

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE PRÓTESIS DE PIE MÁS
USADA EN COLOMBIA MEDIANTE LA TÉCNICA DE ELEMENTOS FINITOS

SEBASTIÁN VALENZUELA GÓMEZ

FUNDACIÓN UNIVERSIDAD DE AMÉRICA
FACULTAD DE INGENIERIAS
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BOGOTÁ D.C.
2012

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE PRÓTESIS DE PIE MÁS
USADA EN COLOMBIA MEDIANTE LA TÉCNICA DE ELEMENTOS FINITOS

SEBASTIÁN VALENZUELA GÓMEZ

Trabajo de Investigación para optar al título de
Ingeniero Mecánico

Director del proyecto
Edwin Rivera
Ing. Mecánico

FUNDACIÓN UNIVERSIDAD DE AMÉRICA
FACULTAD DE INGENIERIAS
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BOGOTÁ D.C.
2012

Nota de aceptación:

Presidente de jurado
Ing. Edwin Rivera

Jurado 1
Ing.

Jurado 2
Ing.

Bogotá D.C., Agosto 02 de 201

DIRECTIVAS DE LA UNIVERSIDAD

Presidente de la Universidad y Rector del Claustro

Dr. Jaime Posada Díaz

Vicerrector de Desarrollo y Recursos Humanos

Dr. Luis Jaime Posada García-Peña

Vicerrectora Académica y de Posgrados

Dra. Ana Josefa Herrera Vargas

Decano Facultad de Ingenierías

Ing. Julio Cesar Fuentes Arismendi

Director Programa Ingeniería Mecánica

Ing. Álvaro Hernández Bustos

Ni la universidad, ni los jurados son responsables por los conceptos emitidos, de ello es responsable únicamente el autor y su responsabilidad se soporta con las fuentes empleadas.

Este proyecto es el resultado de diferentes sucesos que han pasado en mi vida y entrego mi vida y trabajo a mis padres Jesús Emilio Valenzuela y María Felisa Gómez por su apoyo a lo largo de la carrera y en especial a mi tía María Eugenia Valenzuela por darme la oportunidad de tener una carrera de educación superior a pesar de los problemas económicos.

Agradeciendo a la Fundación Universidad de América por su aporte académico en búsqueda de formación de ingenieros íntegros y útiles para la sociedad, los cuales en el transcurrir de una vida profesional sobresaltan el buen nivel que posee la entidad educativa.

CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN	16
1. TIPOS DE PRÓTESIS	19
1.1 TIPOS DE PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR	19
1.1.1 Para amputación parcial del pie	20
1.1.2 Para amputación por debajo de la rodilla	20
1.1.3 Para amputación por encima de la rodilla	21
1.2 TIPOS DE PRÓTESIS TRASNTIBIAL	22
1.2.1 Prótesis convencional	22
1.2.2 Prótesis ptb (patellar tendon bearing).	23
1.2.3 Prótesis kbm (kondylen bettung munster).	23
1.3 METODOS DE FABRICACION	23
1.3.1 Método convencional	23
1.3.2 Computarizada.	23
1.4 COMPONENTES DE UNA PROTESIS TRANSTIBIAL	24
1.4.1 Pie	24
1.4.2 Articulación	24
1.4.2.1 Articulación Convencional	24
1.4.2.2 Múltiples ejes	24
1.4.2.3 Tobillo solido amortiguado en el talón	25
1.4.2.4 Sistema endoesquelético estacionario	25
1.4.2.5 De energía almacenada (STEN)	26
1.5 FABRICACIÓN DE PRÓTESIS	27
1.6 TIPOS DE PRÓTESIS EN EL MERCADO	28
1.6.1 Prótesis Dycorp	28
1.6.2 Ortopraxis	31
1.6.3 OttoBock	33
2 PRÓTESIS EN COLOMBIA	37
2.1 ESTADÍSTICAS EN COLOMBIA DE CAUSAS DE AMPUTACIÓN	37
2.2 NIVELS DE ACTIVIDAD	39
2.2.1 Nivel 0	39
2.2.2 Nivel 1	39
2.2.3 Nivel 2	39
2.2.4 Nivel 3	39
2.2.5 Nivel 4	39
2.3 NIVELES DE AMPUTACIÓN	40
3 ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA	43
3.1 CICLO DE MARCHA	43

3.1.1 Contacto con el talón	44
3.1.2 Despegue del pie	45
3.2 CALCULO FUERZAS EN EL PIE	50
4. FUERZAS GENERADAS POR LOS MÚSCULOS	53
4.1 DETERMINACIÓN DE LAS FUERZAS	53
4.1.1 Acción de los músculos en el pie	54
4.1.2 Acción de los músculos en la rodilla	54
4.2 MÚSCULOS PARTE SUPERIOR DE LA PIERNA	55
4.3 FASES DE LA MARCHA	61
4.3.1 Contacto inicial	61
4.3.2 Respuesta a la carga	62
4.3.3 Apoyo medio	64
4.3.4 Apoyo terminal	66
4.3.5 Prebalanceo	68
4.4 DETERMINACIÓN DE LA COMPONENTE DEL PESO	70
4.4.1 Ángulo del vector peso	70
4.4.2 Componentes vectoriales del peso	70
4.4.3 Momento generado	72
4.5 DETERMINACIÓN DE FUERZAS MUSCULARES Y COMPONENTES VECTORIALES	75
4.6 DETERMINACIÓN DEL MOMENTO GENERADO	78
5. MODELAMIENTO Y SIMULACIÓN	85
5.1 MATERIALES USADO	85
5.1.1 Materiales termoplásticos	85
5.1.2 Metales	85
5.1.2.1 Acero	86
5.1.2.2 Aluminio	86
5.1.2.3 Titanio	86
5.2 MODELAMIENTO	87
5.3 SIMULACIÓN DE LA MARCHA	91
5.3.1 Contacto inicial	91
5.3.2 Respuesta a la carga	92
5.3.3 Apoyo medio	93
5.3.4 Apoyo terminal	94
5.3.5 Prebalanceo	95
5.4 PRESIÓN PLANTAR	96
6. COMPARACIÓN DE RESULTADOS	98
6.1 AUTOR 1	98
6.2 AUTOR 2	99
6.3 AUTOR 3	101
6.4 AUTOR 4	102

CONCLUSIONES	105
RECOMENDACIONES	106
BIBLIOGRAFÍA	107

LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1. Discapacitados por departamento en Colombia	37
Tabla 2. Propiedades mecánicas de materiales con respecto a los huesos	50
Tabla 3. Fuerzas y ángulos musculares en marcha	52
Tabla 4. Porcentaje marcha versus Fuerzas musculares	58
Tabla 5. Ángulo del fémur en cada fase de la marcha	70
Tabla 6. Peso del paciente	70
Tabla 7. Resultados fuerza en pierna	72
Tabla 8. Componentes vectoriales vector peso	72
Tabla 9. Fuerzas musculares	75
Tabla 10. Vectores de los músculos	77
Tabla 11. Vector lambda para cada músculo	77
Tabla 12. Componentes vectoriales de las fuerzas	78
Tabla 13. Sumatoria de fuerzas en x y en y	78
Tabla 14. Vector r por musculo y fase de marcha	80
Tabla 15. Momentos generados	81
Tabla 16. Momentos totales	81
Tabla 17. Fuerzas totales en el punto de análisis Q	82
Tabla 18. Magnitud y dirección de la reacción por fase de marcha	84
Tabla 19. Propiedades Termoplásticos	85
Tabla 20. Costo y densidad de materiales metálicos	85
Tabla 21. Propiedades mecánicas materiales protésicos	86

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1. Distribucion carga pie y mano	19
Figura 2. Prótesis de pie amputado encima del tobillo	20
Figura 3. Prótesis de pie amputada debajo de la rodilla	21
Figura 4. Prótesis de pierna encima de la rodilla	22
Figura 5. Desplazamiento del tobillo en el final de un paso	23
Figura 6. Articulación convencional de eje simple	24
Figura 7. Articulación de múltiples ejes	25
Figura 8. De tobillo solido amortiguado	25
Figura 9. Sistema endoesquelético estacionario	26
Figura 10. Energía almacenada (STEN)	26
Figura 11. Energía almacenada (STEN)	27
Figura 12. Prótesis Dycorp BK 10 (endoesquelética)	30
Figura 13. Protesis Dycorp BK 10 (exoesquelética)	30
Figura 14. Pie SACH Dycorp	30
Figura 15. Protesis Dycorp	31
Figura 16. Pie SACH	32
Figura 17. Pies multiaxiales trio	32
Figura 18. Pies de respuesta Dinámica	32
Figura 19. Pies de respuesta Dinámica	32
Figura 20. Pies de respuesta Dinámica	33
Figura 21. Pies de respuesta Dinámica	33
Figura 22. Pie cosmético ligero 1G6; para usuarios de prótesis con un bajo nivel de actividad	34
Figura 23. Pie articulado. para una marcha muy similar a la del pie normal.	34
Figura 24. Pie Sach (Solid Ankle Cushion Heel) se han usado miles de veces en décadas pasadas	35
Figura 25. 1M10 Adjust	35
Figura 26. Pie 1A30 Greissinger Plus	35
Figura 27. 1D35 Dynamic Motion	35
Figura 28. 1E61 Springlite II	36
Figura 29. Clasificación de Otto bock de movilidad	40
Figura 30. Grados de amputación en el cuerpo	42
Figura 31. Fases del ciclo de marcha	43
Figura 32. reacción del suelo en el ciclo de marcha	44
Figura 33. diagrama de cuerpo libre contacto de talón	45
Figura 34. Diagrama de cuerpo libre despegue del pie	46
Figura 35. Grupos musculares inferiores	48
Figura 36. Estructura ósea del pie	49
Figura 37. diseño sistema de pie para prótesis	49
Figura 38. Dirección del vector fuerza en la marcha humana	51

Figura 39. Longitud extremidades	52
Figura 40. Modelo de grupos musculares	53
Figura 41. Rango de extensión y flexión de la rodilla	55
Figura 42. Músculos del muslo	56
Figura 43. Grafica de la marcha generada por el programa	57
Figura 44. Grafica simulada	58
Figura 45. Línea de carga que genera el peso	61
Figura 46. Contacto inicial en Opensim	62
Figura 47. Línea de carga de la fase de respuesta a la carga	63
Figura 48. Respuesta a la carga Opensim	64
Figura 49. Dirección del vector carga durante la fase de apoyo medio	65
Figura 50. Apoyo medio en Opensim	66
Figura 51. Línea de carga apoyo terminal	67
Figura 52. Fase de apoyo terminal en el software	68
Figura 53. Vector del peso corporal en prebalanceo	69
Figura 54. Prebalanceo en el software Opensim	69
Figura 55. Diagrama de cuerpo libre peso	71
Figura 56. Vector r_Q Contacto inicial	73
Figura 57. Vector r_Q respuesta a la carga	73
Figura 58. Vector r_Q apoyo medio	74
Figura 59. Vector r_Q apoyo terminal	74
Figura 60. Vector r_Q prebalanceo	74
Figura 61. Vectores de las fuerzas.	76
Figura 62. Vector r_Q contacto inicial	79
Figura 63. Vector r_Q respuesta a la carga	79
Figura 64. Vector r_Q apoyo medio	79
Figura 65. Vector r_Q apoyo terminal	79
Figura 66. Diagrama cuerpo libre Contacto inicial	79
Figura 67. Diagrama cuerpo libre respuesta a la carga	82
Figura 68. Diagrama cuerpo libre Apoyo medio	82
Figura 69. Diagrama cuerpo libre Apoyo terminal	83
Figura 70. Diagrama cuerpo libre prebalanceo	83
Figura 71. Pie	88
Figura 72. Acople de prótesis	88
Figura 73. Pilar	89
Figura 74. Prótesis ensamble	90
Figura 75. Desplazamiento nodal	91
Figura 76. Esfuerzos nodales	92
Figura 77. Desplazamiento nodal	92
Figura 78. Esfuerzo elemental nodal	93
Figura 79. Desplazamiento nodal	93
Figura 80. Esfuerzo elemental nodal	94
Figura 81. Desplazamiento Nodal	94
Figura 82. Esfuerzo elemental nodal	95
Figura 83. Desplazamiento nodal	95

Figura 84. Esfuerzo elemental nodal	96
Figura 85. Presión plantar	97
Figura 86. Modelo prótesis transtibial autor 1	98
Figura 87. Resultados de esfuerzo	99
Figura 88. Resultados de desplazamiento	99
Figura 89. Modelo prótesis autor 2	100
Figura 90. Resultados de esfuerzo presentados por el software	100
Figura 91. Modelo de prótesis diseñado por el autor 3	101
Figura 92. Resultados de desplazamiento obtenidos por el autor 3.	102
Figura 93. Resultados esfuerzos obtenidos por el autor 3	102
Figura 94. Esfuerzos en el sistema óseo	103
Figura 95. Presión plantar en el pie humano	104

GLOSARIO

DORSIFLEXIÓN: Movimiento mediante el cual los dedos del pie se dirigen hacia la espinilla.

EXTENSIÓN: Movimiento en ángulo positivo de la pierna.

FLEXIÓN: Movimiento en ángulo negativo de la pierna.

MARCHA HUMANA: Es el medio mecánico de locomoción del ser humano.

PIE: Es la porción terminal de la extremidad inferior.

PRÓTESIS: Elemento de remplazo para sustituir cualquier miembro del cuerpo humano.

AMPUTACIÓN TRANSTIBIAL: Corte realizado a nivel de la tibia y el peroné.

ELEMENTOS FINITOS: El MEF está pensado para ser usado en computadoras y permite resolver ecuaciones diferenciales asociadas a un problema físico sobre geometrías complicadas

EQUILIBRIO ESTÁTICO: sistema para encontrar resolución de diferentes variables

INTRODUCCIÓN

En el desarrollo del análisis de de marcha de los usuarios de prótesis se puede encontrar la *importancia* que esta tiene para su vida cotidiana, dado que al poder cualquier función motriz del cuerpo humano estos sistemas sustituyen estas falencias, y puede encontrarse diferentes necesidades importantes para cada usuario dado que ellos son diferentes cada uno en cuanto a los requerimientos técnicos. El *origen* de este análisis radica en los problemas que causa a los pacientes el uso de este tipo de sistemas, patologías que se presentan en la columna y generación de cojera presenta problemas en la articulación de la cadera, a lo largo de la historia se han realizado estos análisis en diferentes tipos de pacientes para mejorar la movilidad de esos, desde que se convirtió en una necesidad para los usuarios, de este modo se han desarrollado diferentes tipos de articulaciones y experimentando con diferentes materiales para mejorar y parecerse más al cuerpo humano.

Para el desarrollo de esta investigación se estableció un *objetivo* general “Analizar del comportamiento mecánico de prótesis de pie más usada en Colombia mediante la técnica de elementos finitos” con el fin de determinar el comportamiento de la prótesis. En comparación con el pie humano y determinar las variaciones que se presentan entre los dos, para este completar este objetivo se determinaron unos objetivos específicos que son los siguientes.

- Estudiar los tipos de prótesis de pie de amputación transtibial existentes en el mercado internacional y nacional.
- Realizar el modelamiento geométrico de la prótesis a estudiar.
- Determinación de las cargas a las que se encuentra sometida la prótesis, mediante un análisis esfuerzo deformación en la posición crítica de la marcha humana.
- Realizar el análisis computacional por el método de elementos finitos de la prótesis.
- Realizar un análisis comparativo con los resultados publicados por otros autores.
- Realizar análisis comparativo entre el comportamiento de la prótesis y el pie humano.

Las *limitaciones* para el desarrollo de este proyecto radican en la disponibilidad del software para el desarrollo de los diferentes análisis que se quieren desarrollar en cuanto los elementos finitos al igual que el modelado de la pieza. Esto se debe a la complejidad de la malla para lograr un resultado más apropiado y aproximado a la realidad de este componente.

La *metodología* planteada para el desarrollo del análisis de la marcha humana debido a que es un proceso dinámico y su complejidad matemática durante el análisis se determino discretizarlo en modo estático, para lograr analizar los diferentes puntos críticos de la marcha humana. Este tipo de proyectos pueden generar un sin número de *aplicaciones* en la rama de investigación a nivel mundial, dado que con los resultados que pueden ser obtenidos se pueden aplicar para casi cualquier usuario de prótesis para mejorar las prótesis existentes teniendo en cuenta que se encuentra limitado por la altura y masa corporal del paciente de prótesis.

RESUMEN

Para el desarrollo del análisis de los sistemas de prótesis bien sean transtibiales o transfemorales, cualquiera de este tipo de prótesis conservan de las mismas características como son el pie, la causa del incremento de los pacientes de prótesis fue en una mayor importancia por las guerras desarrolladas durante este siglo, lo cual generó un incremento de la demanda de sistemas protésicos para la sustitución de los miembros y conservar una vida cotidiana normal. El pie es el elemento que está al final del sistema protésico, del cual depende la óptima marcha del paciente usuario del sistema.

El desarrollo del análisis de la marcha humana se tiene que tener en cuenta las diferentes etapas que posee, esto dado que cada una de ellas tiene una función, unas reacciones y unas cargas diferentes. Esto es debido a que se poseen ángulos de posición de los huesos diferentes al igual que la carga del peso corporal en cada una de las fases del ciclo. Para la realización de un paso en condiciones normales hay una serie de músculos y tendones que presentan un trabajo significativo para generar la fuerza para realizar el impulso de avance, estas fuerzas son generadas por músculos que se encuentran en la tibia al igual que los tendones que se encuentran en esta zona.

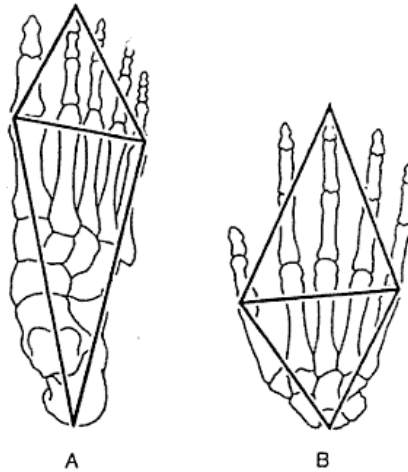
Cuando se realiza un procedimiento para una amputación transtibial o de cualquier nivel por debajo de la rodilla, todos estos músculos y tendones quedan inhabilitados para su funcionamiento dado que son cortados en el procedimiento, por este motivo para tener una marcha humana satisfactoria y cómoda con la que no se generen ningún tipo de patologías para compensar este problema en el mercado se encuentran una gran cantidad de prótesis de altas prestaciones o para usuarios con nivel de movilidad 4. Por la ausencia de los músculos presentes en la tibia se ve necesario realizar un análisis de las fuerzas generadas por los músculos superiores de la pierna, al realizar el análisis de las fuerzas generadas por los músculos en las rodillas se observa que las patologías en los sistemas de prótesis de pie que no ayudan en la movilidad de las últimas fases de la marcha se esfuerzan más. El desarrollo del análisis por un medio computarizado se ve necesario para poder comprobar de una manera teórica práctica el comportamiento mecánico de los elementos protésicos que se encuentran y que tienen una mayor incidencia en la generación de patologías en el cuerpo humano, por este método se puede realizar cualquier tipo de análisis sin destruir ningún elemento físico y los resultados que genera son muy acertados respecto a lo que se genera en la vida real. Una de las principales falencias de las prótesis diseñadas es la diferencia que tiene en su comportamiento respecto al comportamiento que tiene el pie humano, la estética no lo es todo.

Palabras clave: Prótesis, Marcha humana, elementos finitos.

1. TIPOS DE PRÓTESIS

El ideal de las prótesis de pie es imitar la distribución de cargas que se tiene en el pie para proporcionar una marcha similar a la real humana, para esto se diseñan los sistemas protésicos de una geometría similar a la de un pie humano con el fin de lograr que la distribución de cargas sea óptima y completa en la siguiente imagen 1 se muestra la distribución de la carga como se presenta en el pie a) se muestra la distribución de cargas de el pie, en la cual se puede observar que la mayor área de resistencia se encuentra en la parte opuesta a las falanges esto es conocido como el triangulo de apoyo. b) se muestra el triangulo de apoyo en el miembro superior o mano en la cual se observa que la distribución es casi simétrica.

Figura 1. Distribucion carga pie y mano



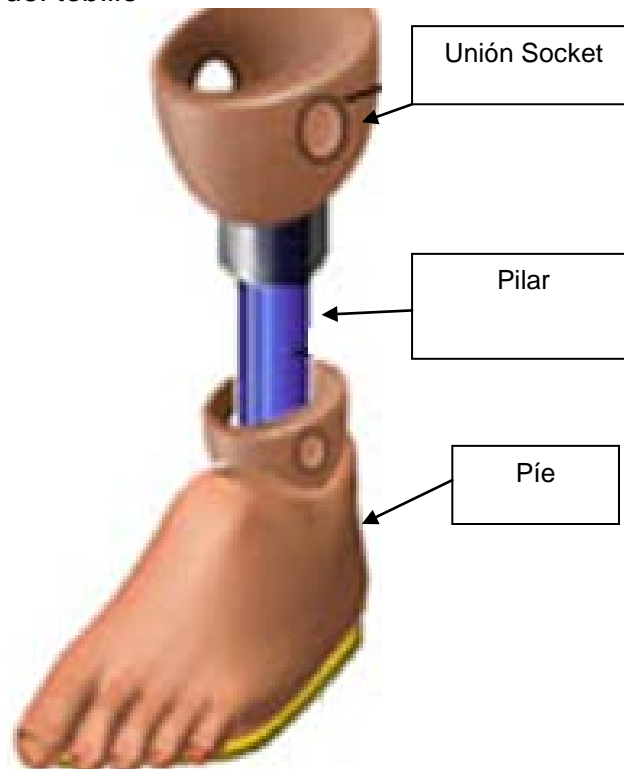
Fuente: VIALDOT, Ramón,
COHÍ, Oriol, CLAVEL, Salvador
p. 17

1.1 TIPOS DE PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR

Para miembros inferiores se divide en dos pueden ser endoprótesis o exoprótesis, el primer tipo son aquellas que se agregan internamente en el cuerpo humano que reemplaza a algún tipo de articulación bien sea de rodilla, cadera o cualquier otra. El segundo tipo son las exoprótesis se refiere a conjuntos que imitan la anatomía del cuerpo humano tanto físicamente, visualmente y dinámicamente, las cuales se dividen así mismo en diseño endoesquelético y exoesquelético, las de diseño endoesquelético se refieren a las que conservan un sistema esquelético de articulación no visible u oculto por un acabado estético de la prótesis, y los exoesqueléticos son los que en ocasiones no tienen ningún sistema visual que haga que se conserve una estética de con respecto a la parte del cuerpo humano.

1.1.1 Para amputación parcial de pie. Este tipo de prótesis es encima del tobillo el diseño de este sistema está en base a simular la parte inferior dado que tiene una especie de camisa donde se apoya el muñón y una línea de material resistente simulando hueso o pilón, a esto se acopla la articulación que simula el tobillo y adicionalmente la parte del pie esta estéticamente recubierta por una base de caucho para proteger contra resbalones, este tipo de prótesis esta mostrada en la figura 2.

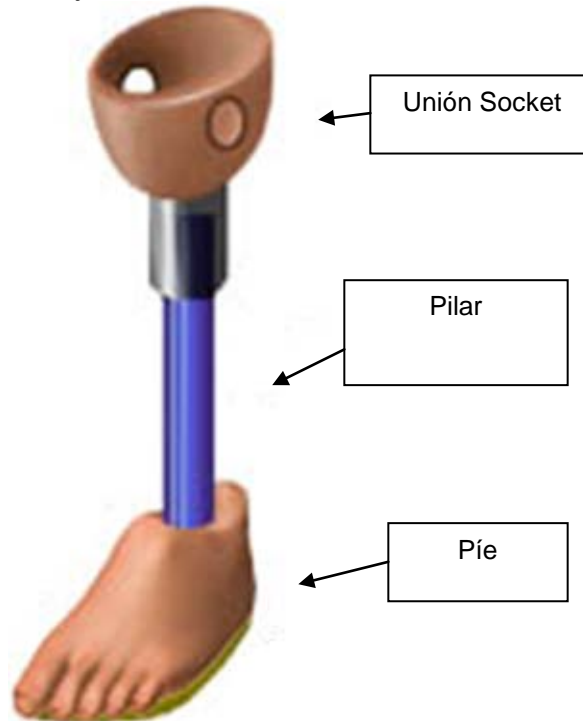
Figura 2. Prótesis de pie amputado encima del tobillo



Fuente: Drugs Information Online [15-08-11] <<http://www.drugs.com>>

1.1.2 Prótesis para amputación debajo de la rodilla. Este tipo de prótesis es similar al anterior solo que el pilar es más largo dado que la idea de este tipo es la unión entre la rodilla y el pilón es una parte de alta resistencia mecánica dado que tiene que resistir a todo tipo de fuerza mecánica bien sea de tracción, flexión o tensión. El tipo de esfuerzo mecánico al que está sometido normalmente es a compresión pero puede tener momentos en el que se somete a flexión lo cual es crítico para la óptima utilización de este sistema porque si falla a un esfuerzo de este tipo puede sufrir graves lesiones el usuario. En la figura 3 se muestra una prótesis de este tipo.

Figura 3. Prótesis de pie amputada debajo de la rodilla

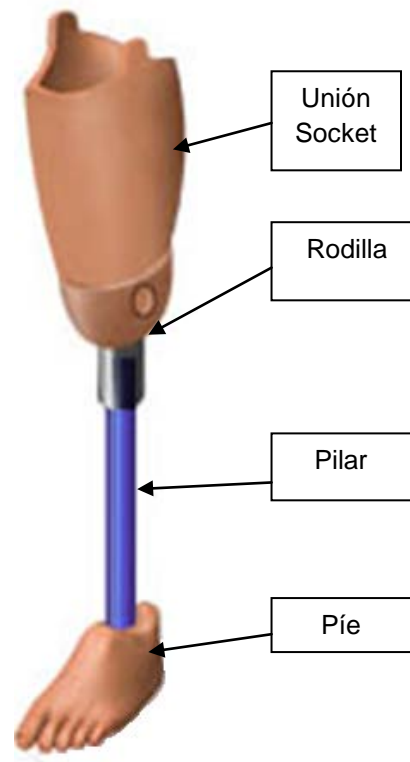


Fuente: Drugs Information Online [15-08-11] <<http://www.drugs.com>>

1.1.3 Prótesis para amputación encima de la rodilla. Este tipo de prótesis se somete a una amputación de la pierna tipo transfemoral en la cual se corta el fémur o por el muslo y en la prótesis se adiciona la articulación de la rodilla y una camisa donde se apoya el muñón resultante a la amputación en este punto, la desventaja de este tipo de prótesis es el que al tener una doble articulación aumenta el costo de la misma y si se realiza la misma sin amputación se tiene el inconveniente que sea totalmente rígida y afecte de una mayor manera la patología de la marcha humana generando una atrofia más significativa en algunas zonas del cuerpo humano. En la imagen 4 se muestra una prótesis de este tipo.

Uno de los puntos críticos de la prótesis es la unión del muñón con la misma dado que un ajuste deficiente de el mismo puede generar una repartición diferente del peso y de las cargas en las dos piernas al igual, puede cambiar la distribución de cargas para la cual está diseñada el sistema protésico y realice un esfuerzo diferente y pone en riesgo la integridad de la prótesis

Figura 4. Prótesis de pierna encima de la rodilla



Fuente: Drugs Information Online [15-08-11]
<<http://www.drugs.com>>

1.2 TIPOS DE PRÓTESIS TRASNTIBIAL

1.2.1 Prótesis convencional. Está constituido por cuero donde se aloja el muñón de la pierna y aloja un segmento de el sistema protésico, al final está unido al pie que puede tener o no articulación en el tobillo al igual que articulación en la zona de las falanges, también en algunas ocasiones trae un cinturón pélvico que sirve para sujetar fuertemente la prótesis al cuerpo. Este tipo de prótesis esta dejándose de usar debido a la complejidad e construcción y que genera atrofia muscular en el muslo lo cual a futuro genera desgaste y problemas para el usuario del sistema, otra de las desventajas de este tipo es que es muy pesada y limita mucho la movilidad que pueda tener el usuario.

1.2.2 Prótesis ptb (patellar tendon bearing). Creada por la Universidad de Berkeley, California. Los sistemas de cierre KBM (Kondylen-Bettung Münster) y

PTB (Patella Tendon Bearing) constan normalmente de una prótesis con un acolchado interior blando. Sobre el muñón se lleva puesta una media Derma Seal o una simple media de lana. El muñón queda protegido a través del material de acolchado blando integrado (encaje blando). Lo cual genera una mejor ergonomía y comodidad para el usuario, estas fueron creadas para lograr que se pueda recorrer una mayor distancia con este tipo de prótesis.

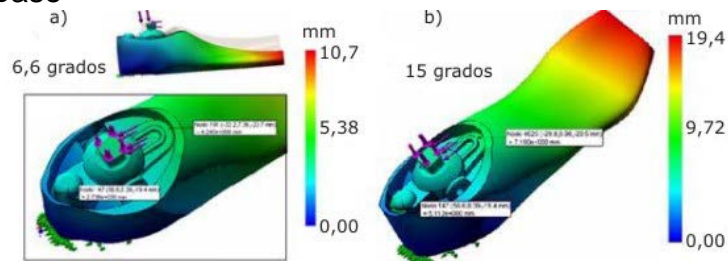
1.2.3 Prótesis kbm (kondylen bettung munster). Este tipo de prótesis fue diseñada para mejorar la estabilidad lateral de la rodilla dado que en los anteriores se observaba un fenómeno, la modificación principal es que la parte anterior de el encaje llega a la parte anterior de la rodilla y las alas laterales rodean la rotula y llegan hasta el muslo para lograr la estabilidad querida y minimizar el daño que se le puede causar a la rodilla por trabajar en posiciones articulares no naturales para la misma.

1.3 MÉTODOS DE FABRICACIÓN

1.3.1 Método convencional. Se toma el muñón y se cubre con yeso para generar una impresión de el mismo para asi poder diseñar el dispositivo donde se alojara. Después se rellena el molde inicial con yeso para crear el molde positivo del muñón. Para después generar el arco de la pierna.

1.3.2 Computarizada. Realizando un escaneo de la superficie de la pierna y muñón y modelarla en el computador como se muestra en la figura 5 y luego realizar el conjunto total, esto se realiza cuando se hace la prótesis individual para un solo usuario

Figura 5. Desplazamiento del tobillo en el final de un paso



Fuente: OLIVARES, Andy, BROCHE, Leonardo, DÍAS, Carlos, GARLOBO, Leonardo, SAGARÓ, Roberto

1.4 COMPONENTES DE UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL

1.4.1 Pie. El pie de la prótesis debe cumplir con las especificaciones requeridas para su buen funcionamiento tanto en condiciones físicas como para condiciones cosméticas. Las condiciones físicas principales a las que el pie debe proveer es, absorber los golpes, poseer una articulación que imite la del tobillo en cuanto a los grados de libertad y se requiere que sea una base estable en la cual el usuario puede sostenerse en una sola pierna estar estable, respecto a las cosméticas se requiere que tenga una apariencia agradable¹.

1.4.2 Articulación. En los diferentes tipos de prótesis que se encuentran en el mercado se tienen diferentes tipos de articulación que varían el costo de las mismas dependiendo de los grados de libertad que entregue en dorsiflexión², a continuación se enuncian los diferentes tipos de articulaciones que se encuentran.

1.4.2.1 Articulación convencional. De eje simple que permite de 5° a 7° en dorsiflexión, y 15° en flexión plana, la figura 6 muestra la articulación protésica de este tipo.

Figura 6. Articulación convencional de eje simple



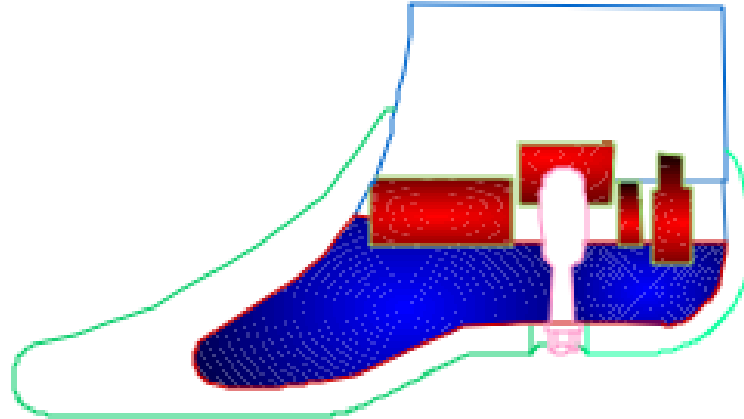
Fuente: RIVERA, Ada Pág. 6

1.4.2.2 Múltiples ejes. Tiene mayor grado de libertad en cuanto a la rotación del tobillo, también se adapta a terrenos irregulares lo cual genera una mayor comodidad para el usuario de la prótesis y alivia el impacto que se genera en marcha este tipo de articulación se muestra en la figura 7.

¹ RIVERA, Ada. Prótesis Transtibial, Universidad de Puerto Rico en Humacao 2004, Pág. 6

² Dorsiflexión. Movimiento mediante el cual los dedos del pie se dirigen hacia la espinilla.

Figura 7. Articulación de múltiples ejes



Fuente: RIVERA, Ada Pág. 7

1.4.2.3 Tobillo sólido amortiguado en el talón. Son del tipo más utilizado la amortiguación del talón simula la amortiguación realizada por el pie, es más conocido por ser el tipo de articulación que se encuentra en el pie tipo SACH, en la figura 8 se muestra este tipo de articulación.

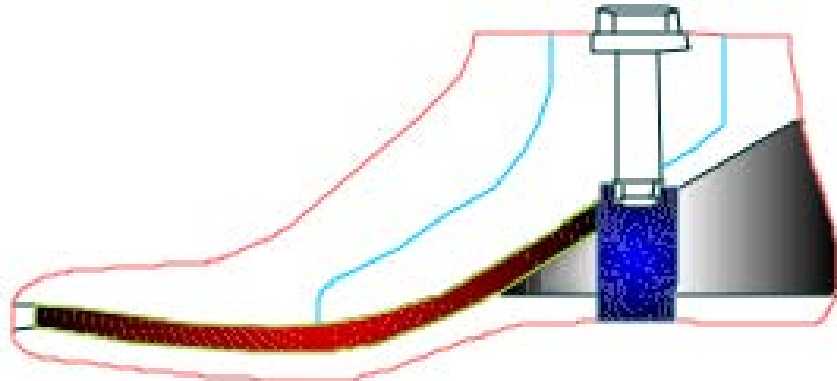
Figura 8. De tobillo sólido amortiguado.



Fuente: RIVERA, Ada Pág. 7

1.4.2.4 Sistema endoesquelético estacionario. Tiene una inclinación de 45° para imitar la articulación sub talar, permite una dosiflexion para una marcha más suave. Ese sistema se muestra en la figura 9.

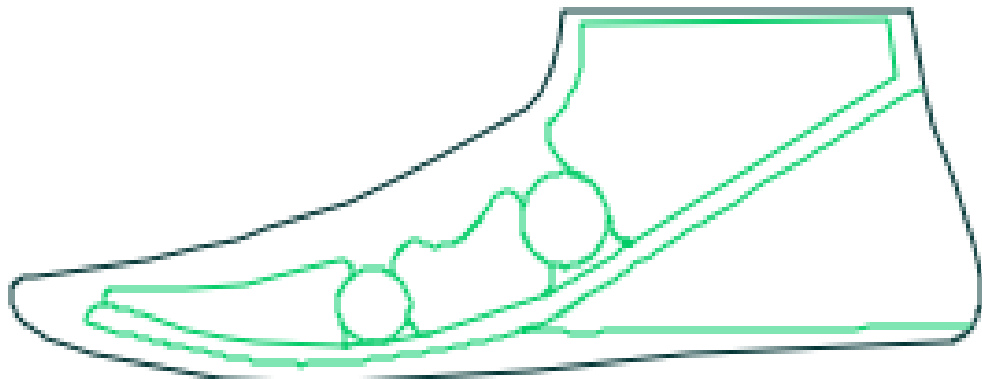
Figura 9. Sistema endoesquelético estacionario



Fuente: RIVERA, Ada Pág. 7

1.4.2.5 De Energía almacenada (STEN). En este tipo de no se posee articulación sino una hoja de fibra de carbono en la cual al estar en marcha realiza una restitución de la energía impulsando al usuario, el funcionamiento es como el de un resorte en los cuales se amortigua en la parte inicial del paso y se finaliza con una propulsión simulando el trabajo de los dedos pero con mejores prestaciones. En la figura 10 y la figura 11 se muestran prótesis de este tipo.

Figura 10. Energía almacenada (STEN)



Fuente: RIVERA, Ada Pág. 8

Figura 11. Energía almacenada (STEN)



Fuente: RIVERA, Ada Pág. 8

1.5 FABRICACIÓN DE PRÓTESIS

Se debe creer que las prótesis son sometidas a todo tipos de esfuerzos que al igual que son sometidos los huesos humanos, que en algunos casos puede multiplicar el esfuerzo al que está sometido en condiciones normales (una caída).

La prótesis transtibial se compone de 4 partes pie, cuenca, forro y método de suspensión, el pie puede ser fijo, articulado o de material compuesto laminado. en el proceso de manufactura de una prótesis se tiene en cuenta el comportamiento del material en comparación el pie y sus componentes naturales, normalmente se busca que el pie sea lo más elástico posible para así poder tener una restitución del movimiento de una forma más eficaz.

En cuanto a la selección del material para el desarrollo de la prótesis se tiene en cuenta adicionalmente que sea de un material liviano lo cual facilita para el uso por el usuario dado que una prótesis pesada puede generar un exceso de cansancio en el paciente al igual que el sobre esfuerzo de algunas partes del cuerpo humano. Los materiales más usados para la fabricación de prótesis son las resinas plásticas, poliéster y fibra de carbono, los cuales son reforzados para poder ser utilizados en la fabricación de partes solidas del pie, al igual que el acople de la tibia en aluminio liviano, también se ha empezado a usar de forma preliminar y en periodo de prueba alambres de nitinol (aleación titanio-níquel) que

es el material en el que se realizan los amortiguadores de acople de las articulaciones en este caso el tobillo .

Otro parámetro que se tiene en cuenta para la manufactura de una prótesis es que sea un material biocompatible con el cuerpo humano, ósea que no pueda generar ninguna reacción alérgica en el paciente, esto dado que muchos de los metales pesados en la mayoría de los casos presentan contaminación con en la sangre y puede desencadenar que el usuario se envenene.

Para la selección del material respectivo para el desarrollo de la prótesis se debe haber realizado un análisis previo de cargas y fuerzas a las que se encuentra sometido el hueso humano y el conjunto del pie, esto para lograr simular de la manera más aproximada el comportamiento del conjunto en movimiento. Se realiza un análisis dinámico de marcha humana para poder determinar las cargas a las que se encuentra sometido el hueso y sus componentes dado que en el proceso de marcha es cuando mayor son las cargas y se pueden multiplicar el peso de la persona dependen del movimiento realizado¹.

La reducción de costos para lograr producir prótesis mas económicas conlleva a una reducción de la calidad dado que los materiales que logran comprar con menos presupuesto son tienen diferentes tipos de inconvenientes respecto a el acople con el organismo.

1.6 TIPOS DE PRÓTESIS DE PIE EN EL MERCADO

En el mercado se encuentran diferentes tipos de prótesis, al igual que diferentes productores e prótesis o simplemente algunos distribuidores a continuación diferentes tipos de prótesis de pie disponibles en el mercado.

1.6.1 Prótesis Dycorp. Es una empresa² mexicana dedicada a la fabricación de prótesis externas para el aparato locomotor, aplicando estudios singulares para los pacientes usuarios de este tipo de sistemas de prótesis.

“Prótesis DYCORN basa sus antecedentes y legado en la herencia del Sr. Antonio Rojas Arista (Finado), fundador de un pequeño "taller" de reparación y fabricación de Prótesis externas de Pierna y Brazo en materiales como el aluminio y la madera pintados, pues no era muy común el laminado plástico en ese entonces. Con la Experiencia previa de muchos años (más de 14) adquirida en la fabricación y adaptación de Prótesis para pacientes pertenecientes

¹ CELIS, Andrés Leonardo. Diseño y simulación de una prótesis activa para amputación transtibial en la marcha humana normal. Trabajo de grado Ingeniero_Mecánico Bogotá DC.. Fundación Universidad de América Facultad de ingenierías departamento de Ingeniería Mecánica, 2006 Pág. 169.

² PRÓTESIS DYCORN. Disponible online < <http://ortho-mex.redtienda.net>> visitado [15-08-11]

al Sindicato Nacional de Ferrocarrileros en el Hospital "Colonia", dentro de la muy famosa empresa "Casa Carrillo" y empleando componentes de la marcas importadas Fillauer, Hosmer Dorrance, etc., el Técnico Prótesisista Ortesista, Sr. Antonio Rojas Arista desarrolló habilidades que le sirvieron para, de manera independiente, dar atención a pacientes externos en la fabricación de sus Prótesis. A partir del año 1975, el Sr. Rojas Arista traslada su "taller" a una nueva ubicación, ahora en la ciudad de León, Gto., México, en instalaciones muy modestas en el famoso barrio de la colonia Bellavista, en la calle Chihuahua para ser exactos, desde donde comenzaría el crecimiento de este proyecto que soñó el Sr. Antonio Rojas Arista. Aquí "Ortho-Mex" (como fue llamado al principio) fue uno de los primeros "talleres" Prostéticos a nivel nacional en importar directamente de Alemania los componentes de la marca Otto Bock (pies, rodillas y posteriormente componentes prostéticos para brazo también). Fue uno de los impulsores de las prótesis "Modulares" (como se les llamaba en ese tiempo) para pierna y brazo, que ahora son el estándar mundial y desarrolló proyectos propios como su muy afamada Prótesis Transtibial Ajustable (MR) que funciona como Prótesis temporal hasta la maduración del muñón del paciente, algo muy apreciado sobre todo por pacientes diabéticos.”¹

Dycorp siendo una empresa que se dedica a diseñar prótesis únicas para cada usuario no fabrica todos sus componentes ya que se de igual manera compra subcomponentes a grandes empresas como Otto bock que es una de las principales fabricantes y diseñadoras de prótesis en el mundo. Entonces esta empresa se dedica a fabricar la unión Socket que se acople de manera apropiada para el usuario de la prótesis, este elemento de la prótesis es uno de los mas importantes dado que es el que da la comodidad al usuario. Su diseño es crítico y debe ser acorde con la anatomía del muñón del paciente. Esto hace única a cada una de las prótesis dado que es único para cada usuario.

A continuación en la figura 12 y la figura 13 se muestran dos de los tipos de prótesis más usados, los cuales son los transtibiales modulares con pie SACH en los cuales la diferencia radica en la estructura de la prótesis una es endoesquelética y la otra es exoesquelética, la selección de entre un tipo de prótesis y el otro depende del usuario en cuanto a comodidad y estética la exoesquelética es más un 15% más liviana que la endoesquelética dado que no tiene el recubrimiento que simula la pierna.

¹ Ob. Cit. PRÓTESIS DYCORN

Figura 12. Prótesis Dycorp BK 10 (endoesquelética)



Figura 13. Prótesis Dycorp BK 10 (exoesquelética)



Fuente: Prótesis Dycorp visitado [15-08-11] < <http://ortho-mex.redtienda.net/> >

A continuación se encuentra el pie SACH en la figura 14 comercializado por Dycorp el cual es la parte de la prótesis que genera el apoyo con el suelo.

Figura 14. Pie SACH Dycorp



Fuente: Prótesis Dycorp visitado [15-08-11] < <http://ortho-mex.redtienda.net/> >

En la figura 15 se encuentra el conjunto completo de la prótesis trasntibial con el usuario en este caso es una endoesquelética.

Figura 15. Prótesis Dycorp



Fuente: Prótesis Dycorp visitado [15-08-11] < <http://orthomex.redtienda.net/> >

1.6.2 Ortopraxis. Empresa colombiana fundada en “es una empresa que presta servicios de salud en medicina física y rehabilitación, medicina electrodiagnóstica (electromiografía y neuroconducciones) y como laboratorio ortopédico, en la adaptación de toda clase de ayudas ortopédicas, ortesis y prótesis”¹, al igual que Dycorp posee su propio laboratorio donde se toman las medidas necesarias para la implementación de las prótesis en los usuarios. A continuación se muestran dos tipos de pies protésicos que trabajan en la empresa, por un lado está el pie SACH figura 16 que es el más usado a nivel mundial para los usuarios con pocos grados de movilidad y por el otro lado se encuentran los pies multiaxiales figura 17 los cuales ayudan a los pacientes a mejorar su marcha y les facilitan caminar por terrenos desnivelados sin generar una fatiga muscular y ósea para el paciente.

¹ ORTOPRAXIS. Visitado [15-08-11] Disponible online <<http://www.orthopraxis.com.co>>

Figura 16. Pie SACH



Fuente: Disponible online
<<http://www.orthopraxis.com.co/>>

Figura 17. Pies multiaxiales trio



Visitado [15-08-11]

A continuación en la figura 16 y la figura 17 se encuentran dos tipos de prótesis de pie de respuesta dinámica.

Figura 18. Pies de respuesta Dinámica



Figura 19. Pies de respuesta Dinámica



Fuente: Disponible online Visitado [15-08-11] <<http://www.orthopraxis.com.co/>>

En la figura 20 y la figura 21 se encuentran otros tipos de pie de respuesta dinámica cuya finalidad funcional se complementa con la finalidad estética teniendo en cuenta que tienen una semejanza mayor con el pie humano.

Figura 20. Pies de respuesta Dinámica



Fuente: Disponible online
<<http://www.orthopraxis.com.co/>>

Figura 21. Pies de respuesta Dinámica



Visitado [15-08-11]

1.6.3 OttoBock. Es una empresa¹ mundialmente reconocida por su trabajo en todo tipo de prótesis fundada en 1919 en Berlín para satisfacer las necesidades de miles de soldados los cuales quedaron lisiados en alguno de sus miembros por causa de los conflictos armados que se tomaron a Europa e principios del siglo XX, pero los métodos de fabricación empleados por esta empresa en esta época eran artesanales “*Otto Bock por lo tanto desarrolló la idea de fabricar componentes protésicos con producción en serie y para entregarlos directamente al técnico ortopédico en su lugar de trabajo. Esta fue la piedra angular en la industria ortopédica*”², lo cual generó una revolución en la fabricación de todo tipo de prótesis dado que ellos fabricaban con que era genérico para todos los usuarios de una estatura como los pies, y ya en la parte del laboratorio ortopédico se modelaban la unión Socket que es única para cada paciente. Otto Bock fue el precursor en el uso de nuevos materiales como el aluminio antes de que explotara la segunda guerra mundial. Que como consecuencia para esta empresa fue la expropiación de las tierras y fábrica por lo tanto fue necesario trasladarse a otra sede donde comenzar de nuevo, a pesar de la crisis la empresa mantuvo su filosofía de estar siempre pendiente de las nuevas tecnologías y avanzar el siguiente paso en pro de los usuarios de las prótesis.

Al encontrar con el problema del difícil mercado para obtener la madera de álamo el principal componente de las prótesis de su época se vieron obligados a avanzar y buscar nuevos materiales para el desarrollo de las mismas entró en la fabricación de prótesis usando diversos polímeros que hasta la fecha aun se usan y le dieron a Otto Bock su espacio como líder mundial en investigación y creación de nuevas tecnologías. En la figura 22 se encuentra un pie cosmético ligero, los pies articulados figura 23, el pie SACH (solid Ankle Custom Heel) figura 24, el pie 1M10 Adjust Figura 25, el pie 1^a30 Greissinger plus Figura 26, el pie 1D35 Dynamic motion Figura 27 y el pie 1E61 Springlite II figura 28, creados por Otto

¹ OTTO BOCK. Visitado [15-08-11] Disponible online <<http://www.ottobock.com>>

² Ob. Cit. OTTO BOCK

Bock de los cuales los últimos 4 son los más parecidos al comportamiento del pie humano y su desarrollo fue pensado para las personas con un nivel de movilidad alto en el cual recurrentemente salen de las casas y caminan por superficies irregulares o para atletas.

Figura 22. Pie cosmético ligero 1G6; para usuarios de prótesis con un bajo nivel de actividad



Fuente: Otto Bock, Visitado [15-08-11] disponible online <<http://www.ottobock.com>>

Figura 23. Pie articulado. para una marcha muy similar a la del pie normal.



Fuente: Otto Bock, Visitado [15-08-11] disponible online <<http://www.ottobock.com>>

Figura 24. Pie Sach (Solid Ankle Cushion Heel) se han usado miles de veces en décadas pasadas



Figura 25. 1M10 Adjust



Figura 26. Pie 1A30 Greissinger Plus



Figura 27. 1D35 Dynamic Motion



Fuente: Otto Bock, <<http://www.ottobock.com>>

Visitado

[15-08-11]

disponible

online

Figura 28. 1E61 Springlite II



Fuente: Otto Bock, Visitado
[15-08-11] disponible online
< <http://www.ottobock.com> >

2. PRÓTESIS EN COLOMBIA

Una de las principales causas que se presenta en Colombia para la amputación de miembros inferiores del cuerpo humano son las minas anti personas, esto se debe al proceso social al cual está sometido el país desde hace 60 años. Con el tiempo se han creado fundaciones para las cuales el objetivo principal es la ayuda de las personas que han sido afectadas por este fenómeno no solo en la parte económica sino en la rehabilitación física después de ser afectada por este tipo de elementos de guerra. Para un estudio realizado por el programa presidencial para los derechos humanos y el derecho internacional humanitario de recopilación de datos entre los años 1991 y el 1 de febrero de 2008 se presentaron las siguientes cifras. Del total de personas afectadas entre los años del estudio se componía de la siguiente manera; 5830 fueron hombres, 498 niños, 206, mujeres, 140 niñas y 50 sin identificar claramente. De acuerdo con la información recopilada durante este tiempo por el organismo lograron dividir en sectores afectados a las personas que sufrieron de este tipo de accidentes entre. los militares 4245 casos, personas que pasaban por el lugar 752, labriegos 148 y en 1160 casos el programa no suministra información.

2.1 ESTADÍSTICAS EN COLOMBIA DE CAUSAS DE AMPUTACIÓN.

En marzo de 2010 el DANE (Departamento administrativo nacional de estadística), entrego información acerca de las personas discapacitadas por elementos bélicos discriminados por departamento y municipio en la Tabla 1, se encuentran resumidos los datos respectivos por departamento y por elemento bélico causante de discapacidad. De esta tabla se puede encontrar que la población de discapacitados se incrementa en departamentos donde se tiene conocimiento que la actividad de guerra es mayor encontrando la mayor concentración de este fenómeno en Antioquia.

Tabla 1. Discapacitados en Colombia¹

Departamento	Discapacidad causada por				Consolidado	
	Bombas	%	Minas antipersona	%	Total	
Amazonas	0	0,00%	0	0,00%	0	0,00%
Antioquia	38	10,00%	82	24,10%	120	16,67%
Arauca	1	0,30%	4	1,20%	5	0,69%
Atlántico	10	2,60%	9	2,60%	19	2,64%
Bolívar	1	0,30%	4	1,20%	5	0,69%
Boyacá	3	0,80%	2	0,60%	5	0,69%

¹ DANE, Departamento Administrativo nacional de estadística. [onlien] <www.dane.gov.co> visitado [20-02-12]

Tabla 1. (continuación)

Departamento	Discapacidad causada por				Consolidado	
	Bombas	%	Minas antipersona	%	Total	
Caldas	4	1,10%	7	2,10%	11	1,53%
Caquetá	15	3,90%	14	4,10%	29	4,03%
Casanare	9	2,40%	3	0,90%	12	1,67%
Cauca	9	2,40%	10	2,90%	19	2,64%
Cesar	10	2,60%	11	3,20%	21	2,92%
Choco	3	0,80%	0	0,00%	3	0,42%
Córdoba	12	3,20%	21	6,20%	33	4,58%
Cundinamarca	61	16,10%	10	2,90%	71	9,86%
Guainía	1	0,30%	0	0,00%	1	0,14%
Guaviare	5	1,30%	0	0,00%	5	0,69%
Huila	14	3,70%	9	2,60%	23	3,19%
La Guajira	2	0,50%	1	0,30%	3	0,42%
Magdalena	11	2,90%	4	1,20%	15	2,08%
Meta	14	3,70%	37	10,90%	51	7,08%
Nariño	42	11,10%	30	8,80%	72	10,00%
Norte de Santander	8	2,10%	7	2,10%	15	2,08%
Putumayo	10	2,60%	4	1,20%	14	1,94%
Quindío	3	0,80%	1	0,30%	4	0,56%
Risaralda	6	1,60%	1	0,30%	7	0,97%
San Andrés	1	0,30%	1	0,30%	2	0,28%
Santander	30	7,90%	34	10,00%	64	8,89%
Sucre	4	1,10%	4	1,20%	8	1,11%
Tolima	22	5,80%	7	2,10%	29	4,03%
Valle	31	8,20%	21	6,20%	52	7,22%
Vaupés	0	0,00%	1	0,30%	1	0,14%
Vichada	0	0,00%	1	0,30%	1	0,14%
TOTAL	380	1	340	100%	720	100%

Desarrollado una recopilación de información realizada en el CIREC (centro integral de rehabilitación en Colombia) y en el hospital militar central se estableció que el mayor número de pacientes (alrededor del 70%) son usuarios de prótesis transtibiales. Al igual que se estableció que la prótesis más usada en Colombia es la prótesis modular exoesquelética

2.2 NIVELES DE ACTIVIDAD

El uso de las diferentes prótesis que se encuentran en el mercado está limitado por el nivel de actividad que tenga el usuario de la misma.

“Es muy importante especificar el nivel de actividad que tiene el paciente durante su vida diaria, debido a que los requerimientos que exige alguien que solo deambula dentro de su casa, son muy diferentes a los de una persona que tiene gran actividad en su trabajo o desea participar competitivamente en un deporte. Muchos factores, como apoyo del peso, la suspensión, el material que se utiliza en el diseño de la prótesis entre otros, se ven afectados por el nivel de actividad del paciente.”¹

Con los parámetros enunciados anteriormente se realiza la selección de la prótesis más acorde al uso del paciente, la actividad que está presentando el paciente en su vida cotidiana está catalogada por los diferentes niveles de actividad que se enuncian a continuación.

2.2.1 Nivel 0. Clasificación para los pacientes catalogados en este nivel son aquellos que no pueden trasladarse por sus propios medios y una prótesis no mejora su vida ni ayuda en su movilidad.

2.2.2 Nivel 1. Clasificado para pacientes los cuales tienen una movilidad baja que solo realizan desplazamiento en la casa y no realizan un máximo esfuerzo corporal.

2.2.3 Nivel 2. Clasificación para los pacientes que pueden deambular y tienen la capacidad de pasar pruebas de bajo nivel en su vida diaria tales como realizar curvas en marcha, ascenso y descenso de escaleras y caminar por superficies irregulares.

2.2.4 Nivel 3. Clasificación para pacientes con una gran capacidad de movilidad y que pueden superar cualquier tipo de prueba u obstáculo en la vida diaria, para este tipo de movilidad se utilizan prótesis con altos estándares y materiales de alto desempeño mecánico.

2.2.5 Nivel 4. Clasificación para pacientes con habilidades ambulatorias de alto impacto y con un alto gasto energético, son mayormente usadas para pacientes o niños con niveles altos de actividad o atletas de alto desempeño.

¹ RAYÓN FERNÁNDEZ, Agustín. Diseño de prótesis de pie [online]. Capítulo 1 [Cholula, Puebla, México] subida diciembre de 2007 [citado 30 agosto 2012] disponible en internet <http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/rayon_f_a/> Pág. 20

La clasificación estandarizada por Ottobock para los diferentes tipos de prótesis es conocido como “*MOBIS sistema de movilidad de Otto bock*”¹. Ottobock diseño un sistema de clasificación ya mencionado pero que también depende del peso del paciente y esto no entrega las prótesis que pueden ser usadas por el paciente, esto dado que no todos los componentes están diseñados para trabajar con el mismo peso corporal. En la figura 29 se muestra la clasificación que tiene ottobock para los pacientes usuarios de estos sistemas.

Figura 29.
Clasificación de Otto
bock de movilidad



Fuente: Otto Bock
visitado [24-08-11] <
<http://www.ottobock.com>>

2.3 NIVELES DE AMPUTACIÓN

En el cuerpo humano se tienen diferentes grados de amputación que es caracterizada por una articulación donde se desarticulan los huesos o un hueso en donde se corta el hueso en un punto exacto. Entonces se tiene una serie de amputaciones que se pueden realizar en diferentes segmentos, en la figura 30 se pueden observar los diferentes grados de amputación en el cuerpo.

Dependiendo del grado de amputación puede causar una recuperación mucho más larga, las amputaciones en los miembros inferiores. Cuando se es víctima de algún tipo de accidente, trauma o de la violencia se pueden perder diferentes

¹ Ob. Cit. OTTO BOCK

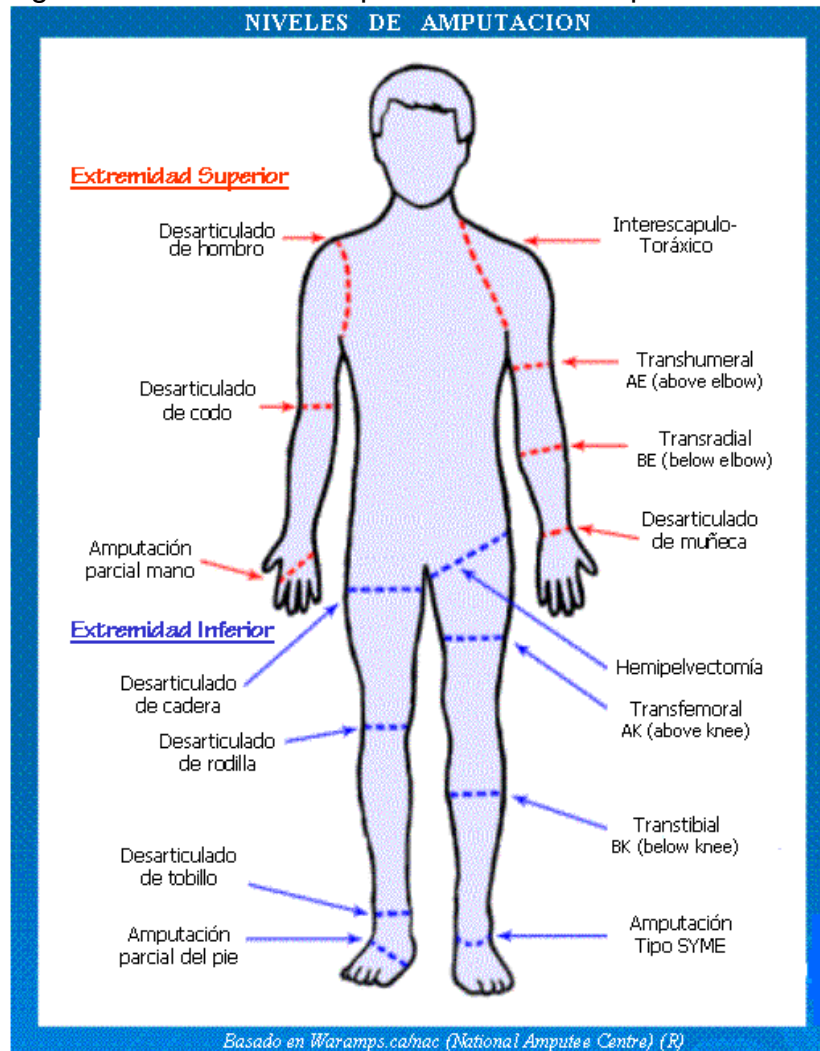
extremidades hasta se puede llegar a perder todo el tren inferior de movimiento como es conocido las piernas. La recuperación después de perder alguno de las extremidades tanto inferiores como superiores puede llevar bastante tiempo de terapia, esto debido a mientras el cuerpo se acostumbra a la ausencia de cualquiera de sus miembros.

El comportamiento del cuerpo humano cuando hace falta cualquiera de las extremidades puede ser errático y en muchas ocasiones la amputación de alguna extremidad causa pérdida de masa muscular en la parte superior de dicho miembro, por eso se afirma que el resultado de esto es el aumento de la fuerza que genera la extremidad opuesta (esto para las extremidades inferiores del cuerpo humano).

En el caso de la amputación de pie por debajo de la rodilla o transtibial se encuentra que se eliminan todos los músculos tibiales anteriores y posteriores y los tendones que están en contacto directo con el pie y que generan los movimientos de dorsiflexión plantar, al estar la ausencia de estos y un pie protésico en remplazo del pie normal se incrementa la necesidad de fuerza que se requiere que realicen los músculos superiores de la pierna.

Realizando un estudio de las extremidades inferiores se puede apreciar que por debajo de la rodilla se realizan tres tipos de amputación (transtibial, Desarticulación del tobillo y tipo SYME), en los tres casos se encuentra que afecta directamente al pie y que la prótesis que se utilizara para recuperarla movilidad del usuario tendrá que incluir este sistema.

Figura 30. Grados de amputación en el cuerpo



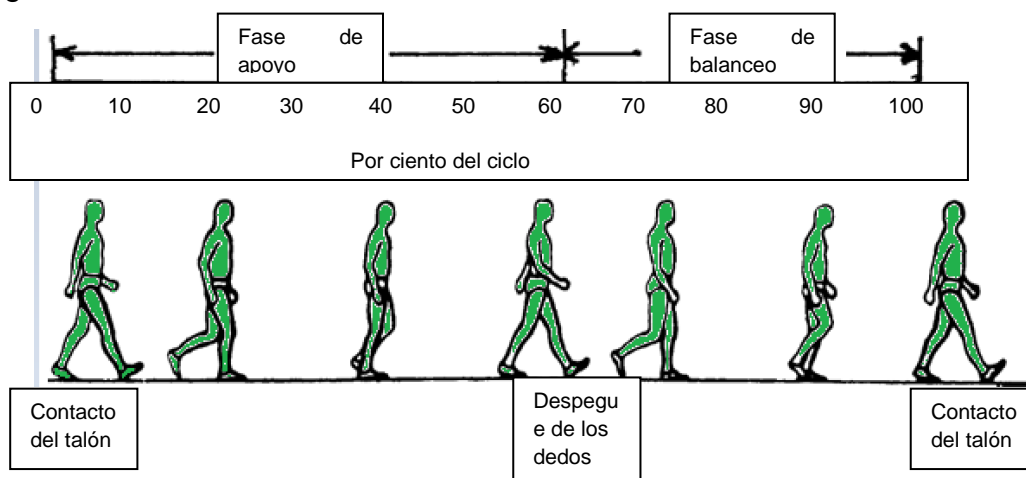
Fuente: ARCESW Visitado [26-08-11] disponible online en <http://www.arcesw.com/niveles.htm#Clasificaci%C3%B3n%20anat%C3%B3mica%20de%20Oxford>

3. ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA

3.1 CICLO DE MARCHA

El ciclo de marcha se encuentra concentrado principalmente con las extremidades inferiores (pies), dado que es el punto de inicio del ciclo se encuentra en esa extremidad, “El ciclo de la marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie”¹, dado que el pie es el elemento principal de la marcha humana cualquier patología en este mismo puede cambiar el comportamiento como tal del ciclo de la marcha humana. La marcha humana se puede dividir en dos fases principales como son, fase de apoyo y fase de balanceo, el cual se encuentra dividido en porcentaje del ciclo que es respectivamente el análisis realizado es desarrollada para un pie. Del cual la mayor parte del mismo (alrededor de un 60%) que es la fase de apoyo el 40% restante es en la fase de balanceo lo cual se puede observar en la Figura 31.

Figura 31. Fases del ciclo de marcha



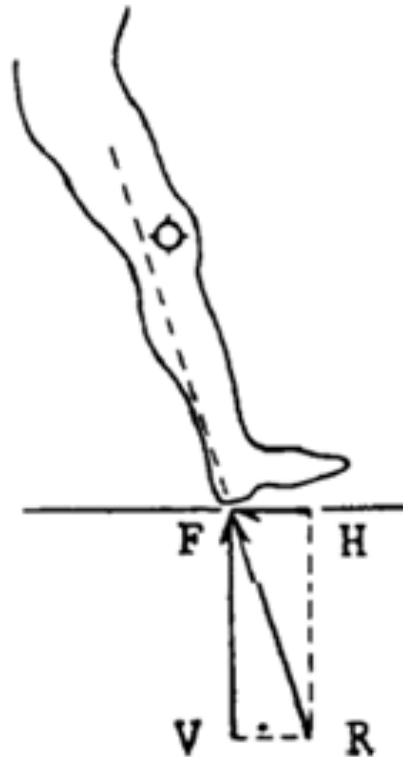
Fuente: Red de salud de Cuba. Visitado [27-10-11] disponible online <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion/marcha_normal.pdf>

Métodos de estudio de la marcha. La investigación en locomoción humana se divide en dos diferentes tipos. La cinemática y la Cinética, la primera describe los movimientos de los cuerpos en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo y respecto a la segunda es específica a las fuerzas que producen el movimiento. Durante el ciclo marcha se puede percibir la influencia de diferentes fuerzas que ejerce el cuerpo por la gravedad y la inercia de la posición, dado que en el proceso se puede tomar como un apoyo el contacto que hay entre el pie y el suelo se genera una reacción opuesta a la fuerza, en el caso del movimiento

¹ RED DE SALUD DE CUBA, Disponible online vía Anónimo visitado [27-10-11]. <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion/marcha_normal.pdf>

descrito el vector de la reacción tendría una dirección hacia la rodilla como se muestra en la figura 32. Este vector reacción se genera en cada una de las fases de la marcha humana solo que se diferencia que la dirección que tiene.

Figura 32. reacción del suelo en el ciclo de marcha



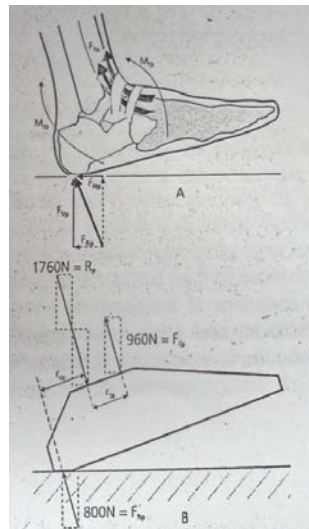
Fuente: Red de salud de Cuba. Visitado [27-10-11] disponible online <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion/marcha_normal.pdf>

Cinética. Para realizar el análisis de marcha del pie se puede trabajar con un sistema bidimensional sencillo que se trata de un diagrama de cuerpo libre y desarrollar un sistema de ecuaciones para obtener los datos de las fuerzas presentes en el sistema. Hay que tener en cuenta las fuerzas de restitución que se generan por los músculos del pie y los tendones dependiendo de la posición, como para lapso de la marcha en donde el talón toca el suelo y cuando los dedos generan el impulso para entrar en la fase de balanceo.

3.1.1 El contacto del talón. En este apoyo se encuentra dependiendo del vector fuerza que se genera por la reacción que se presenta en el suelo por los por el contacto que se da en este punto la cual la línea de acción de la fuerza pasa por la

parte posterior de la articulación, esta fuerza presenta sus componentes en el eje x y en el eje y del plano sagital. Dado que esta fuerza se encuentra a determinada distancia del punto de articulación genera un momento en esta. Así mismo el grupo muscular tibial anterior genera una fuerza de restitución y un momento sobre la articulación. Y se encuentra un diagrama de cuerpo libre como el que se muestra en la figura 33¹.

Figura 33. diagrama de cuerpo libre contacto de talón



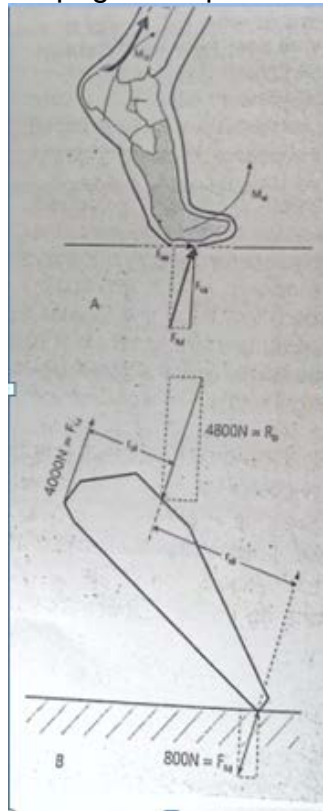
Fuente: COMÍN, Mario

3.1.2 Despegue del pie². Al igual que en el contacto de talón el vector de reacción de la fuerza se genera en el punto de contacto que hay entre el pie y el suelo. En este caso la línea de acción de la fuerza pasa por la parte anterior de la articulación lo cual genera que el grupo muscular que realiza el trabajo sea diferente, en este caso son los gemelos. El diagrama de cuerpo libre con la composición de las fuerzas se muestra en la figura 34.

¹ COMÍN, Mario, DEJOZ, Ricardo, ATIENZA, Carlos, PRAT, Jaime, PERIS, José, VERA, Pedro, GIL, Ángel, REIG, Claudio, Biomecánica articular y sustitución protésica. Publicaciones Instituto de biomecánica de Valencia, España 1998. Pág. 449

² Ibid., p. 449

Figura 34. Diagrama de cuerpo libre despegue del pie



Fuente: COMÍN, Mario

El método y los diagramas de cuerpo mostrados anteriormente se solo aplican para el desarrollo de un análisis para el pie humano. En el caso del sistema protésico transtibial se tiene que analizar un pie con el siguiente diseño como se muestra en la figura 36. El planteamiento de las fuerzas es diferente dado que en este caso los grupos musculares que realizan la fuerza no existen. Se puede decir que la función que naturalmente realiza el grupo muscular anterior de la tibia y los músculos posteriores es realizada por el grupo muscular superior de la pierna o el muslo. Lo cual genera un movimiento pélvico diferente en el paciente una elevación mayor de esta articulación y produce consecuencia de problemas en la columna por incremento del ángulo. Para realizar un análisis de marcha se maneja cada posición crítica de la marcha, en un intervalo de tiempo cada una de las posiciones realizando un análisis estático. El modelo estático que se trabaja se muestra en la figura 35, este modelo muestran las líneas de acción de fuerza superiores e inferiores con lo cual se encuentran las fuerzas que realizan y que no realizan un trabajo en la marcha de un usuario de prótesis, los grupos musculares son los siguientes. El desarrollo de la marcha humana se da en diferentes fases y por lo tanto cada músculo genera un esfuerzo diferente en cada una de las etapas

de la marcha. Los grupos musculares que se muestran desarrollan diferentes funciones durante la marcha humana, algunos pueden tener una incidencia mayor y otros tener una menor, esto se da debido a las posiciones en las que están¹.

- Psoas mayor (1)
- Recto femoral (2)
- Glúteo (3)
- Bíceps femoral (4)
- Vasto (5)
- Gastrocnemio (6)
- Tibial anterior (7)
- Sóleo (8)

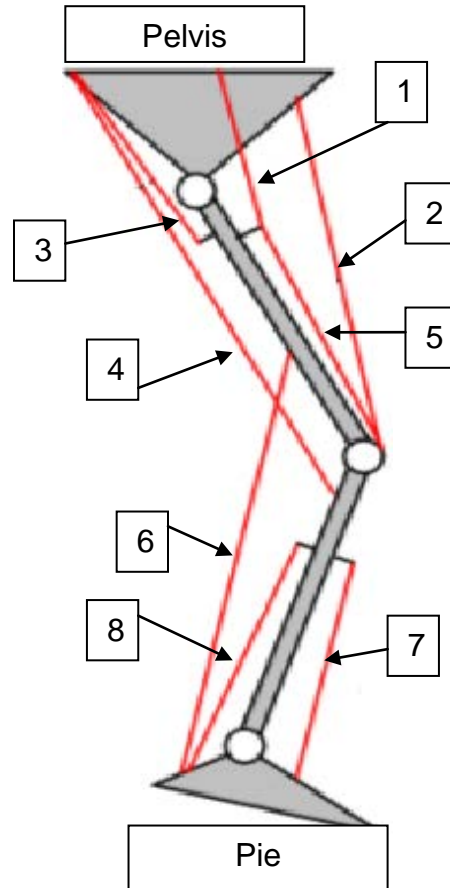
Con estos grupos musculares se encuentra que los 7, 8 y 6, no realizan trabajo cuando la amputación es trasntibial. Esto debido a que en el corte en la tibia y el peroné es necesario realizar una avulsión de los tejidos musculares y tendones. Debido a que la articulación del tobillo no existe en este caso algunos movimientos realizados durante la marcha humana de la parte inferior de las extremidades inferiores tiene que ser suplementada por los músculos superiores.

En comparación entre la prótesis y un pie humano, se encuentra que en la composición del pie humano tiene una serie de articulaciones que realizan una función en la fase de marcha como articulación realizando el impulso en el despegue del pie. En la figura 36 se encuentran los huesos que componen el pie y teniendo en cuenta que por cada hueso se tiene una articulación de unión entre los dos huesos. “Cuando el paso es normal, el peso del cuerpo se transmite del astrágalo al calcáneo y avanza por la cara externa del pie, cruza luego por encima de las cabezas de los metatarsianos hacia la cara interna, donde carga sobre el dedo gordo, auxiliado por los otros cuatro, al elevarse el pie del suelo”². Durante el proceso de marcha el peso se transfiere en los diferentes huesos del pie, y no de una forma uniforme como se podría llegar a suponer, en el caso de la prótesis al no haber una distribución por articulaciones, se puede afirmar que la fuerza se distribuye conservando el mismo patrón, es decir en dirección hacia las falanges y metatarsianos del dedo mayor y en el talón en la fase de inicio del apoyo del mismo.

¹ ALONSO, F.J, GALAN MARIN, G, SALGADO, D.R. Calculo de esfuerzos musculares en la marcha humana mediante optimización estática-fisiológica [online] Asociación española de ingeniería mecánica. Available from internet <http://www.cim.mcgill.ca/~font/downloads/CNIM10_3.pdf>

² PALMA VICENCIO, Ana María. Funciones del pie [online]. Escuela de Podología Universidad de Buenos Aires Available World Wide Web <<http://www.fmed.uba.ar/carreras/podolo/tp4.pdf>>

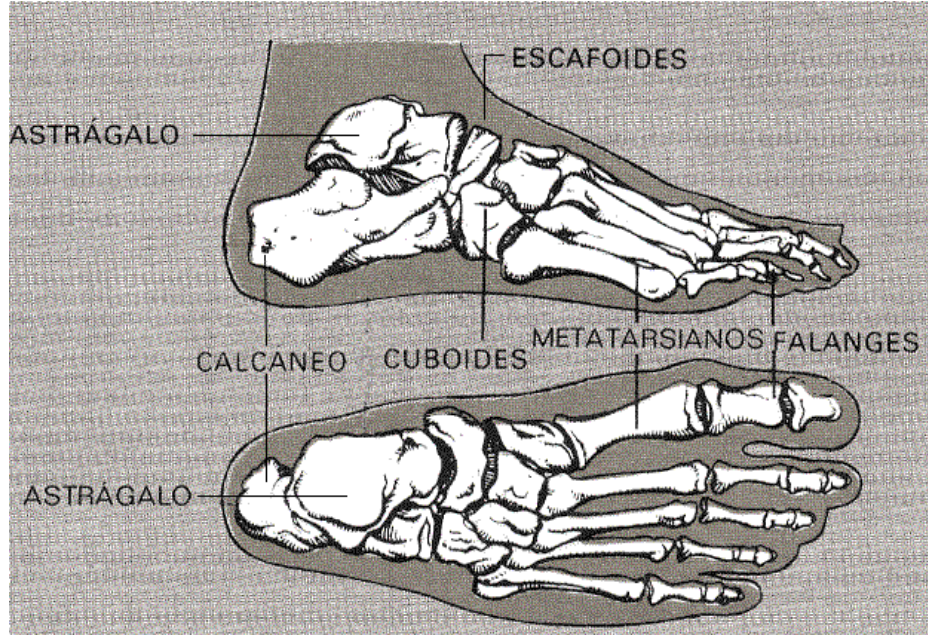
Figura 35. Grupos musculares inferiores



Fuente: ALONSO, F.J, GALAN MARIN, G, SALGADO, D.R Pág. 2

La estructura ósea del pie es muy compleja y es difícil de lograr imitar el comportamiento que tienen el pie en condiciones normales con cualquier sistema protésico, esto debido a la complejidad del grupo de articulaciones que posee y que cada una cumple una función de amortiguación en la marcha. Adicionalmente los huesos están unidos por diferentes tendones los cuales proveen una fuerza extraordinaria de impulso para el pie lo cual se logra de una forma similar con el uso de prótesis de respuesta dinámica diseñadas para deportes.

Figura 36. Estructura ósea del pie



Fuente: Gestialba visitado [23-09-11]
<<http://www.gestialba.com/public/anatomia/anatocast102.htm>>

En la figura 37 se muestra el pie SACH el cual es el más usado y es el cual se va a realizar el modelado para trabajar el sistema completo.

Figura 37. diseño sistema de pie para prótesis



Fuente: Mejora tu prótesis visitado [23-09-11] < www.mejoratuprotesis.com >

Para desarrollar un análisis estático de la prótesis se tiene que tener en cuenta las fuerzas externas por las que se ve afectado en este caso la principal fuerza es el peso de la persona usuaria de complemento protésico. “La fuerza que se ejerce sobre los pies es igual a la masa de su cuerpo por la aceleración”¹, esto se cumple solo en el caso que la persona este en reposo, pero cuando deja el reposo se encuentra que varia, los pies pueden llegar a soportar hasta 10 kg por cada 1 kg que pese la persona. En el caso de realizar un salto si caen sobre los dos pies puede soportar una fuerza de 100 KN la tibia, que se fractura a compresión con una fuerza de 50 KN. Por este motivo el punto de comparación para realizar el diseño de una prótesis se busca que los materiales sean más fuertes que los huesos como tal. En la tabla 2 se encuentra el esfuerzo a tensión, compresión y modulo de Young de diferentes materiales incluyendo los huesos.

Tabla 2. Propiedades mecánicas de materiales con respecto a los huesos

Material	Esfuerzo de compresión para rompimiento (MPa)	Esfuerzo de tensión para rompimiento - (MPa)	Modulo de Young de elasticidad (10 ³ MPa)
Acero duro	552	827	2070
Granito	145	4,8	517
Concreto	21	2,1	165
Roble	59	117	110
Porcelana	552	55	-
Hueso compacto	170	120	179

Fuente: Biblioteca digital, Visitado [12-01-12] < <http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx>>

3.2 CALCULO FUERZAS EN EL PIE

Para determinar las diferentes fuerzas a las que se encuentra sometido el pie protésico se precede a desarrollar un diagrama de cuerpo libre como se muestra en la figura 35 página 28. Al igual que determinar las fases de apoyo en porcentajes de la marcha humana² se encuentra que entre el 10% y el 30% está en la fase de impulso y despegue de los dedos y en el 50% se encuentra en la fase final de apoyo. En el modelo planteado por Emiliano Ravera³ se determinan lo fuerza y dirección de diferentes músculos en el desarrollo de la marcha humana, los datos recopilados se muestran en la tabla 2 página 47, se muestra fuerza en un % de la fase de la marcha y el ángulo muscular respecto al fémur

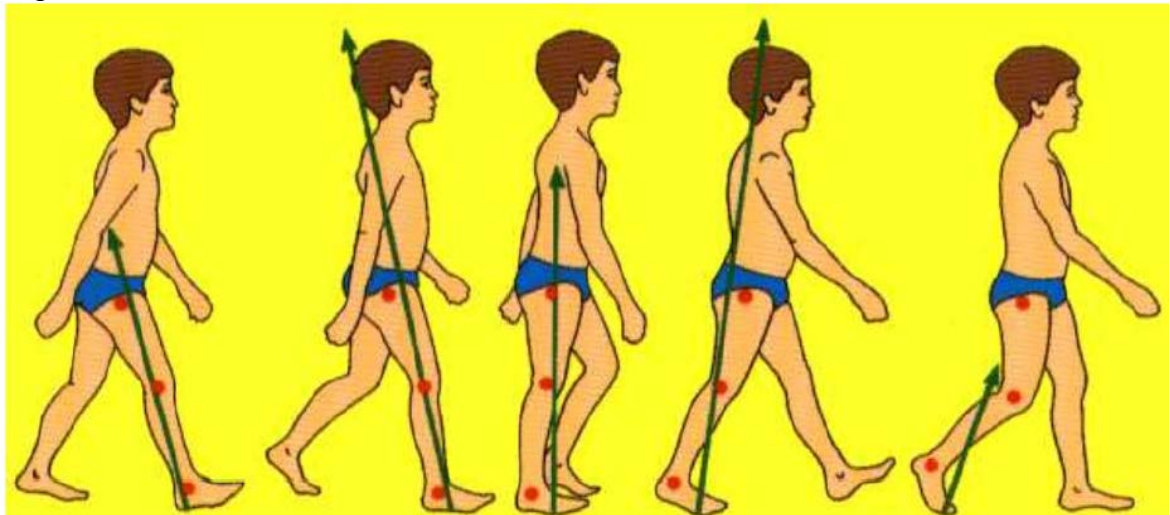
¹ Biblioteca Digital. Disponible en internet, Visitado [12-01-12] <http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen1/ciencia2/37/hm/sec_5.htm>

² Disponible en internet. Blog sobre ciclo de la marcha Visitado [14-01-12] <<http://ciclodelamarcha.blogspot.com/2011/06/actividad-muscular-durante-el-ciclo-de.html>>

³ RAVERA, Emiliano, CATALFAMO, Paola, CRESPO, Marcos, BRAIDOT, Ariel. Modelo para estimar fuerzas musculares en la marcha. Pre-analisis para tratamiento clínico de pacientes con parálisis cerebral [online] Universidad de Entre Ríos, Entre ríos Argentinna. . Available from internet < <http://www.bioingenieria.edu.ar/grupos/geic/biblioteca/archivos/Trabypres/T10TCAR36.pdf>>

Para el planteamiento de las ecuaciones del diagrama de cuerpo libre se debe tener en cuenta la dirección de la reacción en las diferentes fases de la marcha (figura 35 página 44), al igual también varía la dirección de la fuerza producida por el peso. Para realizar translación de determinadas fuerzas se necesitan distancias perpendiculares de la fuerza. Estas distancias son las correspondientes a la tibia y al pie, en la figura 39 se muestran diferentes distancias en el cuerpo por una fracción de altura. En la figura se muestra la dirección del vector que es la reacción presentada por el apoyo en el piso la dirección depende de la fase de marcha que se esté analizando.

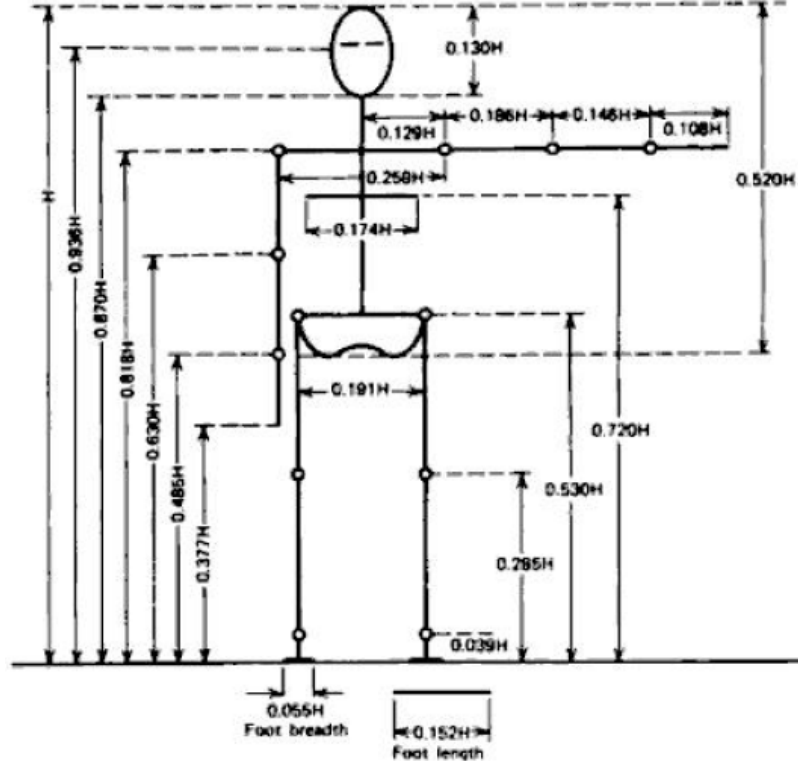
Figura 38. Dirección del vector fuerza en la marcha humana



Fuente: Luis Miguel de Leonardo Girand

Dado que para cada paciente se tiene una prótesis propia para cada uno y depende de la altura de cada persona y de la estructura fisiológica del muñón, para determinar esto se tienen unos estándares de medidas de las partes del cuerpo humano dependiendo de la altura que tiene la persona, en la figura 39 se encuentra los factores que se usan para determinar las diferentes longitudes de cada extremidad.

Figura 39. Longitud extremidades



Fuente: Biomechanics and motor control of human movement

En la tabla 3 se muestran los datos recopilados con Emiliano Ravera¹ para las fuerzas musculares que se presentan en las diferentes fases de marcha, en algunos músculos que tienen una relevancia en el proceso de marcha humana.

Tabla 3. Fuerzas y ángulos musculares en marcha

Musculos	nombre	Ángulo	fase marcha			
			30%	60%		
R	Recto anterior	22	28	5	Anterior	Fm1
TFL	Tensor de la fascia lata	0	195	20		Fm4
SM	Semimiembranoso	25	107	24	posterior	Fm2
S	Sartorio	0	140	21		Fm3

Fuente: Ravera, Emiliano

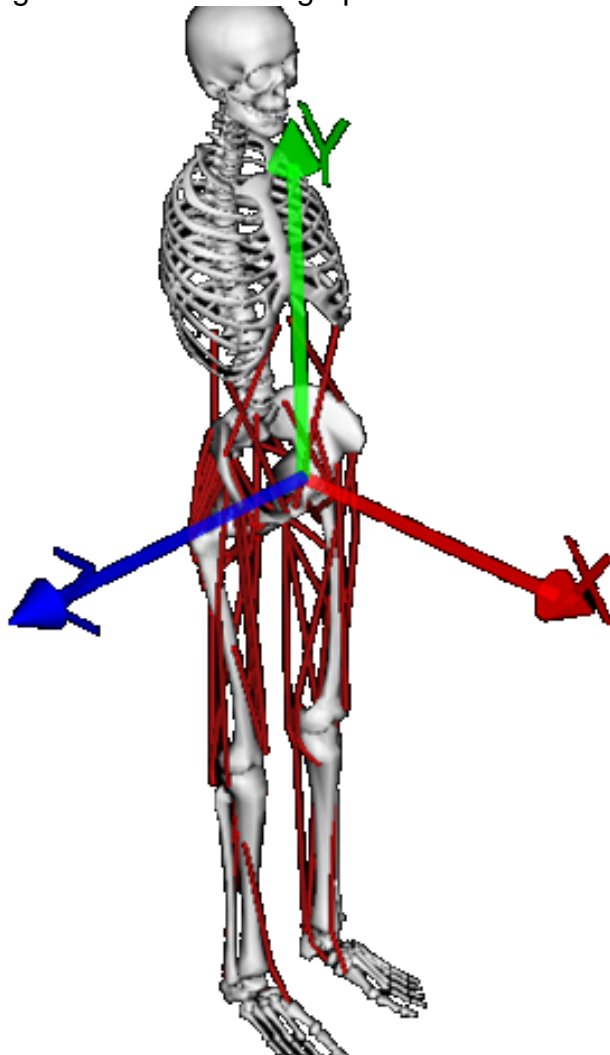
¹ RAVERA, Emiliano, CATALFAMO, Paola, CRESPO, Marcos, BRAIDOT, Ariel. Modelo para estimar fuerzas musculares en la marcha. Pre-análisis para tratamiento clínico de pacientes con parálisis cerebral [online] Universidad de Entre Ríos, Entre ríos Argentina. . Available from internet < <http://www.bioingenieria.edu.ar/grupos/geic/biblioteca/archivos/Trabypres/T10TCAr36.pdf>>

4. FUERZAS GENERADAS POR LOS MÚSCULOS

4.1 DETERMINACIÓN DE LAS FUERZAS

Para determinar las cargas a las que se encuentra sometido la prótesis se usó el programa Opensim de simtk¹ utilizando un modelo predefinido en el programa para la marcha humana en condiciones normales. Dado que este modelo que está planteado es para marcha humana no patológica, en la figura 40 se muestra el modelo utilizado para encontrar las fuerzas que son realizadas por diferentes músculos que son los que están vinculados al trabajo.

Figura 40: Modelo de grupos musculares



¹ SIMTEK ORG, visitado [15-05-12] Disponible en internet <<https://simtk.org/home/opensim>>

El modelo que tiene el software por defecto para analizar la marcha plantea los grupos musculares que ejercen algún tipo de esfuerzo para la marcha. Adicionalmente dado que este modelo (figura 40 página 34) es natural es necesario agregar o simular las patologías presentes en las condiciones de usuarios de prótesis, como la articulación del tobillo que tengan 0 grados de libertad y alineación a 90° respecto a la tibia y el peroné, en la amputación de cualquier miembro cortan las conexiones por tendones y músculos por lo tanto no ejercen ningún tipo de fuerza en la marcha.

4.1.1 Acción de músculos en el pie. Los músculos que cubren la tibia y peroné tienen un papel importante en el desarrollo de los diferentes movimientos que tiene el pie. “los músculos ubicados detrás del eje del tobillo, provocan flexión plantar y aquellos ubicados delante de este, provocan el movimiento de dorsiflexión”¹, estos dos movimientos son los que tienen una incidencia en la marcha, al generar la amputación se genera una avulsión de los músculos relacionados en estos movimientos.

4.1.2 Acción de músculos en la rodilla. “Diversos músculos y tendones cruzan la rodilla provocando sus movimientos de flexión y extensión, es por eso que se puede dividir en dos grupos diferentes como extensores y flexores”², estos dos movimientos son los más usados en la marcha dado que la tibia oscila entre diferentes posiciones en marcha, en la gráfica generada por el programa se muestran el rango de movimiento de la rodilla teniendo un eje imaginario que se encuentra ubicado en dirección de las dos articulaciones la del tobillo y la rodilla, el máximo rango de extensión de la rodilla es 10° positivos desde el eje planteado y el movimiento de flexión que se realiza en dirección a la parte posterior de la pierna hasta un rango máximo de 150° en sentido contrario a la extensión.

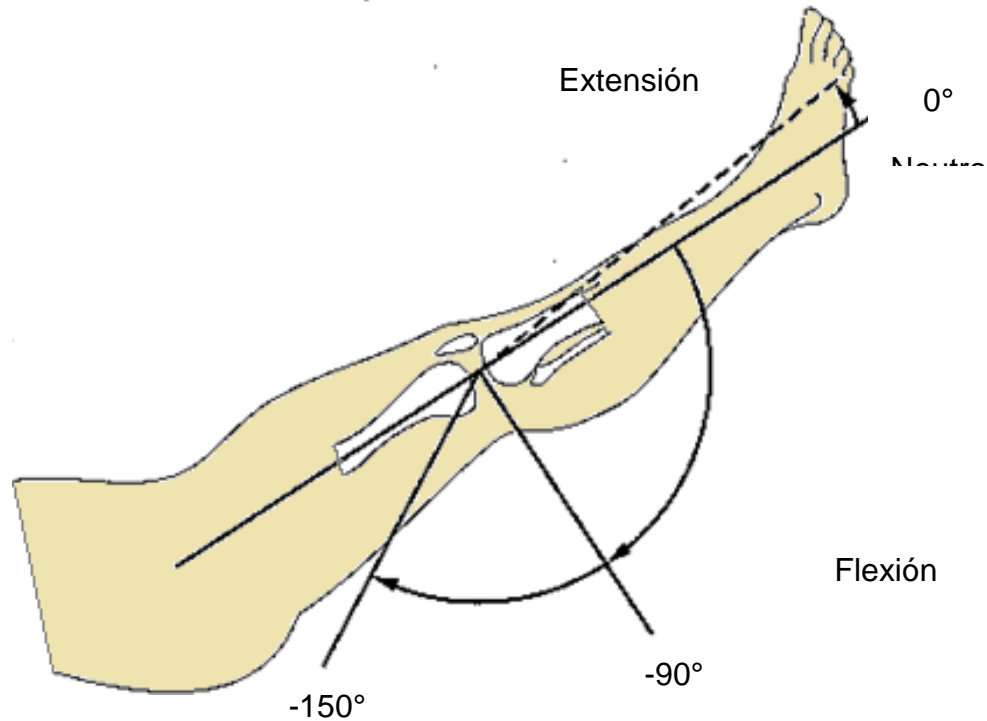
Durante la marcha la posición de la pierna varía entre 5° y -70°, los músculos que realizan este movimiento tienen un mayor trabajo cuando la carga sobre el pie aumenta. Durante la marcha la pierna se encuentra cargada con el peso del cuerpo en diferentes rangos y con direcciones oscilantes durante el ciclo pero constantes para esa fase del ciclo continuamente. La variación de la dirección de la fuerza que genera el peso se da según el sistema coordinado especificado por el software.

Para realizar los diferentes movimientos se tienen diferentes grupos musculares como son; los músculos extensores. Son los que se encuentran en la parte anterior del fémur y los músculos flexores, se encuentran en la parte posterior del fémur, los cuales son grupos musculares que provienen desde la pelvis.

¹ Ob. Cit. RAYÓN FERNÁNDEZ, Agustín Cap. 2 pág. 9

² Ob. Cit. DE LEONARDO GIRAND, Luis Miguel Cap. 2 pág. 6

Figura 41. Rango de extensión y flexión de la rodilla



Fuente: Rowan University, Visitado [20-05-12] <
http://users.rowan.edu/~stahld07/rom_lab.html

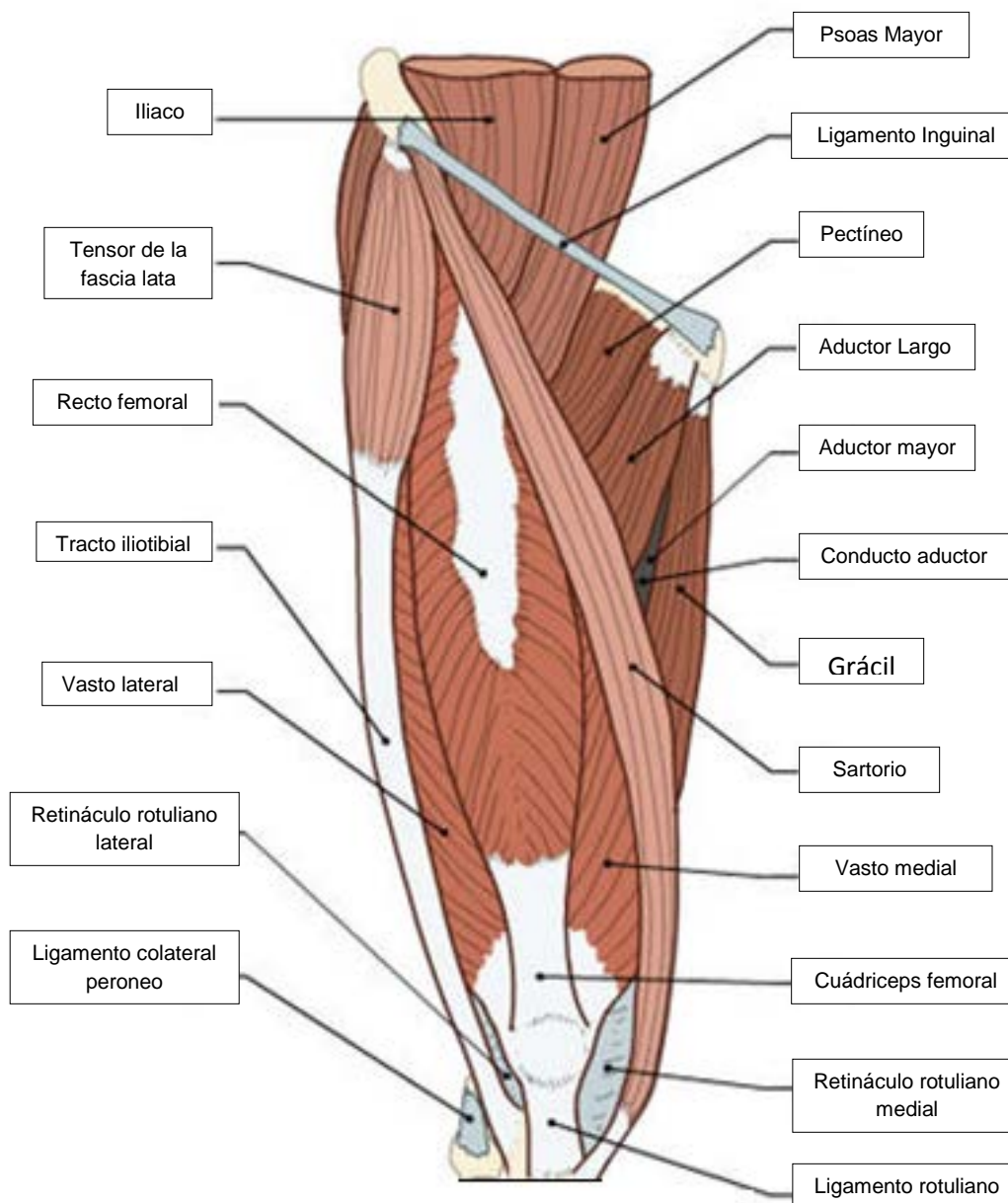
4.2 MÚSCULOS PARTE SUPERIOR DE LA PIERNA

Los músculos y los huesos de la pierna son los más largos y fuertes del cuerpo, dado que tienen que soportar una mayor carga, que es la del peso del individuo. Aunque en la pierna se tengan una gran cantidad de músculos y tendones que ayudan a la movilidad del usuario no todos tienen una fuerza relevante en el trabajo de la marcha humana, debido a que hay algunos músculos para los cuales su principal objetivo no es generar extensión o flexión de la rodilla sino unos movimientos como la rotación de la rodilla.

Según el análisis y simulación realizada con el Software Open sim de Simtek se determina que los músculos que tienen una mayor fuerza muscular durante la marcha son.

- Recto femoral (rect_fem_l)
- Vasto Medial (vas_int_l)
- Biceps femoral (bifemlh_l y bifemsh_l)

Figura 42. Músculos del muslo



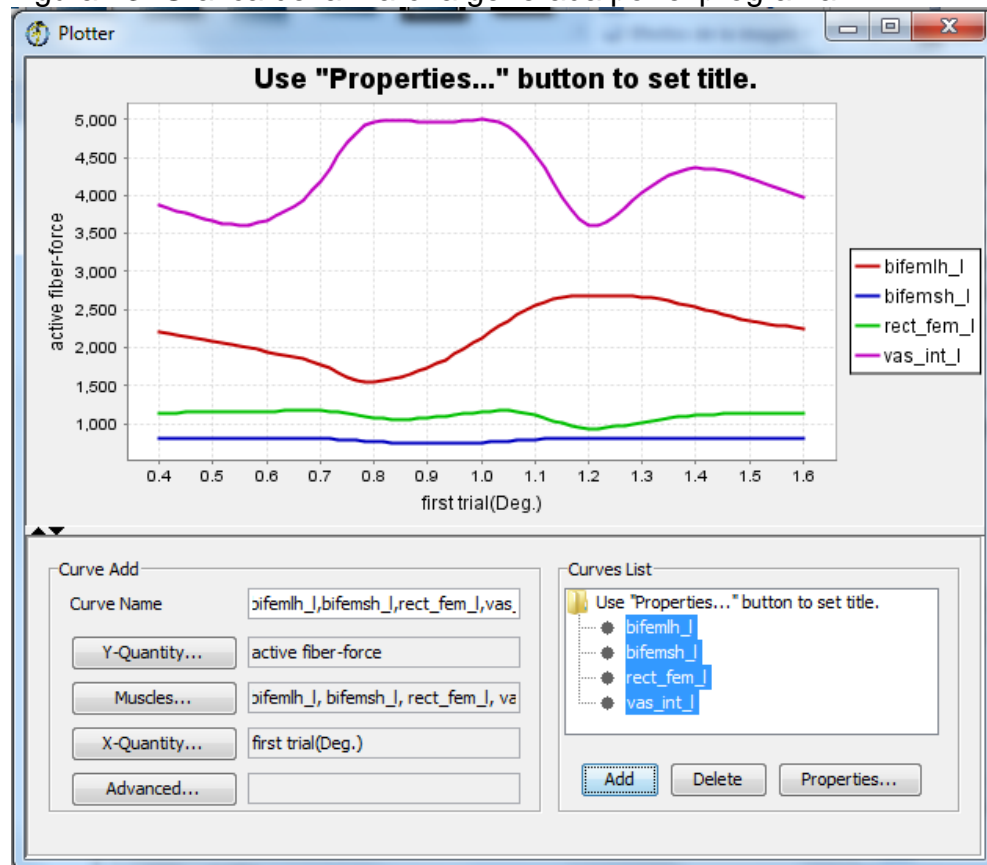
Fuente: Imaios visitado [25-06-12] disponible online <<http://www.imaios.com/es/>>

Determinados los músculos con los que se va a realizar el análisis en el software se realiza la simulación de las patologías que se presentan en la pierna cuando se realiza una amputación transtibial, en este caso se procede a realizar la inhabilitación de los músculos que realizan trabajo en el pie como son los grupos musculares anteriores y posteriores de la tibia y se realiza la restricción total del movimiento del tobillo, esto para poder simular el uso de un sistema protésico en

esta parte del cuerpo humano, al simular la patología que se presenta en esta parte del cuerpo el software asume que estos grupos musculares no están y muestra el trabajo mayor que están realizando los músculos superiores de la pierna en las diferentes fases de la marcha.

Ahora se realiza la simulación de la marcha en el software y se genera un grafico que representa la fuerza muscular versus el tiempo que transcurre en marcha con una línea de tendencia diferente para cada músculo que está en análisis, estos resultados se pueden ver en la figura 43. Adicionalmente el software nos muestra que en la simulación de la marcha se tiene una variación del contacto inicial por este motivo es necesario realizar una modificación de la grafica para que sea acorde con el porcentaje de la marcha en el cual se encuentra en un instante, la representación grafica muestra el Vasto medial (color morado) el Bíceps femoral (color rojo y azul) y el recto femoral (color verde).

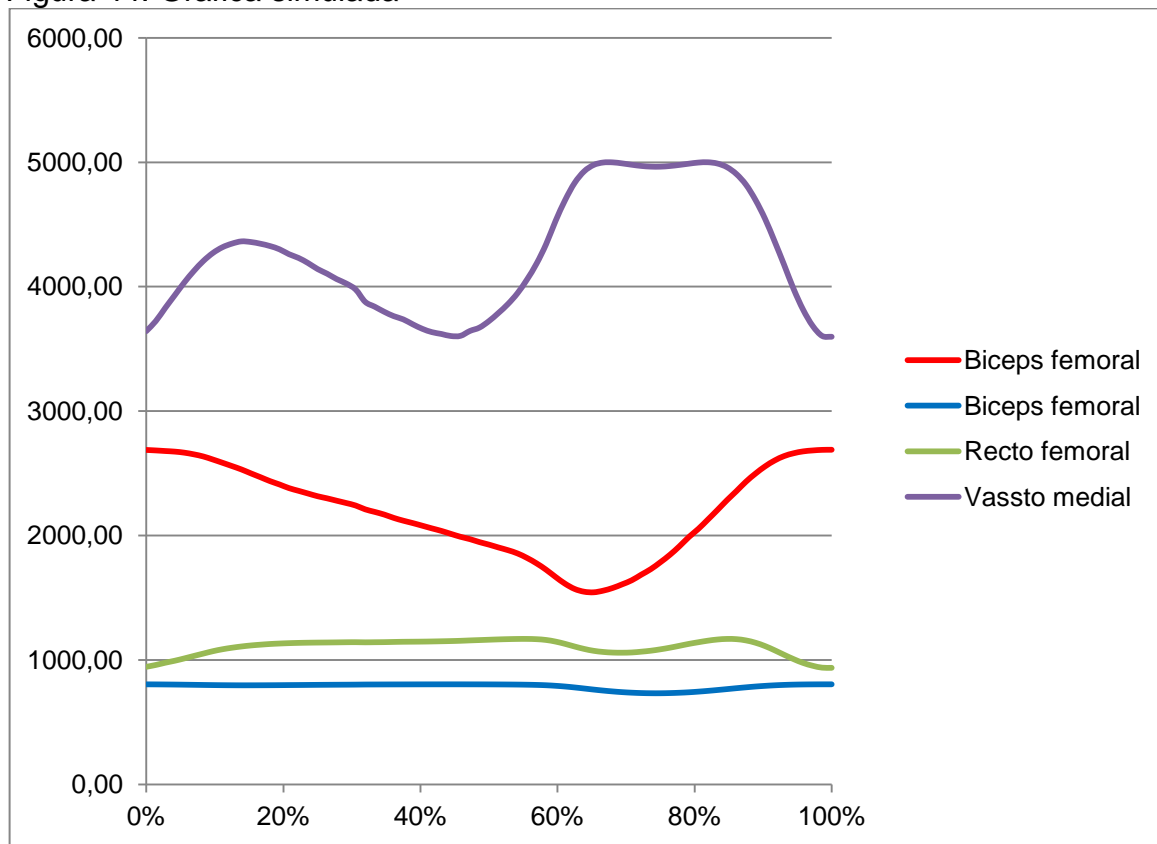
Figura 43. Grafica de la marcha generada por el programa



La edición de la grafica se realiza ahora con la ayuda de los datos recopilados y en el software Excel configurando esto dependiendo del tiempo en el que se realizan los instantes de tiempo para iniciar el ciclo teniendo en cuenta que es el contacto inicial, esto se realiza observando la simulación de la marcha en el

software Opensim en el instante en el cual se genera la reacción en el piso por parte de la respuesta a la carga que genera el peso corporal de la persona, que en este caso es de 75,13 Kg con el cual trabaja el software para desarrollar el cálculo de las fuerzas musculares. En la figura 44 se muestra la gráfica de las fuerzas musculares en este caso respecto al porcentaje del ciclo de la marcha humana.

Figura 44. Grafica simulada



Los datos recopilados por el programa para cada instante de la marcha humana se encuentran en la tabla 4 con los cuales se generó la grafica que se muestra en la figura 44.

Tabla 4. Porcentaje marcha versus Fuerzas musculares

TIEMPO (opensim) (s)	Porcentaje	Biceps femoral (N)	Biceps femoral (N)	Recto femoral(N)	Vasto medial (N)	Fase de la marcha
1,233	0,0%	2686,71	802,69	944,34	3642,71	CONTACTO INICIAL
1,250	1,4%	2682,92	802,32	959,12	3723,30	
1,267	2,8%	2678,09	801,70	977,28	3829,64	
1,283	4,2%	2673,38	800,93	993,34	3931,87	
1,300	5,6%	2664,92	799,96	1011,88	4034,00	
1,317	6,9%	2651,55	798,90	1031,72	4125,97	

Tabla 4. (Continuación)

TIEMPO (opensim) (s)	Porcent aje	Biceps femoral (N)	Biceps femoral (N)	Recto femoral (N)	Vassto medial (N)	Fase de la marcha
1,333	8,3%	2634,28	797,80	1050,90	4206,58	
1,350	9,7%	2609,95	796,79	1070,05	4270,66	
1,367	11,1%	2584,06	795,99	1085,65	4316,83	
1,383	12,5%	2557,59	795,45	1097,92	4345,98	RESPUESTA A LA CARGA
1,400	13,9%	2530,23	795,09	1108,07	4364,06	
1,417	15,3%	2498,56	795,20	1116,36	4358,86	
1,433	16,7%	2468,02	795,46	1122,60	4345,15	
1,450	18,1%	2436,57	795,81	1128,01	4326,59	
1,467	19,4%	2409,61	796,28	1131,84	4300,39	
1,483	20,8%	2380,33	796,95	1134,84	4261,01	
1,500	22,2%	2358,61	797,43	1137,01	4230,92	
1,517	23,6%	2336,93	798,04	1138,50	4189,77	
1,533	25,0%	2315,28	798,70	1139,50	4141,79	
1,550	26,4%	2298,30	799,17	1140,21	4104,38	
1,567	27,8%	2279,34	799,67	1141,08	4061,28	
1,583	29,2%	2260,84	800,05	1142,11	4026,09	
1,600	30,6%	2240,68	800,53	1142,60	3977,35	
0,400	31,9%	2210,02	801,35	1141,49	3878,41	APOYO MEDIO
0,417	33,3%	2189,45	801,63	1142,32	3839,29	
0,433	34,7%	2168,07	801,90	1143,02	3798,41	
0,450	36,1%	2141,30	802,10	1144,64	3763,30	
0,467	37,5%	2119,12	802,24	1146,00	3737,49	
0,483	38,9%	2099,66	802,44	1146,58	3697,74	
0,500	40,3%	2078,64	802,61	1147,29	3661,57	
0,517	41,7%	2057,34	802,72	1148,43	3635,12	
0,533	43,1%	2036,99	802,78	1149,99	3620,27	
0,550	44,4%	2013,20	802,84	1151,61	3603,75	
0,567	45,8%	1989,94	802,84	1153,80	3604,92	
0,583	47,2%	1970,85	802,68	1156,95	3644,27	
0,600	48,6%	1947,13	802,56	1159,61	3671,31	
0,617	50,0%	1926,85	802,32	1162,41	3723,62	APOYO TERMINAL
0,633	51,4%	1903,97	801,95	1165,11	3788,98	
0,650	52,8%	1882,28	801,48	1167,17	3860,95	
0,667	54,2%	1856,16	800,79	1168,62	3947,95	
0,683	55,6%	1819,93	799,71	1168,89	4057,80	
0,700	56,9%	1776,56	798,11	1166,77	4185,39	
0,717	58,3%	1725,55	795,54	1160,53	4341,09	

Tabla 4. (Continuación)

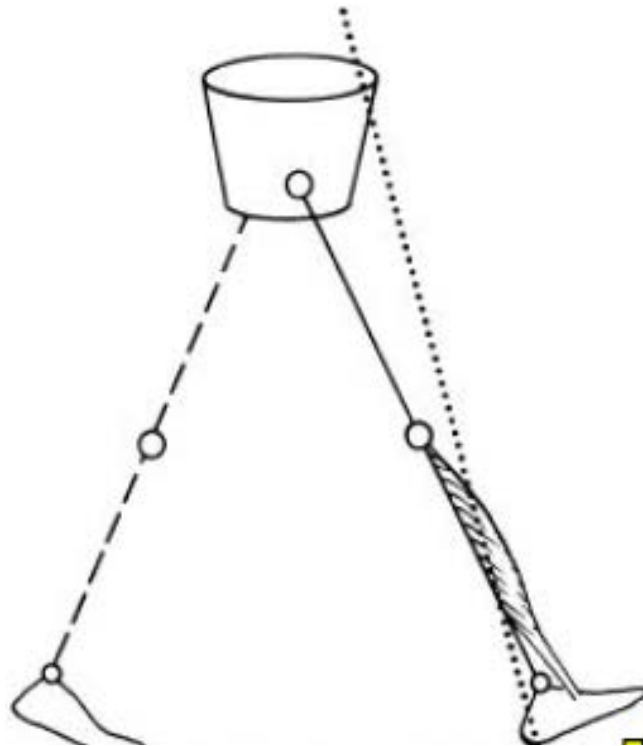
TIEMPO (opensim) (s)	Porcent aje	Biceps femoral (N)	Biceps femoral (N)	Recto femoral (N)	Vassto medial (N)	Fase de la marcha
0,733	59,7%	1667,25	791,22	1147,38	4528,87	
0,750	61,1%	1612,82	785,56	1128,94	4695,75	PRE BALANCEO
0,767	62,5%	1571,04	778,24	1107,72	4833,66	
0,783	63,9%	1548,90	769,95	1088,32	4926,73	
0,800	65,3%	1544,20	761,42	1073,16	4978,12	
0,817	66,7%	1557,38	753,64	1063,99	4997,74	
0,833	68,1%	1579,02	746,82	1059,01	4998,86	
0,850	69,4%	1608,44	741,17	1057,97	4990,55	
0,867	70,8%	1640,75	736,95	1059,87	4979,66	
0,883	72,2%	1685,82	734,05	1066,16	4970,06	
0,900	73,6%	1730,02	732,60	1073,95	4964,63	
0,917	75,0%	1785,05	732,50	1085,12	4964,25	
0,933	76,4%	1844,63	733,90	1098,18	4969,51	
0,950	77,8%	1913,00	736,48	1113,38	4978,19	
0,967	79,2%	1987,84	740,17	1128,93	4988,32	
0,983	80,6%	2053,41	745,27	1142,28	4997,35	
1,000	81,9%	2128,30	751,23	1154,79	4999,67	
1,017	83,3%	2204,74	757,99	1164,18	4989,49	
1,033	84,7%	2283,35	765,13	1168,82	4960,26	
1,050	86,1%	2356,45	772,39	1166,95	4904,60	
1,067	87,5%	2432,27	779,19	1156,83	4819,31	
1,083	88,9%	2497,22	785,54	1138,14	4696,33	
1,100	90,3%	2554,64	790,75	1111,31	4545,71	
1,117	91,7%	2601,81	795,07	1077,68	4365,37	
1,133	93,1%	2637,44	798,23	1041,16	4176,40	
1,150	94,4%	2660,21	800,48	1006,29	3981,95	
1,167	95,8%	2675,15	801,79	975,54	3815,17	
1,183	97,2%	2682,73	802,50	952,88	3685,50	
1,200	98,6%	2687,39	802,84	937,58	3604,43	
1,217	100,0%	2688,24	802,86	936,14	3597,74	

De los datos anteriores obtenemos los diferentes instantes de tiempo y porcentaje de la marcha y se reinicia cada vez que se completa un paso o sea al 100%. Debido a la complejidad de realizar un análisis de este sistema en forma dinámica se realizaron análisis estáticos en cada segmento de la marcha, los momentos analizados son; Contacto inicial, respuesta a la carga, apoyo medio, apoyo terminal y pre balanceo.

4.3 FASES DE LA MARCHA

4.3.1 Contacto inicial. En esta fase de la marcha “el talón se encuentra en posición neutra de 90° , o quizás con una flexión plantar de 3° , contactando al piso con un ángulo de 25° . La rodilla se encuentra flexionada de 0 a 5° y la cadera con una flexión de 30° ”¹, con este dato de la posición de la rodilla y la ecuación 2 y 3 se puede determinar la fuerza que está realizando el músculo en esa posición de la flexión de rodilla. Durante este instante de tiempo el peso genera un vector que pasa por la parte posterior del tobillo y anteriores de la rodilla y la pelvis. La representación de la línea de acción de este vector se muestra en la figura 45.

Figura 45. Línea de carga que genera el peso.

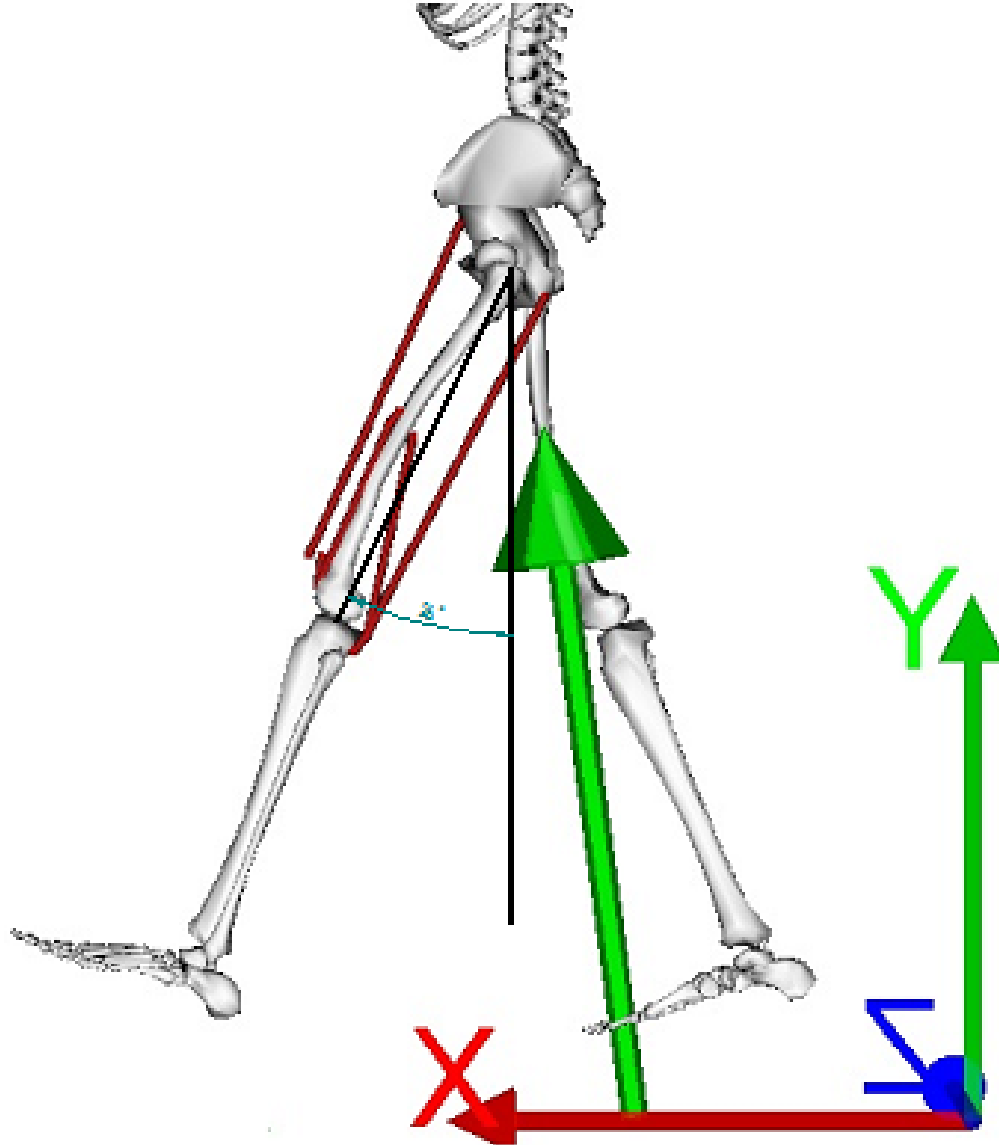


Fuente: Luis Miguel De Leonardo Girand

Para el desarrollo del sistema estático se requiere determinar en cada fase de la marcha los diferentes ángulos en los que se encuentran los huesos de la pierna para así poder determinar los cosenos directores de cada músculo y la fuerza respectiva que se ejerce sobre la rodilla, este modelo se muestra en la figura 46.

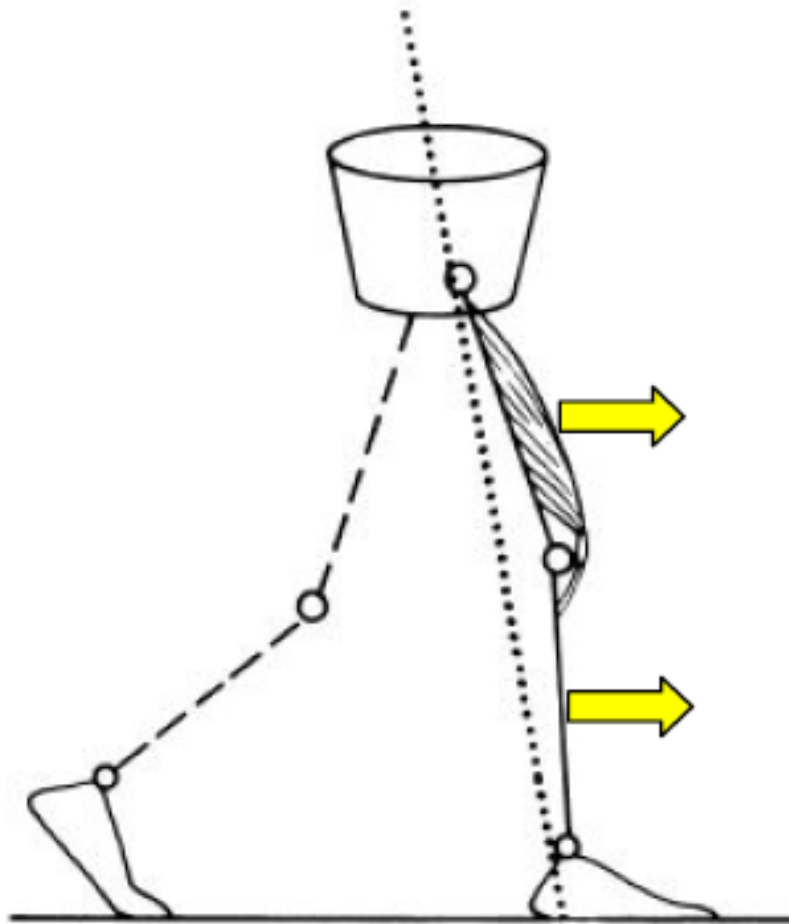
¹ Ob. Cit. DE LEONARDO GIRAND, Luis Miguel Cap. 3 pág. 11

Figura 46. Contacto inicial en Opensim



4.3.2 Respuesta a la carga. Es la fase de la marcha en la cual el pie está completamente apoyado lo cual genera una estabilidad en la movilidad y permite que inicie la fase de balanceo en el pie opuesto que está finalizando el ciclo. Para este instante de la marcha la rodilla se flexiona 15° en condiciones normales pero dado que tiene que compensar que la articulación del pie no existe también tiene que cubrir este movimiento entonces incrementa el mismo número de grados en los que está la flexión plantar que son entre 5° y 8° . En este instante de tiempo la línea de la carga se encuentra en la dirección entre la articulación del tobillo y la articulación de la pelvis, lo cual se muestra en la figura 47. También se tiene en cuenta que la tibia y el fémur tienen un movimiento en dirección de la marcha como muestran los vectores amarillos.

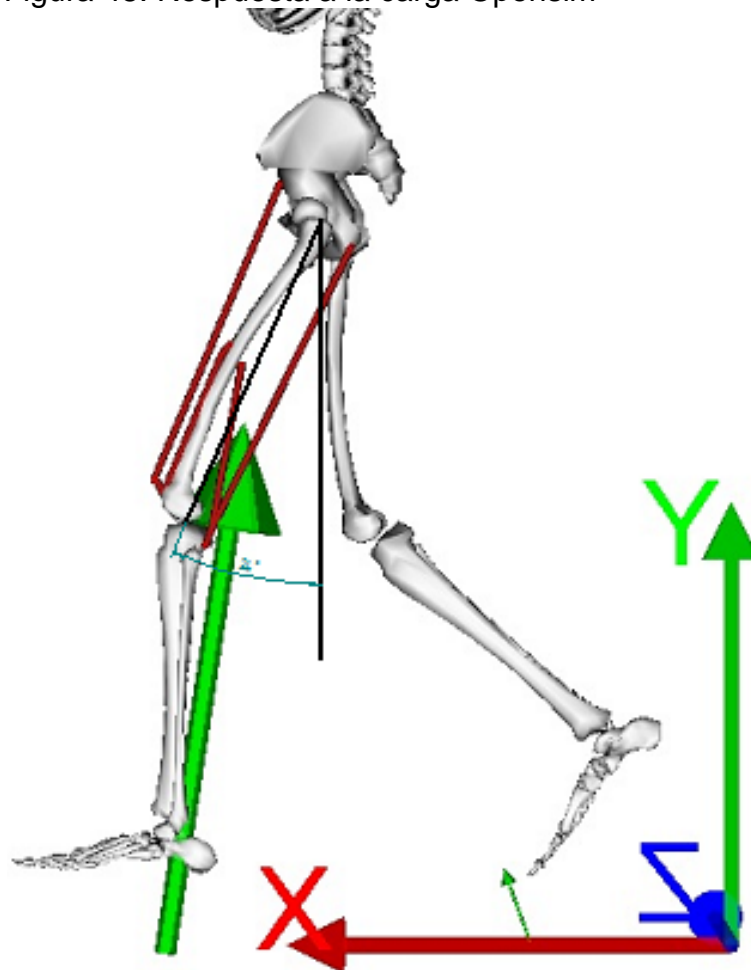
Figura 47. Línea de carga de la fase de respuesta a la carga



Fuente: Luis Miguel De Leonardo Girand

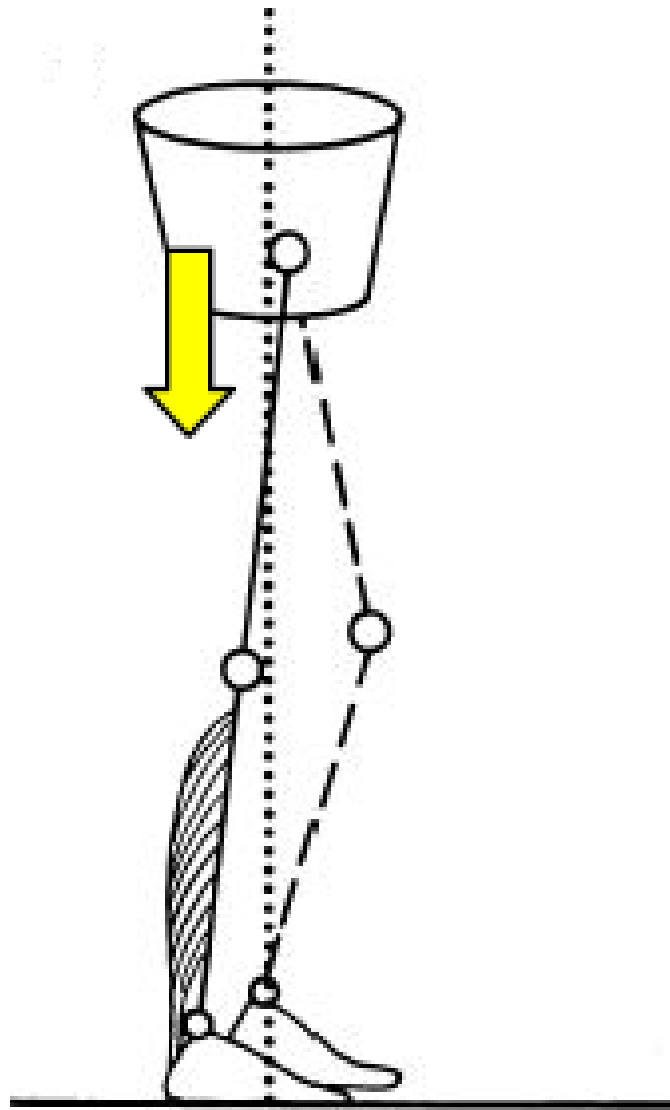
Para el desarrollo del sistema estático se requiere determinar en cada fase de la marcha los diferentes ángulos en los que se encuentran los huesos de la pierna para así poder determinar los cosenos directores de cada músculo y la fuerza respectiva que se ejerce sobre la rodilla, este modelo se muestra en la figura 48. En esta fase de la marcha se encuentra el cerca del 100 por ciento del peso corporal y esta pierna comienza a recibir hasta el doble del peso corporal en marcha normal, si esta marcha es rápida el pie puede recibir hasta cinco veces el peso del paciente.

Figura 48. Respuesta a la carga Opensim



4.3.3 Apoyo medio. Es la sub fase en la cual el movimiento se encuentra apoyado en la totalidad en un pie. En condiciones normales el tobillo tiene una flexión plantar de 5°, en el caso de la prótesis no se tienen ningún tipo de movimiento en esta articulación por lo tanto esta compensación se tiene que ver reflejado con la articulación de la rodilla y realiza un esfuerzo mayor para lograr quedar a 90° respecto al suelo. En la figura 49 se puede ver la dirección que tiene el vector en esta fase de la marcha. En esta fase de la marcha el pie está soportando el doble del peso corporal que tiene el paciente y la dirección del vector que tiene el peso está a 90° respecto al suelo, lo cual favorece para mantener el equilibrio de la persona y los huesos de la pierna trabajan a compresión y no tracción. Por la estructura del hueso humano este soporta mayores cargas a compresión que a tensión o a flexión.

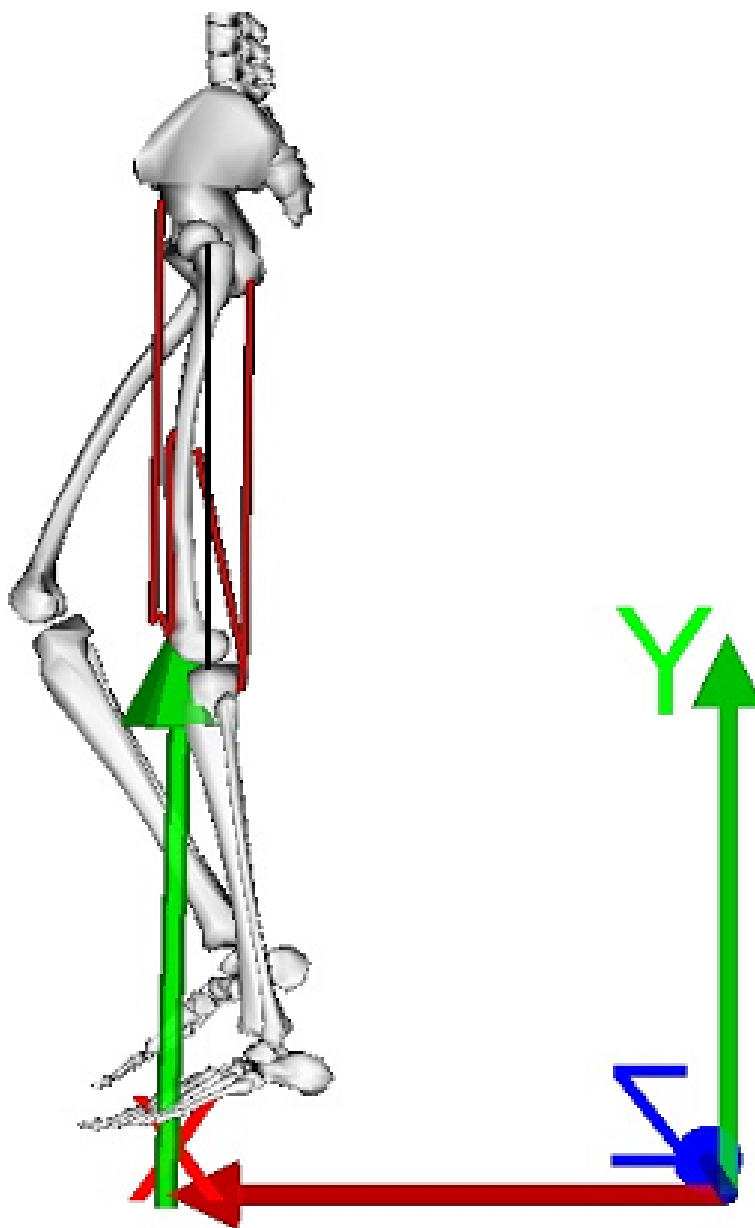
Figura 49. Dirección del vector carga durante la fase de apoyo medio



Fuente: Luis Miguel De Leonardo Girand

Para el desarrollo del sistema estático se requiere determinar en cada fase de la marcha los diferentes ángulos en los que se encuentran los huesos de la pierna para así poder determinar los cosenos directores de cada músculo y la fuerza respectiva que se ejerce sobre la rodilla, este modelo se muestra en la figura 50, en la cual se puede observar la posición de los huesos y que el fémur está en dirección perpendicular al suelo.

Figura 50. Apoyo medio en Opensim

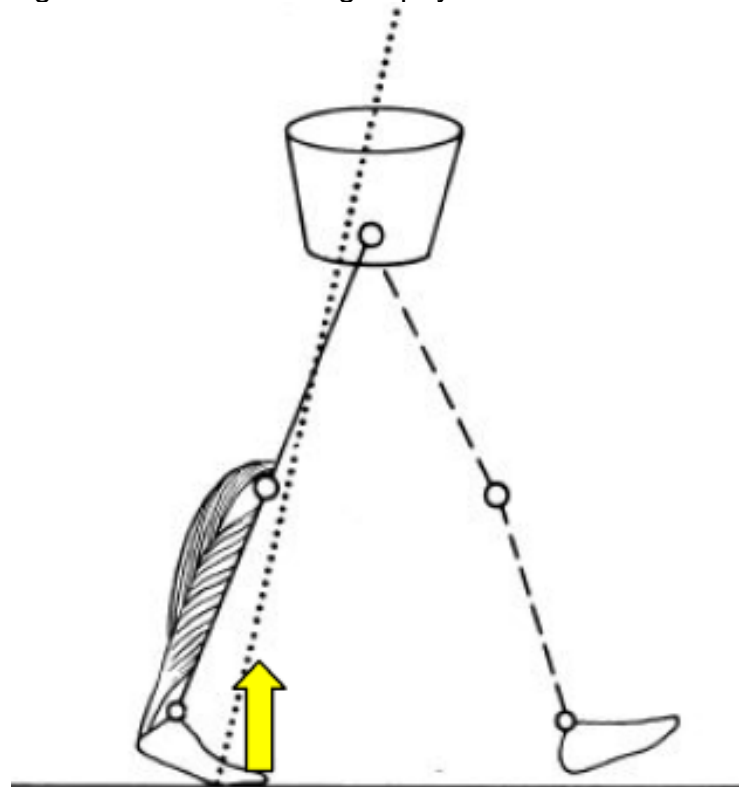


4.3.4 Apoyo terminal. “el objetivo aquí es generar una fuerza propulsiva para continuar con la marcha”¹, en esta fase de la marcha los dedos realizan la función de impulso y despegue del pie en esta etapa el esfuerzo realizado por los músculos posteriores de la tibia y el tendón Aquiles. En condiciones normales el peso corporal se encuentra aplicado en las falanges lo cual genera una dorsiflexión en los dedos. En el caso de un usuario con prótesis con pie SACH la

¹ Ob. Cit. DE LEONARDO GIRAND, Luis Miguel Cap. 3 pág. 14

fuerza generada para realizar el impulso de despegue de los dedos no existe y los músculos superiores de la pierna realizan un esfuerzo para halar el pie para equilibrar la marcha, esto genera que el impulso sea generado por estos grupos musculares al igual que la articulación de la pelvis. En esta fase la rodilla empieza a tener una flexión hacia la parte posterior de la pierna mientras que el peso cae rápidamente a la otra pierna, en la figura 51 se encuentra la línea de carga del peso que en este caso tiene dirección en la parte posterior de la articulación de la cadera y por la parte anterior de la rodilla y de el tobillo. Los movimientos generados por la parte superior de la pierna y la pelvis generan lo que en los pacientes se ve como cojear, estos planteamientos son sustentados por recopilación de información de usuarios de este tipo de prótesis y de un paciente con amputación de dedos que presenta las mismas condiciones para esta fase de la marcha dado que no se tiene el impulso generado por los dedos.

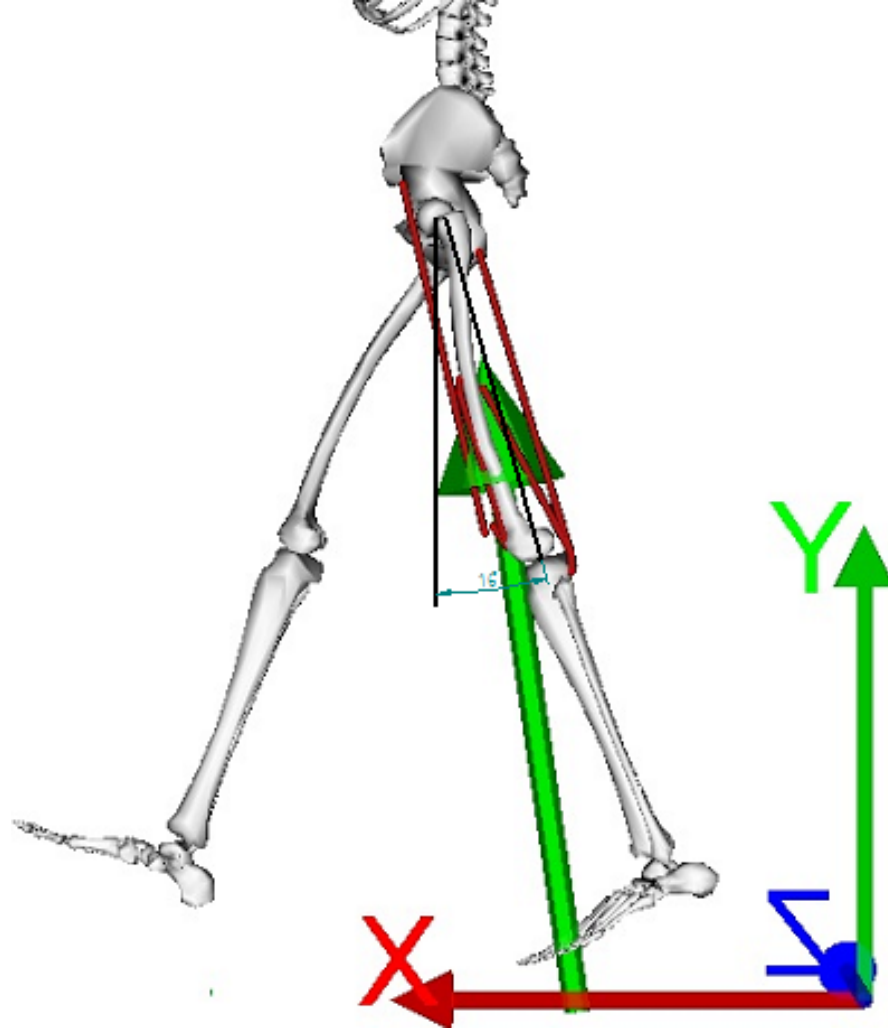
Figura 51. Línea de carga apoyo terminal



Fuente: Luis Miguel De Leonardo Girand

En el modelo planteado por el software Opensim se encuentran los grupos musculares superiores de la pierna y se encuentra la posición en ese instante de tiempo, la dirección que tiene la pierna entrega la fuerza que tienen los vectores fuerza representados por cada músculo. En la figura 52 se encuentra el modelo planteado por el software

Figura 52. Fase de apoyo terminal en el software

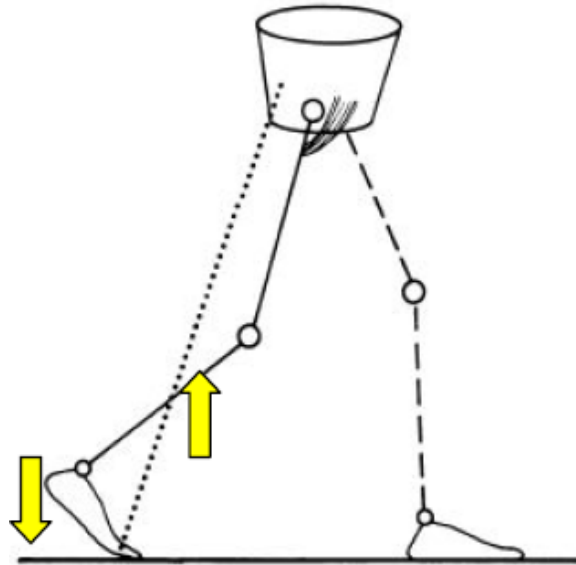


4.3.5 Prebalanceo. “Esta fase se enfoca en la preparación del miembro para iniciar el balanceo”¹, en esta fase de la marcha todo el peso está en el pie opuesto, el vector fuerza del peso corporal se muestra en la figura 53, el cual está pasando por la parte posterior de la pelvis y la rodilla y la parte anterior de el tobillo.

En la figura 54 se encuentra la fase de prebalanceo en el software Opensim, con la cual se muestra el instante exacto en que el pie está a punto de perder contacto con el suelo y que toda la carga del peso corporal la asume el pie opuesto.

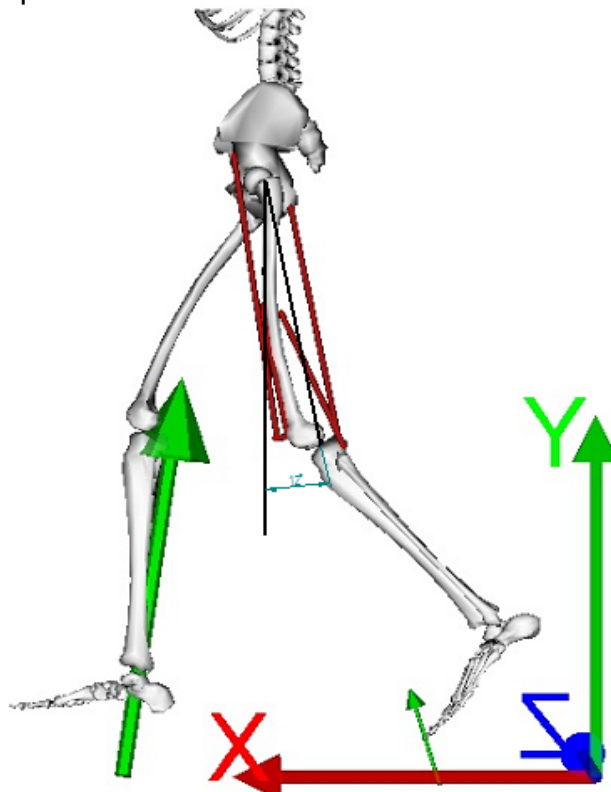
¹ Ob. Cit. DE LEONARDO GIRAND, Luis Miguel Cap. 3 pág. 16

Figura 53. Vector del peso corporal en prebalanceo



Fuente: Luis Miguel De Leonardo Girard

Figura 54. Prebalanceo en el software Opensim



4.4 DETERMINACIÓN DE LA COMPONENTE DEL PESO

4.4.1 Ángulo del vector peso. Durante la marcha humana el peso también juega una parte importante en cuanto a la carga que soporta la pierna durante las diferentes fases de la marcha, que tiene dirección a lo largo del fémur. Teniendo en cuenta que en equilibrio el peso tiene una componente perpendicular al suelo y varía la carga que soporta cada pierna y queda directamente en la rodilla, los ángulos determinados para cada fase de la marcha se encuentran en la tabla 5. Teniendo en cuenta que la masa del individuo estimado que plantea el software Opensim es de 75,13 Kg se determina la relación multiplicando por la aceleración gravitacional el peso en N, los resultados se encuentran en la tabla 6.

Tabla 5. Ángulo del fémur en cada fase de la marcha

Fase	% marcha	Ángulo fémur (deg)	Ángulo fémur (rad)
Contacto inicial	0%	26	0,45379
Respuesta a la carga	13%	24	0,41888
Apoyo medio	32%	90	1,57080
Apoyo terminal	50%	16	0,27925
Pre balanceo	61%	12	0,20944

La componente vectorial del peso se determina multiplicando la magnitud de este por el ángulo que genera. El peso de la persona se muestra en la tabla 6.

Tabla 6. Peso del paciente

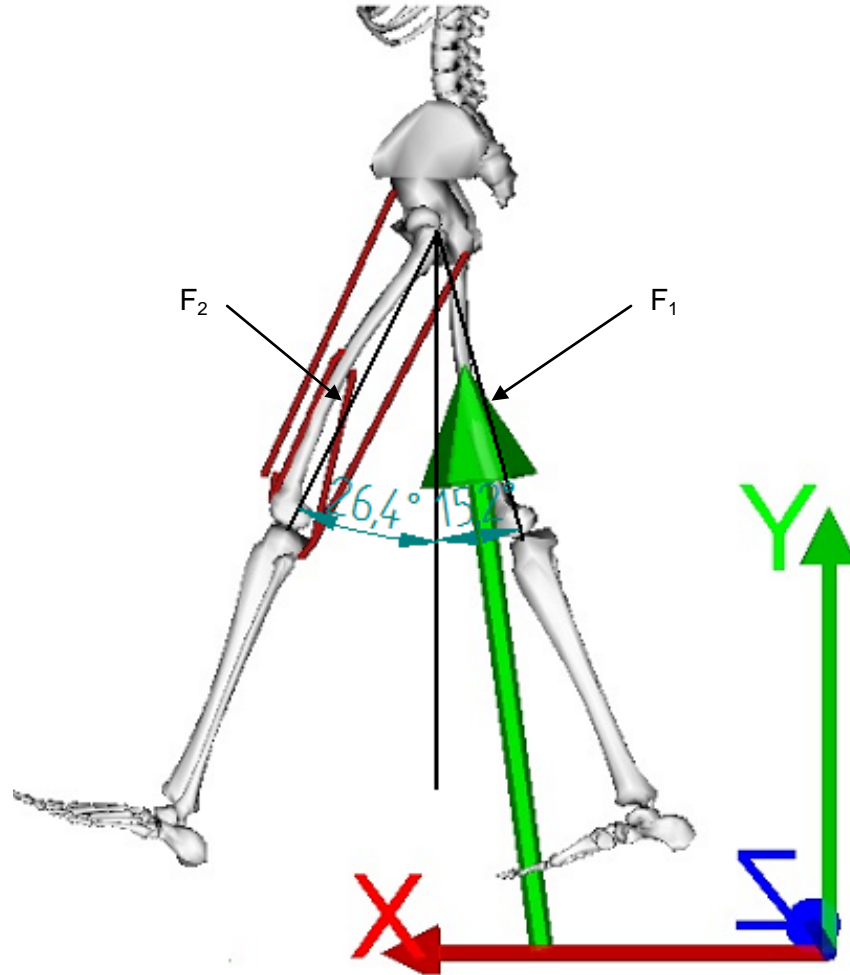
Descripción	Magnitud
Masa (Kg)	75,14
Aceleración de la gravedad (m/s ²)	9,81
Peso (N)	737,06

4.4.2 Componentes vectoriales del peso. Ahora se determinan las componentes de la fuerza que se encuentran en cada pierna para esto se determina F_1 la fuerza presente en la pierna derecha y F_2 para la fuerza presente en la pierna izquierda y se tienen sus respectivos ángulos con respecto al fémur que se determinaron gráficamente como se mostraron en la sección anterior.

Para determinar cada una de las componentes se desarrolla un equilibrio estático de cada uno de los puntos en marcha humana para cada una de sus fases representativas del ciclo. El método usado es repetitivo para todos los casos entonces se planteará el modelo para la fase de contacto inicial y se presentarán

los datos obtenidos para las otras fases de la marcha que se tienen, para esto se muestra el siguiente diagrama de cuerpo libre mostrado en la figura 55. En donde se muestran los respectivos ángulos que se forman entre las piernas durante la marcha en las diferentes fases.

Figura 55. Diagrama de cuerpo libre peso



Con este diagrama se determinan las ecuaciones de equilibrio estático, para esto se encuentran la ecuación 1 para sumatoria de fuerzas en x y la ecuación 2 para la sumatoria de fuerzas en y.

$$\begin{aligned}
 \Sigma F_x &= 0 \\
 \Sigma F_x &= F_{1x} - F_{2x} = 0 \\
 \Sigma F_x &= F_1 \sin(26,4) - F_2 \sin(15,2) = 0 \\
 F_1 \sin(26,4) &= F_2 \sin(15,2) \tag{1}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \Sigma F_y &= 0 \\
 \Sigma F_y &= F_{1y} - F_{2y} = 0
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\Sigma F_x &= -F_1 \cos(26,4) - F_2 \cos(15,2) - 737,06 = 0 \\ -F_1 \cos(26,4) - F_2 \cos(15,2) &= 737,06\end{aligned}\quad (2)$$

Entonces se realiza la solución de la ecuación 1 despejando F_1 y se obtiene lo que se muestra en la ecuación 3.

$$\begin{aligned}F_1 &= F_2 * \left(\frac{\sin(15,2)}{\sin(26,4)} \right) \\ F_1 &= F_2 * (0,5896)\end{aligned}\quad (3)$$

Finalmente sustituyendo en la ecuación 2 se obtiene el valor de F_1 y F_2 y se encuentra la ecuación 4.

$$\begin{aligned}- (F_2 * (0,5896)) * (\cos(26,4) - F_2 * \cos(15,2)) &= 737,06 \\ F_2 &= -493,61\end{aligned}\quad (4)$$

Desarrollando el mismo procedimiento se obtienen los siguientes datos para cada fuerza y su respectiva fase de la marcha humana los resultados se muestran en la tabla 7.

Tabla 7. Resultados fuerza en pierna

	F2	F1
Contacto inicial	-493,61	-291,07
Respuesta a la carga	-522,66	-245,19
Apoyo medio	-737,06	0,00
Apoyo terminal	-322,83	-457,62
Pre balanceo	-248,91	-524,81

Y se obtienen las componentes del vector unitario para esta fuerza los resultados se muestran en la tabla 8.

Tabla 8. Componentes vectoriales vector peso

	Lambda (λ)	
	i	j
Contacto inicial	-0,895712	-0,444635
Respuesta a la carga	-0,913545	-0,406737
Apoyo medio	0	-1
Apoyo terminal	-0,961262	-0,275637
Pre balanceo	-0,978148	-0,207912

4.4.3 Momento generado. Debido a que la fuerza determinada que genera el peso en el cuerpo está directamente en la rodilla se procede a determinar el momento que genera esta fuerza por el traslado al punto de análisis. En la articulación del

tobillo. Para esto se procede a determinar el vector r_Q de la dirección que este tiene, por el método gráfico para cada una de las fases de la marcha que se encuentran discriminadas desde la figura 56 hasta la figura 60.

Figura 56. Vector r_Q Contacto inicial

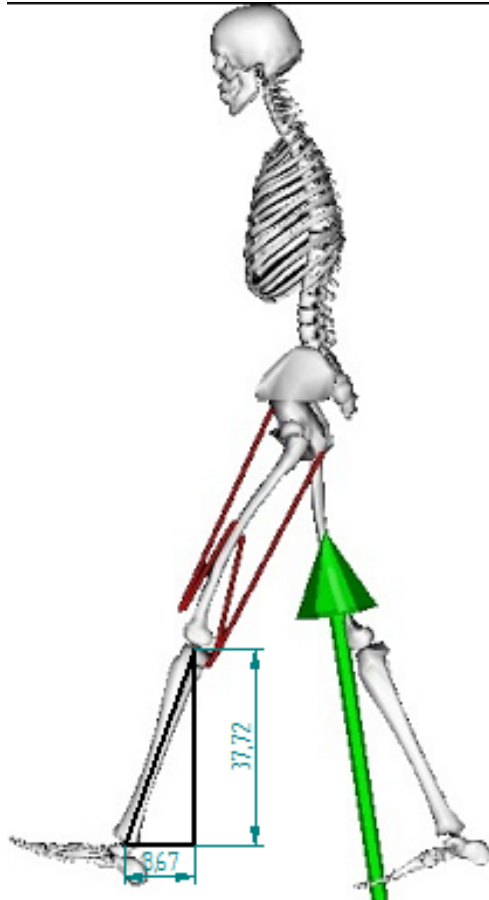


Figura 57. Vector r_Q respuesta a la carga

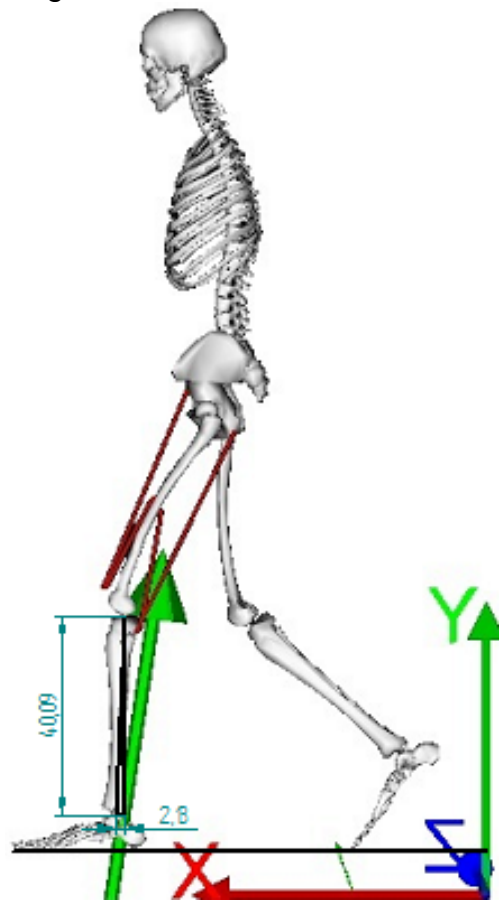


Figura 58. Vector r_Q apoyo medio

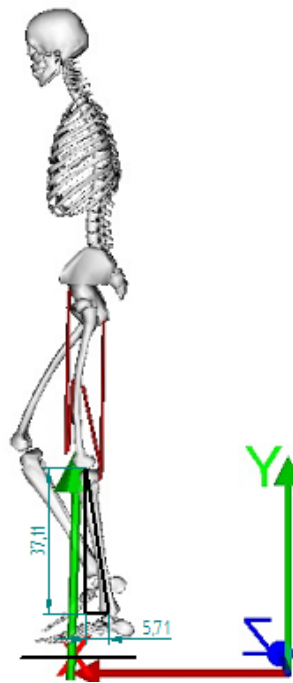


Figura 59. Vector r_Q apoyo terminal

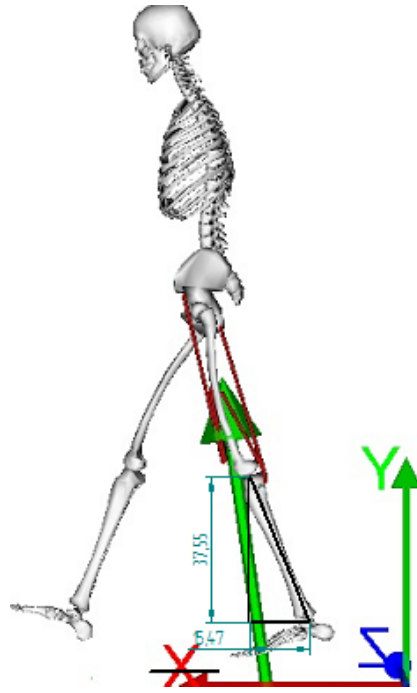
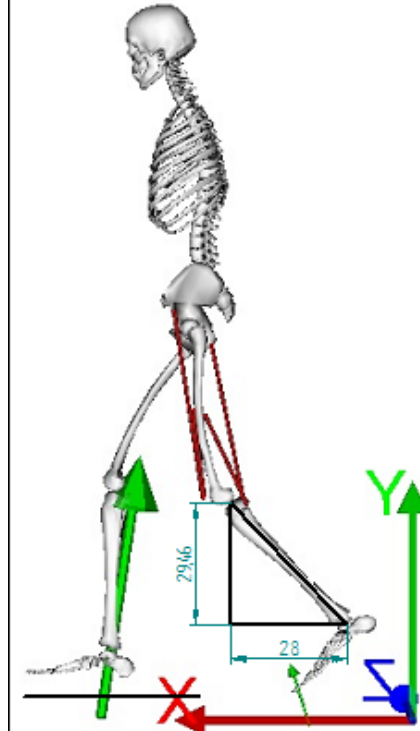


Figura 60. Vector r_Q prebalanceo



4.5 DETERMINACIÓN DE FUERZAS MUSCULARES Y COMPONENTES VECTORIALES

En resumen de los datos recopilados en cuanto a las fases de la marcha y a los músculos se encuentran las respectivas fuerzas y el ángulo que tiene el fémur respecto al plano sagital del cuerpo, en el caso del bíceps femoral de cabeza corta (bifemsh) y el Bíceps femoral de cabeza larga (bifemlh) la fuerza muscular es la sumatoria de los dos dado que el ángulo con el que trabajan es el mismo. Los datos resumidos se encuentran en la tabla 9.

Tabla 9. Fuerzas musculares.

Fase	Tiempo	% marcha	Fuerza del bifemlh_l (n)	Fuerza bifemsh_l (n)	Fuerza rect_fem_l (n)	Fuerza vas_int_l (n)
Contacto inicial	1,233	0%	2686,71	802,69	944,34	3642,71
Respuesta a la carga	1,383	13%	2557,59	795,45	1097,92	4345,98
Apoyo medio	0,4	32%	2210,02	801,35	1141,49	3878,41
Apoyo terminal	0,617	50%	1926,85	802,32	1162,41	3723,62
Pre balanceo	0,75	61%	1612,82	785,56	1128,94	4695,75

Las coordenadas musculares que presentan en el cuerpo humano serán las mismas con o sin la patología que genera la amputación transtibial, lo único que cambia en este caso es la fuerza generada por el músculo que se incrementaría por la ausencia de los músculos tibiales. Por este motivo para encontrar los cosenos directores musculares se retoma el trabajo realizado en la línea de investigación de la Universidad de América titulado “*Modelado por elementos finitos del comportamiento de la rodilla humana sin patología*”¹. Con la información recopilada por estos autores se retoman los datos de las coordenadas de los músculos que se plantean y se calcula el vector unitario lambda (λ). Los autores determinaron las coordenadas de inicio y de final de cada uno de los músculos y aplicando ecuación 5 determinan el vector el cual representa al músculo.

$$A_{inicio} = A_i + A_j$$

$$A_{inicio} = A_i + A_j$$

(5)

¹ RODRIGUEZ, Johan Sebastián y SANCHEZ, Catherine. Modelado por elementos finitos del comportamiento de la rodilla humana sin patología. Trabajo de grado Ingeniero Mecánico. Bogotá DC. Fundación Universidad de América. Facultad de ingeniería. Departamento de ingeniería mecánica, 2012

Ahora se procede a determinar los componentes del vector en i y j ecuación 6.

$$\vec{A} = [(B_i - A_i) + (B_j - A_j)] \quad (6)$$

Ahora se determina el vector unitario o normalizado para la fuerza generada por el músculo, este se determina mediante la ecuación 7.

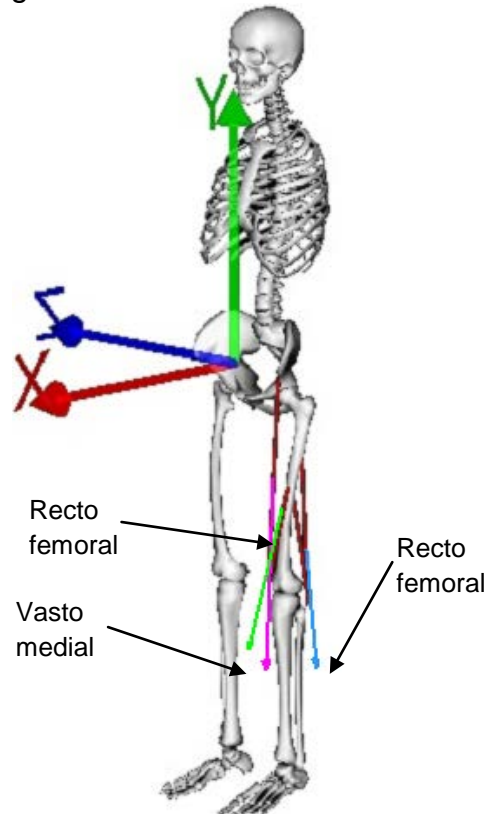
$$\lambda_{AB} = \frac{[(B_i - A_i) + (B_j - A_j)]}{\sqrt{[(B_i - A_i)^2 + (B_j - A_j)^2]}} \quad (7)$$

Ahora se tiene la fuerza muscular multiplicada por el vector unitario para poder realizar el equilibrio estático y trasladar las fuerzas que tenga presentes a un punto de acción en el pilar, esto se muestra en la ecuación 8.

$$\vec{F}_m = |\vec{F}| * \lambda_{AB} \quad (8)$$

En la figura 61 se encuentra los músculos que están trabajando y su respectivo vector de forma grafica.

Figura 61. Vectores de las fuerzas



Recopilando la información desarrollada por Rodríguez y Sánchez¹, se obtienen los siguientes datos del vector para los músculos respectivos aplicando la ecuación 2, posiciones descritas como; inicio (en i y j) y final en (i y j), para determinar el vector lambda, el resumen de los datos recopilados se encuentra en la tabla 10.

Tabla 10. Vectores de los músculos.

	Vector Biceps		Vector Recto femoral		Vector Vasto medial	
	i (m)	j (m)	i (m)	j (m)	i (m)	j (m)
Contacto inicial	0,0832	-0,2955	0,2225	-0,4668	0,1267	-0,179
Respuesta a la carga	0,0229	-0,2988	0,1429	-0,5198	0,087	-0,2065
Apoyo medio	-0,0048	-0,3005	0,0942	-0,5348	0,0665	-0,2099
Apoyo terminal	-0,1292	-0,267	-0,1172	-0,5426	-0,0188	-0,233
Pre balanceo	-0,0979	-0,2653	-0,0467	-0,5792	0,0064	-0,2564

Con los datos recopilados se determina el vector lambda aplicando la ecuación 3, los datos de lambda para cada músculo se encuentran en la tabla 11.

Tabla 11. Vector lambda para cada músculo

	Lambda (λ)					
	i (m)	j (m)	i (m)	j (m)	i (m)	j (m)
Contacto inicial	0,2710	-0,9626	0,4303	-0,9027	0,5777	-0,8162
Respuesta a la carga	0,0764	-0,9971	0,2651	-0,9642	0,3883	-0,9216
Apoyo medio	-0,0160	-0,9999	0,1735	-0,9848	0,3020	-0,9533
Apoyo terminal	-0,4356	-0,9002	-0,2111	-0,9775	-0,0804	-0,9968
Pre balanceo	-0,3462	-0,9382	-0,0804	-0,9968	0,0250	-0,9997

Determinado el vector lambda se realiza la multiplicación de la fuerza por cada componente en i y en j para así tener el vector simplificado en componentes realizar la sumatoria de fuerzas en x y en y, los resultados de esta multiplicación se encuentran en la tabla 12. La sumatoria realizada para determinar el vector resultante en x y en y se muestran los resultados en la tabla 13.

¹ Ob. Cit RODRIGUEZ, Johan Sebastián y SANCHEZ, Catherine Pág. 63 a 67

Tabla 12. Componentes vectoriales de las fuerzas

	Componentes Biceps femoral		Componentes recto femoral		Componentes vasto medial	
	i (N)	j (N)	i (N)	j (N)	i (N)	j (N)
Contacto inicial	945,693	-3358,801	406,322	-852,453	2104,533	-2973,255
Respuesta a la carga	256,225	-3343,230	291,036	-1058,648	1687,353	-4005,040
Apoyo medio	-48,096	-3010,992	198,014	-1124,181	1171,366	-3697,290
Apoyo terminal	-1188,764	-2456,656	-245,418	-1136,211	-299,473	-3711,559
Pre balanceo	-830,311	-2250,067	-90,730	-1125,286	117,174	-4694,287

Tabla 13. Sumatoria de fuerzas en x y en y

	Sumatoria de fuerzas	
	I (N)	J (N)
Contacto inicial	3456,547	-7184,510
Respuesta a la carga	2234,614	(8406,917)
Apoyo medio	1321,284	-7832,463
Apoyo terminal	-1733,656	-7304,426
Pre balanceo	-803,867	-8069,640

4.6 DETERMINACIÓN DEL MOMENTO GENERADO

Teniendo en cuenta las propiedades de los vectores como la que se presenta en la ecuación 9, que corresponde al producto cruz de vectores unitarios para determinar componentes en i, j y k, posteriormente se realiza el cálculo del momento generado por una fuerza muscular.

$$\begin{aligned}
 k &= i \times j & -j &= i \times k & 0 &= i \times i \\
 i &= j \times k & -k &= j \times i & 0 &= j \times j \\
 j &= k \times i & -i &= k \times j & 0 &= k \times k
 \end{aligned}
 \tag{9}$$

Para realizar el cálculo del momento generado por cada fuerza en las diferentes fases de la marcha en las que se encuentra, se determina un punto Q al cual se trasladaran las fuerzas que existen en la rodilla. Teniendo en cuenta que la distancia se toma desde el punto donde termina el músculo hasta donde se quiere realizar el traslado de las fuerzas. El punto Q se determina arbitrariamente en este caso se determina para la articulación del tobillo. Para este caso el punto final de contacto de los músculos anteriores al fémur como son el recto femoral y el vasto, están en el mismo lugar, por ende el vector r de estos dos es el mismo. Para determinar estos vectores se realiza en base a la anatomía humana que presenta el programa y se realiza la medición de estos para cada una de las fases de la marcha, esto dado que la posición de la tibia varía en cada instante de tiempo, los datos recopilados se pueden encontrar desde la figura 62 hasta la figura 68.

Figura 62. Vector r_Q contacto inicial

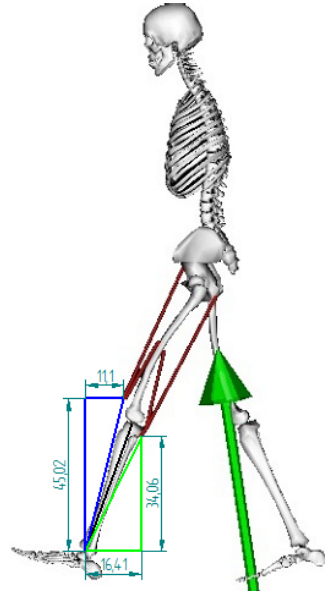


Figura 63. Vector r_Q respuesta a la carga

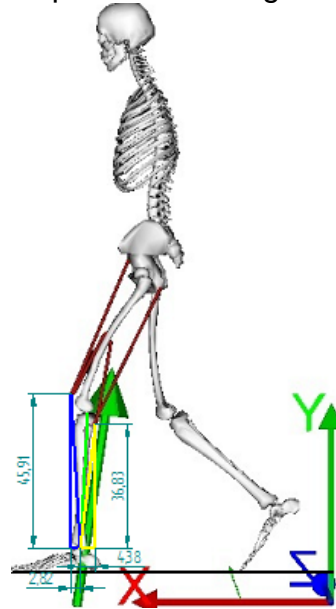


Figura 64. Vector r_Q apoyo medio

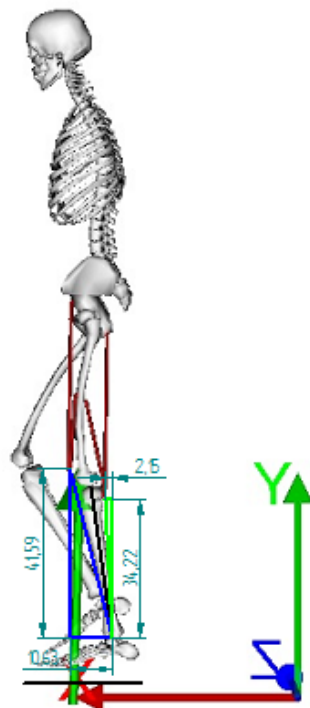


Figura 65 Vector r_Q apoyo terminal

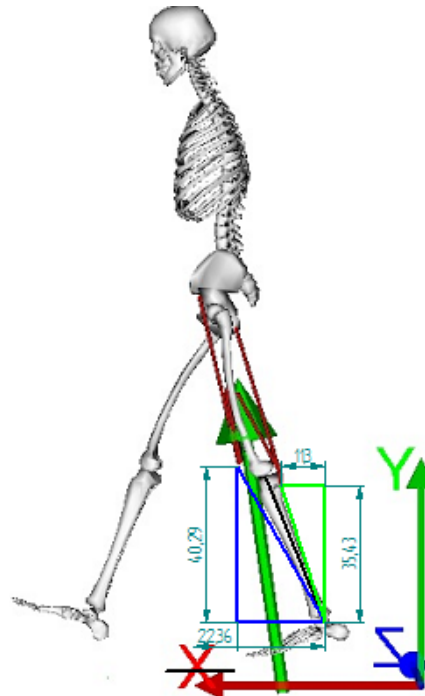
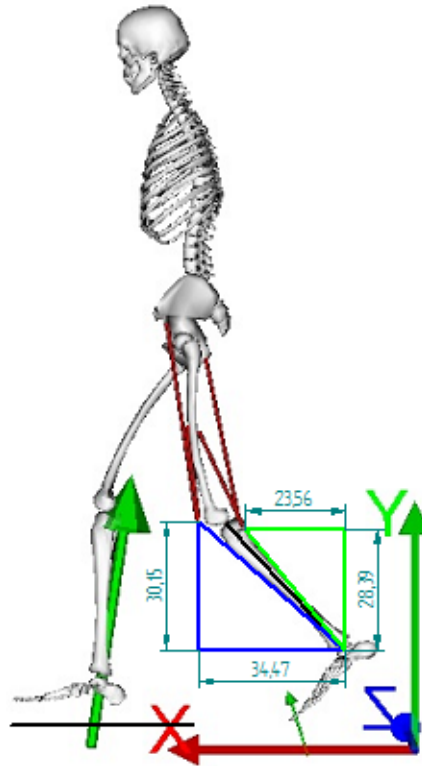


Figura 65. Vector r_Q prebalanceo



En la tabla 14 se encuentran los resultados vectoriales del vector r para cada músculo y el peso por fase de la marcha en la que se encuentra.

Tabla 14. Vector r por músculo y fase de marcha

	Vector R_q componentes Biceps femoral		Vector R_q Componentes recto femoral		Vector R_q Componentes vasto medial		Peso	
	i (m)	j (m)	i (m)	j (m)	i (m)	j (m)	i (m)	j (m)
Contacto inicial	-0,1641	0,3406	0,111	0,4502	0,111	0,4502	-0,1367	0,3772
Respuesta a la carga	-0,0213	0,3683	0,0282	0,4591	0,0282	0,4591	-0,0213	0,4009
Apoyo medio	0,0215	0,3422	0,1063	0,4159	0,1063	0,4159	0,0571	0,3711
Apoyo terminal	0,113	0,3543	0,2236	0,4029	0,2236	0,4029	0,1547	0,3755
Pre balanceo	0,2356	0,2839	0,3447	0,3015	0,3447	0,3015	0,28	0,2946

Con los datos del vector r se procede a calcular el momento resultante por el traslado de las fuerza, este momento es calculado con la ecuación 10. Que es el producto cruz del vector fuerza con el vector r .

$$M = \vec{r} \times \vec{F}_m = \begin{vmatrix} i & j & k \\ r_i & r_j & 0 \\ F_{m_i} & F_{m_j} & 0 \end{vmatrix} = \left[(r_i * F_{m_j}) - (r_j * F_{m_i}) \right] \quad (10)$$

Realizando la resolución de este producto cruz se determina el momento generado por el traslado de las fuerzas generada por el músculo y en cada una de las fases de marcha que se está analizando. El resumen de los datos obtenidos se encuentra en la tabla 15.

Tabla 15. Momentos generados

	Momento Biceps femoral		Momento recto femoral		Momento vasto medial		Momento peso	
	k (Nm)	-k(Nm)	k (Nm)	-k(Nm)	k (Nm)	-k(Nm)	k (Nm)	-k(Nm)
Contacto inicial	551,18	322,10	-94,62	182,93	-330,03	947,46	166,77	30,00
Respuesta a la carga	71,21	94,37	-29,85	133,61	-112,94	774,66	191,42	4,53
Apoyo medio	-64,74	-16,46	119,50	82,35	-393,02	487,17	0,00	-42,09
Apoyo terminal	277,60	-421,18	254,06	-98,88	-829,90	120,66	116,52	-13,77
Pre balanceo	530,12	-235,73	387,89	-27,36	1618,12	35,33	-71,73	-14,49

Teniendo los momentos generados por el traslado de las fuerzas y dado que todos los momentos se están realizando en el eje Z se puede realizar la suma directa de cada uno de los momentos generados en la fase del ciclo de la marcha respectiva, el resumen de estos datos se muestra en la tabla 16.

Tabla 16. Momentos totales

	Momento total Biceps femoral (Nm)	Momento total recto femoral (Nm)	Momento total vasto medial (Nm)	Momento Total peso (Nm)	Momento Total generado
Contacto inicial	229,08	-277,55	-1277,49	-196,78	-1522,74
Respuesta a la carga	-23,16	-163,47	-887,61	-195,95	-1270,18
Apoyo medio	-48,28	-201,85	-880,19	42,09	-1088,24
Apoyo terminal	143,58	-155,18	-709,25	-102,76	-823,61
Pre balanceo	-294,39	-360,53	-1653,45	-57,24	-2365,61

Con los datos recopilados por las fuerzas musculares y el peso se encuentran las fuerzas totales que se encuentran en el punto de análisis Q, para desarrollar el equilibrio estático. Estos datos se encuentran en la tabla 17 y en las figura 66 a la 70 se encuentra el diagrama de cuerpo libre con las respectivas fuerzas y el

momento que se generó en el punto Q por el traslado de las fuerzas musculares y la representada por el peso. Se desarrolla un sistema de equilibrio estático para determinar la reacción en los apoyos por cada fase de la marcha.

Tabla 17. Fuerzas totales en el punto de análisis Q

Fuerzas totales en punto q	Total	
	i(N)	j(N)
Contacto inicial	3014,414	-7403,987
Respuesta a la carga	1757,137	-8619,504
Apoyo medio	1321,284	-8569,520
Apoyo terminal	-2043,975	-7393,409
Pre balanceo	-1047,335	-8121,391

Figura 66. Diagrama cuerpo libre Contacto inicial

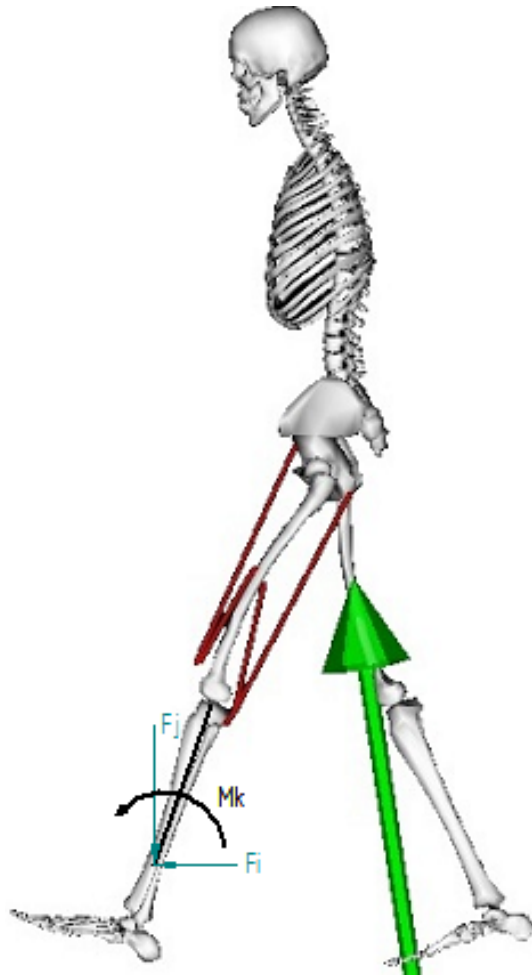


Figura 67. Diagrama cuerpo libre respuesta a la carga

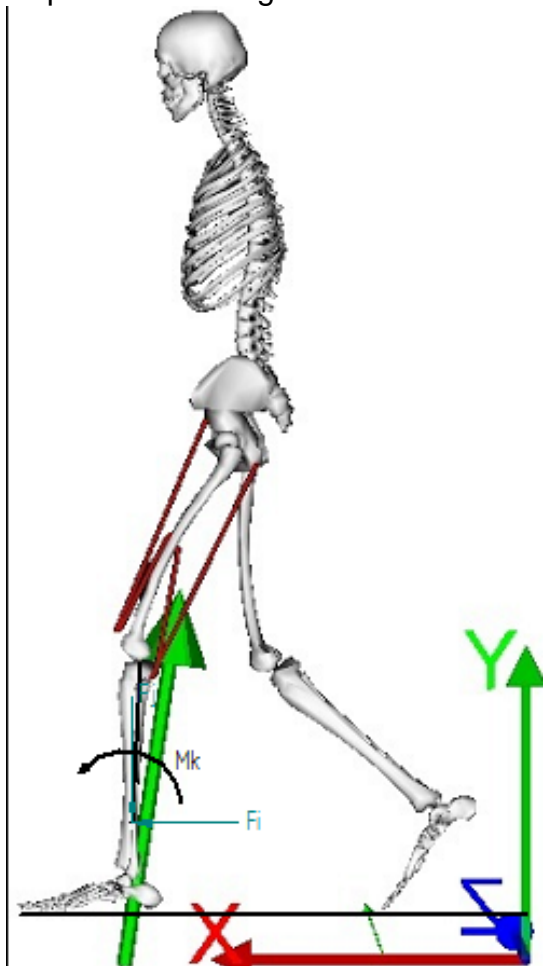


Figura 68. Diagrama cuerpo libre Apoyo medio
 Figura 69. Diagrama cuerpo libre Apoyo terminal

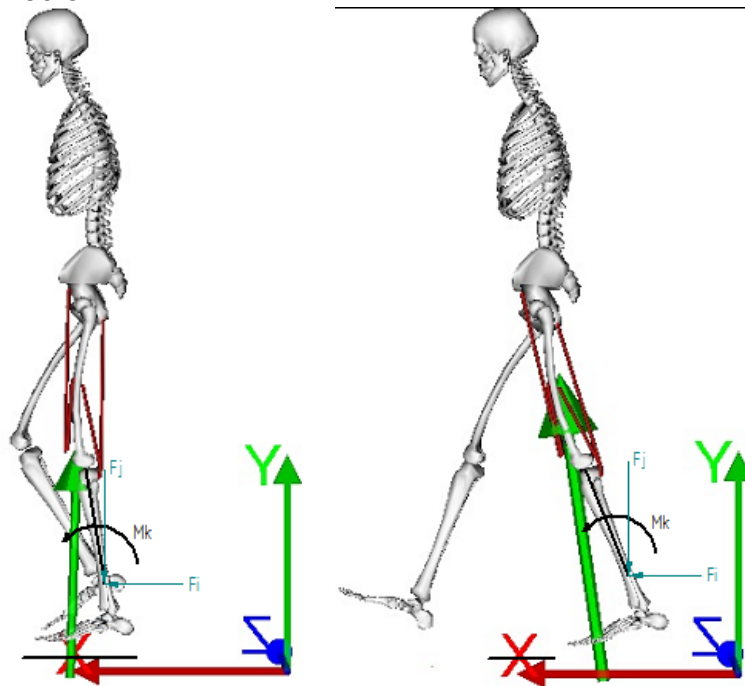
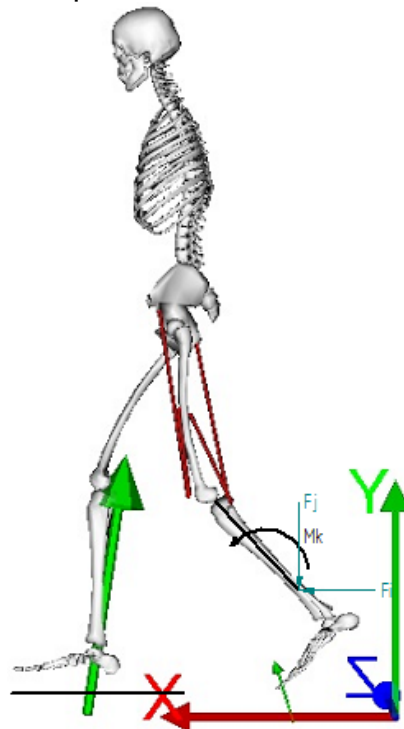


Figura 70. Diagrama cuerpo libre prebalanceo



Con estos diagramas de cuerpo libre se procede a desarrollar el sistema estático para determinar la reacción que genera en el suelo. Para esto se plantean las siguientes ecuaciones se encuentra la ecuación 11 de la sumatoria de fuerzas en X, la ecuación 12 de la sumatoria de fuerzas en Y, todo en el punto de apoyo.

$$\begin{aligned}\Sigma F_x &= 0 \\ \Sigma F_x &= -F_x + F_{Rx} = 0 \\ F_x &= F_{Rx} \\ F_{Rx} &= 7760,43\end{aligned}\tag{11}$$

$$\begin{aligned}\Sigma F_y &= 0 \\ \Sigma F_y &= -F_y + F_{Ry} = 0 \\ F_y &= F_{Ry} \\ F_{Ry} &= 7403,98\end{aligned}\tag{12}$$

Los resultados resumidos de la magnitud de la dirección en sus respectivas direcciones y fases de marcha se muestran en la tabla 18.

Tabla 18. Magnitud y dirección de la reacción por fase de marcha.

Reacciones	i(N)	j(N)	Magnitud	
Contacto inicial	3014,414	7403,987	7994,1047	22,152906
Respuesta a la carga	1757,137	8619,504	8796,7824	11,522204
Apoyo medio	1321,284	8569,520	8670,7822	8,7650813
Apoyo terminal	2043,975	7393,409	7670,7448	-15,45394
Pre balanceo	1047,335	8121,391	8188,6444	-7,348312

5. MODELAMIENTO Y SIMULACIÓN

5.1 MATERIALES USADOS

5.1.1 Materiales termoplásticos. Estos son materiales que tienen propiedades variables con no muy altos cambios de temperatura, en este caso a una elevada temperatura pueden ser moldeados fácilmente y a bajas temperaturas son muy rígidos. Estos materiales son usados para la fabricación de componentes estructurales de las prótesis como son el pie, esto debido a que son fáciles de moldear acorde a las necesidades y son resistentes a las temperaturas de uso. En la tabla 19 se encuentran las propiedades de diferentes termoplásticos que son usados para la fabricación de prótesis. Resumida según los datos obtenidos por Agustín Rayón Fernández¹, se pueden encontrar polipropilenos, polietilenos de baja densidad, polietilenos de alta densidad, polietilenos lineales de baja densidad, copolímero.

Tabla 19. Propiedades Termoplásticos

	modulo elastico (GPa)	alargamiento %	carga rotura traccion (MPa)	Modulo de flexión (GPa)	Dureza Shore D
polipropileno	1,1 - 1,6	100-600	31-42	1,19-1,75	72-74
PEBD	200	20	8 - 10	-	-
PEAD	1000	12	20 - 30	-	-
PELBD	-	16	10 - 30	-	-
polipropileno copolimero	0,7-1,4	450 - 900	28 - 38	0,42- 1,4	67 - 73

5.1.2 Metales. Los elementos de las prótesis que se hacen en metal son pilares, rodillas, componentes internos de los pies. Más que todos los elementos que soportan un mayor trabajo mecánico y es necesario que sean resistentes. Los materiales más usados para este propósito son Aceros, Aluminios y titanio. En la tabla 20 se discrimina cada material con su densidad y el costo que tiene por libra.

Tabla 20. Costo y densidad de materiales metálicos

Metal	Densidad (g/cm ³)	Costo por libra (US\$)
Acero	~7,87	0,1
Aluminio	2,7	0,6
Titanio	4,51	4

Fuente: Agustín Rayón Fernández

¹ Ob. Cit RAYÓN FERNÁNEDZ, Agustín Cap 4 pág. 2

5.1.2.1 Acero. Es uno de los primeros materiales usados en la fabricación de sistemas protésicos junto con la madera, fue seleccionado por ser resistente pero es muy pesado, en la actualidad á sido cambiado por el aluminio y el titanio.

5.1.2.2 Aluminio. El aluminio en sistemas protésicos por encima del acero porque es más liviano y tiene unas propiedades apropiadas para este tipo de trabajo mecánico. El aluminio es principalmente utilizado en tubos conexiones rodillas y tobillos, las propiedades térmicas del aluminio pueden variar dependiendo del tratamiento térmico que se realice para procesarlo o de la aleación que sea.

5.1.2.3 Titanio. Este es el material más liviano y resistente que se puede manejar para sistemas protésicos, el problema es el elevado costo que tiene. El titanio puede ser usado también en implantes en el cuerpo como de cadera y de rodilla dado que tiene propiedades que biológicas que no afectan al cuerpo humano.

Conocer los materiales y las propiedades físicas de los que se usan en prótesis facilita la selección de estos para el diseño de una prótesis o la selección de acuerdo al precio que pueda manejar el paciente, en la tabla 21 se encuentran las propiedades mecánicas que tienen algunos aluminios usados al igual que algunos tipos de aleaciones de titanio.

Tabla 21. Propiedades mecánicas materiales protésicos

Material	Aleación	Resistencia a la tracción MPa	Limite elástico MPa	% de elongación
Aluminio	Forjado con tratamiento térmico			
	1100-O	89,63	34,47	40
	1100-H18	165,47	151,68	10
	3004-O	179,26	68,95	25
	3004-H18	282,69	248,21	9
	4043-O	144,79	68,95	22
	4043-H18	282,69	268,90	1
	5182-O	289,58	131,00	26
	5182-H19	420,58	393,00	4
	Forjado sin tratamiento térmico			
	2024-T4	468,84	324,05	20
	2090-T6	551,58	517,11	6
	4032-T6	379,21	317,16	9
	6061-T4	310,26	275,79	15
7075-T4	572,27	503,32	11	

Fuente: Agustín Rayón Fernández

Tabla 21 (continuación)

Material	Aleación	Resistencia a la tracción MPa	Limite elástico MPa	% de elongación
	Por fundición			
Aluminio	201-T6	482,63	434,37	7
	319-F	186,16	124,11	2
	356-T6	227,53	165,47	3
	380-F	317,16	158,58	3
	390-F	282,69	241,32	1
	443-F	131,00	55,16	8
Titanio puro	99,5% Ti	241,32	172,37	24
Titanio puro	99,0% Ti	551,58	482,63	15
Aleación titanio alpha	99,5% Ti	861,84	779,11	15
Aleación titanio Beta	99,5% Ti	1289,32	1213,48	5

Fuente: Agustín Rayón Fernández

5.2 MODELAMIENTO

Para el desarrollo del modelo de la prótesis se utilizó el pie SACH y sus componentes para el desarrollo de la prótesis transtibial, debido a que el modelo a trabajar está enfocado solamente al pie se realizó un corte a 0,104 m de la articulación del tobillo. Para esto se desarrollaron tres componentes, el pie (figura 71), el acople de la prótesis (figura 72) y el pilar (figura 73).

Figura 71. Pie



Figura 72. Acople de prótesis

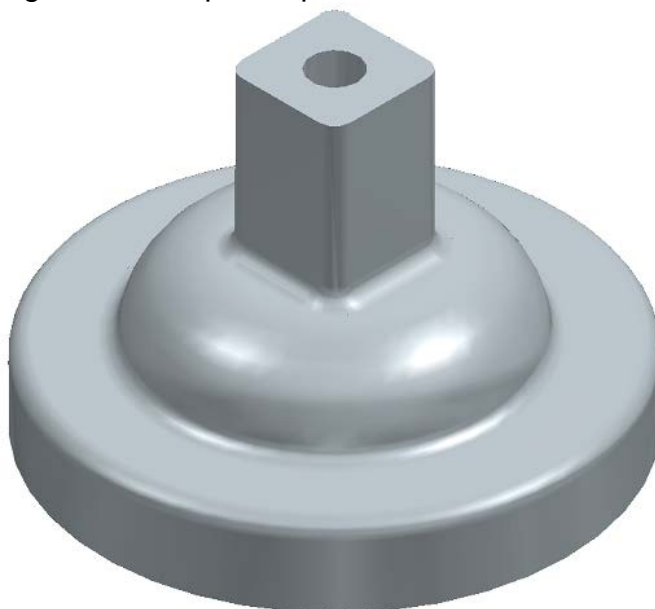


Figura 73.
Pilar



Y finalmente se muestra el conjunto ensamblado para el desarrollo del análisis de la prótesis en sistema estático. El ensamble se puede ver en la figura 74.

Figura 74. Prótesis ensamble



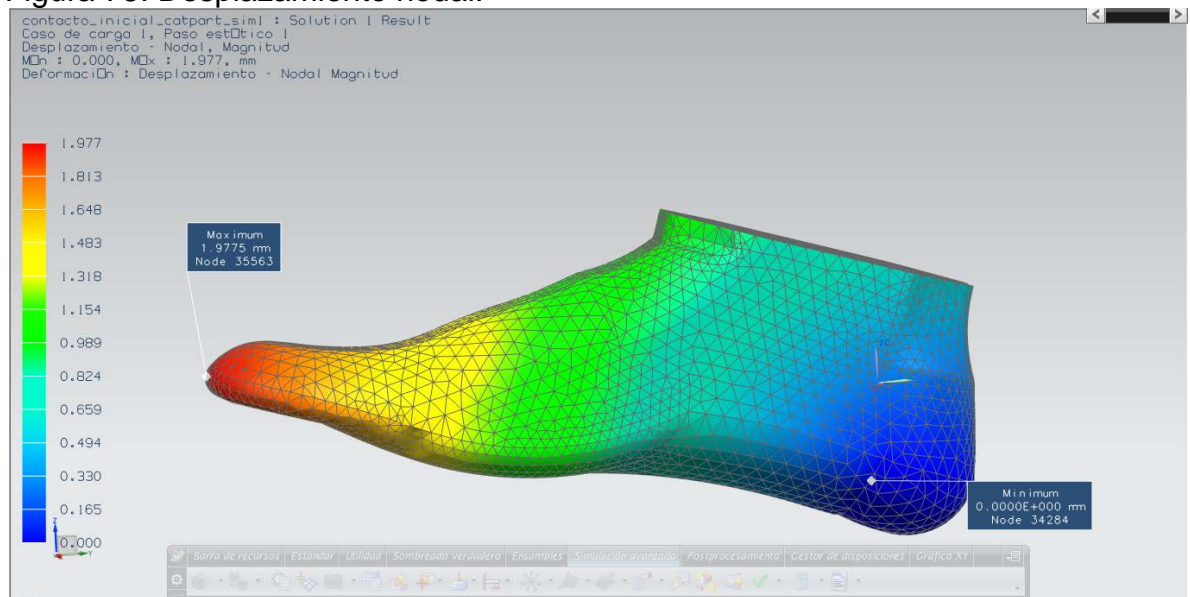
Por efectos prácticos del diseño y del montaje del conjunto en el software Siemens NX se desarrollo un modelo simplificado de una sola pieza para no tener los problemas que se presentaban en cuanto a la resolución del modelo por elementos finitos. El modelo simplificado se muestra en la figura 71 que es solo el pie. La ventaja de majear un modelo simplificado a una sola pieza radica a que el proceso de de ensamble puede presentar errores durante su ejecución por no dejar piezas totalmente fijas en sus relaciones. Para este caso la prótesis que se trabajo se realizará el análisis en la superficie de acople entre el pilar y el pie y solo se evaluara la resistencia del pie. El material seleccionado para el desarrollo de este análisis es el polipropileno, dado que es uno de los más usados para la elaboración de partes para prótesis por su fácil moldeo por ser termoformable al igual que sus propiedades mecánicas, que son apropiadas para las funciones requeridas en este modelo.

5.3 SIMULACIÓN DE LA MARCHA

Para la simulación de la marcha, al igual que el análisis estático se realiza por partes cuadro a cuadro el modelo. Para esto se deben variar las condiciones de inclinación del modelo para representar la fase de la marcha en la que se encuentra, este análisis estructural se realiza en el Software Siemens NX. Por el procedimiento determinado se realiza el enmallado y la especificación de las cargas y sus respectivas restricciones. Las cargas a las que se encuentra sometido por fase de marcha se muestran en la sección anterior.

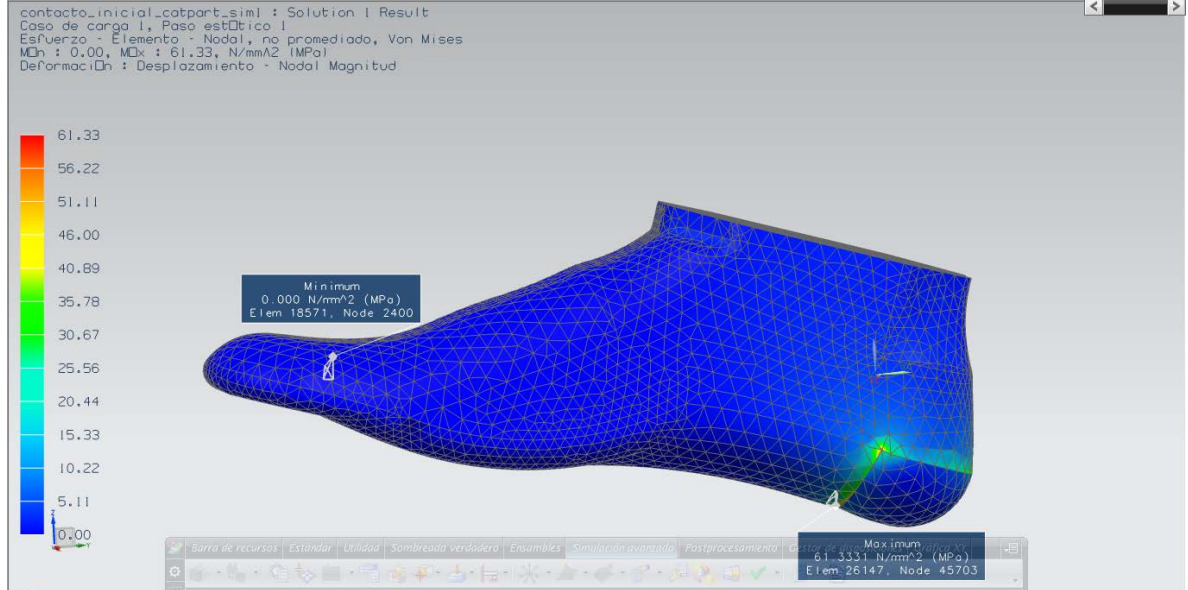
5.3.1 Contacto inicial. En la figura 75 se puede encontrar los resultados obtenidos por la solución estática para el desplazamiento nodal, según los resultados obtenidos el desplazamiento máximo que se tiene son 1,977 mm que se presenta en la punta del pie protésico y el mínimo en el punto de apoyo donde se encontró el pie con el piso.

Figura 75. Desplazamiento nodal.



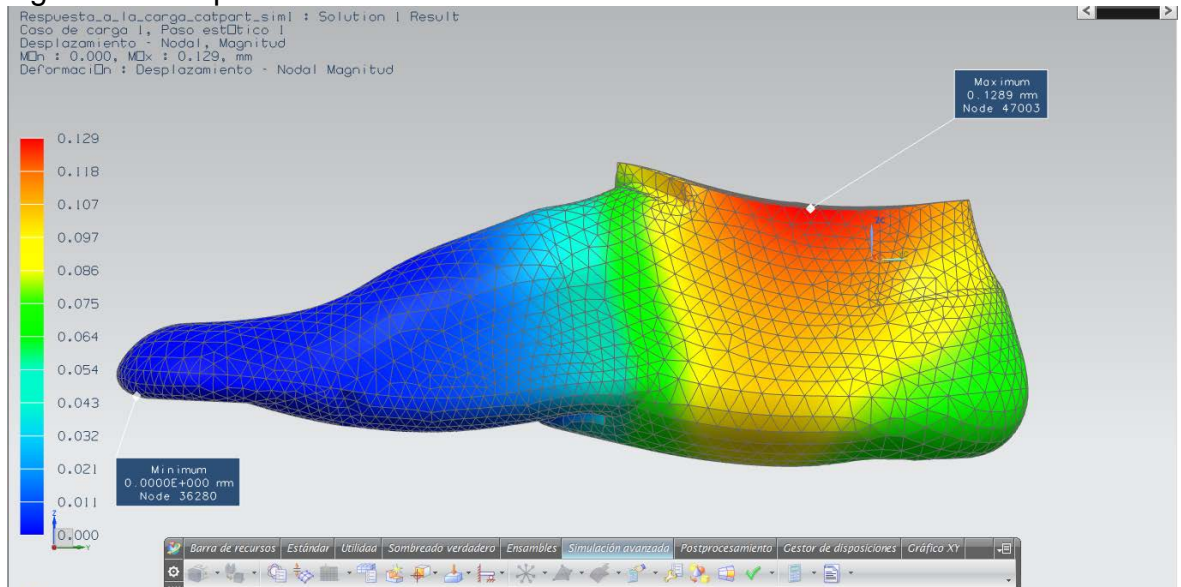
En la figura 76 se encuentra el esfuerzo nodal máximo que se presenta durante esta fase de mal marcha humana el cual fue de 61,33 MPa. Lo cual indica que este es una fase de marcha no crítica para el diseño de este sistema.

Figura 76. Esfuerzos nodales



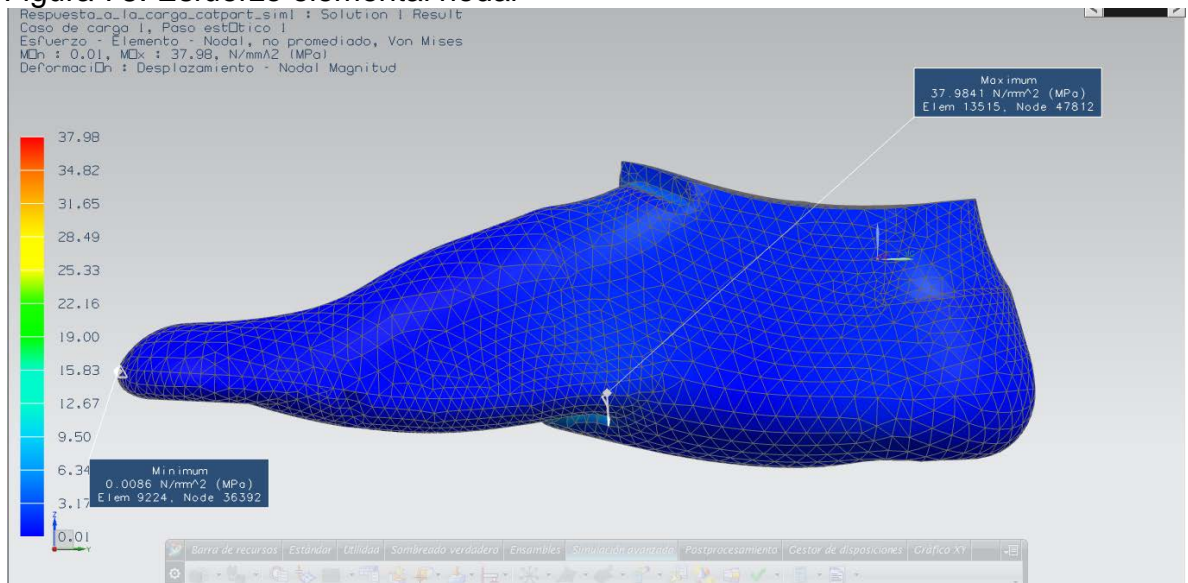
5.3.2 Respuesta a la carga. Este modelo se muestra el punto de la marcha humana en el cual el pie empieza a soportar todo el peso corporal dado que empieza la fase de balanceo del pie opuesto en este caso el pie tiene su superficie completa en el suelo. En la figura 77 se muestra el desplazamiento nodal al que está sometido la prótesis de pie durante esta fase, en esta fase de la marcha se presenta un desplazamiento nodal de 0,129 mm y esto se da porque está teniendo un comportamiento a compresión en el sistema.

Figura 77. Desplazamiento nodal



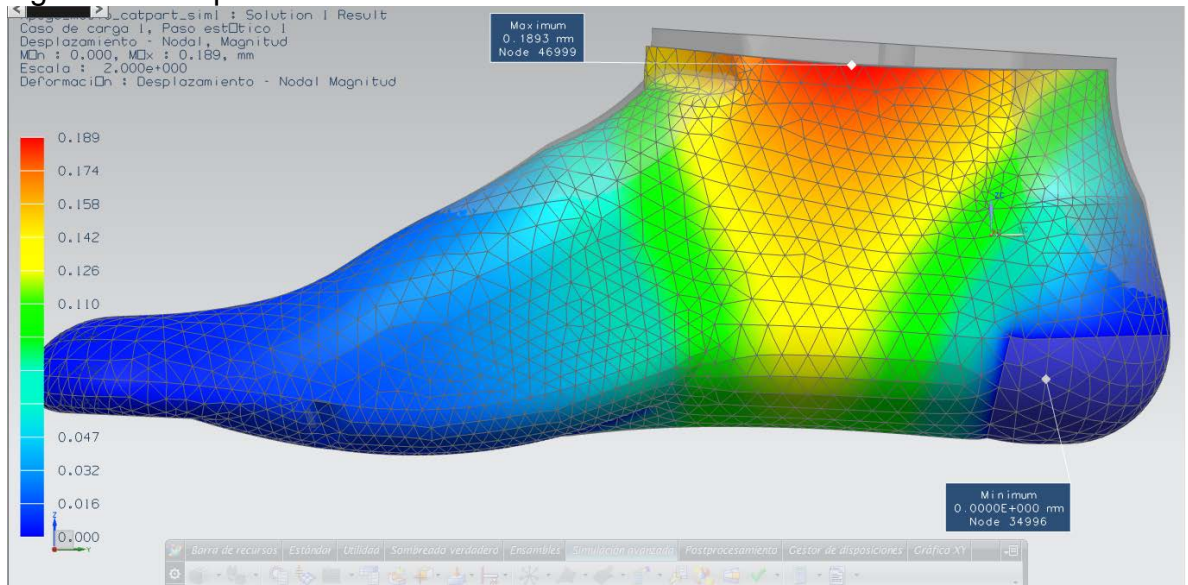
En la figura 78 se muestra el esfuerzo nodal el cual en este caso el máximo es de 37,98 MPa

Figura 78. Esfuerzo elemental nodal



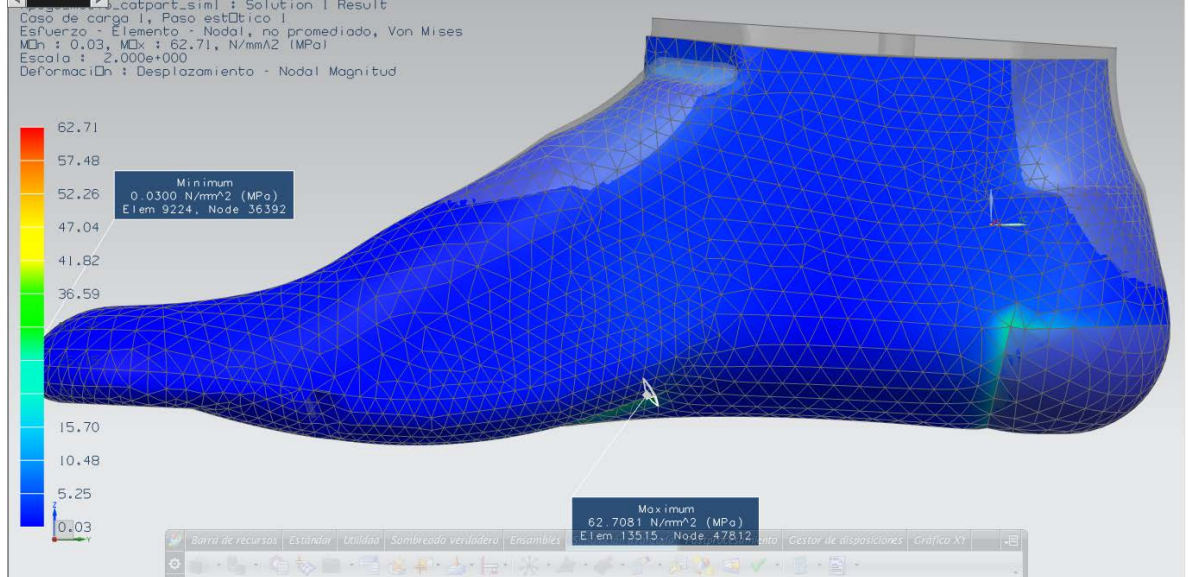
5.3.3 Apoyo medio. Al igual que en la respuesta a la carga el pie está totalmente apoyado y recibe la carga completa del peso, en este caso el desplazamiento nodal máximo que se presentó es de 0,189 mm. Figura 79.

Figura 79. Desplazamiento nodal



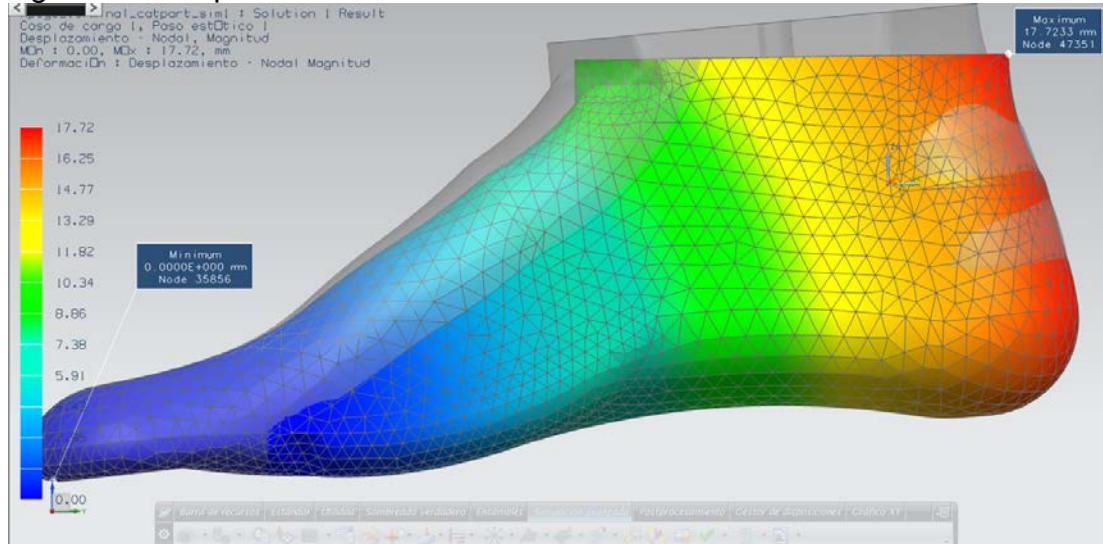
El esfuerzo elemental máximo que se presenta en esta fase de la marcha es de 62,7 MPa estando a compresión, esta fase tiene las mismas condiciones que la de respuesta a la carga debido a la posición en la que se encuentra el pie de apoyo y presenta valores similares de esfuerzos, aunque un poco mayores por que se está soportado el 100% del peso corporal. Figura 80.

Figura 80. Esfuerzo elemental nodal



5.3.4 Apoyo terminal. En esta fase de marcha es una de las más corticas debido a que es el punto en el cual el pie intenta impulsar el cuerpo hacia adelante para continuar la marcha y está apoyado en la parte frontal del pie y toda la carga se encuentra en la parte posterior esto genera que se realice un intento de propulsión hacia adelante pero por la falta de los dedos este impulso no puede tenerse. El desplazamiento nodal máximo para esta fase es de 17,72 mm. Figura 81.

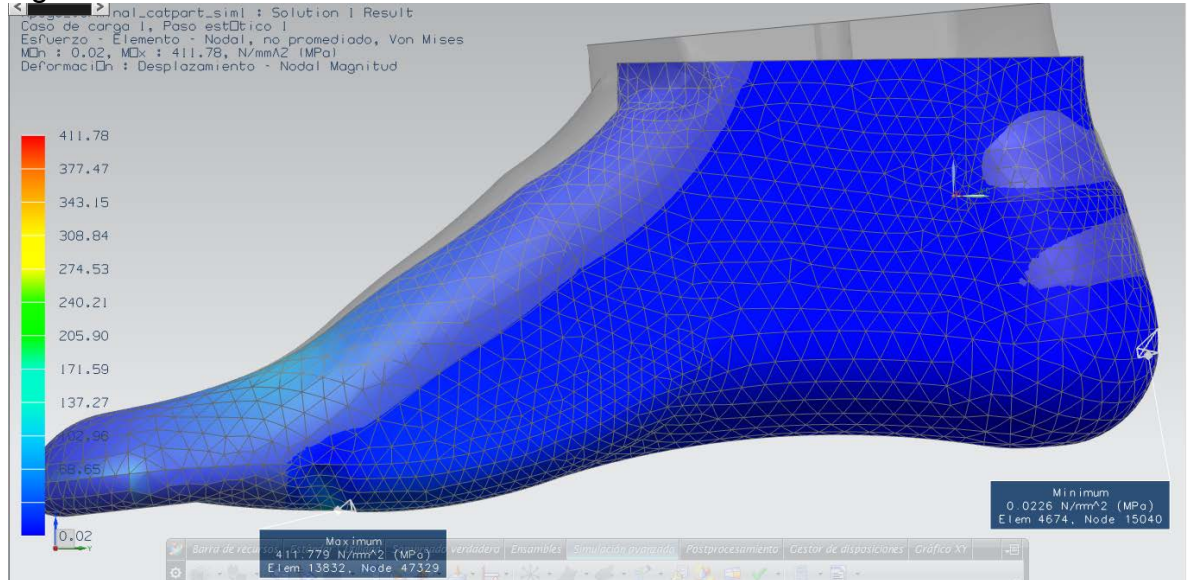
Figura 81. Desplazamiento Nodal



Al igual que el desplazamiento nodal el esfuerzo también se incrementa en esta fase de la marcha al igual que el desplazamiento nodal se presenta que el pie intenta impulsar pero como no tiene las propiedades para generar el impulso el

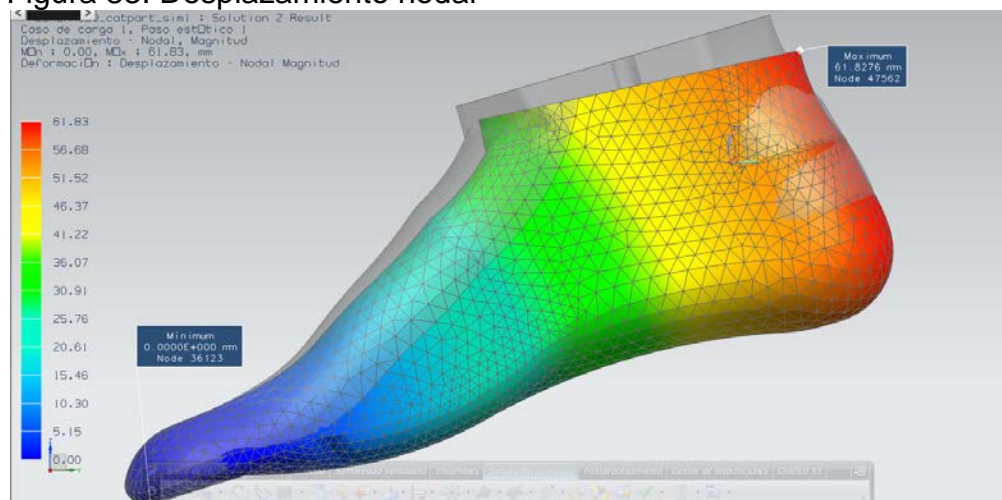
paciente de la prótesis hala la pierna para despegarla del piso y una magnitud de 411,78 MPa. Figura 82.

Figura 82. Esfuerzo elemental nodal



5.3.5 Prebalanceo. Al igual que la fase de apoyo terminal en esta fase de la marcha se incrementa el desplazamiento debido a la disposición en la que se encuentra el pie en esta fase de la marcha. Se tiene en cuenta que los desplazamientos son elevados debido a que en este punto teórico en comparación con el pie normal recibe el impulso final para avanzar el desplazamiento máximo en esta fase es de 61,83 mm estos resultados se muestran en la figura 83.

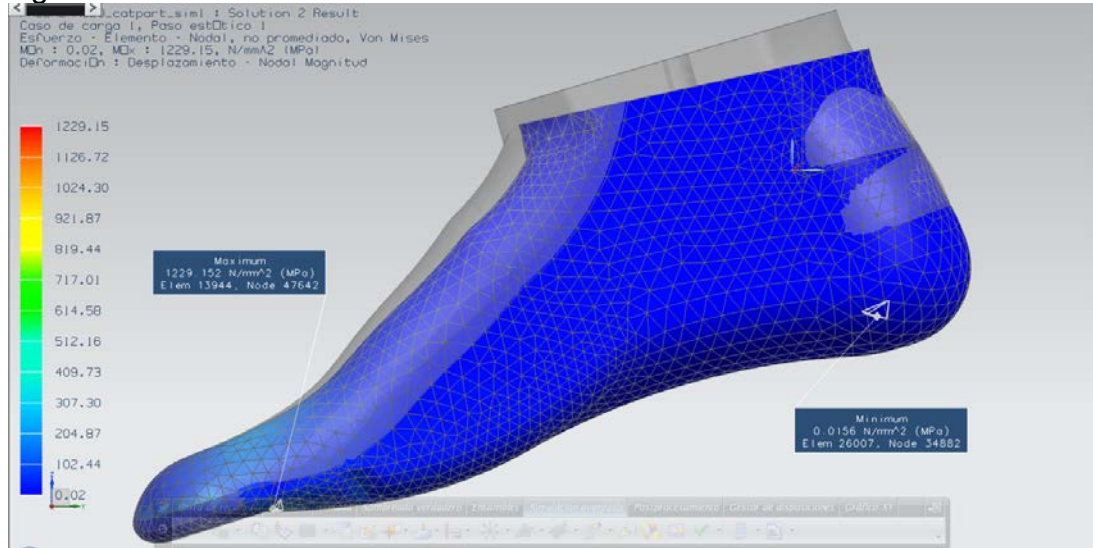
Figura 83. Desplazamiento nodal



Respecto al esfuerzo elemental nodal que se presenta en la prótesis durante esta fase final de la marcha se encuentra que los esfuerzos son superiores a lo que se

establece en el modulo de elasticidad del material en este caso el esfuerzo máximo que se presenta es de 1229,15 MPa, estos resultados se muestran en la figura 84.

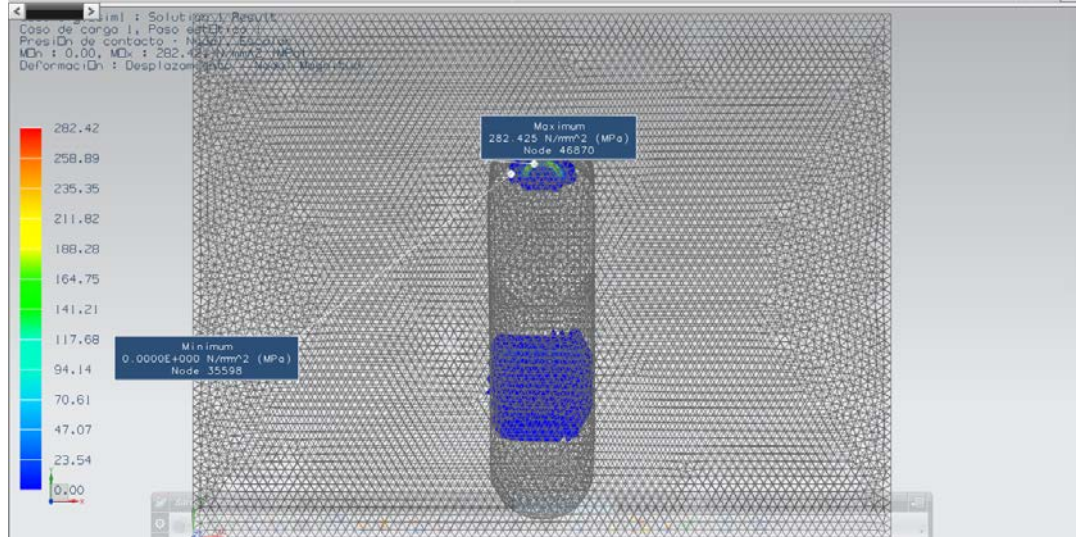
Figura 84. Esfuerzo elemental nodal



5.4 PRESIÓN PLANTAR

En la marcha humana se presenta una variación de la presión plantar esto se debe a que no toda la carga la soporta toda la planta del pie. En el caso de las prótesis dado que son un elemento rígido la distribución de la presión en la planta está distribuida en los puntos de apoyo que se encuentran en contacto con el suelo, en la figura 85 se presentan los resultados obtenidos de presión plantar en bipedestación. Los resultados obtenidos con este análisis se determina la presión plantar máxima que se encuentra la cual es de 282 MPa en la zona posterior del pie o talón. Esto debido a que la carga es directa a este punto y el talón es el elemento que soporta el mayor esfuerzo en las fases de bipedestación porque no tiene ninguna articulación que varíe la carga presente a lo largo de todo el pie.

Figura 85. Presión plantar



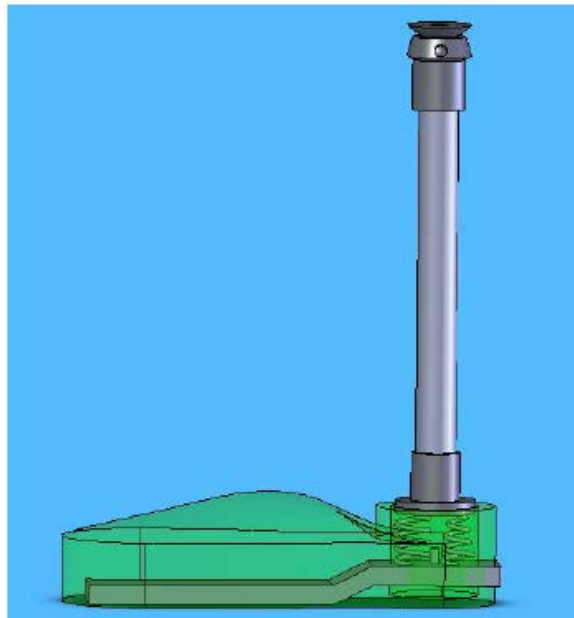
6. COMPARACIÓN DE RESULTADOS

Durante el desarrollo de investigaciones de este tipo en base a la parte biomecánica del cuerpo humano y los diferentes tipos de prótesis se muestra que en el desarrollo de prótesis para trabajo simple y con poca movilidad como requerimiento se encuentra la prótesis tipo SACH, siendo una de las que tiene un mayor tiempo en el mercado para los pacientes con diferentes tipos de amputaciones transtibiales.

6.1 AUTOR 1

Según un estudio¹ realizado por la universidad tecnológica de Pereira realizan el diseño de una prótesis transtibial de pie, en el cual muestran la creación de la prótesis que se muestra en la figura 86.

Figura 86. Modelo prótesis transtibial autor 1.



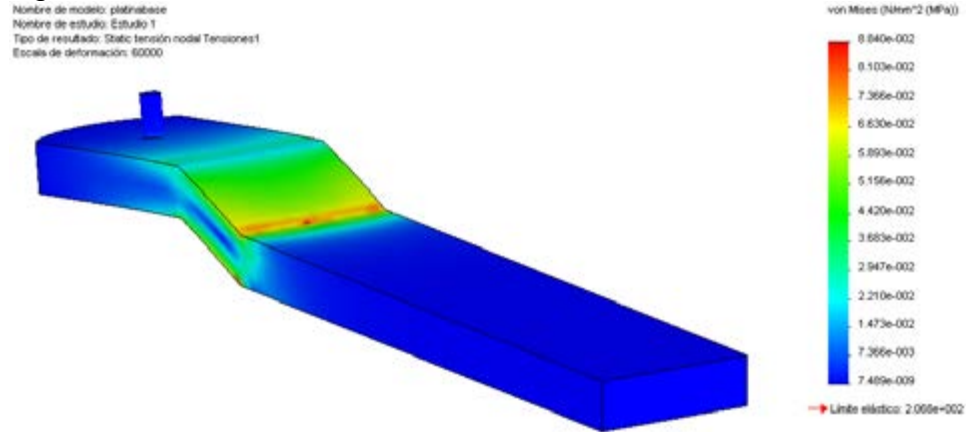
Fuente: María Cely y Álvaro Díaz

En esta investigación se desarrollo el análisis de la prótesis en posición de bipedestación en reposo total, en los resultados publicados por estos autores se obtienen esfuerzos máximos de 42 MPa y un desplazamiento máximo de 0,027

¹ CELLY BAUTISTAS, María, DÍAS CHAVEZ, Álvaro. diseño y análisis por el método de elementos finitos y tomografía computarizada de una prótesis transtibial [online] Universidad tecnológica de Pereira. Pereira Risaralda. Disponible en internet <<http://revistas.utp.edu.co/index.php/revistaciencia/article/view/5091>> Visitado [17-09-12]

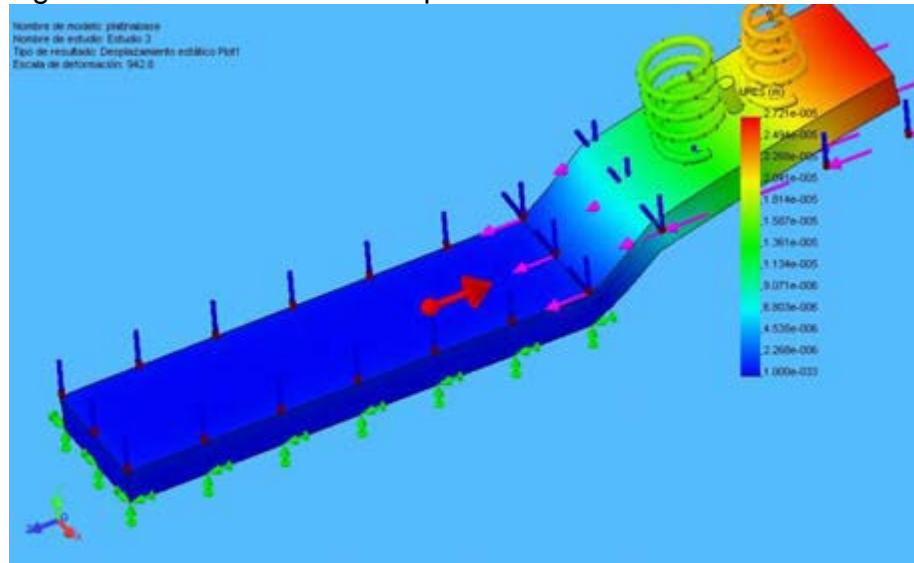
mm en las figuras 87 y 88 se muestran los resultados del análisis por elementos finitos que presentaron estos autores.

Figura 87. Resultados de esfuerzo



Fuente: María Cely y Álvaro Díaz

Figura 88. Resultados de desplazamiento



Fuente: María Cely y Álvaro Díaz

6.2 AUTOR 2

En esta investigación¹ realizada por un estudiante de la Universidad Autónoma de Occidente de Cali Colombia, proceden al diseño de una prótesis transtibial para

¹ CALDERÓN, J.M, ERAZO, L.A, LENIS, A.M. Diseño de una prótesis transtibial que permita realizar la marcha humana de forma más natural. [online] Universidad Autónoma de Occidente. Cali, Colombia. Disponible en internet. < <http://proyectobiomecanico1.wordpress.com/>> Visitado [17-09-12].

pacientes con nivel de movilidad 3, en este caso se realizo el análisis de una prótesis del tipo multiaxiales de respuesta dinámica, en este caso utilizaron un pilar de aluminio y el sistema de pie protésico en fibra de carbono. La prótesis modelada por este autor se muestra en la figura 89. Al igual que el autor anterior se desarrollo el modelo de un usuario de prótesis en bipedestación y en estado de reposo lo cual presenta resultados que el sistema solo trabaje bajo compresión en recibiendo un porcentaje de la carga por el peso corporal.

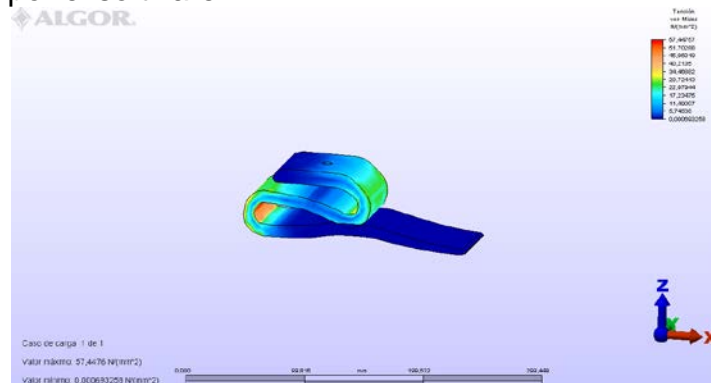
Figura 89. Modelo prótesis autor 2



Fuente: Calderón, J.J, Erazo, L.A, Lenis A.M

Y se desarrollo un análisis por elementos finitos de cada uno de sus componentes pero enfocados en el pie se obtuvo un esfuerzo máximo de 57 MPa, los resultados de este autor se muestran en la figura 90.

Figura 90. Resultados de esfuerzo presentados por el software

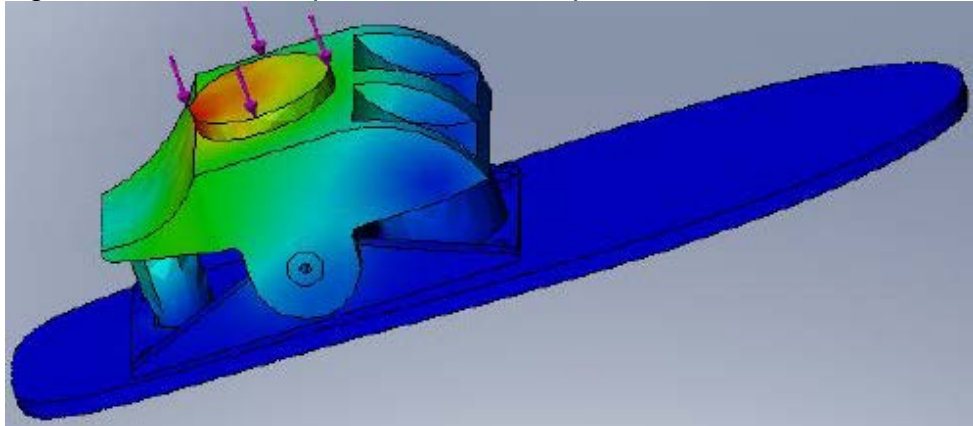


Fuente: Calderón, J.J, Erazo, L.A, Lenis A.M

6.3 AUTOR 3

En esta investigación¹ realizada por un estudiante de la universidad de las Américas de Puebla México, realizan el diseño de un pie protésico que se puede acoplar a cualquier tipo de prótesis en los diferentes grados de amputación de la pierna. Para este desarrollo se estableció que el usuario tiene un requerimiento de movilidad de nivel 3 y que debe permitir los diferentes movimientos que posee el pie humano en condiciones normales para así lograra una similitud considerable en la marcha. Para este modelo utilizaron materiales como silicón, Aluminio y titanio, los cuales son de los componentes más usados para la fabricación de prótesis debido a las prestaciones que genera para el usuario, el modelo que es trabajado por este autor se muestra en la figura 91. Este modelo muestra los resultados del análisis de un paciente estando de pie sobre una sola pierna en este caso la pierna que corresponde a la patología.

Figura 91. Modelo de prótesis diseñado por el autor 3

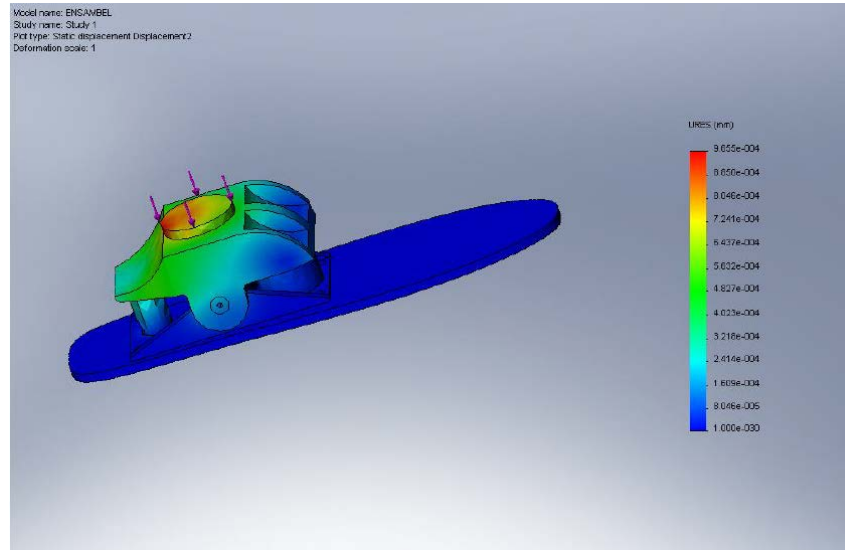


Fuente: Agustín Rayón Fernández

Los resultados obtenidos por este autor obtiene resultados de desplazamientos máximos de $9,65e^{-4}$ mm estos resultados se muestran en la figura 92. También se obtienen resultados de los esfuerzos que se presentan durante el proceso de carga al que se presenta estos resultados se muestran en la figura 93.

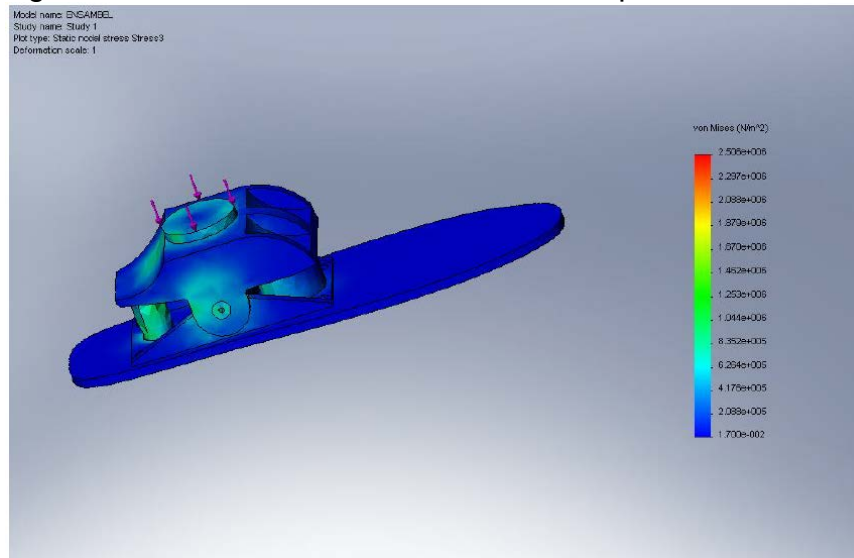
¹ Ob Cit. RAYÓN FERNÁNDEZ, Agustín. Cap. 5

Figura 92. Resultados de desplazamiento obtenidos por el autor 3.



Fuente: Agustín Rayón Fernández

Figura 93. Resultados esfuerzos obtenidos por el autor 3



Fuente: Agustín Rayón Fernández

6.4 AUTOR 4

En estudios realizados sobre el pie humano en condiciones normales se determina que los esfuerzos que se presentan en los diferentes huesos y articulaciones de el pie humano, este análisis que se realiza es útil para determinar la incidencia que tienen diferentes posiciones del que tiene el pie en las diferentes fases e la

marcha humana. Dado que el desarrollo de un análisis de este tipo en la estructura ósea del pie humano es muy complejo debido a la gran cantidad de articulaciones y de huesos que son considerados subelementos de un conjunto que se relacionan entre sí, La investigación realizada por Jonathan Hernández¹, está basada únicamente en la posición de bipedestación. Los resultados obtenidos por este autor representan el punto de comparación entre una prótesis y el pie humano, se presentan resultados de los esfuerzos en el sistema óseo teniendo un pico de 82,6 MPa estos resultados se pueden observar en la figura 94.

Figura 94. Esfuerzos en el sistema óseo



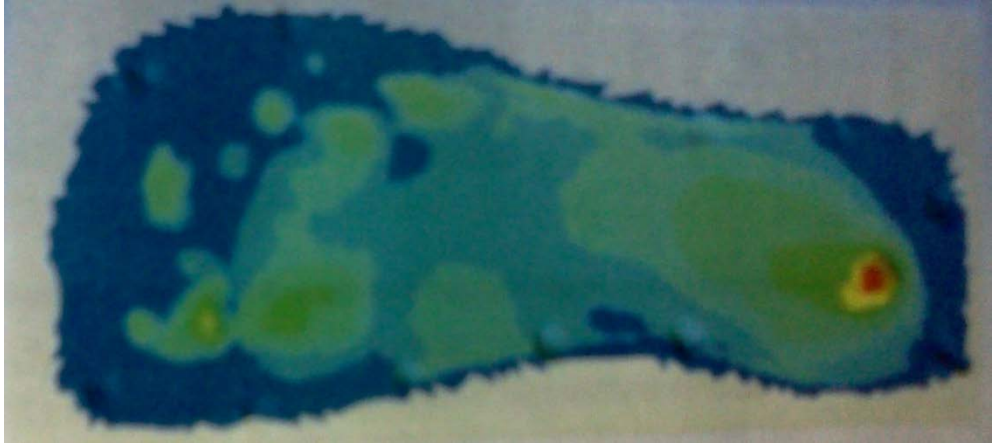
Fuente: Jonathan Hernández

Lo cual nos indica la cantidad de esfuerzo que puede soportar el pie humano en bipedestación, en los análisis realizados se determinó que en bipedestación la prótesis soporta un esfuerzo de 62,71 MPa que es inferior al resultado obtenido por los autores dado que la carga que el paciente usuario de la prótesis inconscientemente aplica en el dispositivo es mucho menor a la que aplica en la pierna opuesta o la pierna sana.

Durante la marcha humana se genera una diferencia de presiones en el contacto a lo largo de la zona plantar, por este motivo el ideal de el pie es que sea con la forma natural y no pie plano, los resultados obtenidos por el autor se presentan en la figura 95 donde al igual que en la prótesis la mayor presión plantar que se presenta está en la parte del talón con un valor de 0,293 MPa, en este caso es menor debido a la posibilidad de distribución de la carga a lo largo de toda la planta por las diferentes articulaciones.

¹ HERNÁNDEZ GONZALEZ, Jonathan Joe David. Determinación de esfuerzos en el pie humano mediante un modelo de elementos finitos para condición de Bipedestación. Trabajo de investigación Ingeniero Mecánico. Bogotá DC. Fundación Universidad de América, Facultad de ingenierías departamento de mecánica 2012.

Figura 95. Presión plantar en el pie humano



Fuente: Jonathan Hernández

CONCLUSIONES

- Para realizar el desarrollo del equilibrio estático de la prótesis se requirió la simplificación del modelo dinámico que se presentó inicialmente para su desarrollo, el cual es el modelo ideal. La simplificación consistió en un análisis estático en cada una de las fases de la marcha humana, determinando las diferentes fuerzas a las que se encuentra sometida la prótesis.
- Una de las principales características que se debe tener en cuenta para el desarrollo de prótesis son los materiales que son usados como el aluminio, titanio y termoplásticos para el desarrollo de las mismas, lo ideal para el desarrollo de una prótesis de pie de cualquier tipo es el comportamiento que pueda tener en las fases finales de la marcha humana esto debido a son los puntos críticos de la marcha humana.
- Al encontrar las prótesis que se tienen en el mercado se encontró que muchas de estas son estéticamente aceptables para la sociedad, pero debido a la complejidad de la fabricación y diseño de una prótesis de pie puede presentar algunos problemas en la marcha humana debido a que no generan nada en la fase de impulso.
- Con los análisis realizados de esfuerzo deformación se puede concluir que las fases de la marcha que presentan un mayor esfuerzo debido a la geometría que tiene son la fase del apoyo terminal y la de prebalanceo, en las cuales se generaron esfuerzos máximos de 411,78 MPa y 1229,15 MPa respectivamente.
- Con el desarrollo de los análisis por elementos finitos se demuestra el porqué se presenta lo que se conoce como cojear en los pacientes de prótesis, esto es debido a que la prótesis no realiza la misma función del pie humano en las fases de apoyo terminal y prebalanceo que es donde se obtiene el impulso final para avanzar en el paso.

RECOMENDACIONES

- Durante el diseño de una prótesis se ve necesario desarrollar un sistema de articulación o un elemento que permita deformarse plásticamente y volver a su estado original para que la fase de apoyo terminal y prebalanceo, se obtenga el impulso necesario para avanzar en la marcha.
- Se recomienda realizar el modelo con diferentes materiales termoplásticos u otros compuestos similares con el fin de determinar cuál es el más adecuado para la fabricación de una prótesis.
- Se recomienda realizar modelo por elementos finitos dinámico que pueda mostrar la trayectoria del pie y todos los movimientos que realiza para variar de fase de marcha.
- Se recomienda realizar el análisis estático por elementos finitos de todos los componentes en ensamble. Como son el pie, el pilar y la unión socket, con el fin de determinar los esfuerzos que se presentan en todos los elementos, en todas las fases de la marcha.

BIBLIOGRAFÍA

ALONSO, F.J, GALAN MARIN, G, SALGADO, D.R. Calculo de esfuerzos musculares en la marcha humana mediante optimización estática-fisiológica [online] Asociación española de ingeniería mecánica. Available from internet <http://www.cim.mcgill.ca/~font/downloads/CNIM10_3.pdf>

ARCE GONZALES, Carlos. Niveles de amputación Disponible [online] <<http://www.arcesw.com/niveles.htm#Clasificaci%C3%B3n%20anat%C3%B3mica%20de%20Oxford>> Visitado [15-02-12]

CALDERÓN, J.M, ERAZO, L.A, LENIS, A.M. Diseño de una prótesis transtibial que permita realizar la marcha humana de forma más natural. [Online] Universidad Autónoma de Occidente. Cali, Colombia. Disponible en internet. <<http://proyectobiomecanico1.wordpress.com/>> Visitado [15-02-12]

CELIS, Andrés Leonardo. Diseño y simulación de una prótesis activa para amputación transtibial en la marcha humana normal. Trabajo de grado Ingeniero Mecánico Bogotá DC.: Fundación Universidad de América Facultad de ingenierías departamento de Ingeniería Mecánica, 2006 1

CELLY BAUTISTAS, María, DÍAS CHAVEZ, Álvaro. diseño y análisis por el método de elementos finitos y tomografía computarizada de una prótesis transtibial [online] Universidad tecnológica de Pereira. Pereira Risaralda. Disponible en internet Visitado [17-09-12] <http://bvs.sld.cu/revistas/ort/vol25_2_11/ort01211.htm>.

COMÍN, Mario, DEJOZ, Ricardo, ATIENZA, Carlos, PRAT, Jaime, PERIS, José, VERA, Pedro, GIL, Ángel, REIG, Claudio, Biomecánica articular y sustitución protésica. Publicaciones Instituto de biomecánica de Valencia, España 1998.

DANE, Departamento Administrativo nacional de estadística. [onlien] <www.dane.gov.co> visitado [20-02-12]

DE LEONARDO GIRAND, Luis Miguel. Diseño y construcción de un prototipo de prótesis de rodilla [online]. Tesis [Cholula, Puebla, México] subida mayo de 2008 [citado 27 mayo 2012] disponible en internet <http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/de_l_lm/>

Drugs Information Online Disponible <http://www.drugs.com/cg_esp/pr%C3%B3tesis-para-miembro-inferior.html> visitado noviembre 3 de 2011

DYCORP, Protesis. Disponible en internet < <http://ortho-mex.redtienda.net/>> Visitado [03-02-12]

EL CICLO DE LA MARCHA Disponible en internet:
<<http://ciclodelamarcha.blogspot.com/2011/06/actividad-muscular-durante-el-ciclo-de.html>> Visitado [03-04-12]

HERNÁNDEZ GONZALEZ, Jonathan Joe David. Determinación de esfuerzos en el pie humano mediante un modelo de elementos finitos para condición de Bipedestación. Trabajo de investigación Ingeniero Mecánico. Bogotá DC. Fundación Universidad de América, Facultad de ingenierías departamento de mecánica 2012

Imaios visitado [25-06-12] disponible online <<http://www.imaio.com/es/>>

INSTITUTO LATINOAMERICANO DE LA COMUNICACIÓN EDUCATIVA, Biblioteca virtual [online]
<http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen1/ciencia2/37/htm/sec_5.htm> Visitado [15-02-12]

Mejor tu prótesis Disponible en internet
<http://www.mejoratuprotesis.com/protesis_de_pie_1d35.html> Visitado [03-11-11]

NTC 1486. Documento para presentacion de trabajos de grado y otros trabajos de investigacion. ICONTEC sexta edicion Bogotá, Colombia. 4 de agosto 2008

OLIVARES, Andy, BROCHE, Leonardo, DÍAS, Carlos, GARLOBO, Leonardo, SAGARÓ, Roberto [online]. Análisis de la funcionabilidad de prótesis ortopédicas transfemorales [Cataluña, España] Artículo científico 21 de abril de 2011 Instituto de bioingeniería de Cataluña Disponible

ORTOPRAXIS, Disponible en internet <<http://www.orthopraxis.com.co/>> Visitado [20-03-12]

OTTOBOCK Disponible en internet <<http://www.ottobock.com>> Visitado [20-10-11]

PALMA VICENCIO, Ana María. Funciones del pie [online]. Escuela de Podología Universidad de Buenos Aires Disponible en internet.
<<http://www.fmed.uba.ar/carreras/podolo/tp4.pdf>> Visitado [20-10-11]

RAVERA, Emiliano, CATALFAMO, Paola, CRESPO, Marcos, BRAIDOT, Ariel. Modelo para estimar fuerzas musculares en la marcha: Pre-analisis para tratamiento clínico de pacientes con parálisis cerebral [online] Universidad de Entre Ríos, Entre ríos Argenitna.

RAYÓN FERNÁNDEZ, Agustín. Diseño de prótesis de pie [online]. [Cholula, Puebla, México] subida diciembre de 2007 [citado 30 agosto 2012] disponible en internet <http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/rayon_f_a/>

RED DE SALUD DE CUBA, Disponible online vía Anónimo visitado [27-10-11]. <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion/marcha_normal.pdf>

RIVERA, Ada. Prótesis Transtibial [online], Universidad de Puerto Rico en Humacao 2004, Available from internet <http://www1.uprh.edu/ccs/Terapia%20Fisica/Protesis%20Transtibial/TEFI_PT.pdf>

RODRIGUEZ, Johan Sebastián y SANCHEZ, Catherine. Modelado por elementos finitos del comportamiento de la rodilla humana sin patología. Trabajo de investigación Ingeniero Mecánico. Bogotá DC. Fundación Universidad de América. Facultad de ingeniería. Departamento de ingeniería Mecánica Mayo de 2012

Software Opensim Simtek disponible en internet <<https://simtk.org/home/opensim>>

THOMAS, George Briton. WEIR, Maurice. D. Cálculo: Una Variable, Pearson Educación, 10 edición, México 2005.

VIALDOT, Ramón, COHÍ, Oriol, CLAVEL, Salvador. Ortesis y prótesis del aparato locomotor tomo 3 extremidad superior. Editorial Masson Barcelona, España 2005.

WINTER, David A. Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & sons, New Jersey Estados Unidos 2009.