en el acople de acero inoxidable que cumple con la función de unir el prototipo de prótesis con el tubo adaptador, dispositivo que está conectado con el mecanismo de la rodilla, otra de las piezas más esforzada en esta etapa de la marcha se encuentra el pasador de acero inoxidable, que cumple la función de articular el tobillo con respecto a la plantilla.

En la figura 5.17 se muestran los esfuerzos sobre el pasador de la articulación, para apreciar mejor la zona esforzada fue necesario realizar un corte longitudinal debido a que el esfuerzo se encontraba en el interior del mismo.

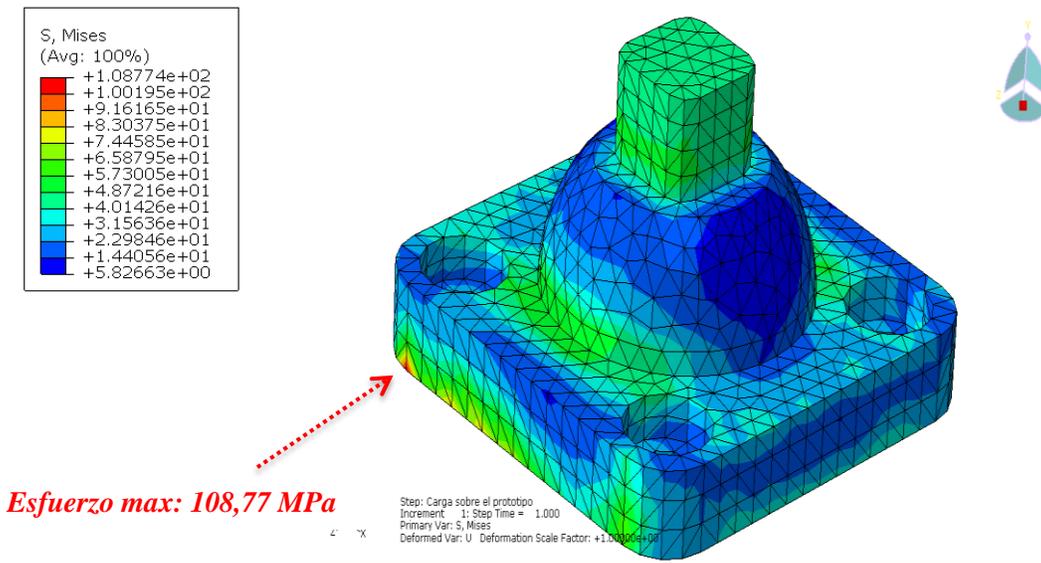


Figura 5.17. Distribución de esfuerzos de Von Mises sobre el acople del prototipo

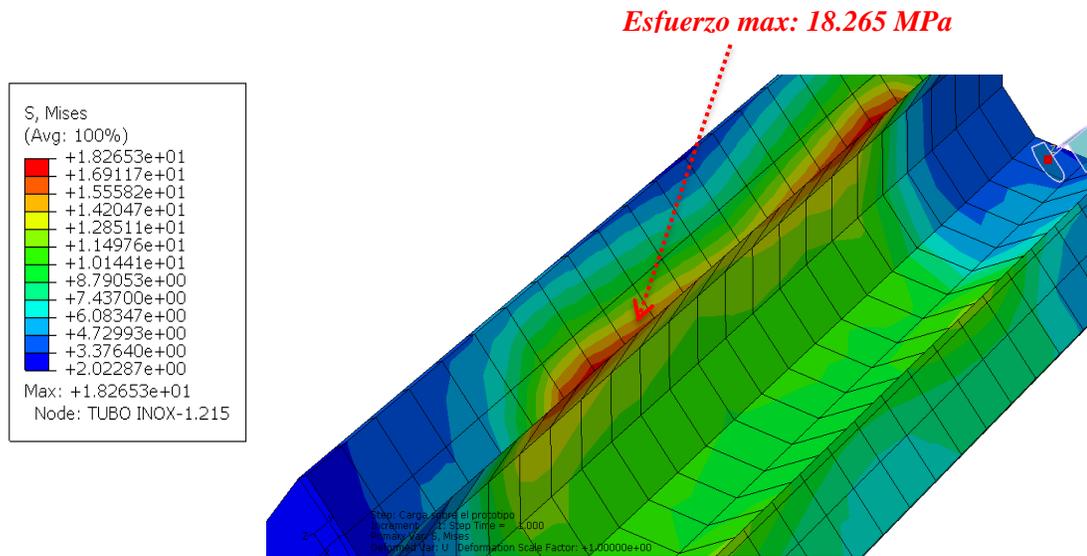


Figura 5.18 Detalle de la distribución de esfuerzos de Von Mises pasador de la articulación corte longitudinal

Esfuerzo max: 27,01 MPa

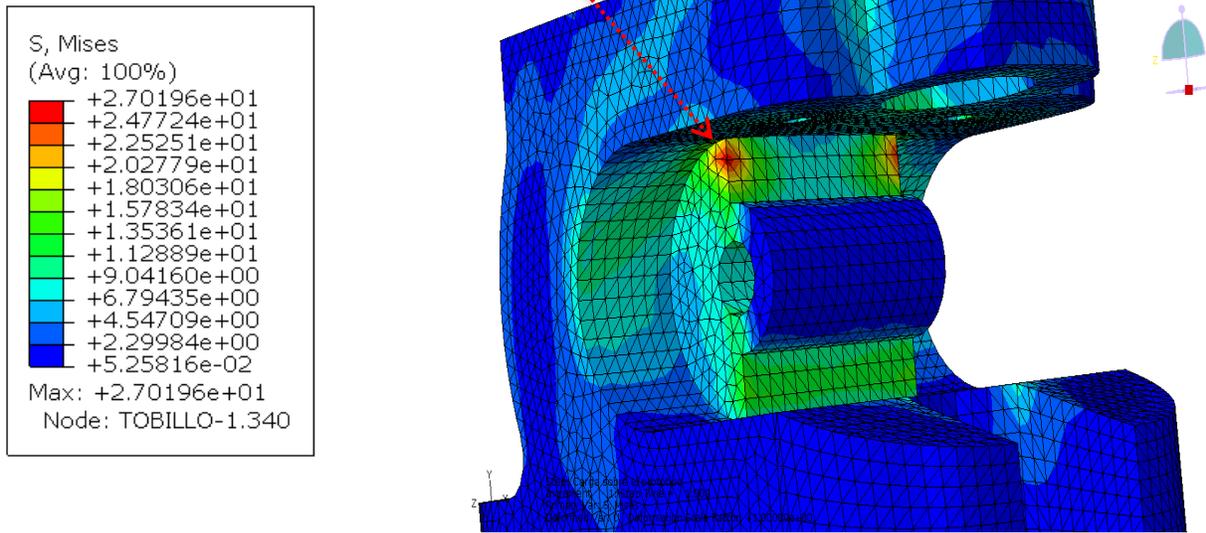
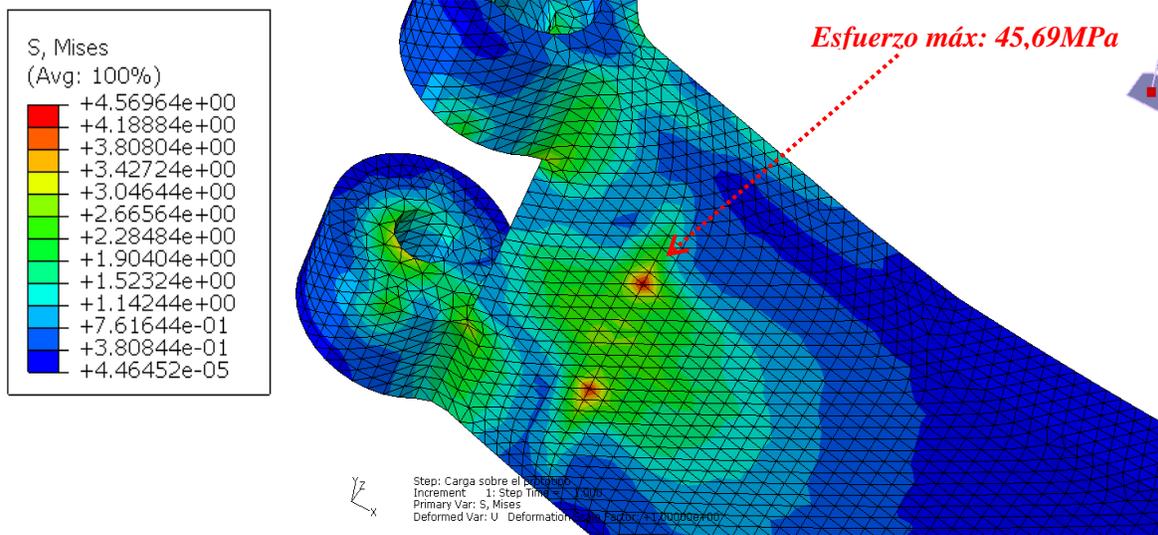


Figura 5.19 Detalle de la distribución de esfuerzos de Von Mises Tobillo.



(a)

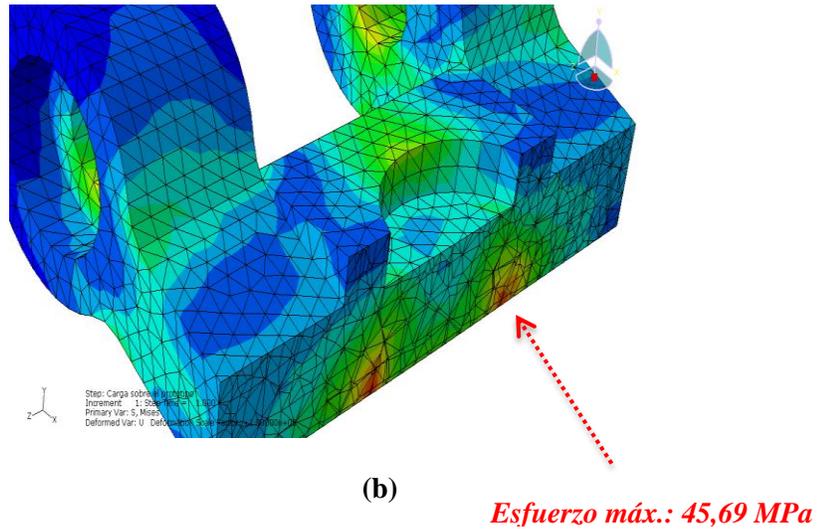


Figura 5.20 Detalle de la distribución de esfuerzos de Von Mises (a) Plantilla del prototipo (b) Corte transversal de la plantilla

De los resultados obtenidos se observa que en el prototipo de prótesis la mayor concentración de esfuerzos ocurre en el acople de acero inoxidable. Los esfuerzos presentes en el acople, el tobillo y la plantilla son inferiores al valor de fluencia de los materiales (ver tablas 5.3 y 5.4) de esta manera se puede garantizar que el prototipo no se romperá ni se deformará plásticamente bajo estas condiciones de carga.

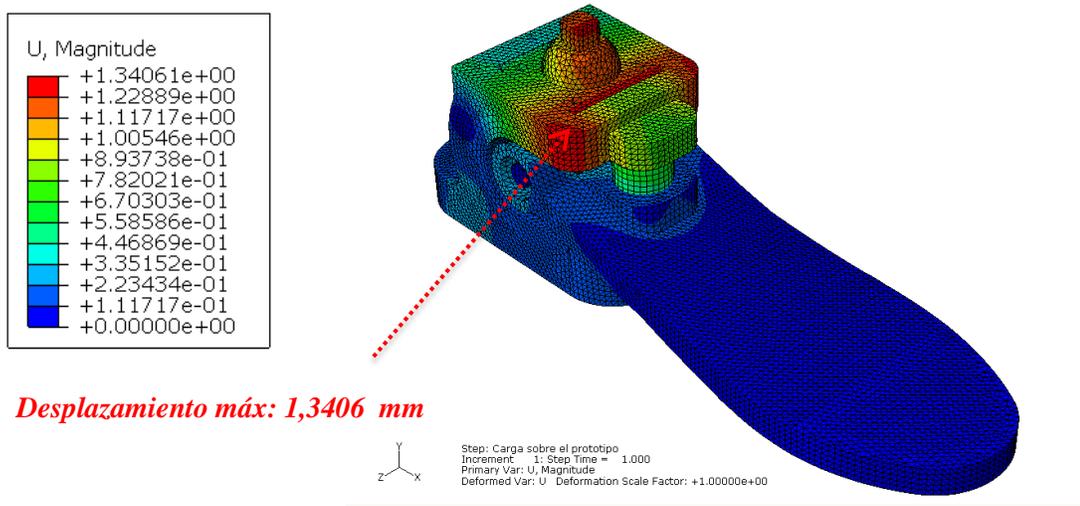


Figura 5.21 Detalle del desplazamiento en el prototipo de prótesis bajo el estado de cargas 1 (mm)

La figura 5.21 muestra los desplazamientos que se producen en esta fase, el máximo desplazamiento aparece en la pestaña del tobillo que sostiene al tope alcanzando un valor de 1,3406 mm.

5.4.2 Segundo estado de cargas (Empuje)

Este es otra de las fases más críticas que ocurren en la marcha humana donde el prototipo luego del empuje pasa a la fase de oscilación en donde el pie deja de tener contacto con el suelo, en esta simulación se observa que la parte del prototipo más esforzado se encuentra en el pasador de acero inoxidable obteniéndose un valor de esfuerzo igual a 147,50 MPa (ver figura 5.22 a), los esfuerzos sobre el pasador de la articulación se muestran en la figura 5.22 b

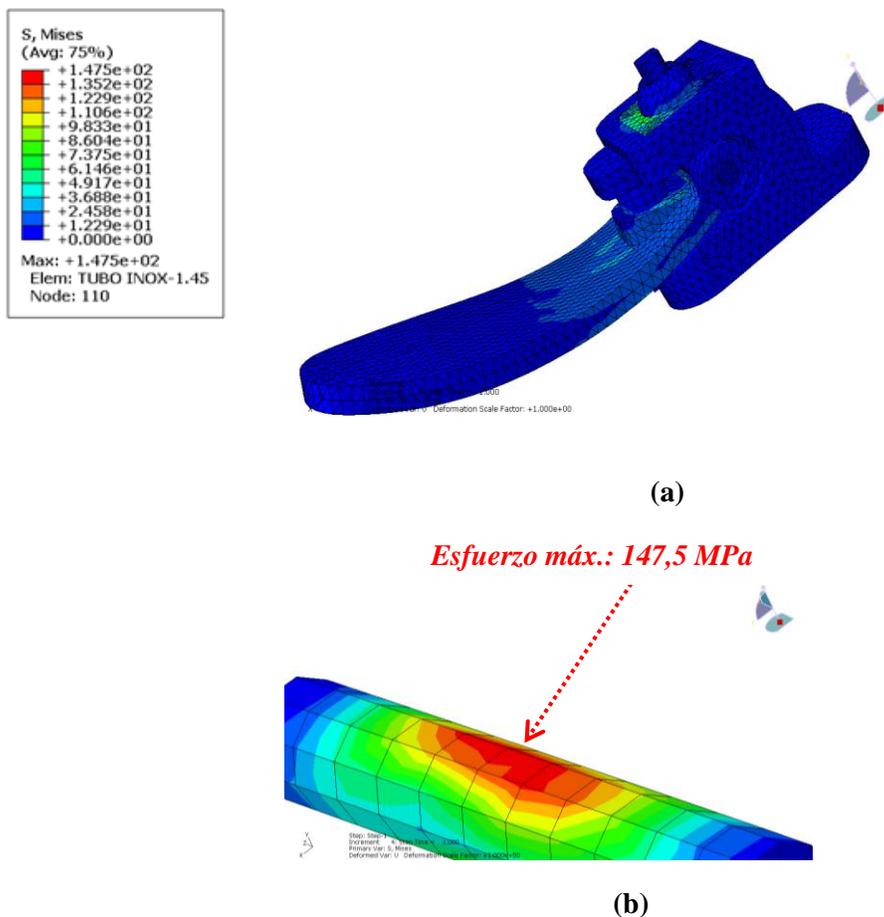


Figura 5.22 Detalle de la distribución de esfuerzos de Von Mises (a) Prototipo de prótesis (b) Pasador de la articulación (MPa)

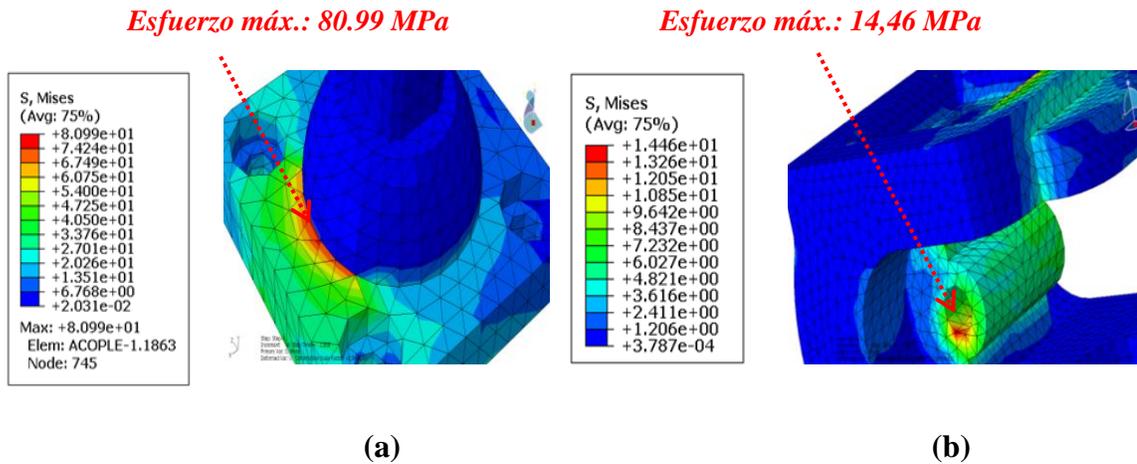
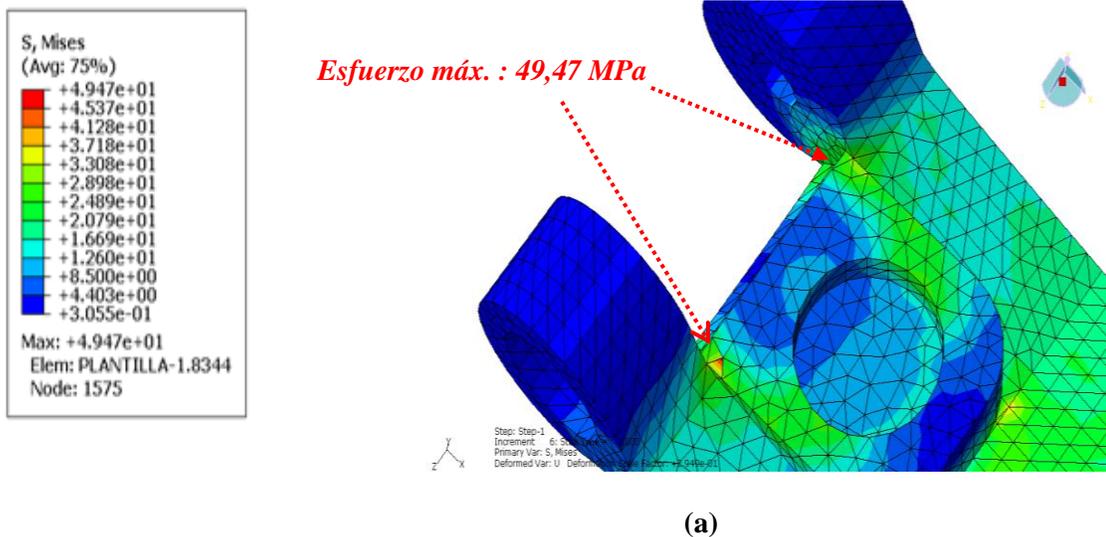


Figura 5.23 Detalle de la distribución de esfuerzos (MPa), (a) Acople, (b) Tobillo

El esfuerzo máximo bajo estas condiciones recae sobre el pasador de acero inoxidable, observado que este se incrementó notablemente en esta etapa, tanto como para el pasador, como para cada uno de las partes que conforman el prototipo, sin embargo los valores de esfuerzos siguen siendo inferiores al valor de fluencia de los materiales.



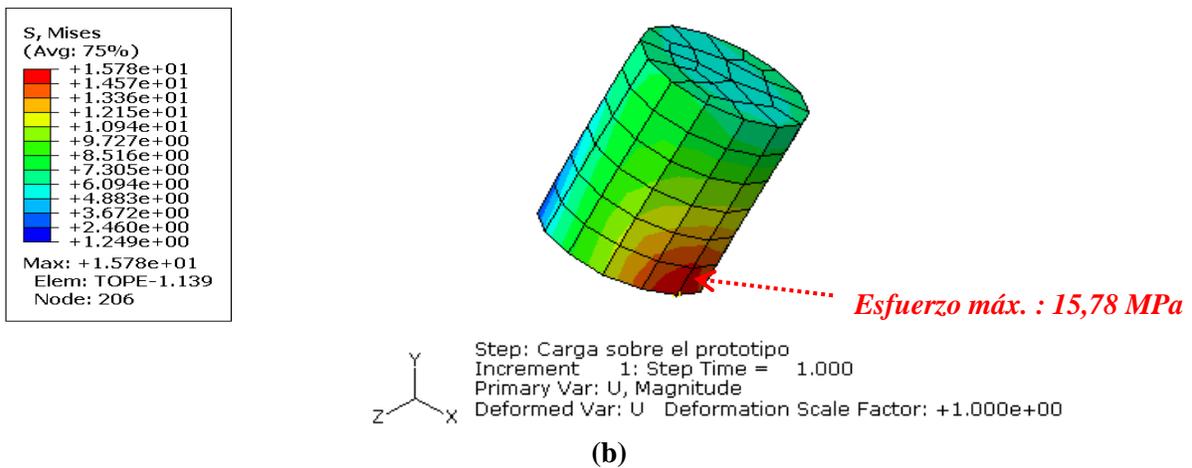


Figura 5.24 Detalle de la distribución de esfuerzos de Von Mises (MPa), (a) Plantilla del prototipo (b) Tope del prototipo

En las figura 5.24 a y b se presentan los esfuerzos de la plantilla y el tope respectivamente. En esta fase la plantilla del prototipo está bastante esforzada aumentando el valor del esfuerzo en comparación al análisis anterior, pero estando por debajo del de fluencia del elastómero con lo que garantiza que en esta fase la más crítica de las 3 el prototipo no fallará.

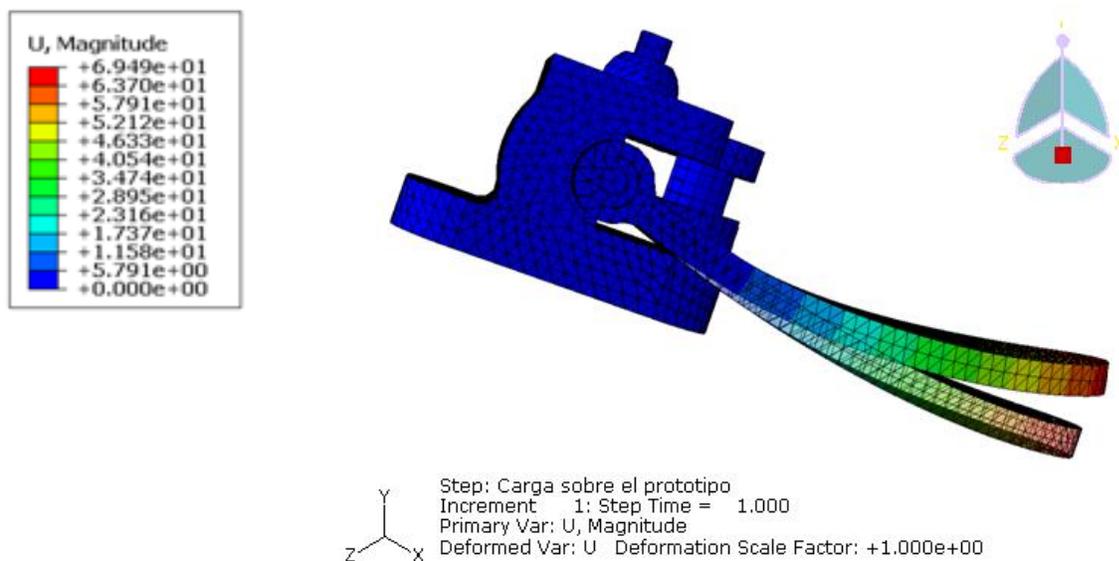


Figura 5.25 Detalle del desplazamiento en el prototipo de prótesis fase de impulso (mm)

En esta fase se observa que la plantilla del prototipo presenta un desplazamiento máximo igual a 69,49 mm (ver figura 5.25) lo que genera el impulso necesario para que empiece la etapa de oscilación.

5.4.3 Tercer estado de cargas (Contacto del talón)

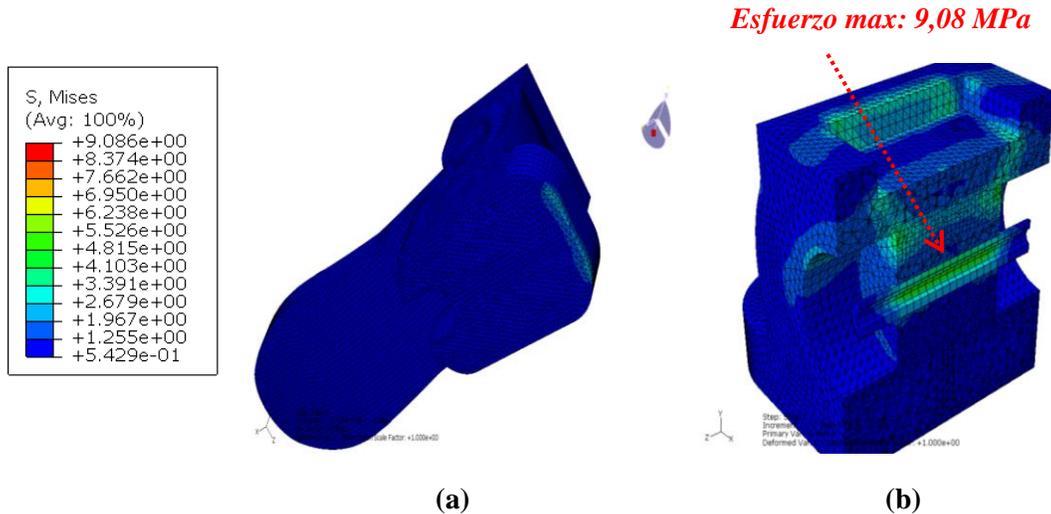


Figura 5. 26 Detalle de la distribución de esfuerzos de Von Mises bajo el tercer estado de carga, (a) Prototipo de prótesis (b) Corte transversal del tobillo

Para el tercer estado de carga se presenta la distribución de esfuerzo en el prototipo de prótesis (figura 5.26 a), apreciando que los valores sobre el pasador del tobillo es mucho menor al presentado la fase anterior (figura 5.26 b), siendo el pasador una de las piezas menos esforzada para esta fase, a diferencia del acople de acero inoxidable que presento el mayor valor de esfuerzo 59,65 MPa como lo muestra la figura 5.27

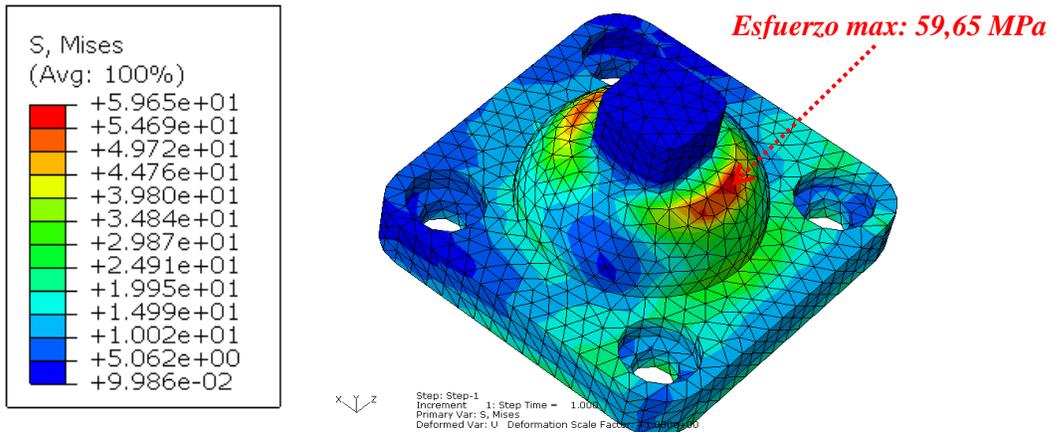


Figura 5. 27 Detalle de la distribución de esfuerzos de Von Mises bajo el tercer estado de carga en el acople del prototipo

En la figura 5.28 se muestran los detalles de esfuerzos que ocurren en el tobillo al momento del contacto con el suelo al término de la fase de oscilación.

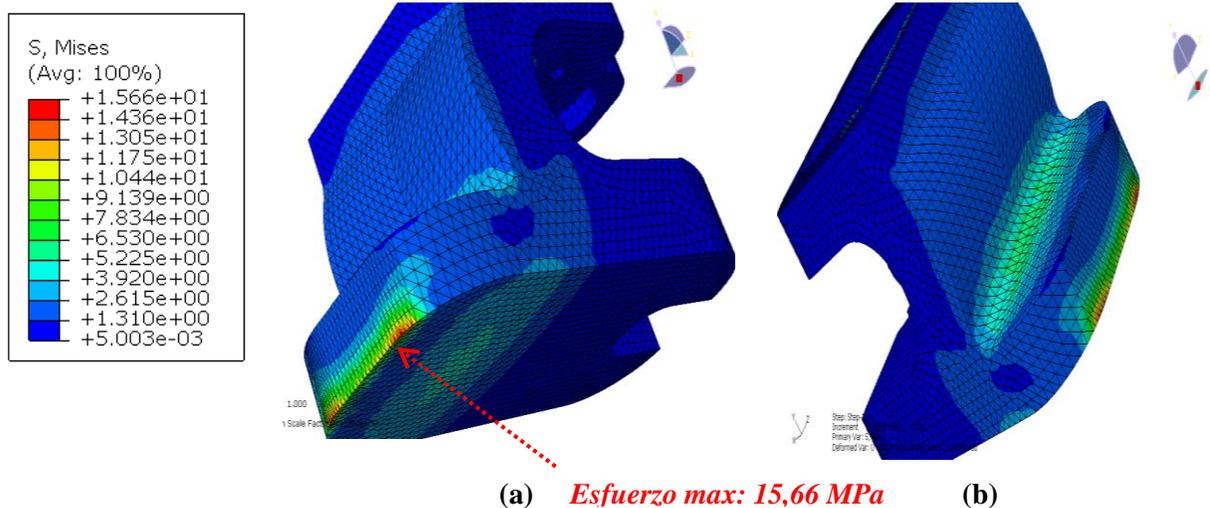
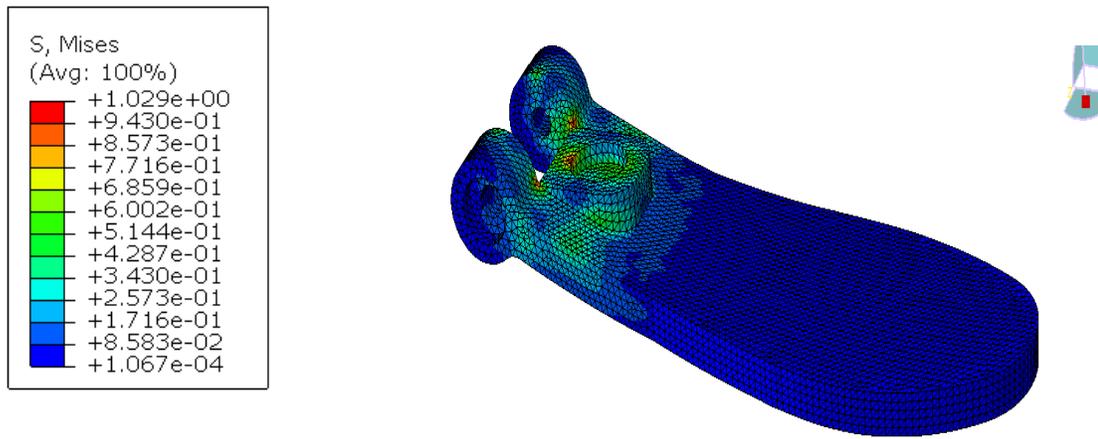
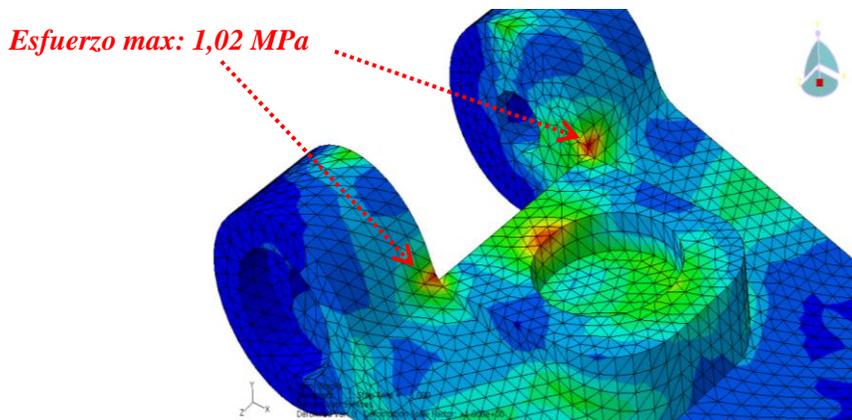


Figura 5.28. Detalle de la distribución de esfuerzos de Von Mises bajo el tercer estado de carga en el Tobillo (a) Vista isométrica derecha (b) Vista isométrica izquierda



(a)



(b)

Figura 5. 29 Distribución de esfuerzos de Von Mises tercer estado de cargas (a) Plantilla (b) Detalle de la distribución de esfuerzo en la plantilla

Finalmente en esta etapa de la marcha humana se observa que el valor máximo de esfuerzo se ubicó, en acople de acero inoxidable, sin embargo los esfuerzos en el tobillo se incrementan y cambian de posición debido a que este entra en contacto directo con la superficie del suelo. En cuanto a la plantilla el valor de esfuerzo disminuye considerablemente para esta fase.

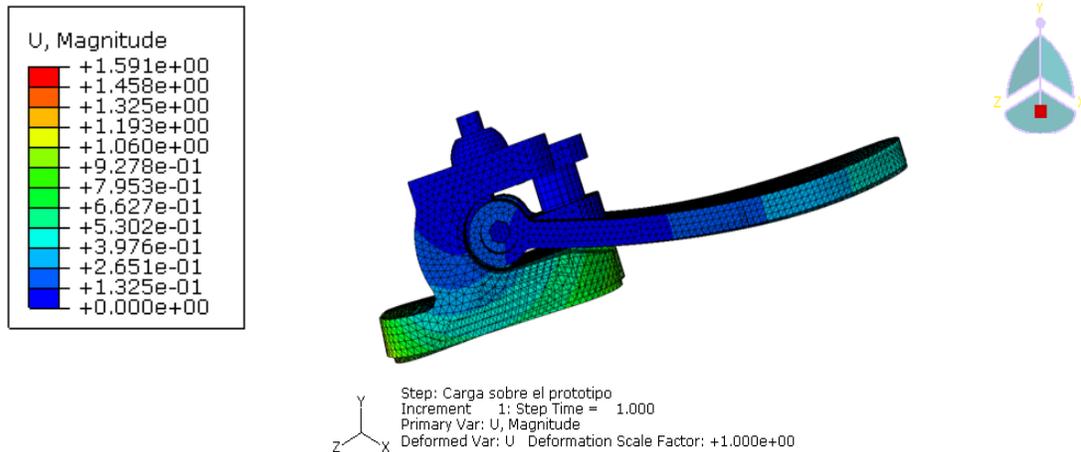


Figura 5.30 Detalle del desplazamiento en el prototipo de prótesis inicio del contacto con el talón (mm)

Tabla 5.8. Esfuerzo máximo y deformación máxima para cada condición de la marcha humana

| Etapas de las marcha | Esfuerzo Máximo (MPa) | Desplazamiento Máximo (mm) |
|----------------------|-----------------------|----------------------------|
| Posición plantar | 108,77 | 1,34 |
| impulso | 147,5 | 69,49 |
| Contacto de talón | 66,24 | 1,51 |

Tabla 5.9 Factores de seguridad para cada condición de la marcha humana

| Piezas del Prototipo | Factor de seguridad Posición plantar | Factor de seguridad Fase de empuje | Factor de seguridad Contacto con el talón |
|----------------------|--------------------------------------|------------------------------------|---|
| Acople | 2,85 | 3,82 | 5,19 |
| Tobillo | 1,99 | 3,73 | 3,45 |
| Plantilla | 1,18 | 1,09 | 52,42 |
| Pasador | 16,97 | 2,10 | 34,14 |

De los resultados obtenido se observa que las fase donde se presentan los mayores valores de esfuerzos están en el estado de cargas número 1 y 2 (posición plantar y fase de impulso) siendo los factores de seguridad los más bajos, sin embargo es de hacer notar que ninguno de estos valores de esfuerzo superan los de fluencia de los

materiales usados para la fabricación de cada una de las partes que conforman el prototipo de prótesis, y en la fase número 1 se está usando un factor de diseño igual a 3 veces el peso de la persona.

Para las 3 simulaciones fue utilizado el acople que originalmente fue diseñado sin embargo, para las pruebas experimentales que se presentan en el capítulo a continuación se utilizará el que se seleccionó de los catálogos de Otto Bock.

CAPITULO 6

Resultados Experimentales

En este capítulo se muestran los resultados obtenidos en las pruebas experimentales realizadas al prototipo de prótesis presentado en el capítulo anterior. El ensayo experimental, llevado a cabo una vez construido el prototipo, permite comprobar el correcto funcionamiento de las piezas que conforman la prótesis así como su funcionalidad según la evaluación dada por parte del paciente para quien se realizó el diseño.

6.1 OBJETIVO

El objetivo del ensayo experimental se basa en verificar las condiciones de diseño del prototipo de prótesis así como realizar ajuste del modelo en función de las características del paciente para quien se diseñó la prótesis, a manera de comprobar la resistencia y seguridad del modelo fabricado.

6.2 MATERIALES

Para realizar el ensayo se utilizó el prototipo de prótesis de pie con articulación de tobillo construido (ver figura 6.1) mediante un proceso de fabricación por arranque de viruta (Torneado y fresado) utilizando un torno CNC chevalier 2033 VMC de control fanuc y empleando como material de fabricación dos tochos de un elastómero de

poliuretano curado en caliente, uno para la plantilla y otro para el tobillo, así como varios cilindros del mismo material pero con distintas durezas para el tope que limita el movimiento de dorsiflexión, como se muestra en la figura 6.2.



Figura 6.1. Modelo construido del prototipo de prótesis de pie con articulación de tobillo



Figura 6.2. Elastomero de poliuretano curado en caliente

Se seleccionó un acople estandarizado del catálogo de Otto Bock, específicamente se escogió el adaptador 4R23, de Acero inoxidable el cual soporta un peso corporal máximo de 100Kg (ver figura 6.3).



Figura 6.3. Acople de acero inoxidable (Fuente: Catálogo de Otto Bock)

6.3 PROCEDIMIENTO DE MONTAJE

Una vez que se tiene el prototipo de prótesis de miembro inferior conformado por los conjuntos de rodilla y pie-tobillo, se realiza la medición del miembro inferior sano del sujeto, tomando la dimensión 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 forman parte de la prótesis(ver figura 6.4).

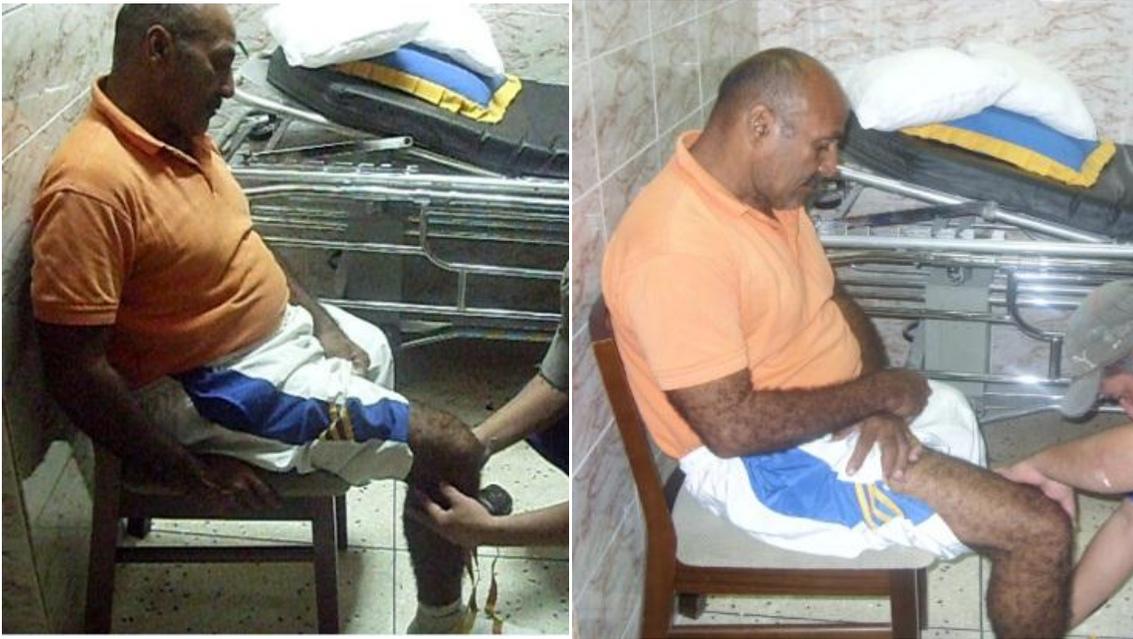


Figura 6.4. Medición de la extremidad sana

La dimensión obtenida del miembro inferior sano, debe igualarse a la distancia medida desde el centro de rotación de la rodilla artificial hasta el piso o parte baja del conjunto pie-tobillo.

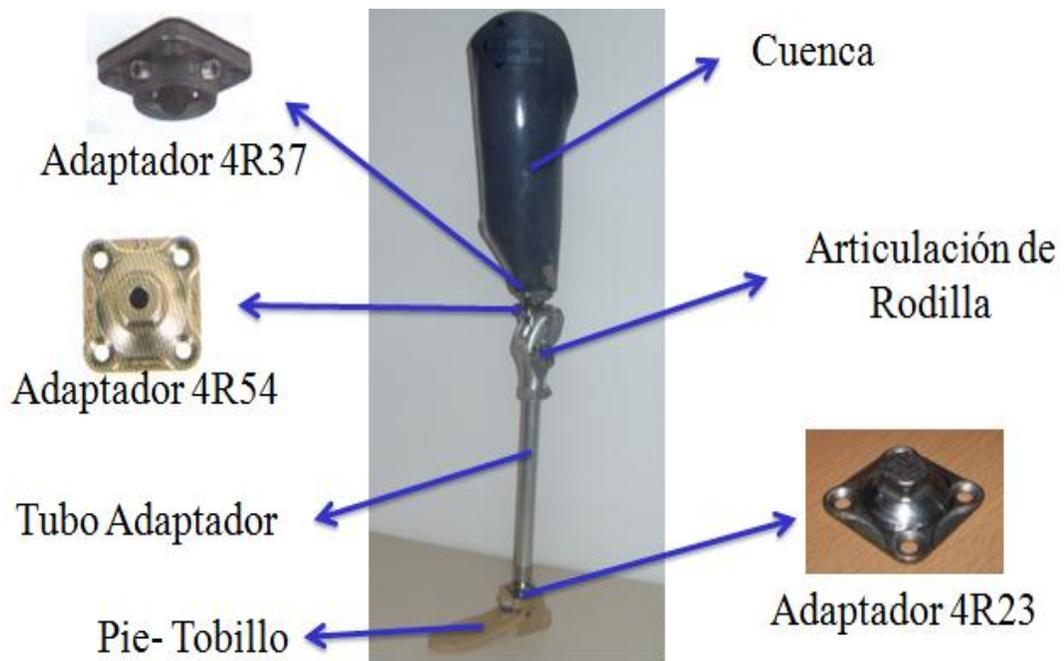


Figura 6.5. Prototipo de prótesis para miembro inferior

Por otra parte, para obtener la dimensión del tubo que hace la función de la tibia se deben tomar en consideración las dimensiones de los acoples que se encuentran por debajo de la rodilla así como los que están en el sistema de pie- tobillo, como se muestra en la figura 6.5. Es importante destacar que todas las dimensiones tomadas en el prototipo se realizaron sin desmontar la cuenca indicada para el sujeto, igualmente, por encima del centro de rotación de la rodilla las dimensiones son las más idóneas para la marcha, ya que el fabricante de la cuenca toma estos aspectos en consideración. (Ver figuras 6.6-a, 6.6-b ,6.6-c)

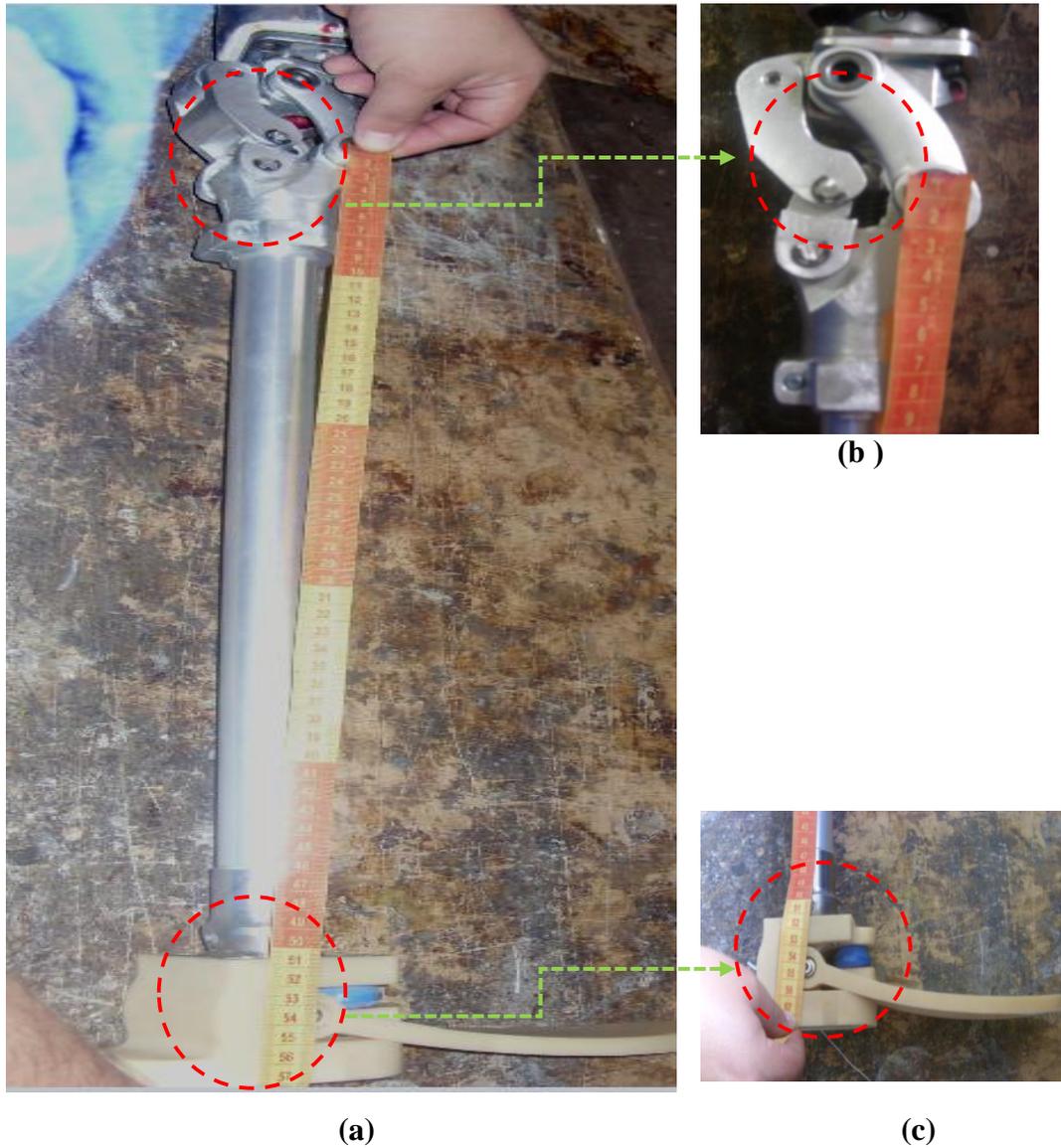


Figura 6.6. Dimensionamiento de la tibia, (a) Conjunto completo, (b) Detalle de articulación de rodilla, (c) Detalle de la articulación de tobillo

Una vez medida la prótesis con sus acoples y conjuntos de pie y rodilla se procede a cortar el tubo que hace la función de la tibia manera de obtener la altura correcta en la prótesis; luego se vuelve a realizar el ensamble de ésta y se verifica la alineación de la misma antes de pasar a probarla en el paciente (ver figura 6.7y 6.8).



Figura 6.7. Corte del tubo



Figura 6.8. Ensamble de la prótesis

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 tira de este hasta que el muñón se adapte a la cuenca para comenzar a verificar ambos sistemas tanto la rodilla con el pie-tobillo comparándolos con la extremidad sana.(ver figuras 6.9-a, 6.9-b, 6.9-c, 6.9-d.

**(a)****(b)**

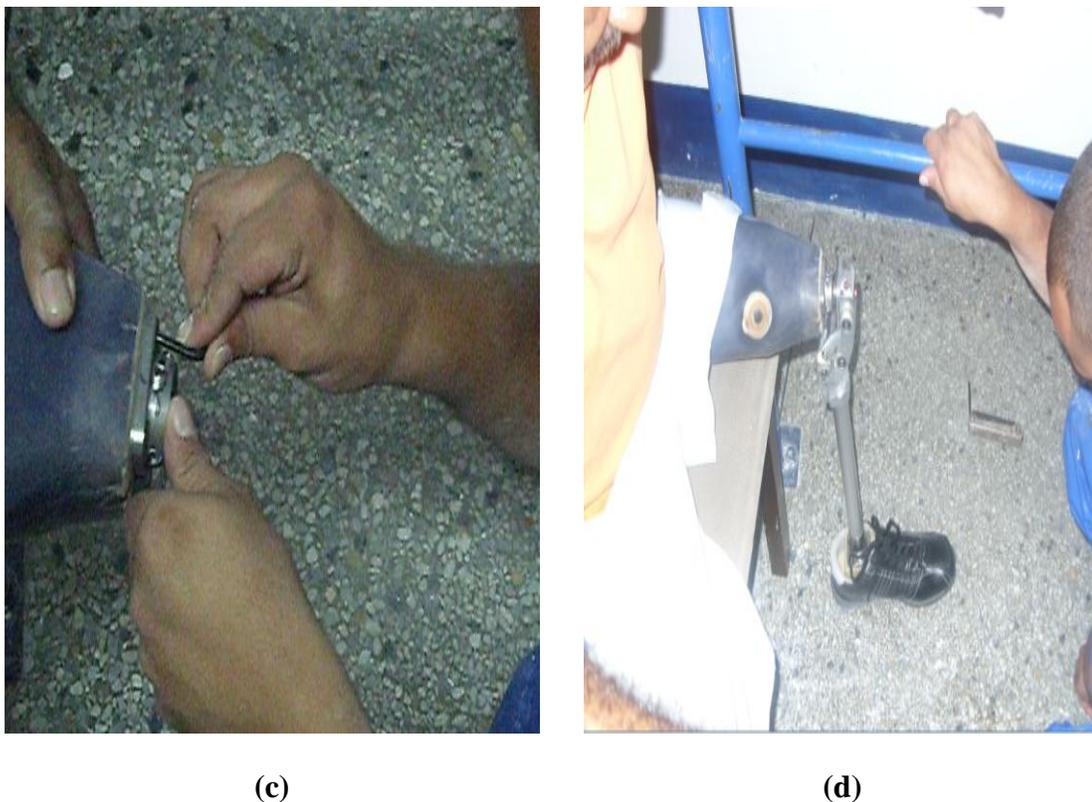


Figura 6.9. Montaje del prototipo, (a) Vendaje, (b) Colocación de la cuenca en el muñón, (c) Ajuste en el acople, (d) Verificación de la posición del conjunto de rodilla y pie protésicos con extremidad sana

Realizados los ajustes y verificado la correcta unión de todos los elementos de la prótesis 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 6.10).



Figura 6.10. 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 6.11)



Figura 6.11. Prototipo de prótesis de miembro inferior en el paciente seleccionado

6.4 RESULTADOS OBTENIDOS

Una vez que el paciente realizó 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 brindar una prótesis que ofrece un movimiento natural y devuelve la calidad de vida al paciente.

6.5 ANALISIS DE COSTO

En la tabla 6.1 se indican los costos asociados a la producción del prototipo de prótesis con articulación de tobillo.

Tabla 6.1. Costo del conjunto prototipo de prótesis con articulación de tobillo

| <i>Descripción</i> | <i>Costo Unitario (Bs.F)</i> | <i>Costo al Mayor (Bs.F)</i> |
|--|------------------------------|------------------------------|
| Elastómero de poliuretano SINTHAT IP 2702 | 650,00 | 400,00 |

| | | |
|---|-----------------|-----------------|
| Elastómero de poliuretano SINTHAT 0492 | 80,00 | 60,00 |
| Mecanizado Prototipo | 1.600,00 | 1400,00 |
| 2 Tornillos M5 X 10 | 4,00 | 3,00 |
| 2 Tornillos M6 X 12 | 10,00 | 8,00 |
| 2 Tornillos M6 X 20 | 16,00 | 14,00 |
| Acople de acero inoxidable | 1.500,00 | 1.200,00 |
| Pasador de acero inoxidable 304 | 120,00 | 90,00 |
| Barra Adaptadora | 800,00 | 700,00 |
| Costo total: Prototipo | 4.780,00 | 3.875,00 |

CAPITULO 7

Conclusiones y Recomendaciones

A continuación se presenta las conclusiones más resaltantes del estudio realizado así como las recomendaciones para futuras investigaciones que pretendan avanzar en el diseño de prótesis de pie con articulación de tobillo.

7.1 CONCLUSIONES

Para llevar a cabo el objetivo general del presenta trabajo de investigación, inicialmente se seleccionó un paciente con amputación de miembro inferior, a manera de caracterizar sus condiciones particulares que sirven como base para establecer el diseño de la prótesis. Específicamente se llevaron a cabo mediciones del nivel de amputación, peso distancia del pie a la articulación del tobillo (pierna sana) y la condiciones de trabajo y ambiente donde vive la persona.

De igual manera, se analizaron los distintos tipos de prótesis de miembro inferior que existen y se determinó que el modelo de prótesis que mejor se adaptaba a las necesidades del paciente seleccionado, era el articulado ya que este tipo de prótesis son recomendadas cuando se tiene una rodilla mecánica (mecanismo de 5 barras).

El material para la fabricación de cada uno de los elementos de la prótesis se ha seleccionado en base a los materiales de modelos existentes. Cabe destacar que para

dicha escogencia prevalecen los criterios de mínimo peso, flexibilidad, resistencia al desgaste, impacto y modulo elástico, que se convivan para obtener un prototipo de prótesis capaz de soportar las condiciones de esfuerzos a los que estará sometido.

Para obtener la solución definitiva, se propuso un modelo con el cual se llevó a cabo un análisis de tensiones, a partir de un programa computacional basado en el MEF, específicamente ABAQUS, versión 6.8. Esta herramienta permitió a partir de la discretización de la geometría de la pieza y con el establecimiento de las condiciones de contorno, fuera posible obtener el comportamiento de cada uno de los elementos que conforman el prototipo, reflejado en un diagrama de esfuerzos y desplazamiento, determinando así las zonas más críticas y optimizar las dimensiones conjuntamente con los materiales empleados.

En base a los resultados obtenidos en el análisis de esfuerzos, se establecen las dimensiones, la forma y el material de la prótesis teniendo en cuenta como criterio fundamental la seguridad que la misma debe ofrecer al usuario, observando que las fases más crítica fueron la número 1 y 2 (posición plantar y empuje) donde el factor de seguridad fueron los más bajo presentándose en la plantilla de prototipo con un valor de 1,18 y 1,09 respectivamente. Es de hacer notar, que para la primera fase se tomó como condición de diseño un factor de impacto igual a 3 veces el peso del paciente (2400 N), para la fase de impulso, inicialmente se obtuvieron datos del paciente en cuanto al peso igual a 70 Kg (700N) , sin embargo, los análisis (las tres fases de la marcha) se realizaron en base a un peso promedio igual a 80 Kg (800 N) por lo que se sumaría un factor de seguridad adicional garantizando que en esta fase el prototipo no fallará.

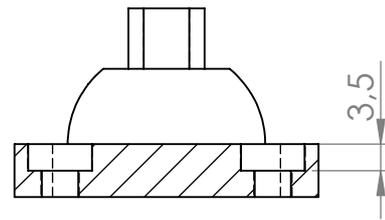
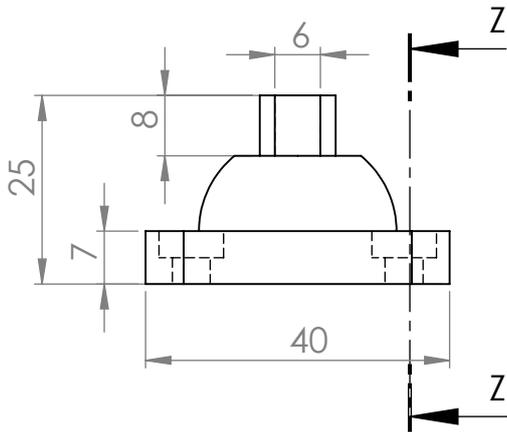
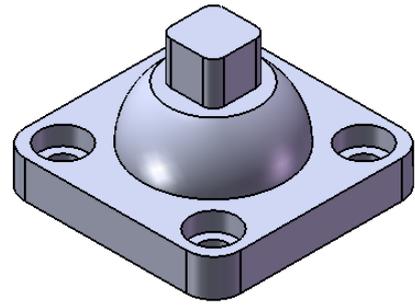
El proceso de fabricación fue sencillo y con un costo de Bs.F 4.660,00 (incluyendo el material de fabricación, acople, pernos del acople y pasador de acero inoxidable), el cual representa un 61 % del costo de una prótesis importada con un precio aproximado de Bs.F 12.000.

Finalmente, luego de su fabricación se realizaron pruebas experimentales al diseño completo con la persona seleccionada, demostrando que el prototipo se comporta de manera óptima a las condiciones del paciente seleccionado.

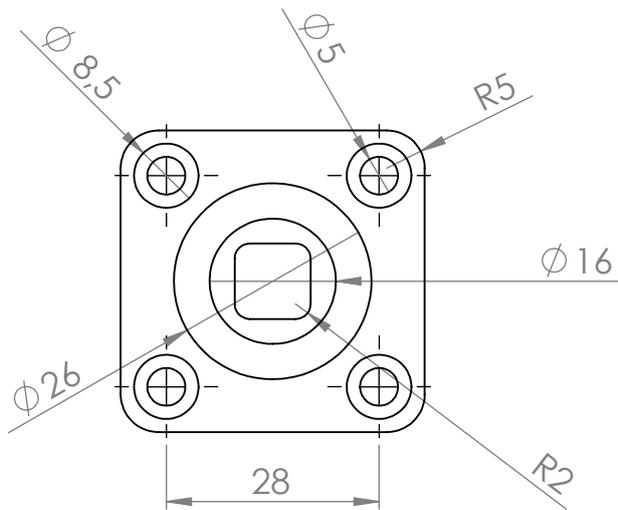
7.2 RECOMENDACIONES

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

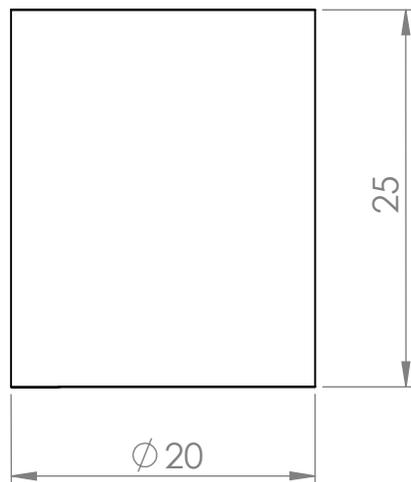
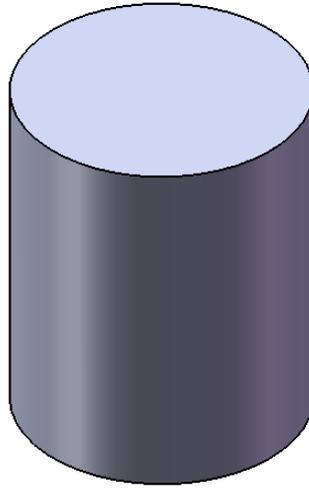
Conviene también considerar el continuar los estudios de los elastómeros que garantice una mejor durabilidad en el prototipo de prótesis, así como mejorar el dispositivo que limita la dorsiflexión (tope).



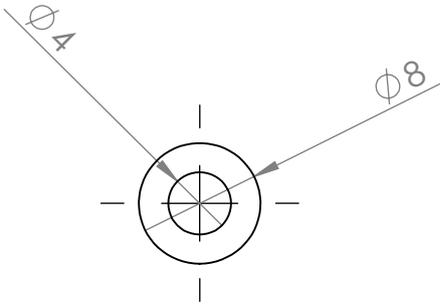
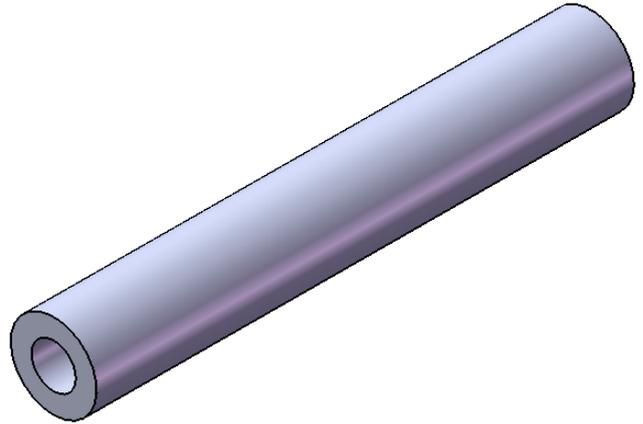
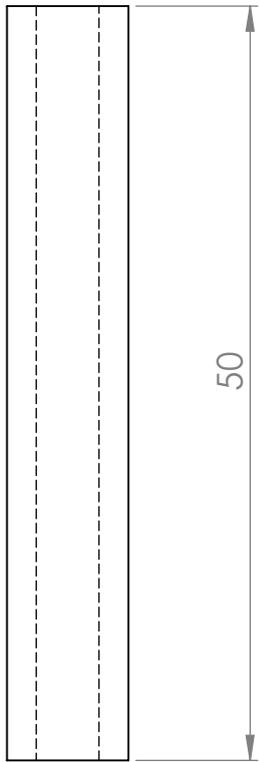
SECCIÓN Z-Z



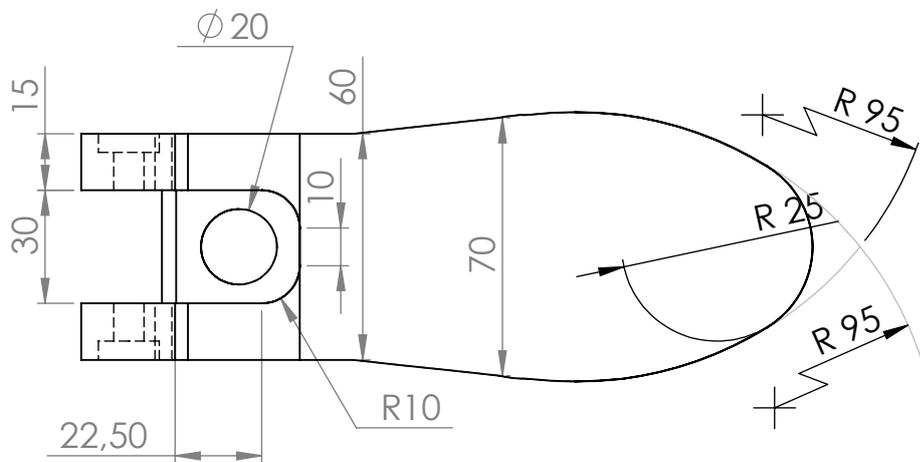
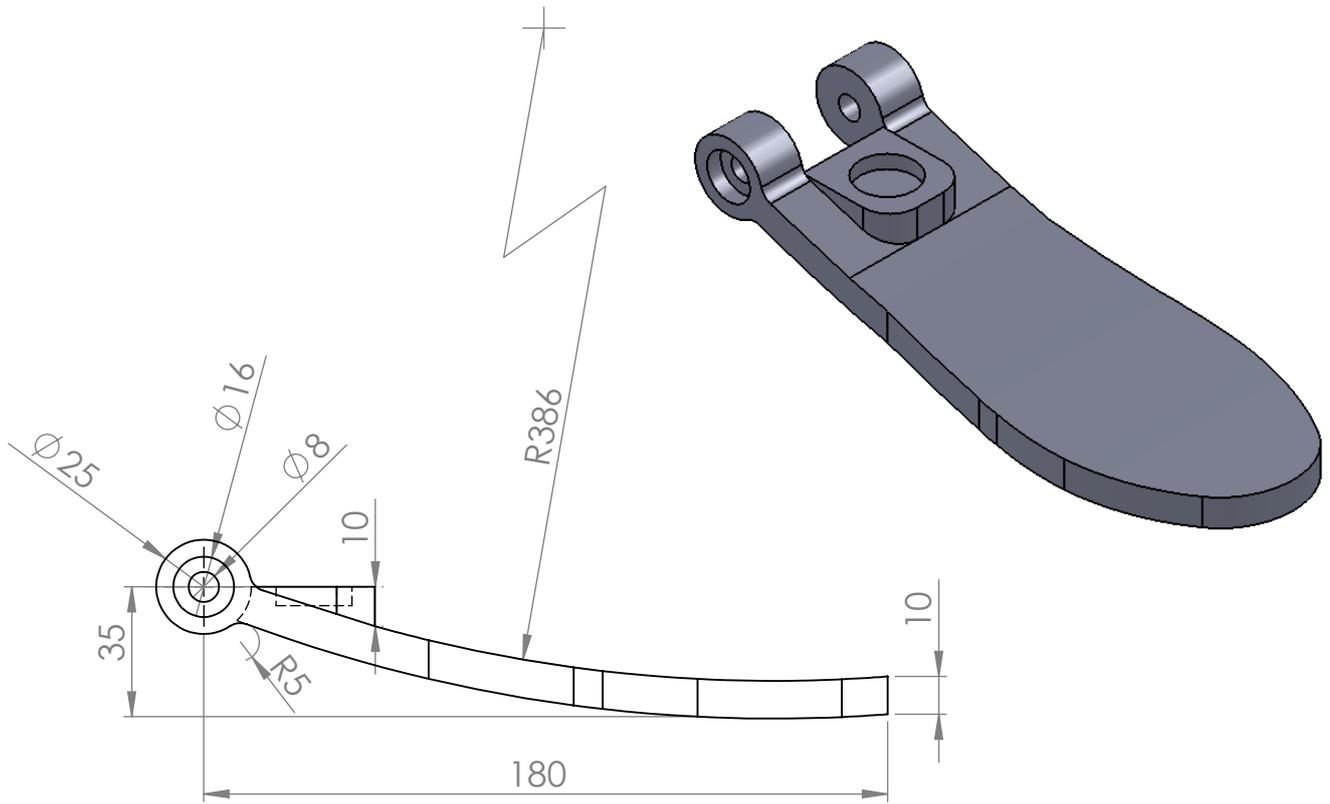
| | | | | |
|--|--|--------------|---------------------------------|-----------|
| | 1 | Acople | 1 | Acero 304 |
| | CANTIDAD | DENOMINACION | NUMERO | MATERIAL |
| UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESUELA DE INGENIERIA MECANICA | | FECHA | NOMBRE | FIRMA |
| | Dibuja | 5/10/2010 | Ricardo Olivero | |
| | Revisa | | | |
| ESCALA 1:1 | PROTOTIPO DE PROTESIS CON ARTICULACION DE TOBILLO | | TRABAJO DE GRADO LAMINA: 1/9 | |



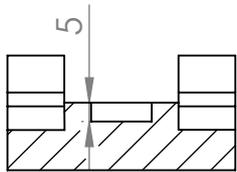
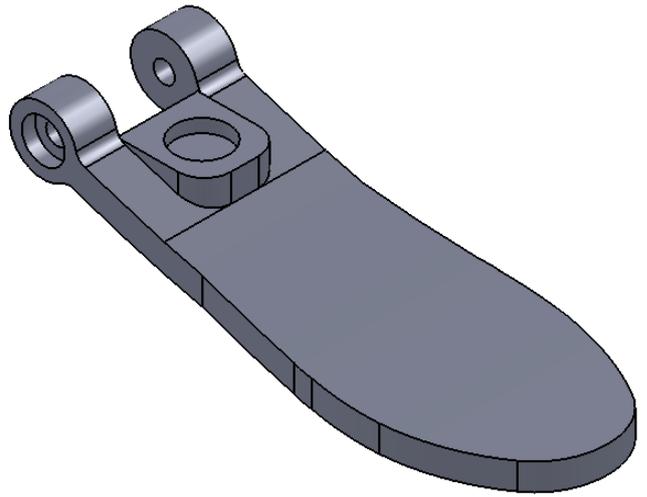
| | | | | |
|--|--|-------------------------|---------------------------------|--------------|
| | 1 | Topo de la Articulacion | 1 | SINTHAC 0492 |
| | CANTIDAD | DENOMINACION | NUMERO | MATERIAL |
| UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESUELA DE INGENIERIA MECANICA | | FECHA | NOMBRE | FIRMA |
| | Dibuja | 05/10/2010 | Ricardo Olivero | |
| | Revisa | | | |
| ESCALA 1:1 | PROTOTIPO DE PROTESIS CON ARTICULACION DE TOBILLO | | TRABAJO DE GRADO LAMINA: 2/9 | |



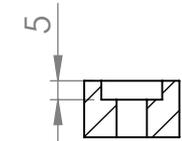
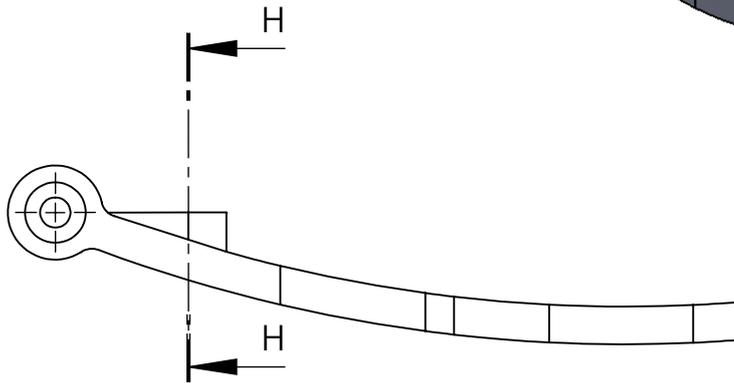
| | | | | |
|--|--|----------------------------|---------------------------------|-----------|
| | 1 | PASADOR DE LA ARTICULACIÓN | 1 | ACERO 304 |
| | CANTIDAD | DENOMINACIÓN | NÚMERO | MATERIAL |
| UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA | | FECHA | NOMBRE | FIRMA |
| | Dibuja | 05/10/2010 | Ricardo Olivero | |
| | Revisa | | | |
| ESCALA 2:1 | PROTOTIPO DE PROTESIS CON ARTICULACIÓN DE TOBILLO | | TRABAJO DE GRADO LÁMINA: 3/9 | |



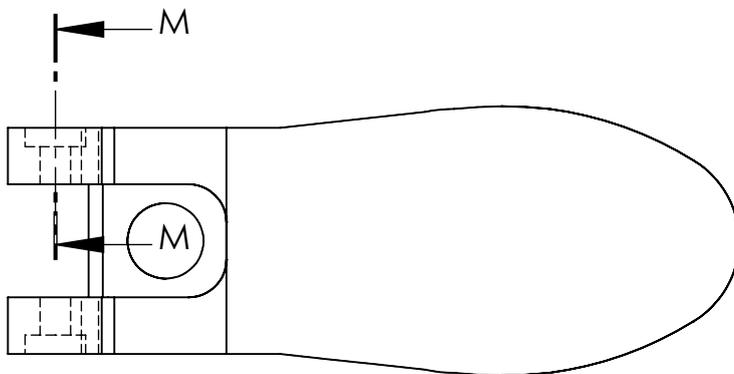
| | | | | |
|--|--|--------------|--------------------------------|-----------------|
| | 1 | PLANTILLA | 1 | SINTHAC IP 2702 |
| | CANTIDAD | DENOMINACIÓN | NÚMERO | MATERIAL |
| UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA | | FECHA | NOMBRE | FIRMA |
| | Dibuja | 05/10/2010 | Ricardo Olivero | |
| | Revisa | | | |
| ESCALA 2:1 | PROTOTIPO DE PRÓTESIS CON ARTICULACIÓN DE TOBILLO | | TRABAJO DE GRADO LÁMINA:4/9 | |



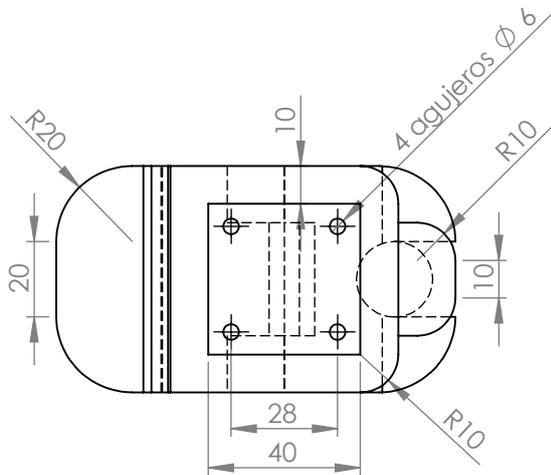
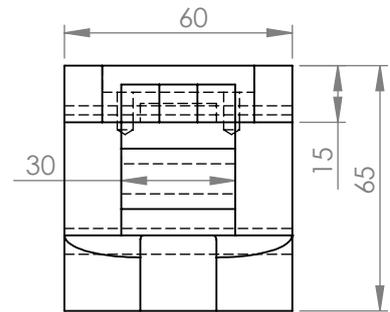
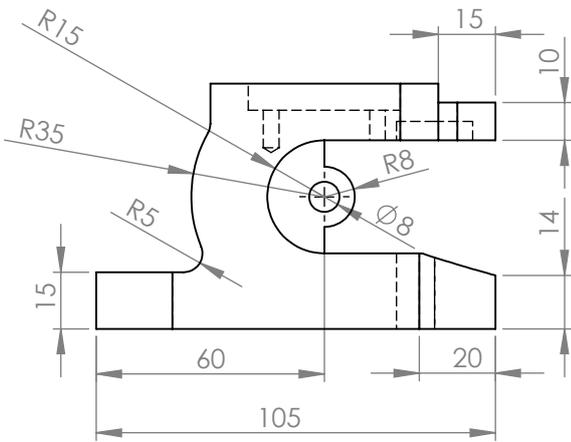
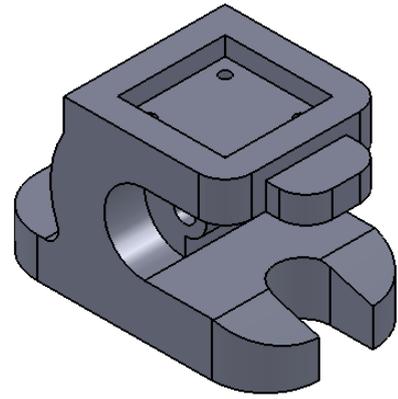
SECCIÓN H-H
ESCALA 1 : 2



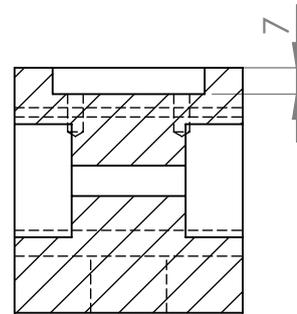
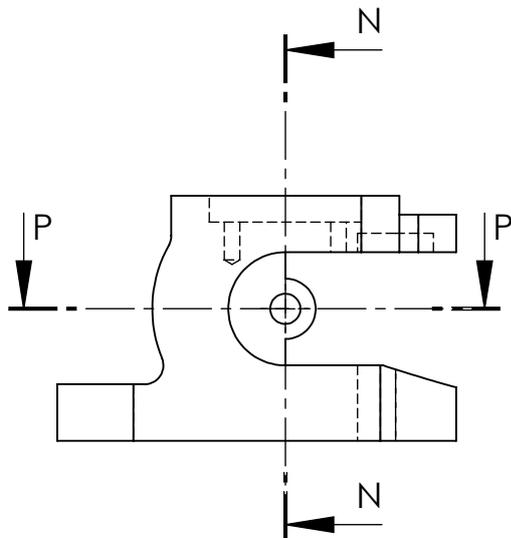
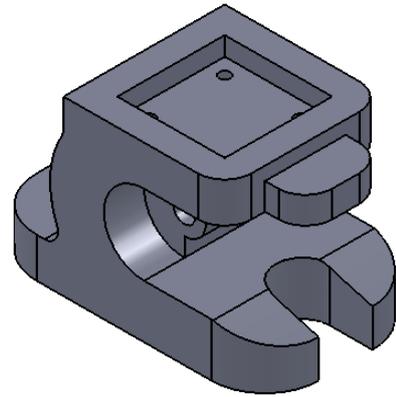
SECCIÓN M-M
ESCALA 1 : 2



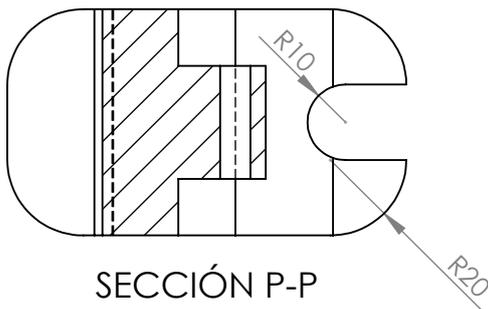
| | | | | |
|--|--|--------------|---------------------------------|-----------------|
| | 1 | PLANTILLA | 1 | SINTHAC IP 2702 |
| | CANTIDAD | DENOMINACIÓN | NÚMERO | MATERIAL |
| UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA | | FECHA | NOMBRE | FIRMA |
| | Dibuja | 05/10/2010 | Ricardo Olivero | |
| | Revisa | | | |
| ESCALA 2:1 | PROTOTIPO DE PRÓTESIS CON ARTICULACIÓN DE TOBILLO | | TRABAJO DE GRADO LÁMINA: 5/9 | |



| | | | | | |
|--|--|--------------|---------------------------------|-----------------|-------|
| | 1 | TOBILLO | 1 | SINTHAC IP 2702 | |
| | CANTIDAD | DENOMINACIÓN | NÚMERO | MATERIAL | |
| UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA | | | FECHA | NOMBRE | FIRMA |
| | | | Dibuja 05/10/2010 | Ricardo Olivero | |
| | | | Revisa | | |
| ESCALA 2:1 | PROTOTIPO DE PRÓTESIS CON ARTICULACIÓN DE TOBILLO | | TRABAJO DE GRADO LÁMINA: 6/9 | | |

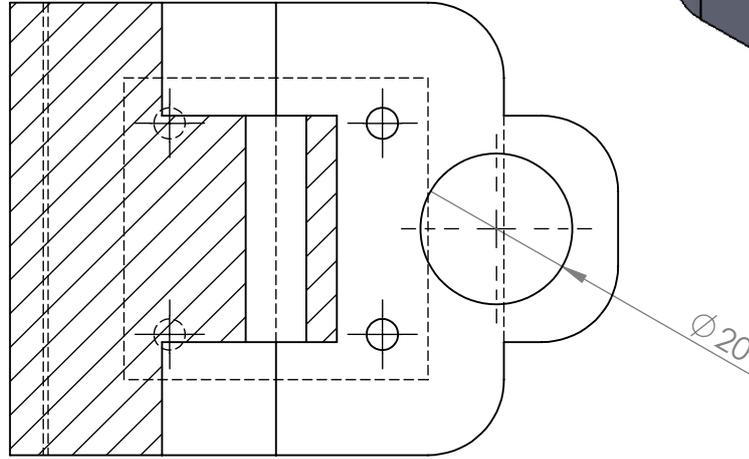
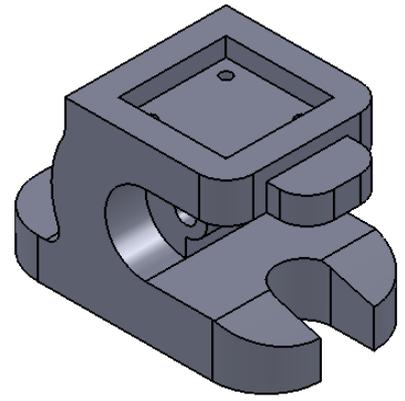


SECCIÓN N-N

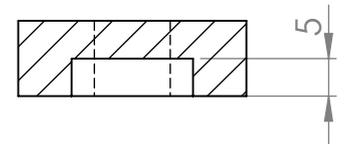
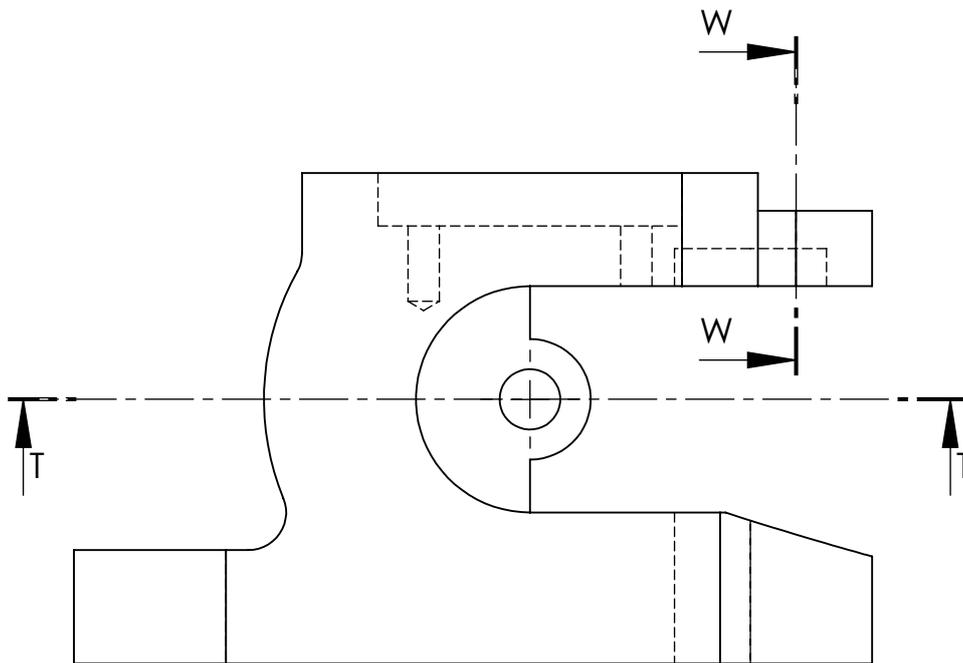


SECCIÓN P-P

| | | | | |
|--|--|--------------|---------------------------------|-----------------|
| | 1 | TOBILLO | 1 | SINTHAC IP 2702 |
| | CANTIDAD | DENOMINACIÓN | NÚMERO | MATERIAL |
| UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA | | FECHA | NOMBRE | FIRMA |
| | Dibuja | 05/10/2010 | Ricardo Olivero | |
| | Revisa | | | |
| ESCALA 2:1 | PROTOTIPO DE PRÓTESIS CON ARTICULACIÓN DE TOBILLO | | TRABAJO DE GRADO LÁMINA: 7/9 | |

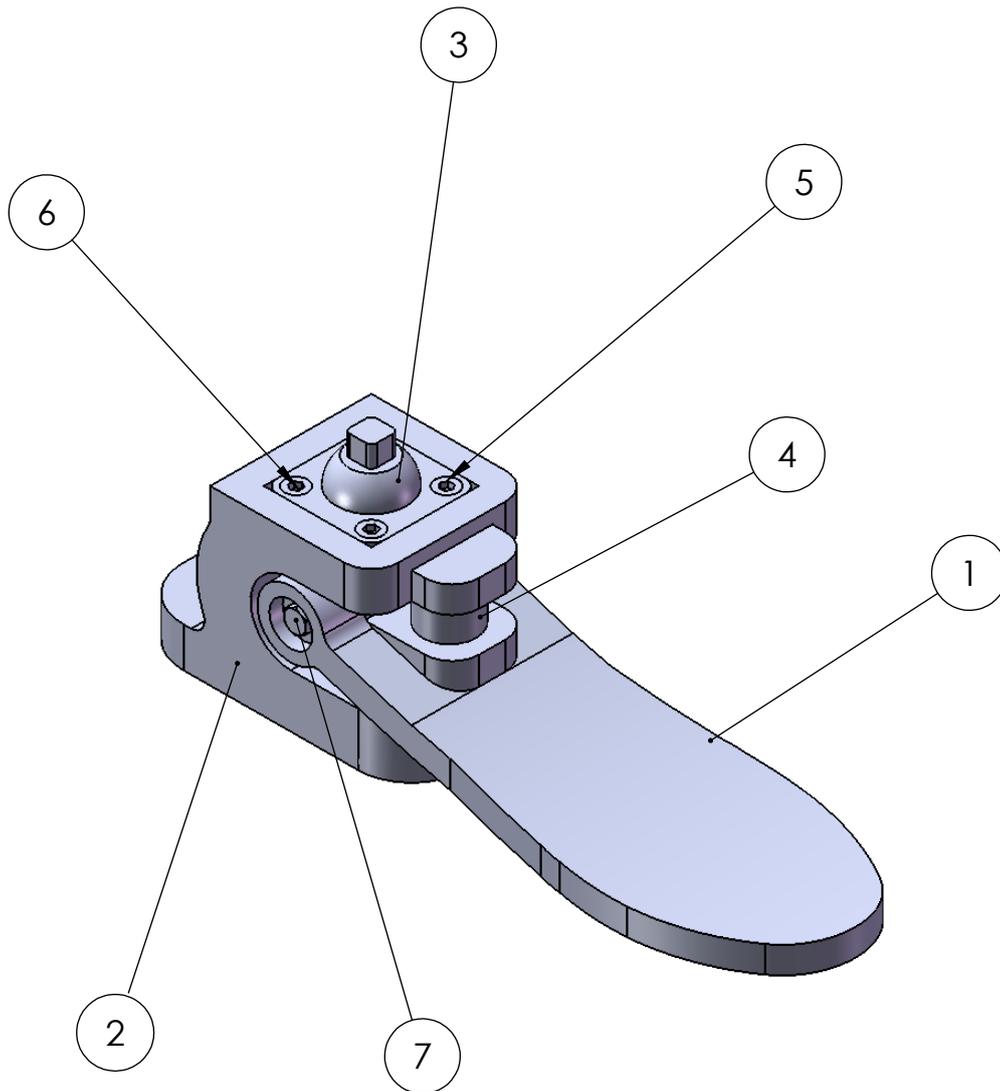


SECCIÓN T-T
ESCALA 1 : 1



SECCIÓN W-W
ESCALA 1 : 1

| | | | | | |
|--|--|--------------|---------------------------------|-----------------|-------|
| | 1 | TOBILLO | 1 | SINTHAC IP 2702 | |
| | CANTIDAD | DENOMINACIÓN | NÚMERO | MATERIAL | |
| UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA | | | FECHA | NOMBRE | FIRMA |
| | | | Dibuja 05/10/2010 | Ricardo Olivero | |
| | | | Revisa | | |
| ESCALA 1:1 | PROTOTIPO DE PRÓTESIS CON ARTICULACIÓN DE TOBILLO | | TRABAJO DE GRADO LÁMINA: 8/9 | | |



| 2 | Pernos de la Articulación | 7 | Acero 304 |
|----------|------------------------------------|--------|-----------------|
| 2 | Pernos Traseros del acople M6X20 | 6 | Acero 304 |
| 2 | Pernos delanteros del acople M6X12 | 5 | Acero 304 |
| 1 | Tope de la Articulación | 4 | Sinthac 0492 |
| 1 | Acople | 3 | Acero 304 |
| 1 | Tobillo | 2 | Sinthac 0492 |
| 1 | Plantilla | 1 | Sinthac IP 2702 |
| CANTIDAD | DENOMINACIÓN | NÚMERO | MATERIAL |



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
ESUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA

| | FECHA | NOMBRE | FIRMA |
|--------|------------|-----------------|-------|
| Dibuja | 05/10/2010 | Ricardo Olivero | |
| Revisa | | | |

ESCALA
1:2

PROTOTIPO DE PRÓTESIS CON
ARTICULACIÓN DE TOBILLO

TRABAJO DE GRADO
LÁMINA: 9/9

Referencias

- DUPONT the miracles of science (2008) [On-line]. Disponible en: <http://es.news.dupont.com>
- Frankel,V., Nordin,M., “Biomecánica básica del sistema musculo esquelético” 3^{era} edición. editorial Mc Graw Hill 2001 ,p. 246-247
- Healthfinder.gov your source for Reliable Health Information [On-line]. Disponible en: <http://www.healthfinder.gov>
- Internacional Organization for Standardizacion. (1996). *Standard 10328: Prosthetics-Structural Testing of Lower Limb Protheses* (Parts 1 through 6)
- International Society for Prosthetics and Orthotics 2008 [On-line]. Disponible en: <http://ispoweb.gov>
- Kapandji, A.I., “Fisiología articular” tomo II, 1^{era} edición. editorial Medica panamericana Madrid 1997, p. 158-163
- Limb loss in the United States (2006), available at: www.amputee-coalition.org/fact_sheets/limbloss_us.pdf
- Liu,G.R., Quek., S.S., “The Finite Element Method” Singapore .Department of Mechanical Engineering, National University of Singapore (2003) Elsevier Ltd
- Millares, R., Puig, M., “Biomecánica clínica del aparato locomotor” 1^{era} edición. editorial Masson 1998 ,p. 253-273
- MIT News Office (2007), "Joint effort: robotic ankle research gets off on the right foot", available at: <http://web.mit.edu/newsoffice/2007/robot-ankle-0723.html>
- MOBIS (2007), MOBIS – Otto Bock Sistema de Movilidad, available at: www.ottobock.es/en_usercopy/sites/protetica/mobis/pdf/646A179_MOBIS_E_2004.pdf
- Ossur (2007), available at: www.ossur.com/template110.asp?pageid=24

- Otto Bock (2007), "Prosthetic Feet", available at:
http://ottobockus.com/PRODUCTS/LOWER_LIMB_PROSTHETICS/feet.asp
- RESUMEN (2004), "Informe mundial sobre prevención de los traumatismos causados por el tránsito", available at:
www.paho.org/Spanish/DD/PUB/resumen_informe_mundial_traumatismos.pdf
- US 6,280,479 B1. Foot Prosthesis having cushioned ankle. (2001). Van L. Phillips and Hillary Pouchak.
- US 6,527,811 B1 foot prosthesis with modular foot plate. (2003). Van L. Phillips.
- US 6,942,704 B2 Prosthetic foot. (2005). Michael Scott Sulprizio.
- US 7,108,723 B2. Prosthetic foot. (2006). Barry W.Townsend y Byron K Claudino.