



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA
SEDE BOGOTÁ

**MODELAMIENTO DE LA MARCHA HUMANA
CON PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR
MEDIANTE HERRAMIENTAS DE
SIMULACIÓN DINÁMICA (“UNA APLICACIÓN
EN OPENSIM”).**

Christian Augusto Silva Castellanos.

Universidad Nacional de Colombia

Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica

Bogotá, Colombia

2015

**MODELAMIENTO DE LA MARCHA HUMANA
CON PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR
MEDIANTE HERRAMIENTAS DE
SIMULACIÓN DINÁMICA (“UNA APLICACIÓN
EN OPENSIM”).**

Christian Augusto Silva Castellanos.

Tesis o trabajo de investigación
presentada(o) como requisito parcial para
optar por el título de:

Magister en Ingeniería, Ingeniería Mecánica.

Director:

Ingeniero: Diego A Garzón A. PhD.

Línea de Investigación:

Biomecánica

Grupos de Investigación:

Grupo de investigación en modelamiento y métodos numéricos en ingeniería.

Grupo de investigación en Biomecánica.

Universidad Nacional de Colombia

Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica

Bogotá, Colombia

2015

*“El nuevo conocimiento es el bien más valioso en la tierra.
Cuanto más nosotros tenemos que trabajar con este, más ricos nos
convertimos.”*

[Vonnegut, 1973]

AGRADECIMIENTOS

Mis más sinceros agradecimientos a la Universidad Nacional de Colombia por darme la mejor formación profesional del país.

Al concurso Nacional Otto de Greiff que sin su apoyo no hubiera podido iniciar mis estudios de posgrado.

A la fundación Juan Pablo Gutiérrez Cáceres que con sus aportes me permitió financiar mis estudios.

A todo el equipo del Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica por la amistad y la confianza que me han brindado.

Al ingeniero Diego Alexander Garzón Alvarado y su esposa la Ingeniería Angélica María Martínez Ramírez, quien no solo trabajaron conmigo constantemente en el desarrollo de esta tesis, sino también por ofrecerme su amistad, sus consejos y su ayuda.

A los fisioterapeutas Ximena Rosas y Rodrigo Argothy que sin su ayuda y asesoría en los temas clínicos propios del campo de la rehabilitación y el movimiento corporal humano hubiera sido muy difícil la conclusión de esta investigación.

Al ingeniero Carlos Julio Cortes Rodríguez y el Doctor Octavio Silva que me alentaron a dar lo mejor para culminar con éxito este desafío.

A mis padres, que han estado conmigo en los buenos y malos momentos y que me han apoyado sin importar las circunstancias.

Muchas gracias a Dios por darme la todas las oportunidades y sabiduría necesaria para poder afrontar y desarrollar esta tesis para así obtener el título de Maestría en Ingeniería, Ingeniería Mecánica en la Mejor Universidad del país.

¡A todos, mil gracias!

RESUMEN

Se presenta el proceso que se siguió para simular la marcha de un paciente con amputación transfemoral mediante la captura de movimiento en un laboratorio de marcha y su correspondiente simulación con el software OpenSim de la Universidad de Stanford, con el cual se pudo simular la cinemática inversa, fuerzas de reacción tridimensional y activaciones musculares del mismo en contraste con los datos capturados de un paciente con marcha normal, para así identificar las contribuciones de la prótesis al caminar, incluidas las subtareas de soporte del cuerpo, propulsión, el inicio de la fase de balanceo y el equilibrio medio-lateral. También se muestra un análisis sobre las premisas y consideraciones biomecánicas desde una perspectiva multidisciplinar necesarias para el correcto desarrollo de la simulación de marcha con prótesis y su comparación con los patrones de marcha normal humana.

Se muestra primero los aspectos fundamentales desde el punto de vista de la fisiología de una amputación de miembro inferior y la biomecánica de la marcha normal humana. Luego se realiza el despliegue de algunos modelos matemáticos y herramientas populares conocidas para el estudio de la simulación de marcha humana para así establecer el sistema de especificaciones y variables suficientes para entender el entorno de simulación de la misma. Seguido a esto se presenta las herramientas de simulación del software OpenSim y se explica a groso modo como este trabaja y que tipo de resultados puede este entregar. Por último se presentan los resultados cinéticos, cinemáticos y de activación muscular de la simulación, la comparación entre los resultados obtenidos de marcha normal y marcha con prótesis y la discusión y conclusión del análisis de los mismos.

Ya que la mayoría de prótesis transfemorales están diseñadas para mejorar la marcha del amputado. Se muestra como la misma influye en la musculatura y función de la marcha, la identificación de estas relaciones da fundamento cuantitativo para la prescripción de prótesis de pierna que puede conducir a una mejora en la marcha de los pacientes con amputación. El propósito de este estudio es identificar la influencia de la prótesis en la musculatura y la función de la marcha del paciente amputado comparándola con los patrones de la marcha humana normal todo esto mediante la utilización del Software de simulación dinámica OpenSim.

Palabras Clave: Biomecánica, Marcha Humana, Prótesis, Amputación transfemoral, OpenSim.

UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA.
MODELAMIENTO DE LA MARCHA HUMANA CON PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR
MEDIANTE HERRAMIENTAS DE SIMULACIÓN DINÁMICA
(“UNA APLICACIÓN EN OPENSIM”).
Christian Augusto Silva Castellanos.

Los pacientes con amputación transfemoral tienen alteraciones de la mecánica de la marcha que pueden afectar significativamente su movilidad, en Colombia cerca de 11.000 personas han sido afectadas por la explosión de minas antipersona [11], es incalculable la cantidad de este tipo de artefactos que están sembrados en todo nuestro país y aun después de muchos años de sembrados, estos dispositivos siguen afectando significativamente a la población rural y al Ejército Colombiano. Los afectados en su mayoría son pacientes que pierden la musculatura del tobillo y de la rodilla la cual es crítica durante la marcha para apoyar el cuerpo [44], generar la propulsión hacia adelante, iniciar el balanceo de las piernas y mantener el equilibrio medio-lateral. Por lo tanto, la musculatura remanente debe compensar el mecanismo de marcha o la prótesis debe proporcionar las tareas funcionales normalmente dadas por los músculos del tobillo y la rodilla amputados. Una prótesis de pierna con socket, rodilla y pie para una paciente con amputación transfemoral unilateral se generó mediante un software de diseño, y las contribuciones musculares de la pierna intacta a la pierna con prótesis se cuantificó en el software de simulación dinámica OpenSim en las distintas fases de la marcha. Se simuló la cinética y cinemática inversa tridimensional de un paciente amputado y uno no amputado para identificar los músculos y las contribuciones de la prótesis al caminar, incluidas las subtarefas de soporte del cuerpo, propulsión, el inicio de la fase de balanceo y el equilibrio medio-lateral.

La mayoría de prótesis transfemorales están diseñadas para mejorar la marcha del amputado. Sin embargo, la forma como la prótesis influye en la musculatura y función de la marcha no está clara. La identificación de estas relaciones da fundamento cuantitativo para la prescripción de prótesis de pierna que puede conducir a una mejora en la marcha de los pacientes con amputación. El propósito de este estudio es identificar la influencia de la prótesis en la musculatura y la función de la marcha del paciente amputado, utilizando la cinemática inversa del movimiento del mismo y comparándola con los patrones de la marcha humana normal.

Conclusiones:

- Se realizó la simulación y estudió de un modelo músculo esquelético OpenSim2392 con una amputación transfemoral de pierna izquierda, a este modelo se le adaptó una prótesis de pierna igual a la del paciente de estudio y se comparó con un paciente tipo con marcha normal.
- En el software de análisis biomecánico OpenSim mediante la simulación computacional se determinó como es la activación muscular de un paciente con marcha normal versus un paciente con marcha protésica. Como resultado se obtuvo que la activación muscular en un paciente transfemoral es mayor que la de un paciente normal cuando tienen el mismo patrón objetivo.
- Se plantea y establece un protocolo tipo metodología de análisis de cualquier tipo de prótesis de miembro inferior a través del software OpenSim.
- Se simuló el modelo protésico y se comparó con un modelo tipo con marcha normal utilizando sus parámetros de entrada y comparando similitudes y diferencias entre las gráficas resultantes de la simulación.
- Para realizar un proceso efectivo de rehabilitación en el paciente con amputación transfemoral se debe analizar las gráficas de los momentos de flexión y abducción provistas por OpenSim identificando si estos necesitan o no igualar los momentos generados por los músculos de un paciente tipo con marcha normal.
- OpenSim es una herramienta que para el estudio del caso nos permite evidenciar mediante la herramienta control muscular computacional (CMC) las activaciones musculares que para todos y cada uno de los músculos analizados se pudo ver una activación porcentual mayor, lo que muestra que el esfuerzo que un paciente con amputación transfemoral y prótesis debe realizar para poder caminar es mucho mayor que el de un paciente tipo con marcha normal.

Palabras clave: Prótesis, marcha humana, Biomecánica, amputación transfemoral, OpenSim.

TABLA DE CONTENIDO

1.	INTRODUCCION	1
2.	JUSTIFICACION	3
3.	AMPUTACION DE MIEMBRO INFERIOR	5
3.1	Origen de las prótesis para amputación de miembros inferiores	5
3.2	Generalidades de la amputación de miembro inferior	10
3.3	Datos estadísticos sobre amputados de miembro inferior.	12
3.4	Amputaciones de miembro inferior en Colombia.	13
3.5	Causas necesidades y problemas frecuentes de la amputación de miembro inferior.	16
3.6	Trastornos invalidantes sobreañadidos a la amputación	19
3.7	Rehabilitación protésica de miembro inferior	21
3.8	Recuperación de acuerdo al nivel de amputación	24
3.9	Tipos de amputaciones de miembro inferior	27
3.10	Prescripciones y tipos de prótesis comunes	32
3.11	Consideraciones del encaje	39
3.12	Tipos de prótesis de rodilla	43
3.13	Tipos de prótesis de pie	45
4.	LA MARCHA HUMANA	46
4.1	Marcha	47
4.2	Biomecánica de la marcha normal humana.	48
4.3	Subdivisión de la fase de apoyo	49
4.4	Subdivisión de la fase de balanceo	52
4.5	Tiempos y periodos en la marcha	53
4.6	Ángulos de la marcha	54
4.7	Actividad Muscular Durante la Marcha	56
4.8	Fuerza de reacción	60
5.	LABORATORIO DE MARCHA	62
5.1	Fuerzas articulares	64
5.2	Torques articulares	65
5.3	Potencias articulares.	66
5.4	Transferencia de trabajo y energía.	66

5.5 Control muscular	67
6. INTRODUCCIÓN A LA SIMULACIÓN DE LA MARCHA HUMANA.....	68
6.1 Cinemática Inversa:.....	70
6.2 Cinemática directa	70
6.3 Estado del arte de la simulación dinámica de marcha humana.....	71
6.4 Métodos del estudio de la marcha humana.....	72
6.5 Modelos utilizados para el modelamiento de la marcha humana.....	74
6.6 Datos para modelamiento de la marcha en Matlab.....	78
6.7 Modelamiento de marcha humana en la herramienta computacional Working Model.....	81
6.8 Modelamiento en la herramienta de Simulación computacional, Simmechanics, Simulink Matlab.....	85
6.9 Modelamiento en la herramienta de Simulación computacional Solid Edge Motion Dynamic Desing.....	91
6.10 Principio de Simulación de la marcha por medio de Gráficos de unión (20 SIM tm).....	94
7. MODELOS MATEMÁTICOS UTILIZADOS PARA MODELAR LA MARCHA HUMANA.....	97
7.1 Modelo simplificado mecánico:.....	97
7.2 Modelo de dinámica no lineal.....	100
7.3 Modelo simplificado biomecánico base, para el estudio de la marcha humana. Lagrange	102
8. SIMULACIÓN DE MARCHA HUMANA MEDIANTE SOFTWARE DE SIMULACIÓN DINÁMICA (OPEN SIM).	109
8.1 Entorno Grafico OpenSim:.....	110
8.2 Ángulos de las articulaciones, longitudes de músculos, tendones y momento articulares:.....	112
9. HERRAMIENTAS DE SIMULACIÓN DINÁMICA EN OPENSIM.....	116
9.1 Escalización	117
9.2. Cinemática Inversa	121
9.3. Algoritmo De Reducción Residual.....	125
9.4. Optimización Estática.....	141
9.5. Control Muscular Computacional.....	143
10. SIMULACIÓN PARA EL CASO DE ESTUDIO EN OPENSIM (paciente con amputación transfemoral) vs comparación con reporte clínico de paciente con marcha normal.	150
11. ESTUDIO DE MARCHA PARA EL CASO DE ESTUDIO.....	154

11.1 Biomecánica computacional en rehabilitación	154
11.2 Biomecánica computacional en OpenSim.	155
11.3 Desarrollo del tema de investigación	156
12. RESULTADOS	166
13. CONCLUSIONES.....	181
LISTA DE FIGURAS:.....	183
LISTA DE GRAFICAS	188
Bibliografía	191

1. INTRODUCCION

La necesidad de satisfacer la creciente demanda de servicios en rehabilitación y de dar respuesta acertada y oportuna a las condiciones que afectan el desempeño motor, implica la integración de diversas disciplinas clínicas y de ingeniería para aportar soluciones integrales y en lo posible, duraderas a la compleja problemática que lleva inmersa el movimiento humano en todas las etapas de la vida y en todas las modalidades de función. Pero los patrones motores propios del ser humano son el resultado de una intrincada asociación entre sistemas biológicos, lo que hace difícil el desarrollo de un análisis cuantitativo sin la ayuda de herramientas tecnológicas que soporten el conocimiento científico.

La biomecánica en el campo de la rehabilitación ocupa un lugar destacado para el estudio de las patologías musculo esqueléticas, la recuperación de las funciones motrices y la prevención de complicaciones a largo plazo. Desde esta perspectiva, en la última década la ingeniería clínica ha aportado cambios significativos a los conceptos tradicionales de práctica médica y terapéutica.

Desde hace ya varios años, la tecnología en el campo de la rehabilitación física y la fisioterapia, ha sido implementada con enfoque de asistencia y desarrollo de productos utilizados para incrementar, mantener o mejorar las capacidades funcionales de personas con discapacidad [42]. Es así como se conocen ayudas para niños y adultos con impedimentos físicos generados por trastornos musculo esqueléticos y neurológicos. Esta es una práctica habitual en los modelos de rehabilitación actual.

Sin embargo, en rehabilitación física no todos los casos son atribuibles a la categoría de discapacidad y no todas las condiciones patológicas pueden ser solucionadas mediante el uso de productos y aditamentos especiales. De ahí que el concepto de tecnología en rehabilitación, no debería estar circunscrito a los productos de asistencia y de estímulo motor, porque desestima

el soporte que pueden recibir los profesionales clínicos para comprender las patologías, innovar tratamientos, hacer más objetivos los resultados de sus intervenciones y apoyar los métodos de enseñanza. A continuación se presenta un resumen introductorio del tema expuesto en la presentación de la presente tesis.

INTRODUCCIÓN

La marcha protésica por amputación transfemoral está caracterizada por disminución en la velocidad al caminar, asimetrías bilaterales e incremento del gasto metabólico, estos factores contrastan fuertemente con respecto a la marcha normal humana. Los pacientes con amputaciones transfemorales comúnmente desarrollan patrones de marcha asimétricos y comorbilidades en la pierna residual.

Un propósito de las prótesis de pierna es minimizar las asimetrías y ayudar, entre otras tareas, al soporte del cuerpo, impulso al caminar y el balanceo de las extremidades inferiores. Actividades que son principalmente ejecutadas por los músculos plantiflexores del tobillo en pacientes sin amputación.

```
graph LR; A[PROTESIS] --> B["Minimizar:  
asimetrías  
Ayudar:  
Soporte  
Impulso  
Balanceo"]; B --> C["Actividades  
principales de los  
Músculos"]
```

La influencia de las prótesis de pierna sobre la marcha y las acciones musculares no ha sido estudiadas a profundidad y aunque se han realizado múltiples estudios en este campo, el rango de mecanismos compensatorios usados durante la marcha con amputación es extenso y no muestra claramente cómo los músculos reaccionan selectivamente a causa de dicha compensación.

El diseño y fabricación de prótesis de pierna es un proceso complejo, si se tiene en cuenta que el movimiento articular demanda observaciones muy precisas para cada paciente. Además, la identificación de compensaciones durante la marcha usando métodos tradicionales, no arroja datos objetivos; de ahí la necesidad de implementar análisis biomecánicos ajustados a las características individuales del usuario, lo que se convierte en un reto crucial para la ingeniería. Definir la relación causal entre el comportamiento muscular, la cinética, la cinemática y algunas patologías de la marcha presentadas durante y después de su adaptación, podría ayudar a proveer una lógica más exacta con el propósito de favorecer la adaptación protésica y guiar los tratamientos de rehabilitación.

Teniendo en cuenta que estudios experimentales han caracterizado la marcha humana en términos de cinemática, cinética, se considera que simulaciones en OpenSim pueden proveer análisis cinéticos y cinemáticos que ayuden a entender las condiciones bajo las cuales se desarrolla la marcha en un paciente con adaptación protésica.

Simulaciones de actuación muscular, análisis cinético y cinemático complementan los análisis experimentales mediante una metodología sistemática para determinar las contribuciones musculares para la propulsión del cuerpo, balanceo de las piernas y soporte durante la marcha. De esta manera este tipo de simulaciones y análisis pueden determinar las contribuciones musculares cuando un paciente amputado a nivel transfemoral usa una prótesis de pierna.

```
graph LR; A[SIMULACIÓN] --> B[OpenSim]; B --> C["Análisis cinéticos  
y cinemáticos"]; C --> D["Entender la marcha protésica y las contribuciones  
musculares de un paciente amputado a nivel transfemoral"]
```

2. JUSTIFICACION

Actualmente, los profesionales de la rehabilitación física son libres de acceder a herramientas tecnológicas para abordar la práctica clínica de manera más amplia y profunda. Al usar solo experimentos para entender la dinámica del movimiento, se tienen dos limitaciones fundamentales:

- Variables importantes, incluyendo las fuerzas generadas por los músculos, no son generalmente medibles en experimentos ya que el movimiento humano es complejo y comprende gran cantidad de variables que hacen difícil su cuantificación.
- Es difícil establecer la relación causa efecto en sistemas con dinámica compleja desde datos experimentales solamente. En consecuencia, las funciones de los músculos, calculadas mediante experimentos, no son sencillas en su interpretación. Por ejemplo, los registros electromiográficos, pueden indicar cuándo un músculo está activo, pero no permiten determinar los movimientos realizados por esa actividad muscular [45]. Determinar cómo los músculos individuales contribuyen a los movimientos observados es difícil, porque un músculo puede acelerar articulaciones que no están directamente relacionadas y segmentos que no son adyacentes [42].

Es importante contar con un marco teórico combinado con experimentos, para descubrir los principios que gobiernan la coordinación muscular durante movimientos normales y así determinar cómo las afecciones neuromusculares contribuyen al movimiento patológico y predecir las consecuencias funcionales de los tratamientos. Para lograr estas metas, el marco teórico debe explicar la relación causa-efecto entre los patrones de excitación muscular, fuerzas musculares y movimientos del cuerpo [46].

El modelamiento de sistemas biológicos permite entonces simular el funcionamiento mecánico de tejidos para soportar investigaciones experimentales ó para explicar fenómenos cuando los experimentos no son posibles [47-48].

De esta manera, la posibilidad de adaptar modelos biomecánicos y analizar en ellos comportamientos motores de diversa índole, es la oportunidad para transformar el abordaje clínico “In vivo”, en una combinación “In vivo–In silico”, que toma las ventajas del trabajo simulado en computador, sin desconocer la importancia y el aporte del examen clínico. Esto se traduce en una práctica más costo-eficiente y segura [49].

3. AMPUTACION DE MIEMBRO INFERIOR

3.1 Origen de las prótesis para amputación de miembros inferiores.

La amputación de miembro inferior es un tema que ha acompañado al hombre desde el principio de su existencia, El hombre se ha preocupado por proteger sus extremidades amputadas y tratar de emular la funcionalidad del miembro amputado con elementos externos a su cuerpo como copas de madera, muletas y cueros protectores.

La amputación es el más antiguo de todos los procedimientos quirúrgicos practicados por el hombre. Evidencias arqueológicas (cuchillos, sierras de hueso y piedras) junto a esqueletos cuyas extremidades seccionadas sugirieron amputaciones rudimentarias han sido ubicadas en el Neolítico. En muchas sociedades antiguas presuntamente civilizadas era común amputar una mano o un pie como castigo, y esto todavía se hace en algunas culturas primitivas.

La amputación es uno de los primeros actos quirúrgicos de la historia de la cirugía que está representada por la pérdida de una extremidad que produce una condición de discapacidad permanente que afecta en muchos casos la parte física y psicológica del paciente.

En contraste, la evolución científica y tecnológica permite en casos seleccionados y tras una prescripción por parte de fisiatras y Ortopedistas el reimplante, el trasplante o el empleo de prótesis externas.

Es así como en la literatura del Aparejo Veda en el libro “Rig-Veda” se encuentran relatos del 3500 A.C al 1800 A.C donde se relata la historia de una reina guerrera Vishpla que perdió su pierna en batalla y que se repone de su pérdida con una prótesis de hierro.

Hallazgos arqueológicos rusos de 1971 encontraron una prótesis de miembro inferior de 2300 A.C de una mujer con la adaptación de la pata de un animal, una prótesis recursiva para la época y con una técnica de adaptación muy particular (Fig. 1).

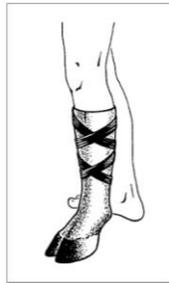


Fig. 1 Pie de cabra adaptada a muñón con encaje de piel disecada, Libro Amputaciones del miembro inferior en cirugía vascular [1].

Civilizaciones como la egipcia, la mesopotámica y la Hindú también demuestran actividad en este campo, En el año 2000 en Egipto se encontró una momia de 1550 A.C con una prótesis del primer dedo tallado en madera sujeto con correas de cuero y con evidencias de uso, hecho que muestra la implementación de prótesis en la antigüedad y la reglamentación de la intervención y de los procedimientos de amputación, ligadura, cauterización como práctica.

Herodoto (485-420 A.C) cuenta la historia de la primera amputación y posterior tratamiento protésico del soldado persa Hegistratus de Elis, que se amputo a sí mismo un pie para liberarse de los grilletes y se confecciono en madera su miembro amputado consiguiendo con esta viajar 30 millas hasta Tregaea.

Hipócrates (460 -377 A.C) el padre de la medicina en su libro “de las articulaciones” establece los puntos esenciales para toda amputación y la ligadura del muñón, estudio que sirvió posteriormente para el avance de las ciencias médicas en la edad media.

En la civilización romana se encuentra una evidencia arqueológica que presenta la pierna protésica Román Cupule del 300 A.C de cobre y madera desafortunadamente esta fue quemada en un incendio durante una de las guerras mundiales (Fig. 2).



Fig. 2 Roman cupule protests 300 A.C, prosthetics. umwblogs [2].

Desde el siglo V A.C hasta el siglo I D.C, En la Civilización Griega se trató mucho este tema y se estudió sobre la ligadura de las extremidades y la operación con colgajo de los casos de gangrena distal y ligamento de vasos por Herófilo, Erasístrato, Heliodoro y Aulo Cornelio Celso.

La civilización árabe (936 -1037) avanzo mucho en el tema de cirugía y amputación de extremidades un ejemplo de ello es Abulcasis y Avicena quienes describen las amputaciones, la ligadura de venas y el instrumental para desarrollar estas tareas.

Ambrosio Pare (1510 1592) muestra el empleo de las ligaduras y vendaje para el muñón siguiendo los principios de Hipócrates y describiendo el síndrome de post-amputación en pacientes. Este fue un cirujano francés, considerado el padre de la cirugía moderna diseño una prótesis de miembro inferior siendo uno de sus modelos el primero que se conoce en la historia de la medicina para amputaciones de muslo (Fig. 3).



Fig. 3 Primer modelo de prótesis moderna conocido como prótesis de Paré Prosthetics. umwblogs [2].

Morel-Lavallée in 1853 profundizo en el uso del vendaje que al especificar el empleo del torniquete cambio el futuro de los amputados y elevo considerablemente su supervivencia.

Pieter Andrianszoon Verduyn's (1696) ideó la primera prótesis con articulación libre de rodilla que permaneció hasta los años 60 's con muy pocas modificaciones (Fig. 4).



Fig. 4 Verduyn's prótesis prostéticos. umwblogs [2].

James Pott, en 1800, empezó la construcción de una prótesis de madera, en la cual su peso permitía una buena función, añadió a sus prótesis de madera, articulaciones de rodilla en acero y un pie articulado provisto de tendones que efectuaban una elevación dorsal del mismo al flexionar la rodilla esta prótesis es conocida como "Pierna Anglesea" (Fig. 5).



Fig. 5 Pierna Anglesea, Natural history of leg amputee [3].

Luego del renacimiento entre 1600 y 1800 las prótesis son más funcionales, en el siglo 20 después de la primera guerra mundial se crea la asociación americana de prótesis y ortesis, hecho que apoyo en gran manera el desarrollo técnico de las prótesis combinando la ingeniería con la medicina, hecho que se manifestó en la construcción de sockets con resinas térmicas en asociación con Northrup Aviation de los Estados Unidos.

La necesidad de una buena adaptación y alineamiento de la prótesis para conseguir su máxima eficacia se evidencio tras la primera guerra mundial en donde se presentaron gran cantidad de casos en amputaciones por explosivos e impactos.

La Segunda Guerra Mundial supuso el nacimiento y desarrollo de las técnicas de rehabilitación del amputado y, la implantación de leyes de seguridad social en muchos países, con esto se incrementó la posibilidad de obtener y utilizar permanentemente una prótesis en buenas condiciones. Dado el interés industrial por la construcción de prótesis y la aparición de nuevos adelantos protésicos como los encajes de succión y los mecanismos hidráulicos, neumáticos y eléctricos.

En 1958 se encontró en capua, Italia una prótesis muy antigua del madera con cobertura en bronce y ataduras de pie del 300 A.C (Toulmin 2007). Evidencia física de la primera prótesis en la historia.

En los años 60 y 70 muchas universidades comienzan a crear programas de desarrollo para prótesis de alta tecnología, se introducen nuevos dispositivos a las prótesis y estudio de ingeniería a las mismas.

En la década de los 90's a la actualidad se han desarrollado prótesis modulares e individualizadas según las necesidades del paciente y la incorporación de sensores mioeléctricos que permiten un movimiento más fluido y natural.

3.2 Generalidades de la amputación de miembro inferior

La imposibilidad para restaurar o incorporar una extremidad afectada hasta un nivel compatible con la vida de los tejidos, constituye la razón fundamental de las amputaciones y consecuentemente, de la transformación del objetivo inicial del cirujano de salvar la extremidad, que es el de salvar la vida del paciente. [6]

La tendencia general al incremento del hecho traumático por accidente, de las lesiones ateroscleróticas en las arterias periféricas tanto en la población diabética como en la no diabética y un conjunto de patologías debidas al estrés son las responsables en su mayoría de las amputaciones en este momento.

El deseo de mejorar las técnicas quirúrgicas, y los cuidados del postoperatorio; todo esto estimulado, quizás por el interés en la colocación inmediata de las prótesis después de la operación. Es un hecho que beneficia fuertemente la rehabilitación de pacientes después de haber sufrido un trauma de este tipo.

En realidad, la amputación de una extremidad dañada o enferma en forma irreparable no es sino el primer paso para conseguir que el paciente vuelva a ocupar un puesto normal y productivo en

la sociedad; en consecuencia, esta operación se debe planificar y realizar con la misma minuciosidad y pericia con que se hacen las operaciones de cirugía plástica y reconstructora y por tanto la rehabilitación debe ser supervisada por expertos.

Se estima que en Los Estados Unidos cada año se presentan 40000 nuevos amputados dado a la intervención militar de este en otros países. Las lesiones de la guerra han provocado muchos hombres discapacitados, lo que ha convertido a Cambodia en el país con el mayor número de amputados per cápita del mundo.

La rehabilitación del amputado, puede ser analizada desde dos puntos de vista. Por una parte constituye el empleo de todas las armas médicas que pueden favorecer la recuperación, en donde los medios médicos pertenecen, sobre todo, al campo de la medicina física y se emplean como suplemento del tratamiento médico y quirúrgico utilizados. Por otro lado, podemos concebirla como la restauración del inválido hasta sus máximos límites físicos mentales, sociales, vocacionales y económicos posibles.

Los miembros fantasmas son otro aspecto interesante de la amputación de miembro inferior que se presenta luego de haber sido amputado el miembro o sus raíces sensoriales destruidas, luego de someterse al cambio quirúrgico o la denervación de una parte del cuerpo. El aspecto más asombroso de un miembro fantasma es su increíble "realidad sensorial" en la persona. Los fenómenos del miembro fantasma que al parecer se originan en una parte faltante del cuerpo son consecuencia común de amputación traumática o quirúrgica, son una experiencia abrumadora para los pacientes y un estado frustrante y resistente para los médicos que los tratan, siguen siendo tema de discusión para muchos estudiosos de la Medicina.

3.3 Datos estadísticos sobre amputados de miembro inferior.

La incidencia general de amputaciones se eleva de forma constante debido a los mayores índices de accidentación y a la prolongación media de la vida que permite la supervivencia de ancianos con trastornos generales predisponentes a la amputación (como las isquemias periféricas).

Durante la Segunda Guerra Mundial, 18.000 soldados americanos perdieron miembros como resultado de lesiones bélicas, pero en el mismo período de cuatro años, 120.000 americanos civiles resultaron amputados a consecuencia de lesiones accidentales. [6]

En Estados Unidos, 1 de cada 200 norteamericanos ha experimentado una amputación mayor; todos los años se efectúan 35.000 amputaciones por defectos congénitos y causas generales, siendo la localización más frecuente en extremidades inferiores (10:3 en relación con la extremidad superior).

En Inglaterra y Gales existen más de 80.000 personas que han perdido uno o más miembros: 27.000 por efecto de las guerras y 60.000 por traumatismos o enfermedades. Cada año se envían a los 21 centros nacionales protésicos unos 3.500 nuevos casos. La proporción de amputaciones en hombres es 2,5 veces más elevada que en mujeres, siendo una amputación de extremidad superior por cada 7 de pierna.

De los nuevos casos producidos, 27% lo son por accidente, el 67% por enfermedad y el 6% restantes por deformidades congénitas. La mitad del contingente de amputados que actualmente se producen tiene edades superiores a los 60 años.

En Japón, la frecuencia de amputaciones industriales es 3 a 4 veces más alta que en Estados Unidos y la proporción de amputados de extremidad superior es de 14 a 10 en relación con las de extremidad inferior.

Estadísticos efectuados en Estados Unidos determinan la obtención de las siguientes conclusiones:

1. Las amputaciones por accidentes en hombres son nueve veces más numerosas que en las mujeres, debido a las actividades de mayor riesgo que desarrolla el hombre.
2. Las amputaciones en hombres debidas a enfermedad son 2,6 veces más frecuentes que en las mujeres.
3. La frecuencia de amputaciones debidas a tumores es muy semejante en ambos sexos.
4. Las deformidades congénitas de extremidades son de frecuencia parecida en ambos sexos.
5. No hay una diferencia de incidencia en miembros derechos o izquierdos.
6. La mayor frecuencia de amputaciones por traumatismo se encuentra en la década de los 41 a los 50 años; la debida a enfermedad, entre los 61 y 70 y, la debida a tumores, entre los 11 a 20 años.

3.4 Amputaciones de miembro inferior en Colombia.

Según Censo del DANE de 2005 de los 41.242.948 habitantes que tenía Colombia 2.632.255 tenían algún tipo de incapacidad, esto equivale al 6.4% de la población y de estos 770.128 tienen

limitaciones para caminar esto equivale al 29.3% de la población con discapacidad, en donde los departamentos de Vichada, Boyacá, Nariño, Cauca, Vaupés y Huila son los más afectados, departamentos con una escasa riqueza entre sus habitantes de zonas rurales [7]

También según Censo del DANE de 1993 el total de personas con parálisis o pérdida de miembros inferiores es de 62.007 personas [8], cifra que a la actualidad seguramente se ha elevado, debido al conflicto interno armado y de minas antipersonas que sufre el país pero también por accidentes en moto con su incremento considerable en estos últimos años, enfermedades como la diabetes y desordenes genéticos o cardiovasculares dada la alimentación y contaminación.

Es difícil determinar el número exacto de personas que han tenido amputaciones alrededor del mundo. Muchos países no guardan un record con la cantidad de pacientes con amputaciones ni tampoco las causas de éstas.

La causa de las amputaciones varía de acuerdo a la región. Las tres razones principales son Violencia, Trauma de accidente y Enfermedad [9].

Un informe de la Cruz Roja, previo a la “Cumbre de Nairobi por un mundo sin minas”, realizado en Diciembre de 2004, sitúa a Colombia como el tercer país con más MAP (Minas anti persona) en el mundo después de Camboya, Afganistán y Angola [10] (Graf. 1).

país	relacionado con la guerra y violencia	Trauma accidentes de tránsito, trabajo	Enfermedad vascular congénita trauma tumor otras
Camboya	94%	4.5%	1%
zimbabwe	65%	35%	10%
Colombia	60%	15%	25%
Norteamérica	3%	32%	65%
Dinamarca	2%	30%	68%

Graf. 1 Porcentaje de amputaciones en el mundo según el tipo de caso [9]

Otra referencia que justifica la incursión en este tema es el reporte de la Vicepresidencia de la República de Colombia que registra en el país 11006 casos de víctimas de Minas antipersonales entre 1990 y diciembre de 2014, saldo que dejó 8801 personas heridas y 2205 muertos. [44] Por otra parte de estas víctimas, el 38 % (4.219) son civiles y el 62 % (6.787) miembros de la Fuerza Pública. Del total de víctimas reportadas el 80 % (8.801) resultó herida y el 20 % (2.205) murió en el lugar del accidente. De estas, 4.219 víctimas pertenecen a población civil, de las cuales 3.423 (81 %) resultaron heridos y 796 (19 %) murieron. De los 6.787 víctimas miembros de la Fuerza Pública, 5.378 (79 %) quedaron heridos y 1.409 (21 %) fallecieron.

Entre enero y Diciembre de 2014 se registraron un total de 277 víctimas. De estas, 95 víctimas pertenecen a población civil, de las cuales el 8 % (8) murieron y el 92 % (87) quedaron heridos. De las 182 víctimas miembros de la fuerza pública el 83 % (151) quedaron heridos y el 17 % (31) fallecieron en el lugar del accidente. Estas cifras dan a entender el grado del conflicto armado que vive el país y la necesidad de recursos para rehabilitación. [11]

Existen varios centros que ofrecen rehabilitación física y protésica para personas con discapacidades de miembro inferior en Colombia entre ellos el Hospital Militar de Colombia en Bogotá, el cual presta servicios de salud principalmente a las fuerzas militares, el Centro Ortopédico San Juan Bautista en Bucaramanga; el Comité de Rehabilitación de Antioquia en Medellín, La Fundación REI en Cartagena, El CIREC (Centro Integral de rehabilitación de Colombia) en Bogotá y CICOP (Centro de Investigaciones Científicas en Ortesis y Prótesis) en Bucaramanga [9], centros que ya sea con o sin ánimo de lucro, le permiten tener una solución a esta problemática en el país y una esperanza para muchas personas en este tipo de situación.

3.5 Causas necesidades y problemas frecuentes de la amputación de miembro inferior.

Se establece una clasificación de amputaciones desde el punto de vista etiológico y causal, indicando la existencia de los siguientes apartados [12]:

1. Lesiones accidentales (accidentes del tránsito -63%, con mayor incidencia en extremidades inferiores-; accidentes industriales -73% al 81%, con mayor incidencia en extremidades superiores-)
2. Enfermedades vasculares periféricas (muerte tisular por insuficiencia vascular periférica arteriosclerótica o diabética).
3. Muerte de los tejidos por estados vasospásticos periféricos como la de enfermedad de Buerger o Raynaud.
4. Neoplasias malignas. Infecciones de larga duración de huesos y otros tejidos que no permiten el restablecimiento de la función (TB, gangrena, osteomielitis).
5. Lesiones térmicas por calor o frío.

6. Miembro deforme inútil que el paciente considera antiestético.

7. Estados no citados que puedan poner en peligro la vida del paciente, como accidente vascular o mordedura de serpiente.

8. Falta congénita de miembro. Tradicionalmente se consideran tres amplios grupos etiológicos causantes de amputación: el accidente, la enfermedad y la malformación congénita.

Accidente:

El accidente causante de amputación actúa ya produciendo una destrucción tan amplia de los tejidos que hace imposible la supervivencia del miembro y de su irrigación sanguínea, originando la desaparición del hueso o imposibilidad de su sutura, o bien produciendo grandes lesiones nerviosas. Los accidentes más frecuentes son los de tráfico, industriales, incendios, congelaciones o descargas eléctricas. En términos generales, se considera que los accidentes de trabajo producen un mayor índice de amputaciones en extremidades superiores (73 a 81%) y los accidentes de tráfico y las enfermedades tienen un porcentaje más elevado sobre las extremidades inferiores (63%).

Enfermedad:

Las enfermedades más frecuentes como causa de amputación pueden englobarse, por lo general, dentro de los siguientes grupos [13]:

1. Enfermedad vascular o circulatoria, como la arteriosclerosis y la enfermedad de Buerger, que afecta sobre todo a las extremidades inferiores donde la presión sanguínea es más baja afectando principalmente a los ancianos.

En un grupo de 1.126 pacientes con aterosclerosis (772 hombres y 354 mujeres) con síndrome necrótico en 329 casos. Se encontró que en un 29% de amputados por debajo de la rodilla como resultado de enfermedad vascular oclusiva hubo que efectuar reamputaciones. En estos casos, el nivel de amputación debe efectuarse mediante arteriografía, hiperemia reactiva y empleo de sustancias productoras de eritema. Asimismo, el estudio arteriográfico nos permitirá predecir la evolución de la cicatrización.

También se estudió 200 amputados por arteriosclerosis obliterante, obteniendo diversas conclusiones prácticas. Así, se aprecia que el índice de fracasos en la cicatrización aumenta conforme es más distal el nivel de la amputación. La presencia de diabetes mellitus no aumenta estos fracasos. Por lo general, las amputaciones practicadas inmediatamente por encima o por debajo del pulso más bajo, cicatrizan bien, pero no se obtiene incremento alguno de la mejoría por la práctica de una simpatectomía lumbar.

La causa más importante de los fracasos en la cicatrización es debida a la isquemia y la herida de la amputación cerrada a presión causa con mayor facilidad infección. Quizás el paciente con arteriosclerosis cardiaca sea el que presenta mayores riesgos a la amputación.

2. Cáncer. Como es bien conocido el cáncer de carácter maligno puede hacer metástasis e involucrar varios órganos en su desarrollo si es extirpado o bien ser un cáncer sectorizado de carácter benigno.

3. Infección. La tuberculosis, gangrena por arteriosclerosis o diabética y osteomielitis, todavía constituyen causas amputadoras, si bien su frecuencia ha disminuido manifiestamente con un diagnóstico precoz y

El empleo de antibióticos. La gangrena periférica es muchas veces un síntoma más de la enfermedad vascular generalizada, pero por sí no constituye un proceso maligno. En estos casos, antes de llegar a la amputación del miembro conviene efectuar una cirugía arterial reconstructiva, estudio cuidadoso de las condiciones cardiacas, existencia de diabetes, movilización pasiva y apoyo sobre el miembro gangrenado, con lo que el proceso puede limitarse y evitarse la amputación.

3.6 Trastornos invalidantes sobreañadidos a la amputación

En ocasiones, las posibilidades rehabilitativas del amputado se complican o dificultan por la existencia simultánea de otros factores invalidantes sobreañadidos. Se ha estudiado muy minuciosamente los factores complicativos y agravantes que pueden transformar la amputación simple en una invalidez mucho más profunda. Entre ellos, por su mayor importancia, pueden destacarse los siguientes [14]:

Trastornos neurológicos

Las parálisis son factores que dificultan la rehabilitación. La parálisis de los músculos del muñón afecta el control sobre la prótesis y las parálisis o paresias de otras partes del cuerpo influyen sobre el tipo de marcha, acción de los correajes, manejabilidad para colocar o quitar la prótesis y alteración en el empleo de bastones. La paraplejía y hemiplejía presentan problemas especiales no sólo por el tipo de parálisis existente, sino también por las alteraciones de la sensibilidad. Ciertas condiciones paréticas o paralíticas suponen la facilidad para la fractura ósea del muñón, lo cual complicará la adaptación de la prótesis o disminuirá el nivel efectivo óseo.

Trastornos sensoriales

Las disfunciones vestibulares por enfermedad o toxemia medicamentosa pueden originar alteraciones del equilibrio. Este desequilibrio corporal llega a ser peligroso en amputados de extremidades inferiores, sobre todo cuando caminan en la oscuridad o de pie en vehículos (barcos, trenes, etc.). La sordera, en especial de los sonidos de alta frecuencia, puede incapacitar al amputado para percibir los ruidos de su prótesis (como el golpeteo de la rodilla) o ruidos que le adviertan de un peligro para su vida.

En ocasiones, los trastornos de la visión pueden constituir una manifiesta inferioridad para esta clase de pacientes. Así, un pequeño defecto de refracción puede ser causa de que los bordes de un escalón se desenfoquen. También la alteración de la capacidad de percepción de la profundidad suele ser causa de tropezones. El ciego total amputado de extremidad inferior camina con más seguridad si utiliza el bastón corto.

La pérdida de las sensaciones de la propiocepción y sensibilidad constituye una complicación grave en el amputado, el cual no sólo deberá depender muy estrechamente de la vista para utilizar su prótesis, sino que también puede presentar fácilmente en los muñones maceraciones o ulceraciones. Este tipo de trastorno se encuentra en parapléjicos, siringomiélicos, esclerosos múltiples, leprosos o individuos con déficit de la circulación periférica en los que se ha dejado un muñón demasiado largo.

Trastornos físicos generalizados

En ocasiones, diversos procesos, enfermedades generalizadas pueden dificultar el empleo de prótesis. Algunas, como la enfermedad de Buerger, la arteriosclerosis y la diabetes, no solo pueden hacer necesaria la amputación, sino afectar seriamente la función o disminuir la capacidad física del amputado [15].

Tanto el paciente como el terapeuta deberán vigilar en estos casos la presentación de irritaciones del muñón, dado que su curación, una vez producidas, es muy lenta. Asimismo, la existencia de edema en algunos de estos procesos complica o quizás impide el empleo de encajes de succión.

En ocasiones, las enfermedades cardiacas obligan a una limitación en los ejercicios terapéuticos del paciente. El miedo a la claudicación de rodilla actúa como un intenso stress sobre el corazón; por ello se recomiendan articulaciones más estables o el empleo de dos bastones. Las afecciones dérmicas en las áreas del encaje o de los correajes pueden suponer dificultades temporales para la adaptación. A veces, estas alteraciones de la piel son secundarias a mala adaptación del encaje. Igualmente, la osteomielitis del muñón es una contraindicación para la adaptación protésica.

Factores psicológicos

La baja inteligencia o escasa coordinación neuromuscular puede dificultar la enseñanza o complicar las adaptaciones. Las actitudes no realísticas, la falta de motivaciones y una moral depresiva son factores que perjudican manifiestamente la recuperación del paciente.

3.7 Rehabilitación protésica de miembro inferior

El adiestramiento protésico en amputados de miembros inferiores es uno de los temas más importantes tanto en amputados unilaterales, como bilaterales y aparte de las actividades específicas que cada caso dicte, pueden desarrollarse los ejercicios progresivos donde la mayoría se ejecutan entre las paralelas, frente al espejo [16].

1. Entre las paralelas. Apoyo alternado en cada extremidad. Ir reduciendo la ayuda de las manos hasta anularlas.

2. Entre las paralelas. Flexiones de tronco hacia adelante y extensiones lentas del mismo.
3. Sentarse y levantarse de una silla.
4. Elevar la pelvis de uno y otro lado, despegando el pie correspondiente del suelo.
5. De pie. Flexionar alternativamente la prótesis y el lado sano por la cadera y rodilla.
6. De pie, brazos a los lados. Flexoextensión de cuello al máximo mientras el resto del cuerpo permanece en descanso.
7. De pie. Pies separados 5 cm, inclinarse hacia delante sobre el eje de los tobillos.
8. De pie, pie sano adelantado, peso descargado sobre prótesis atrasada. Hacer que la prótesis se flexione suavemente por la rodilla y se adelante con el mínimo esfuerzo del muñón.
9. De pie. Prótesis adelantada, peso descargado sobre la extremidad indemne. Transferir el peso sobre la prótesis y adelantar el pie sano (si es necesario, podrá asistirse con las manos sobre las paralelas).
10. De pie. Apoyo total sobre la prótesis. Elevar la pelvis indemne.
11. Andar de lado con pequeños pasos flexionando ligeramente la prótesis.
12. De pie, pies separados 5 cm. Peso sobre el lado indemne. Elevar la prótesis flexionando la cadera: hacer lo mismo con la pierna sana, mientras el peso corporal se descarga sobre la prótesis.
13. Marcha de espaldas. Cuando el pie protésico se coloca detrás de la rodilla ésta queda bien bloqueada, pero cuando el pie retrasado es el sano, la rodilla protésica puede claudicar.
14. Agacharse y elevarse (sobre la extremidad sana y libre).
15. Aprender a tirarse sobre la colchoneta, de frente, de lado y de espaldas.
16. De pie. Oscilar hacia los lados hasta perder el equilibrio, apoyándose sobre la prótesis..., girar entonces el cuerpo 90° y adelantar el pie sano (el giro se hace sobre la prótesis).
17. De pie. Separación de los pies dos pulgadas. Elevar el pie protésico y cruzarlo por delante de la pierna sana. Hacer lo mismo con la extremidad indemne por delante de la prótesis.
18. Seguir una línea sobre el suelo.

19. Pasar obstáculos sobre el suelo (tirando con rapidez de la prótesis hacia atrás inmediatamente antes de flexionar la cadera, se obtiene una flexión más Intensa que sirve para salvar los obstáculos).
20. Andar sobre un plano inclinado (de lado, con la prótesis sobre la parte baja del plano). Si la prótesis es de succión, habrá que añadir ejercicios de rotación de prótesis a través del muñón (colocar el «pie hacia dentro» o «hacia fuera»). En amputados unilaterales se prohibirá el empleo de bastón, salvo si el amputado es un viejo o presenta algún problema especial que disminuya su resistencia física. Los ejercicios finalizan con la práctica sobre las escaleras (elevación-descenso) y con adiestramiento En un aspecto normal procurando anular la tensión y auto observación intensa.

A modo de seguir un cronograma para rehabilitación se presenta una propuesta de rehabilitación por semanas dada por kessler [6].

Primera semana:

Aprender a colocarse la prótesis adecuadamente. Ejercicios de equilibrio entre las paralelas delante del espejo. Lateralizar el apoyo sobre el lado indemne y luego sobre la prótesis (con apoyo de las manos). Mantener el equilibrio mientras se desplaza el pie en diversas direcciones a la vez que se suprime la

Ayuda de las manos.

Segunda semana:

Prácticas de marchas sobre distintas clases de pavimento (marcha en zigzag, marcha lateral, marcha sobre huellas).

Tercera semana:

Marcha con braceo, marcha con obstáculos, elevación y descenso de escaleras.

Cuarta semana:

Libertad para marchas y deportes espontáneos (bicicleta, danza, etc.). Los *amputados bilaterales de extremidades inferiores*, aparte de desarrollar los ejercicios antes indicados, practicarán las siguientes actividades:

- a. Máximo desarrollo de la destreza, sentado.
- b. Intensificación de los ejercicios de equilibrio sobre las prótesis antes de intentar cualquier tipo de marcha. En los ancianos pueden utilizarse las prótesis codas con pies de balancín y sobre ellas desarrollar el máximo adiestramiento.
- c. Utilización y destreza en el manejo de bastones.
- d. Mayor tiempo de adiestramiento de la marcha entre paralelas.
- e. Velar especialmente por actividades como: recoger objetos del suelo, permanencia en bipedestación y sentado, sentarse-levantarse, levantarse desde el suelo, adiestramiento de vueltas, elevación y descenso de escaleras, braceo.

3.8 Recuperación de acuerdo al nivel de amputación

La rehabilitación debe comenzar de forma inmediata:

- a. Si hay suturas: movilizaciones pasivas de forma parcial.
- b. Dentro de los 12 – 18 días: kinesiterapia resistida. [6]

Cadera

Desarticulación: la prótesis tiene que ser activada por los movimientos de la pelvis, hay que hacer ejercicios para flexibilizar columna y fortalecer músculos de la pelvis y abdominales.

Supracondílea

Corta: se conserva glúteo medio, mayor y psoas iliaco. Existe déficit en la pata de ganzo (sartorio, recto interno y tensor de la fascia lata), cuádriceps y aductores. Hay que equilibrar las contracturas de los flexores, aductores y rotadores externos.

Medio muslo:

Aumenta el brazo de palanca, la prótesis será a partir del apoyo isquiático, hay que buscar la activación de los músculos de la cadera (abductores de cadera –glúteo mayor y medio-, flexores –psoas-, extensores –glúteo mayor-). Se pueden originar contracturas (en flexión, en abducción y rotación) que se eliminan con la prótesis.

Muslo Largo:

En él se originan contracturas en flexión Infracondílea, Hay que prevenir la contractura en flexión de rodilla.

Preparación psíquica:

Los problemas psicológicos que puede plantear la amputación de uno o varios miembros, o su carencia, pueden revestir en muchas ocasiones características de verdadera gravedad. El daño psicológico es más profundo si la amputación es imprevista por originarse destrucción en el esquema corporal, sobre todo si la amputación radica en la mano. La ansiedad, depresión, frustración, hostilidad, egocentrismo, agresividad, dependencia e irrealidad son fenómenos que pueden desenvolverse muy intensamente en el amputado, y los cuales, si no son anulados, arruinarán toda labor rehabilitadora.

Las prótesis sólo llegan a ser una ayuda sustancial en el tratamiento de estas alteraciones psíquicas cuando logran adaptarse al esquema corporal en un sentido dinámico.

El niño suele afectarse menos por su incapacidad que por las reacciones de los demás respecto a su estado. Más importante que la etiología invalidante es la apariencia estética de esta invalidez y los comentarios que la misma levanta entre familiares, amigos, vecinos, etc.

En amputaciones imprevistas por accidente se producen reacciones emocionales a veces muy intensas. La amputación de la pierna produce mayor impacto que la del brazo, pero una vez curada su herida y colocada la prótesis, los problemas del amputado de extremidad superior van

siendo cada vez mayores por el aspecto estético y poca utilidad de la prótesis. En los test de madurez social efectuados a estos niños no se aprecian desviaciones destacadas sobre el niño normal. Pero si esta invalidez ha sido precoz y amplia, pueden perderse oportunidades para el juego y la relación social, con lo que este niño presentará fracasos en las destrezas motoras y actitudes sociales propias de los niños de su edad.

También pueden surgir y persistir sentimientos de inferioridad, pérdida de la iniciativa –abulia–. Sin embargo, no olvidemos que, en definitiva, estas situaciones invalidantes no son problemas exclusivos de brazos o piernas, sino problemas de la persona en su conjunto.

Pero con independencia de su edad, el amputado que no posee unos antecedentes psíquicos patológicos o cuya situación emocional no era con anterioridad especialmente inestable, suele tener buenas posibilidades de normalización de sus trastornos psicológicos, con tal que, aparte de la psicoterapia general practicada, la reeducación física, estética y laboral que supone una prótesis bien adaptada le dé una posibilidad casi ilimitada y normal de actividad.

En muchas ocasiones, los síndromes ansiosos precoces, muy frecuentes en estos pacientes, se refieren especialmente a su ansiedad por el aspecto estético y el futuro económico. El impacto psicológico de la invalidez en el adulto suele ser mayor ante la pérdida de un miembro superior que de una pierna. En estos casos, conviene colocar a este enfermo en contacto con otros amputados similares ya en fase avanzada de rehabilitación. Debe evitarse el empleo de prótesis estéticas y estimular a la utilización de dispositivos protésicos de trabajo, dado que la mano estética carece de toda utilidad funcional, con lo que el amputado la olvida y acaba utilizando tan sólo su miembro residual indemne. En grandes amputados se procurará antes que nada darle la máxima independencia para sus actividades elementales diarias y los desplazamientos por el interior del hospital o la vivienda utilizando sillas de ruedas. [6] (Rehabilitación del amputado de miembro inferior 2005. Dr. Raidel La O y Lic. Alfredo D. Baryolo)

3.9 Tipos de amputaciones de miembro inferior

La amputación de extremidad inferior va desde la punta de los pies hasta la cadera pero dentro de cada componente de la pierna hay subniveles que serán presentados a continuación como el caso de la amputación de muslo Fig. 6, [6]

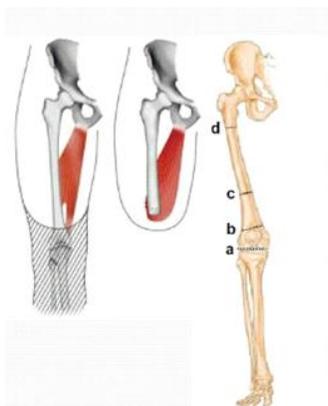


Fig. 6 niveles de amputación transfemoral. [6]

La longitud más adecuada de un muñón es aquella que conserva mejor la comodidad, la función y la estética. Partiendo de este principio, no es posible dar unas normas exactas de longitud, pues en todo caso habrá que adaptarse a las condiciones personales y sociales del individuo, cuyas posibilidades también deben discutirse con él antes de la intervención y en presencia del protésico y del rehabilitador.

Durante mucho tiempo se ha intentado sistematizar los niveles óptimos de amputación para conseguir muñones ideales, En 1953 la Organización del Tratado de Bruselas publicó las medidas exactas, en centímetros, que debe tener el muñón ideal. Otros han publicado sus esquemas expresándolos en tantos por ciento. Todos los métodos ofrecen dificultades y casi siempre son inexactos en el momento de su aplicación, por la dificultad que representa tener que adaptarlos a la medida del individuo. Como sea que las medidas no deben ser necesariamente precisas y tienen un margen de seguridad en la altura del muñón, nuestro

temperamento latino se adapta fácil y rápidamente al esquema dado por JUDET, que divide la totalidad del hueso en tres tercios y especifica alturas en traveses de dedo, siempre «a mano» del cirujano. La Precisión adecuada la pone el sentido quirúrgico del cirujano. [6]

Miodesis transfemoral: (Operación para referirse a la técnica quirúrgica que consiste en volver a unir los músculos al hueso tras la amputación).

En la operación de reconstrucción muscular luego de la amputación se siguen los siguientes pasos:

- 1: Se unen los músculos al hueso mediante cirugía con agujeros en el hueso o mediante sutura al periostio,
- 2: Para el caso de estudio (amputación transfemoral), los músculos abductores y flexores se unen cerca de la cadera, ya que en una amputación transfemoral estos están situados por encima de la separación quirúrgica, por lo que no pueden quedar afectados por el corte transversal, los músculos aductores y extensores están unidos al extremo inferior del muslo por lo cual en la amputación transfemoral estos son cortados y pierden su función según sean monoarticulares o biarticulares.

Como resultado de la amputación transfemoral el paciente sin actividad en los músculos aductores y extensores hace que estos se contraigan y se acorten con el tiempo, dejando a su paso la tendencia de la pierna amputada de estar hacia adelante flexionada y hacia el lado en abducción ya que con la amputación se ha perdido las uniones musculares que permiten mover la pierna hacia dentro y hacia atrás. Para mayor referencia de la simulación de marcha con miodesis transfemoral Fig. 6.a (<https://www.youtube.com/watch?v=6ily9rstSaU>)

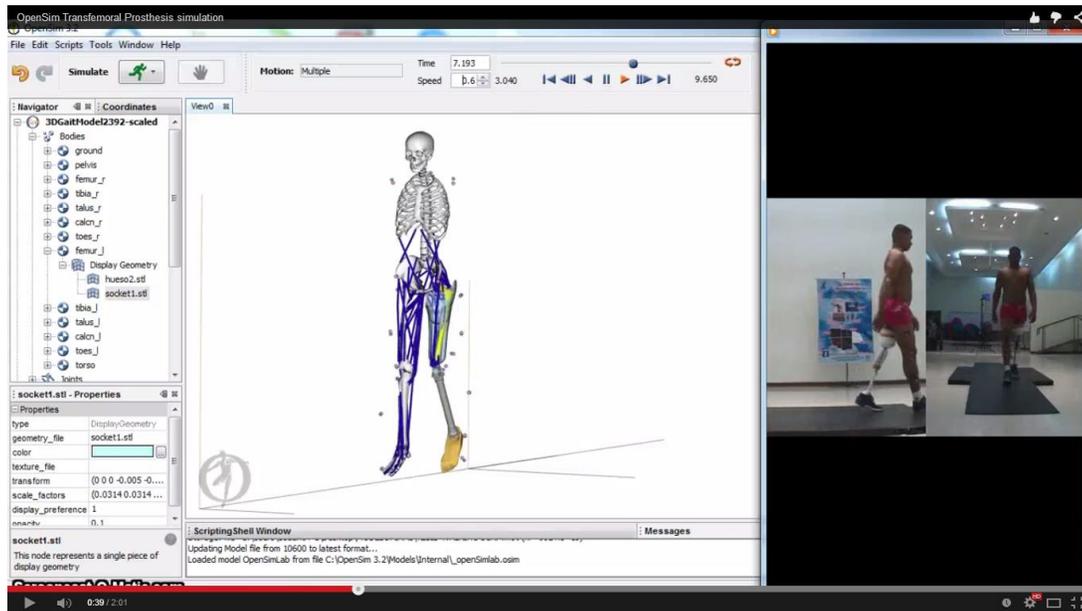


Fig. 6a Simulación de miodesis transfemoral en OpenSim

Amputación de muslo.

Este tipo de amputación constituye la más característica y frecuente de la extremidad inferior. Por lo general, estas amputaciones se practican en la unión del tercio medio y superior. La longitud ideal de esta clase de muñones se considera la de 25 a 30 cm desde el trocánter mayor, no olvidándose que la pérdida de cada centímetro de fémur supone una disminución o alteración del equilibrio muscular. Así, persisten los abductores que se insertan en el trocánter mayor, desplazando a los abductores que han perdido su inserción distal, por lo que el muñón tiende a colocarse en abducción dando origen a una marcha débil e inefectiva.

El muñón de muslo más corto que pueda conceptuarse eficaz funcionalmente es el de 7,5 cm por debajo del trocánter mayor. Si el muñón es muy voluminoso, su utilidad disminuye con el acortamiento. Pero, aun en aquellos casos en que tan solo persisten 2,5 cm de fémur por debajo del trocánter y es totalmente inefectivo desde el punto de vista funcional, todavía tiene una decisiva importancia como elemento protésico, ya que la sola persistencia de la cabeza de fémur

y el gran trocánter supone una mejor adaptación y estabilidad de la prótesis. No obstante, por razones estéticas, en las mujeres es preferible practicar una desarticulación total. Esta desarticulación supone la misma posibilidad protésica que una hemipelvectomía.

El muñón excesivamente largo, superior a 32 cm, no añade ventaja alguna al paciente. La práctica de esta amputación no presenta problemas quirúrgicos especiales.

La piel puede colocarse según dos técnicas. Bien mediante un amplio colgajo anterior que da una cicatriz posterior transversa, o efectuando dos colgajos iguales, anterior y posterior, que dan cicatriz transversa terminal, aun cuando este último procedimiento da al paciente más molestias por la presión de la prótesis y el efecto pistón de la misma. Los músculos se cortan 2,5 cm más que la piel para evitar su adherencia a la cicatriz, procurando suturar la fascia profunda sobre la terminal ósea. La sección de nervios y hueso no reviste características específicas. SWIDERSKI y KROL, de la Clínica Ortopédica de Poznan, utilizan el método osteomio-plástico. El final del muñón óseo se cubre con un colgajo osteoperióstico, los músculos antagonistas se cosen sobre el muñón óseo, escindiéndose la fascia al final del muñón. Estos muñones son fuertes, equilibrados, con buena tonicidad y excelentes para prótesis de succión.

Desarticulación de rodilla

El muñón logrado en la desarticulación de rodilla es excelente para soportar presiones, pero tiene un escaso valor protésico dado que no existe espacio para la colocación de los mecanismos de rodilla y nunca puede obtenerse una marcha funcional eficaz ni una buena apariencia estética. No obstante, puede practicarse en ancianos, dado que esta intervención produce menos shock y, en los niños, por persistir la epífisis ósea y no detenerse el crecimiento. [6]

Amputación de pierna

La longitud ideal para amputaciones por debajo de rodilla es de 12 cm y nunca más de 15 cm. Pero la gran mayoría de estos amputados no pueden permanecer con el peso corporal

gravitando sobre el extremo del muñón, desde el momento en que la palpación profunda de los tejidos sobre el hueso seccionado causa dolor en éste. Esta es la razón por la que se han buscado sistemas quirúrgicos de desensibilizar el hueso.

La técnica de Bunge, todavía recomendada, y en la que se destruye un reborde perióstico de pocos milímetros en el vértice del hueso seccionado y se raspa al mismo nivel el plano endosteal, produce un anillo de necrosis. El procedimiento de Ertl (modificado de la antigua técnica de Bier) parece ser más eficaz. Consiste en la sección de la tibia y el peroné a la misma altura, cubriéndose dicha sección con tres pequeños colgajos periósticos dotados de pequeños pedacitos de cortical. Este procedimiento elimina las superficies óseas libres y la posibilidad de una necrosis vascular, previene la desviación lateral y rotación del fragmento de peroné residual, ocluye las cavidades medulares con lo que se restaura la presión intramedular normal y el retorno venoso y, por último, dota de una valla protectora a las terminaciones de nervios y vasos en el espacio interóseo. [6]

La sección tradicional de los músculos en estas amputaciones produce una rápida atrofia de los mismos, debido a la falta del bombeo activo de la contracción del músculo, produciéndose estasis y edema. Para evitar estas complicaciones, los músculos flexores y extensores, incluyendo la musculatura del peroné, son suturados juntos y colocados sobre el puente osteoperióstico de la tibia. De esta forma, los músculos llegan a ser mucho más funcionales y dan origen a un muñón más sano, fuerte y con mejor circulación.

Los vasos sanguíneos se disecarán cuidadosamente, separando venas y arterias y ligándolas a diferentes alturas. Los nervios principales se seccionan más altos bajo una ligera tracción. Todas estas terminaciones vasculonerviosas se entierran en el espacio interóseo próximo al puente osteoperióstico.

Se procurará que los colgajos de piel posean la mejor nutrición y circulación posible, para lo cual no se olvidarán —junto a una disección muy cuidadosa las siguientes indicaciones: Colocar los colgajos de piel directamente sobre músculos que sean altamente funcionales; reducir moderadamente la grasa subcutánea y practicar una sutura limpia evitando tensiones y procurando que la cicatriz no caiga sobre la terminación del hueso.

Amputación tipo Syme o transmaleolar

Desarrollada en 1842 por JAMES SYME, cirujano escocés, esta amputación se efectúa dejando prácticamente intactas la tibia y el peroné. Consiste en una sección transmaleolar 0,6 cm sobre la superficie articular de tibia y astrágalo. Los tejidos del talón se preservan para cubrir el muñón, lo que permite al paciente apoyarse directamente en el mismo y soportar su peso facilitando el andar sin prótesis por el interior de la casa. Está indicada en lesiones del pie con pérdida de tejidos en las proximidades de las articulaciones tarsometatarsianas. Las amputaciones intermedias para salvar mayores áreas no suelen ser eficaces y con frecuencia necesitan reamputación.

Este tipo de amputación no permite lograr una prótesis estética, debido a la dificultad de colocación de mecanismos articulares de tobillo y encaje. Por ello en las mujeres constituye una de las amputaciones de resultados protésicos más antiestéticos. [6]

3.10 Prescripciones y tipos de prótesis comunes

Las prótesis constituyen los dispositivos ortopédicos utilizados para suplir la falta de extremidades fig. 7, todas ellas tienen en común el cumplir una función dinámica funcional y otra estética. Por lo general, el mismo muñón o áreas indemnes corporales constituyen sus elementos motrices [6].

El empleo de elementos motrices ajenos al paciente (como motores eléctricos o de gases a presión, etc.), son de resultados muy poco prácticos y tan sólo aplicables en ciertos casos de grandes y múltiples amputaciones (Fig. 7a). Biomecánica de la marcha normal y patológica (Instituto de biomecánica de valencia. [22].

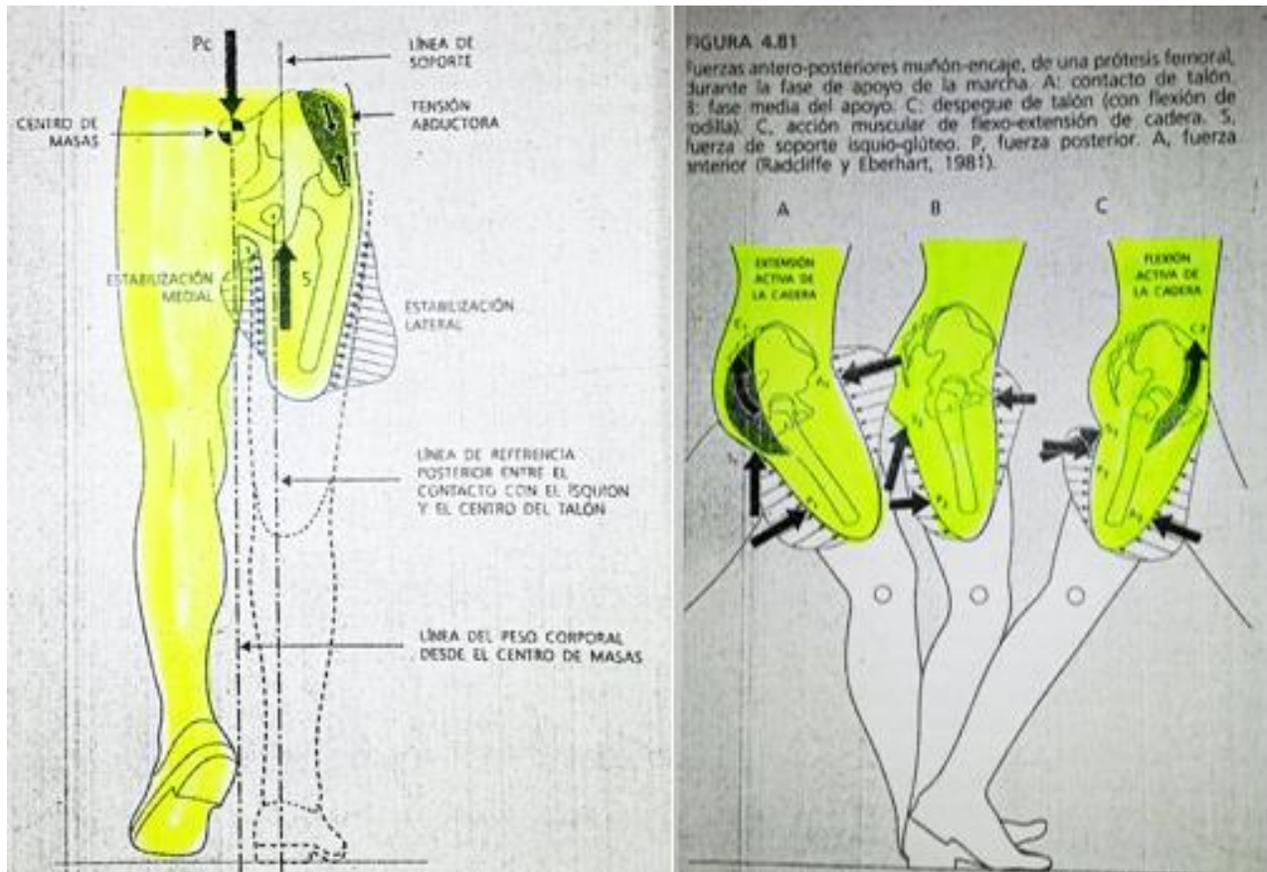


Fig. 7 a Prótesis de pierna transfemoral [22]

Para pacientes con amputación transfemoral es muy común que se presente una abducción y flexión de los músculos de cadera que hace que se presenten mayores momentos flexores y abductores (Fig7b). [22].

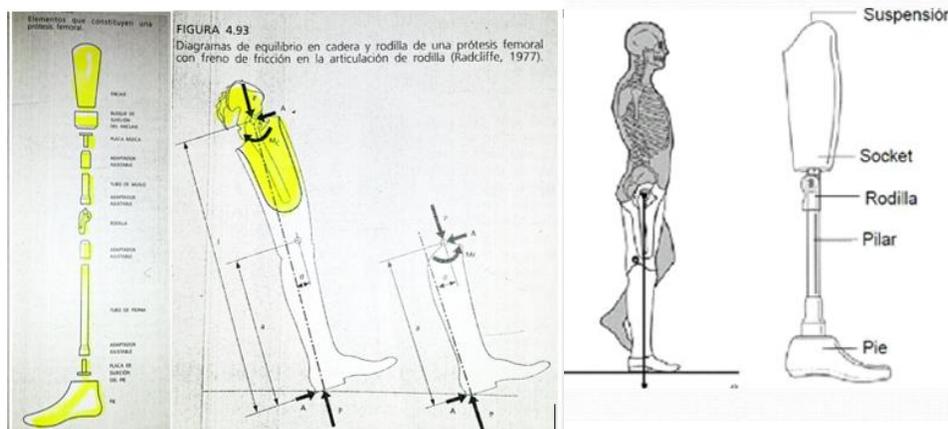


Fig. 7 b Prótesis de pierna transfemoral [22]

Prótesis para extremidad Inferior

Pilón:

El pilón constituye una de las formas más elementales de prótesis para amputación de extremidad inferior. Está formado por un encaje para soportar el muñón y una prolongación cilíndrica hasta el suelo (la clásica «pata de palo» de los piratas). En ocasiones, puede emplearse como una forma transitoria de prótesis, pero en ningún caso sustituye a ésta. Sus inconvenientes son innumerables, pues aparte su aspecto antiestético y patentizado de la amputación, transmite violentamente el contacto del suelo al muñón, su base de sustentación es muy pequeña y no ayuda al mantenimiento del equilibrio.

Pueden adaptarse al pilón sistemas de mecanización como articulaciones de Rodilla, pie articulado, etc., pero en este caso no se obtiene ventaja alguna sobre la prótesis completa, salvo peso y más bajo coste.

Las indicaciones del pilón. Se encuentran casi exclusivamente en su empleo provisional y previo a las prótesis definitivas. También pueden ser útiles en amputados ancianos que necesitan la ayuda de un bastó, incapaces por su falta de destreza de controlar una prótesis articulada. Naturalmente, el pilón resulta eficaz y más funcional en amputaciones por debajo de la rodilla.

El empleo precoz del pilón permite normalizar y desarrollar muscularmente el muñón, reducir las contracturas en flexión e incrementar la destreza y rapidez de la marcha.

Prótesis corta:

Se utilizan en casos de amputaciones dobles por encima de la rodilla, sobre todo en ancianos. Constan de un encaje y un muslo corto (sin articulación alguna) dotado de un pie basculante rígido dirigido hacia atrás para permitir la marcha y el equilibrio del centro de gravedad corporal.

La pieza-pie está tapizada por su suela de cuero o plástico. La longitud corta de estas prótesis permite un buen control de los muñones y una fácil conservación del equilibrio, a la vez que el enfermo acostumbra a soportar los apoyos sobre el isquion. Estas prótesis permiten una absoluta independización del paciente.

Prótesis para hemipelvectomía y desarticulación de cadera:

En estos casos resulta extremadamente eficaz la prótesis «tipo canadiense» con corsé semejante a la cesta pélvica, lo cual anula la necesidad de tirantes (en enfermos obesos, ancianos o muy débiles puede llegar a ser beneficioso el empleo de un tirante auxiliar de hombro). Se emplea la rodilla de un solo eje y de fricción constante. El pie es del tipo *Sach* (pie sin articulación en el tobillo que se sustituye por un talón de goma gruesa en cuña). Para la marcha por la calle será necesario el empleo de un bastón.

Prótesis por encima de rodilla y apoyo isquiático:

Indicada en casos de amputaciones de muslo, descarga el muñón desde el momento en que gran parte del peso corporal es soportado por el apoyo isquiático. El método de suspensión puede ser el encaje o la succión, la banda pélvica y el tirante de hombro, o bien varios de estos métodos simultáneamente.

Por lo general, se utiliza con mayor frecuencia la banda pélvica. La articulación de rodilla es de eje único y mecanismo de fricción graduable.

Prótesis por encima de la rodilla con apoyo en extremo distal del muñón:

Para todos aquellos casos en que la superficie del muñón permite un apoyo directo sobre la prótesis, se encuentra indicada en amputaciones femorales Supracondílea, tipo GrittiStokes, desarticulación de rodilla o en casos de muñones por debajo de la rodilla muy cortos y flexionados.

Es necesario vigilar cuidadosamente que el encaje no comprima el área de los abductores. La suspensión se logra por cinturón pélvico.

Prótesis por debajo de la rodilla:

El muñón ideal para este tipo de prótesis es el de longitud que oscile entre 12 a 18 cm por debajo de la articulación de la rodilla. La suspensión se logra mediante un cinturón pélvico, utilizándose también un corselete de muslo para controlar las rotaciones.

Este corselete será tanto más alto cuanto más delicado y doloroso sea el muñón, dotándosele, si es necesario, de un apoyo en isquion.

En caso de que se emplee un encaje de succión será imprescindible el estudiar y vigilar diariamente el muñón que, en muchas ocasiones, puede poseer una circulación insuficiente.

Prótesis para amputación tipo «Syme»:

Este tipo de amputación permite una prótesis de apoyo extremadamente funcional sobre la extremidad inferior del muñón. No posee articulación de tobillo, sino un pie tipo «Sach».

Prótesis con encaje de succión:

Prótesis con encaje de succión. En este tipo de prótesis, la suspensión o unión se logra mediante un encaje dotado de un sistema valvular que permite obtener en el interior del mismo un cierto grado de vacío, con lo que se consigue entre el muñón y el encaje una suficiente succión e íntima unión que permite el manejo de la prótesis directamente a expensas de los movimientos del muñón.

Con ello resultan innecesarios los tirantes y bandas pélvicas.

Como ventajas de los sistemas protésicos de succión, pueden destacarse los Siguietes:

- Mejor y más íntimo control de la prótesis por parte del muñón.
- Mayor libertad de movimientos incluidos por la aducción-abducción y rotación.
- Desarrollo de la musculatura del muñón (si bien en un principio no parece ser así, el empleo continuado de la prótesis de succión logra una indudable hipertrofia muscular).
- Escasa o nula acción de pistón.
- Mayor confort por falta de cinturones, etc., lo cual permite utilizarlas en las embarazadas.
- Mayor desarrollo del sentido cinestésico del muñón.

Los inconvenientes de la prótesis de succión son, entre los principales:

- Necesidad de una mejor y más dilatada adaptación, lo cual multiplica el número de pruebas.
- Necesidad de una gran destreza en los pacientes para lograr buena estabilidad, por lo que se contraindica en ancianos y amputados de escasa cooperación.
- Peligrosidad de su empleo en pacientes con procesos osteomielíticos o con cicatrices.

El talón de goma o las gomas incluidas en la parte media del pie protésico sustituyen a los músculos de tobillo y pie. Una limitación de los movimientos de tobillo puede lograrse mediante el empleo de balancines, ligamentos de tensión y muelles. Los mecanismos supinación-pronación añadidos al pie son eficaces para andar por terrenos irregulares porque permiten una mejor adaptación del pie al suelo, pero a veces, es suficiente la colocación de una suela gruesa de goma.

Por lo general, la rodilla protésica es estable si una plomada colocada a través de la meseta supratibial pasa por delante del eje de la articulación de la rodilla. El equilibrio general del cuerpo exige que una plomada que atravesase el centro de gravedad corporal caiga dentro de la superficie de sustentación corporal. Colocando mayor cantidad de goma en el talón, la estabilidad de la rodilla aumenta, pero el pie se hace menos estable por su equino exagerado, con lo que se dificulta su paso sobre el suelo.

La falta de cuádriceps produce una claudicación de la rodilla siempre que el eje de gravedad pase por detrás del eje de la rodilla, lo que produce temor a la marcha. Ello se evita mediante una enérgica contracción de los extensores de la cadera en el momento oportuno, pero una extensión demasiado enérgica y consciente de los glúteos produce una marcha poco rítmica y suave. Muchos amputados por encima de la rodilla al iniciar los ejercicios en pie sobre la prótesis temen caer y extender enérgicamente el muñón.

El empleo de articulaciones de rodilla en hiperextensión es más seguro, pero produce marchas imperfectas, hace falta más esfuerzo para doblar la rodilla desde la posición de hiperextensión y, además, la longitud total de esta prótesis aumenta al iniciar la flexión y dificulta el paso sobre el suelo, con lo que se inician marchas en abducción. La hiperextensión es causa de un desplazamiento del encaje del muñón hacia atrás, lo cual produce inclinación pélvica y lordosis, cansancio y, a veces, lumbago, sobre todo, si se une a una contracción en flexión de cadera.

Para obtener una marcha natural y facilidad de movimiento, el eje de la rodilla debe estar situado lo más adelantado posible, sin alcanzar el punto de inestabilidad. Si la dorsiflexión del pie está bloqueada es posible ver la rodilla ligeramente flexionada, sin hacer que el eje pase delante de la línea del peso corporal. En amputados jóvenes y activos con buenas condiciones físicas puede colocarse el eje de la rodilla ligeramente por delante de la línea de gravedad. Si el eje se adelanta mucho, dificultará la posición normal de la rodilla con respecto al eje de alineación en tierra.

La articulación de la cadera de la prótesis se colocará ligeramente enfrente del vértice del trocánter mayor, velando para que coincidan lo más aproximadamente posible los ejes de la cadera anatómica y protésica para permitir el movimiento delante-atrás y facilitar que pueda sentarse sin que la pierna rote.

3.11 Consideraciones del encaje.

Se llama *encaje* a la parte de la prótesis donde se introduce el muñón. Para cualquier tipo de amputación y empleo de prótesis habrá que considerar los siguientes puntos generales:

- *Valoración del muñón.* Se estudiará el estado de la piel y si existen infecciones en la misma, áreas de dolor, longitud y forma del muñón, movilidad sensibilidad, índices de sudoración y fuerza muscular.
- *Cuidados pre-ortopédicos del paciente.* Con independencia de consideraciones específicas o personales propias de cada caso, en todo amputado se velará muy especialmente por conseguir los siguientes objetivos:
- Mantenimiento o adquisición, tan cerca de la normalidad como sea posible, del movimiento del muñón y prevención de contracturas y deformidades.

- Empleo sistemático del vendaje del muñón y desarrollo de éste en fuerza muscular, adiestramiento, coordinación y resistencia a las presiones.
- Desarrollo físico máximo de la totalidad corporal y adiestramiento general.
- *Adaptación de la prótesis.* Aparte de los problemas específicos de adaptación en cada caso, se tendrán en cuenta los puntos que a continuación se citan:
 - Aspecto estético de la prótesis y fabricación correcta de la misma.
 - Longitud adecuada. Encaje exacto. Evitar cualquier tipo de compresión sobre las prominencias óseas corporales.
 - Adaptación exacta y confortable de los tirantes o cinturones de sujeción (sobre todo para la extremidad superior).
 - Vigilancia de las zonas de presión al quitar la prótesis e inmediata corrección de las mismas si se presentaran.

Prótesis inmediata.

De los adelantos en la adaptación de los miembros artificiales, el más importante está constituido por la prótesis post-operatoria de aplicación inmediata, para las extremidades inferiores. Tomando en consideración que con las técnicas tradicionales el edema postoperatorio es inevitable y frecuente la presencia de contracturas en flexión, así como que el tratamiento fisiátrico previo a la aplicación de la prótesis nunca es menor de ocho semanas, desde la década del 60 varios institutos de rehabilitación han empleado esta técnica.

Este método que es fácil y práctico, fue reportado por BERLEMONT en 1961, quien después de desbridar un muñón, aplico una prótesis temporal de yeso. El paciente camino a los pocos días con carga del peso del cuerpo.

CLIPPINGER describió una técnica de aplicación de prótesis de yeso, arriba de rodilla, con el objeto de encontrar una prótesis temprana, de poco costo, que ayudara al equilibrio corporal y al enjutamiento del muñón.

MARION WEISS, de Varsovia, en el año 1963, preconizó las ventajas de la aplicación inmediata post-operatoria de la prótesis en las extremidades inferiores.

WEISS, en su reporte señala los pasos sucesivos del método, el que de inmediato fue adoptado por muchos países, existiendo a la fecha numerosas publicaciones las que en su mayoría señalan resultados muy satisfactorios. Este especifica las peculiaridades de su técnica en los siguientes términos: En el estado actual de los avances y conocimientos rehabilitativos y neurofisiológicos una amputación no puede valorarse, tan sólo como una simple pérdida corporal, sino más bien como un considerable shock para el sistema nervioso central. La característica de las intervenciones amputadoras es la pérdida brusca de una amplia zona propioceptiva, especialmente en lo que se refiere al pie como órgano sensitivo. La amputación en todo caso, le priva al sistema nervioso central de un cierto porcentaje de información corporal.

La aferentización del muñón sobre todo cuando la amputación se efectúa por los procedimientos tradicionales y los músculos no son fijados al final del muñón óseo o tan sólo se vela por la cicatrización de la sutura, no es, en ningún caso, una eferentización fisiológica. Lo mismo sucede con una adaptación protésica inadecuada o retardada que dificulta o retrasa una correcta compensación sensitivo concienciadora.

Los músculos de una extremidad amputada presentan una actividad bioeléctrica muscular anormal, especialmente cuando la amputación se efectúa sin atender al anclaje muscular sobre el extremo óseo. Los estudios demuestran, en estos casos, una clara pérdida de cierto porcentaje de unidades motoras que clínicamente se patentiza en debilidad y atrofia parcial muscular.

El método de aplicación de prótesis post-quirúrgica inmediata tiene las siguientes
Ventajas:

1. Disminuye en forma considerable el tiempo necesario para la rehabilitación del amputado con la consecuente mejoría de la situación socio-económica del paciente y el menor gasto del centro hospitalario.
2. Evita o disminuye el problema emocional del amputado al permitirle caminar dentro de las 48 horas siguientes a la operación.
3. Las modificaciones a las técnicas quirúrgicas y protésicas son sencillas y permiten su aplicación en cualquier centro especializado.
4. Puede efectuarse en la mayor parte de los pacientes aún en los que presentan trastornos vasculares.

Prótesis Provisional

Cuando existen dudas respecto a la habilidad de un amputado de extremidad inferior para utilizar una prótesis permanente, es preferible suministrarle una prótesis temporal con la que pueden valorarse las dificultades de adaptación. [6]

Dentro de estas prótesis tradicionales, el *pilón* ocupa un destacado lugar debido al costo y rapidez de su construcción y a la facilidad de adaptación. Su empleo no tan sólo permite el conocimiento de las capacidades físicas del amputado, sino que también acelera la normalización del muñón y enseña al amputado a desarrollar su capacidad de marcha de forma muy precoz. En pacientes ancianos, el pilón tiene una indicación clara. No obstante, este tipo de prótesis presenta varios inconvenientes: en primer lugar, carece de estética y suele anular las posibilidades de un muñón funcional corto por debajo de la rodilla (muchos pacientes se apoyan con la rodilla flexionada), la falta de articulación da una típica «marcha de pata de palo» con abducción de cadera y marcada basculación pélvica, el equilibrio conseguido con ella no es

bueno por falta de superficie de sustentación y no es difícil la formación de ulceraciones en la parte anterior del muñón por el golpeteo a cada paso.

Por todas estas razones, si bien la prótesis provisional es en ocasiones necesaria, debe dotarse a la misma de las características generales que piensen utilizarse en la prótesis definitiva.

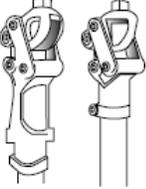
En los amputados dobles por encima de la rodilla conviene empezar las actividades protésicas con el empleo de dos prótesis cortas con pie de balancín, sin articulación de rodilla, las cuales ayudan a desarrollar el equilibrio, disminuyen las retracciones en flexión de cadera y acostumbra a los muñones a la presión. Por otra parte, son un excelente índice para valorar las posibilidades protésicas futuras, pues si el paciente no se independiza lo suficiente con este tipo de prótesis cortas, tampoco lo hará con las largas. El ejercicio fundamental es el del equilibrio alternado sobre una prótesis. Se evitará, siempre que sea posible, el uso de bastones.

3.12 Tipos de prótesis de rodilla

Las personas que han recibido una amputación transfemoral después de un accidente o por problemas de Salud, requieren de una adecuada rehabilitación a la vida normal, lo más parecida a la que llevaba antes, este Tratamiento se realiza por fases, y una de las principales es la adecuación de una prótesis externa de rodilla y su Posterior implementación [5.]

Estos diseños son estructurados conociendo requerimientos estrictos como lo son la estabilidad y seguridad del amputado, las velocidades y pasos promedio por minuto que desarrolla una persona perteneciente a diferentes segmentos de la población y la estética de las mismas.

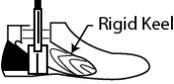
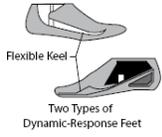
Para diferenciar los distintos tipos de rodillas que existen se ha resumido un cuadro que las clasifica según su funcionalidad y prescripción primaria los tipos de prótesis de rodilla [16] (Graf. 2).

Clase -tipo	Función Básica	Indicación primaria	Ventajas	Limitaciones
Monoaxial [a] 	simplicidad	Una sola velocidad Para pacientes entre 18 y 50 Años.	Barata y Durable y mayoritaria En Colombia	Cadencia fija y baja estabilidad mayor gasto de energía en la marcha modificación de la marcha normal y antinatural
Control a la descarga [b] 	Incrementa la Estabilidad en La marcha	Debilidad generalizada Pobre control de la Cadera , caminata despaciosa , para Personas de edad de mas De 60 años.	Mejora la Estabilidad de La rodilla	Retraso en la fase De oscilación Debe descargarse Completamente Para flexionarse Modificación de la Cadencia , mayor Gasto energético.
Bloqueo manual [c] 	Rodilla de ultimo recurso	Mucha necesidad de Estabilidad de rodilla Final Musculatura muy débil	Elimina la flexión De rodilla	Anormal caminata Incomoda al sentarse Incrementa el esfuerzo Al caminar y la energía Utilizada
policentricas[d] 	Estabilidad positiva Y facilidad de flexión En la fase de Oscilación Diseño especial Disponibles para Proporcionar Un sentado estético Para muñones largos	Mejorar la estabilidad De la rodilla , Diseño especial Para rodilla desarticulada y Amputación por encima de La rodilla.	La totalidad de La pierna se Acorta , estable Al iniciar cada Paso sin interrumpir La fase de oscilación El riesgo de tropiezo Es mínimo. Diseño especial para Estética de muñones Largos	Incremento del Peso y mantenimiento y costos amplitud del movimiento de la rodilla puede quedar limitada
Control fluido [e] 	Permite un cambio En la cadencia Microprocesador Ofrece un patrón de Marcha normal	Disponibles para variar La velocidad de la marcha Recomendada en personas Con alta actividad	Variable cadencia Marcha más natural El control de apoyo Hidráulico añade mas estabilidad	Incremento en el costo Peso y mantenimiento
Electrónica [f] 	Permite un cambio En la cadencia Microprocesador Ofrece un patrón de Marcha normal y Control sobre Cualquier tipo de Terreno subir Escaleras terrenos pendientes	Disponibles para variar La velocidad de la marcha Recomendada en atletas y Personas con alta actividad	Variable cadencia Marcha más natural El control de añade mas estabilidad cuando se suben y bajan escaleras	Mucho Incremento en el costo Peso y mantenimiento

Graf. 2 Tipos de prótesis de rodilla por indicación y función [16]

Para diferenciar los distintos tipos de pies que existen se ha resumido un cuadro que las clasifica según su funcionalidad y prescripción primaria los tipos de prótesis de rodilla [16] (Graf 3).

3.13 Tipos de prótesis de pie

Clase -tipo	Función Básica	Indicación primaria	Ventajas	Limitaciones
Quilla rígida. [g] 	simple	Ambulación Limitada o para Máxima duración	Durable y barato	No tiene un uso eficiente De la energía de apoyo Rígido puntera rígida Meramente cosmética
Monocéntrica [h] 	Rápido apoyo plantar	Aumenta la Estabilidad de la rodilla	Estabilidad Biomecánica En posturas cercanas al plano medial	Abrupta dorsiflexión en Parada, Hiperextensión de rodilla aumenta el momento de flexión dorsal
Policéntrica [i] 	Retropié e inversión Eversión rotación Externa y rotación interna	Se adapta a superficies irregulares	Reduce la carga sobre la piel y la prótesis	Incremento de costo, Peso, mantenimiento.
Quilla flexible [j] 	Fácil y suave rotación	Facilita la caminata	Confortable y confiable	Limitado empuje incremento De costo
Tipo flex [k] 	Empuje dinámico	Incrementa el nivel De actividad	Sentido subjetivo de la capacidad de Respuesta dinámica	incremento en el costo

<p>Electrónica [1]</p> 	<p>Prescripción para Amputados Transtibiales Actividad de Moderado a bajo Impacto</p>	<p>Para amputados Transtibiales</p>	<p>Tiene un control Autónomo De la plantiflexion Y dorsiflexión</p>	<p>Se puede utilizar solo en condiciones ambientales Adecuadas. Mantenimiento es costoso y el precio es demasiado alto.</p>
---	---	-------------------------------------	---	---

Graf. 3 tipos de pie por aplicación y función [16]

4. LA MARCHA HUMANA

Caminar es una de las más comunes actividades desarrolladas por los humanos, pero el proceso de análisis y simulación de la marcha humana es uno de los más difíciles problemas para manejar, La marcha se representa como un péndulo invertido y como un sistema que también envuelve un gran número de grados de libertad (Fig. 8), La marcha humana se define entonces mediante movimientos alternantes y rítmicos de las extremidades del tronco que determinan un desplazamiento hacia adelante del centro de gravedad que puede variar de cadencia describiendo planos holonomicos en el espacio durante su proceso [17, 18].

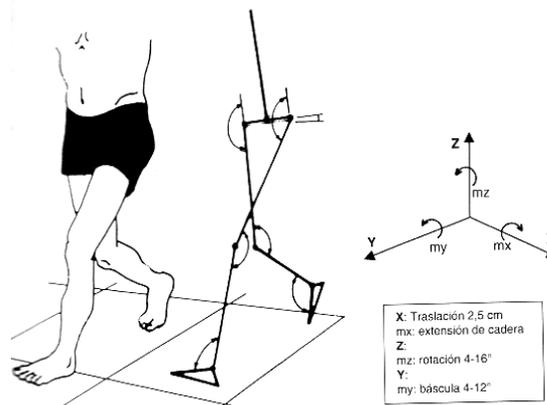


Fig. 8 Modelo de eslabones con sus grados de libertad para representar la marcha humana [19].

Los marcadores de marcha pueden proveer amplia información con detalle, solo mirando el movimiento de la marcha de una persona se puede detectar cualquier tipo de emoción o si se tiene algún tipo de deficiencia física o el género de la misma, distinguir si la conocemos por su patrón de marcha o si es familiar.

Todas estas piezas de información están codificadas en los patrones de marcha humana de todas las personas, de otra manera también se pueden deducir si alguien está dentro de un grupo o no por su patrón de marcha, pero no basta con una sola imagen para deducir esto, es necesario tener una secuencia de video de la persona caminando y así fácilmente se podrá inferir esto, La captura de las variaciones de la marcha humana debido a diferentes cargas en el cuerpo humano, mediante la observación de la marcha de una persona se puede inferir si esta tiene una prótesis bien adaptada o no, o si existe alguna patología de marcha debida a una mala alineación o adaptación de la prótesis.

4.1 Marcha

En los últimos años, se ha prestado considerable atención al estudio de la marcha humana. Un creciente entusiasmo por la investigación en este campo debido a la capacidad de predicción y aplicaciones potenciales en las áreas de la biomecánica clínica, rehabilitación, neurociencias y la robótica.

Un aspecto muy importante del análisis de la marcha es la investigación de la cinética de los segmentos del cuerpo humano a partir de los datos de la cinemática y viceversa.

Caminar implica un cambio pendular entre la energía potencial y energía cinética, se asemeja a la acción de un péndulo invertido. Esta tarea aparentemente simple presenta características muy complejas.

Durante la marcha, el cuerpo humano se caracteriza por la dinámica de periodos, incluidos los intercambios de energía mecánica, y su frecuencia natural es un determinante importante de la marcha espontánea.

La marcha normal depende de un continuo intercambio entre la movilidad y la estabilidad. La libre movilidad pasiva y la acción muscular adecuada como ingredientes básicos.

Cualquier anomalía que restrinja la movilidad normal, libre de una articulación o altere cualquiera de los tiempos o la intensidad de la acción muscular genera una alteración de la marcha.

La Marcha anormal puede ser debida a una lesión, enfermedad, dolor o problemas de control motor.

La marcha Comienza cuando el pie hace contacto con el suelo y termina con el siguiente contacto del mismo pie, se basa en dos fases principales, la primera es una fase de apoyo y la segunda de balanceo, en el intervalo de apoyo se encuentran cinco sub-fases a. contacto de talón, b. apoyo plantar, c. apoyo medio, d. Elevación del talón, e. Despegue de pie. Y la fase de balanceo se subdivide en tres sub-fases, a. aceleración, b. balanceo medio, c. desaceleración, adelante se dará una explicación más extensa de la biomecánica de la marcha.

4.2 Biomecánica de la marcha normal humana.

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

La longitud del paso completo es la distancia lineal entre los sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie. La longitud del paso es la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie (Fig.9).

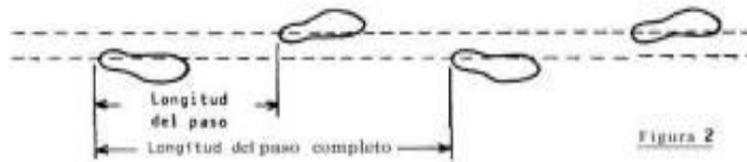


Fig. 9: Longitud de paso. [20]

El ciclo de la marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo (Fig. 10). Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo “La relación secuencial de una fase portante o de apoyo y otra oscilante o balanceo de una extremidad se conoce como un paso”.

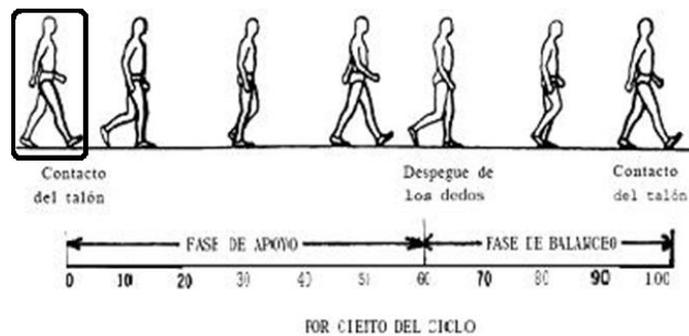


Fig. 10. Principales fases de la marcha. [19].

4.3 Subdivisión de la fase de apoyo

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

Contacto inicial de talón:

El pie contacta el suelo (Fig. 11).

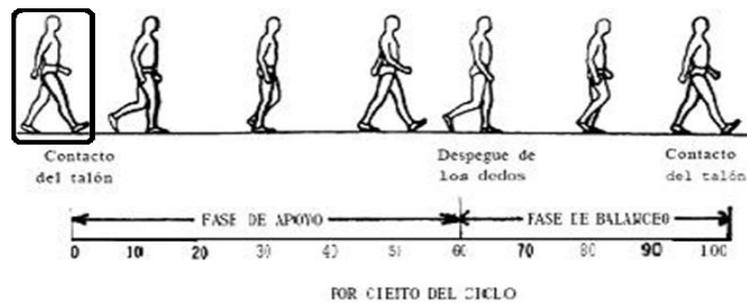


Fig. 11. fase apoyo de apoyo de talón. [19]

Respuesta a la carga, apoyo plantar:

Intervalo en que la planta del pie toma contacto con el suelo y el peso del cuerpo recae sobre el miembro en carga. Este punto coincide con el fin del doble apoyo inicial de los dos miembros aprox. 10 a 12% del ciclo (Fig. 12).

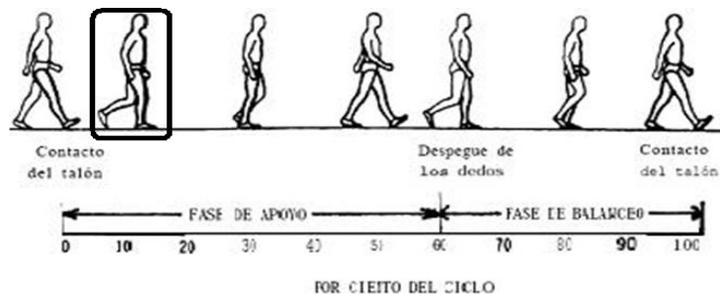


Fig. 12. fase apoyo plantar [19].

Apoyo medio:

Periodo en el cual la tibia rota sobre el pie fijo en dirección de la locomoción. Coincide con el apoyo unipodal y dura aprox. 10 o 30% (Fig.13)

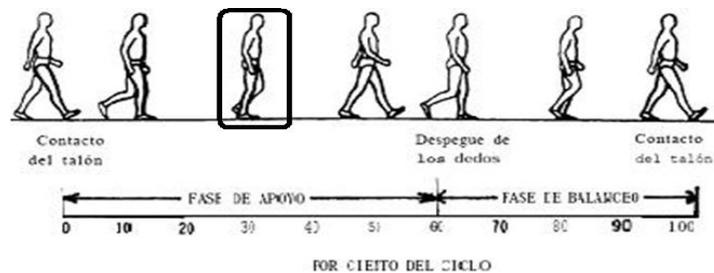


Fig. 13. Fase de apoyo medio [19]

Apoyo final, despegue de talón:

El peso del cuerpo es transferido desde las regiones del retropié y medio pie hacia el ante pie. Tiene lugar desde el 30% hasta el 50%, y coincide con el inicio del apoyo bipodal final (Fig. 14).

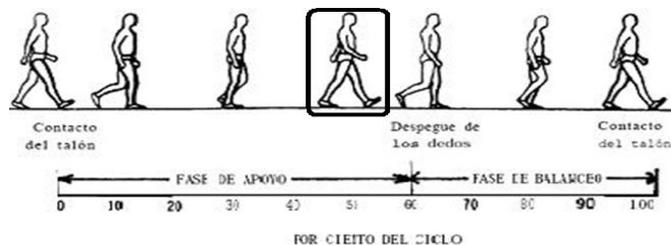


Fig. 14. fase despegue de talón [19]

Fase previa al balanceo, despegue de pie:

El peso es transferido al miembro contralateral como preparación a la fase de balanceo. Coincide con el fin del doble apoyo y dura desde el 50 hasta el 60% aprox. Ocurre el despegue de los dedos (Fig. 15).

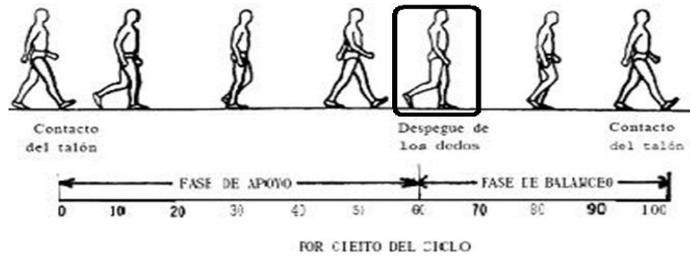


Fig. 15. Fase despegue de pie [19]

4.4 Subdivisión de la fase de balanceo

La fase de balanceo puede dividirse en tres intervalos designados con los términos de aceleración, balanceo medio y deceleración. Cada una de estas subdivisiones constituye aproximadamente un tercio de la fase de balanceo.

Fase de balanceo medio:

Desde el despegue de los dedos hasta que el pie del balanceo está a la misma altura que el pie de apoyo. Dura entre el 60 y el 73% del paso (Fig.16).

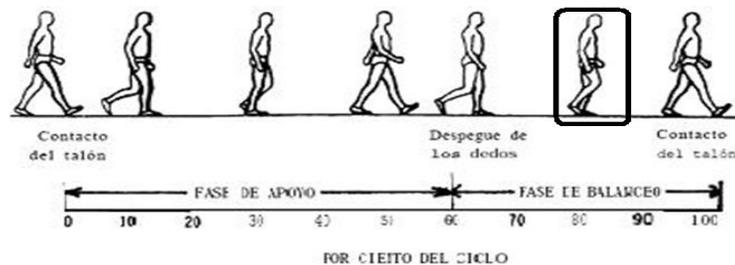


Fig. 16. Fase balanceo medio [19]

Fase de balanceo terminal:

La tibia del miembro oscilante se orienta verticalmente y termina en el momento del contacto inicial. Dura desde el 73 al 100% del paso.

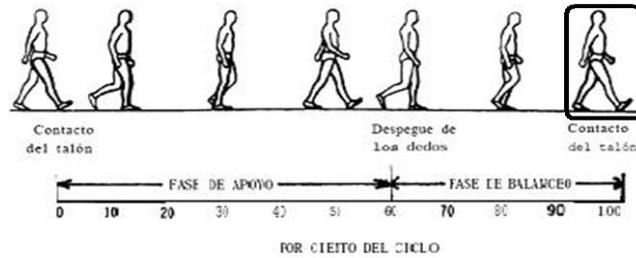


Fig. 17. Fase balanceo final [19]

4.5 Tiempos y periodos en la marcha

En la Fig. 18 se muestra dentro del ciclo de la marcha los dos tipos de apoyo que hay en esta, apoyo sencillo, se refiere al periodo cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo.

El periodo de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente. Para referencia del pie significa que por un corto periodo de tiempo, la primera parte de la fase de apoyo y la última parte de la fase de apoyo, el pie contralateral está también en contacto con el suelo. La ausencia de un período de doble apoyo distingue el correr del andar.

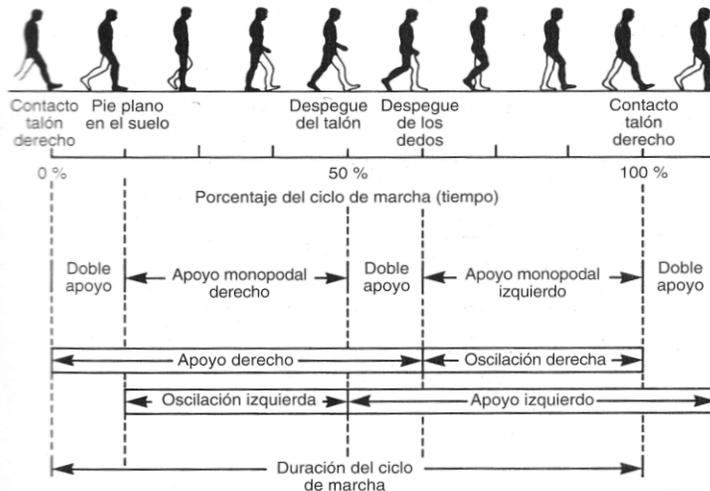


Fig. 18. Marcha humana y periodos [21]

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

1. Fase de apoyo: 60% del ciclo
2. Fase de balanceo: 40% del ciclo
3. Doble apoyo: 20% del ciclo.

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

El Rango de valores de normalidad para ciertos parámetros de la marcha de los adultos a velocidad de marcha libre son los siguientes:

- Zancada o ciclo de tiempo 1.0 a 1.2 m/s
- Zancada o ciclo de longitud 1.2 a 1.9 m
- Longitud del paso 0.56 a 1.1 m
- Anchura del paso 7.7 a 9.6 cm
- Cadencia 90 a 140 pasos/min.
- Velocidad 0.9 a 1.8 m/s

4.6 Ángulos de la marcha

Los ángulos descritos por las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo describen curvas y funciones en el tiempo del ciclo de la marcha, estas se pueden representar por medio de graficas con amplitudes variables y periodos no muy regulares, pero bajo una estimación de un promedio estadístico se pueden encontrar formas generalizadas de estas, las cuales sirven como base para fijar los parámetros y los ángulos de cada fase de la misma.

A continuación se presentan dos graficas (Fig. 19) que para cada fase de la marcha describe la forma de la función que sigue y un cuadro (Graf. 4) que muestra los ángulos de las articulaciones para cada fase de la marcha.

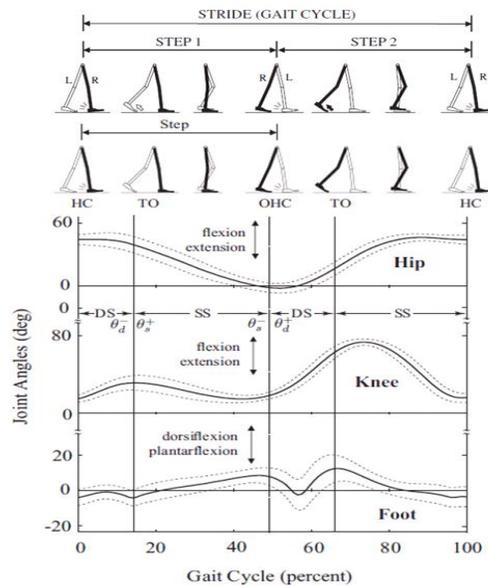


Fig. 19. Ángulos y funciones de las articulaciones cadera rodilla pie. [21]

Marcha normal humana									
	Apoyo talón	de Apoyo plantar	Apoyo medio	Despegue talón	de Despegue de pie	balanceo	aceleración	balance	desaceleración
tobillo	 90 grados Neutro	 105 grados 15 grados PF	 85 grados 5 grados DF	 75 grados 15 grados DF	 110 grados 20 grados PF	 Máxima flexión de rodilla 65 grados. Pie contacte en Neutro.			
rodilla	 180 grados Neutro	 200 grados 20 grados F	 190 grado 10 grados F	 184 grados 4 grados F	 220 grados 40 grados F				
cadera	 150 grados 30 grados F	 160 grados 20 grados F	 Neutra	 190 grados 10 grados HE	 200 grados 20 grados HE				
grafico									

Graf. 4. Biomecánica de la marcha y grados adaptación [23]

4.7 Actividad Muscular Durante la Marcha

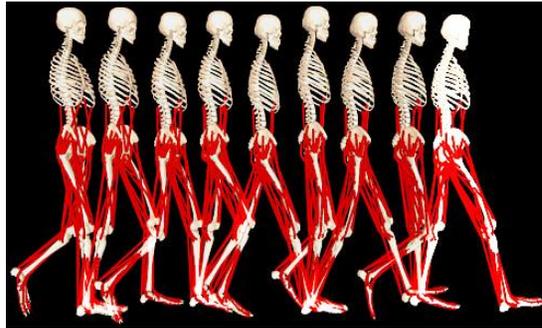


Fig. 20. Figura que muestra los músculos que actúan durante la marcha. OpenSim [19]

La actividad muscular en la marcha normal humana se presenta de tres formas:

- Concéntrica → aceleración de los segmentos
- Excéntrica → desaceleración de los segmentos
- Isométrica → estabilizadores

Y dentro de esta se encuentran las siguientes fases dentro del 100% del ciclo de marcha y los músculos que intervienen en esta (rojos, músculos en acción, Azules, músculos en relajación) se da una idea principal de la función de estos según la fase.

Contacto inicial (0%).

En esta etapa se inicia el ciclo de la marcha (Fig. 21).



Fig. 21 [19]

Respuesta a la carga (12%):

En esta etapa se realiza la absorción de la transferencia del peso corporal (Fig. 22).



Fig. 22 [19]

Apoyo medio (30%):

El propósito de esta etapa es dar estabilidad a la rodilla para el apoyo unipodal.

Se ve un acople entre la flexión plantar y la extensión de rodilla (Fig. 23).



Fig. 23 [19]

Apoyo terminal (45%):

El propósito es la aceleración del tronco.

Se combina la acción del Gastronemio y el Soleo, el cual ayuda en un 50 % en propulsión al caminar (Fig. 24)



Fig. 24 [19]

Pre balanceo (60%)

Tiene como principal propósito lograr la transferencia de peso a la extremidad en apoyo (Fig. 25).



Fig. 25 [19]

Balanceo medio y terminal (75 a 100%):

En esta fase el principal propósito es tener un balanceo limpio y que se comience a generar la desaceleración en la zona media y esta sea efectiva en la fase de balanceo terminal [20-21].

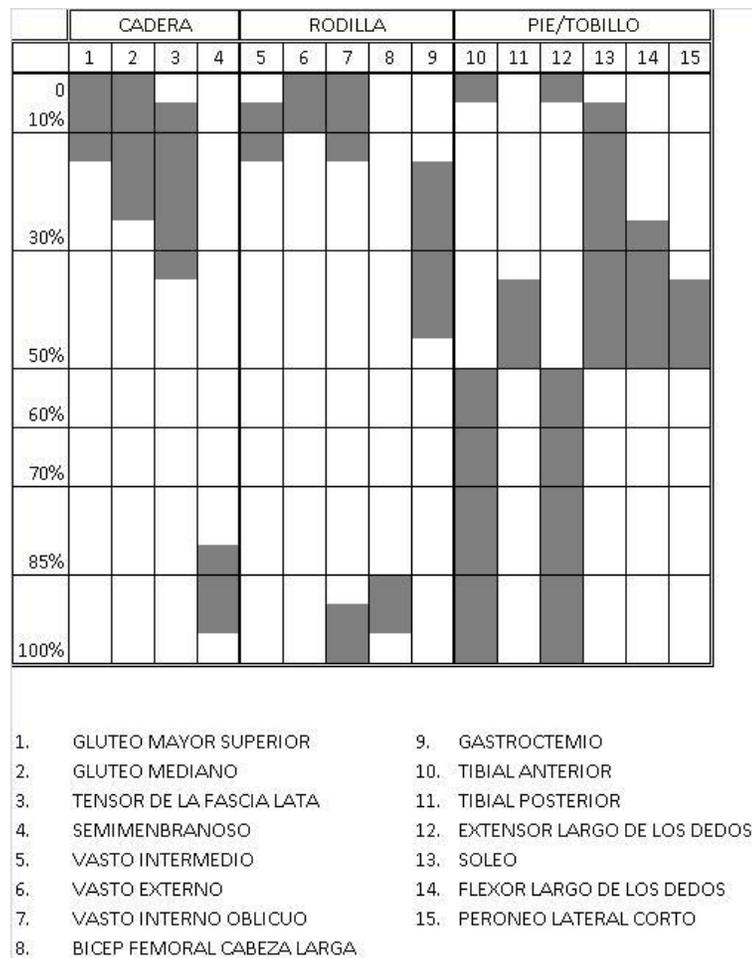
Los músculos, los cuales se activan cíclicamente, cumplen las siguientes funciones.

- Frenado. Gracias a sus características de visco elasticidad son capaces de retrasar una acción, Los isquiotibiales frenan la extensión de la rodilla justo antes del final del

recorrido en la fase de oscilación.

- Amortiguación de impactos y disipación de las cargas.
- Aceleración de los segmentos. El miembro que se encuentra en la fase oscilante debe recibir un impulso hacia adelante, el cual es resultado de la acción de los músculos aductores del muslo.
- Proporcionar equilibrio.

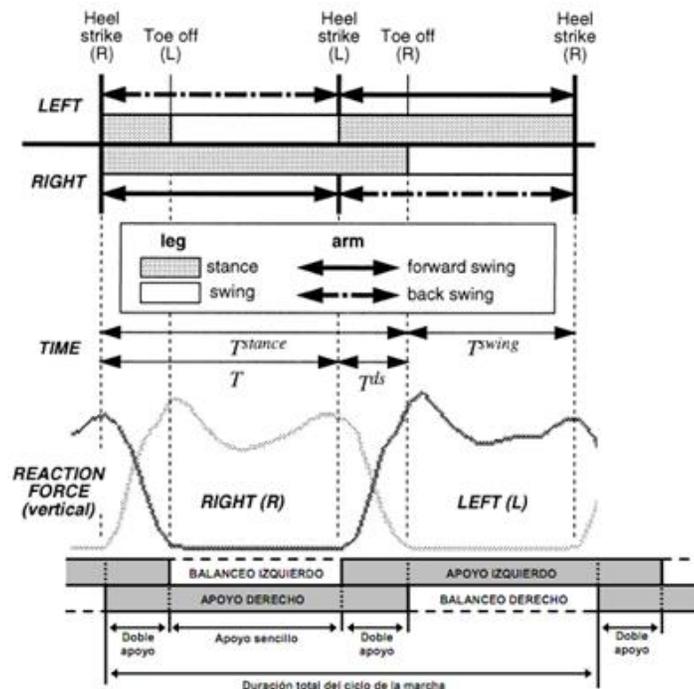
En la Grafica 5. se puede observar el patrón de activación de los músculos más importantes en cada uno de los ciclos de la marcha.



Graf. 5. Patrones de activación de los músculos durante la marcha. [22]

4.8 Fuerza de reacción

Las fuerzas de reacción y torques generadas en las articulaciones son otros de los datos estudiados que permiten comprender la naturaleza de la marcha humana, en la gráfica 6 se muestra una función de la forma general de las reacciones verticales del piso contra el pie que se generan durante la marcha normal.



Graf. 6 fuerza de reacción generada en la marcha [23]

Las fuerzas de mayor influencia en los movimientos del cuerpo en la marcha normal, son aquellas debidas ha:

1. Gravedad
2. Contracción muscular
3. Inercia
4. Reacciones del suelo (resultantes de las fuerzas que ejerce el suelo en el pie).

La Figura 26 ilustra la influencia de varias fuerzas en la marcha. La fuerza que el pie ejerce en el suelo debido a la gravedad y a la inercia está en oposición con la reacción del suelo (RS). Como indica el dibujo, en la marcha normal los componentes vertical y horizontal de la reacción del suelo (RV y RF respectivamente), dan una resultante en dirección hacia arriba y hacia atrás. Por ello pasa posteriormente al eje de la rodilla. Ello daría como resultante la flexión de la rodilla si no se aplicara ninguna restricción. Esta fuerza se ejerce por los cuádriceps, de manera que la rodilla no se colapsa, pero se flexiona de forma controlada.

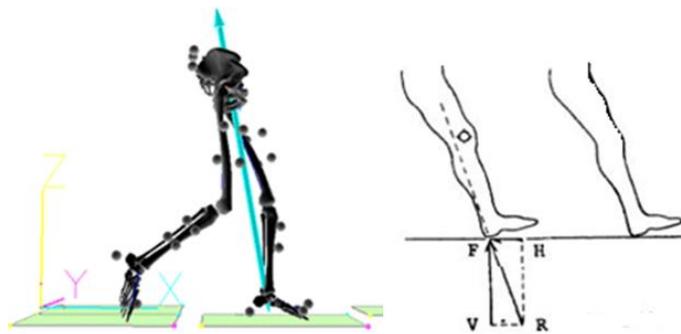


Fig. 26 fuerza de reacción generada en la marcha del suelo contra el talón. [24]

5. LABORATORIO DE MARCHA

Para el estudio de la marcha en laboratorio e interpretación de las gráficas que arroja estas es necesario saber sobre que plano se están tomando los datos y como estos se correlacionan en el espacio (Fig. 27)

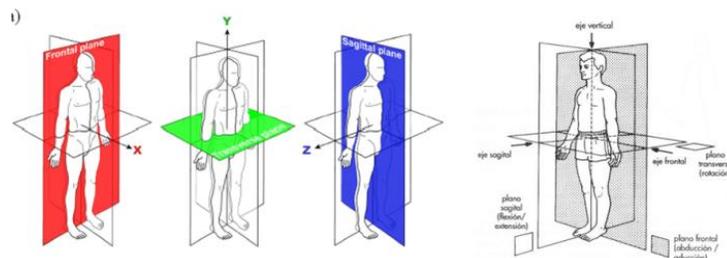


Fig. 27 Planos de interés sobre el cuerpo humano para el estudio de la marcha. [23]

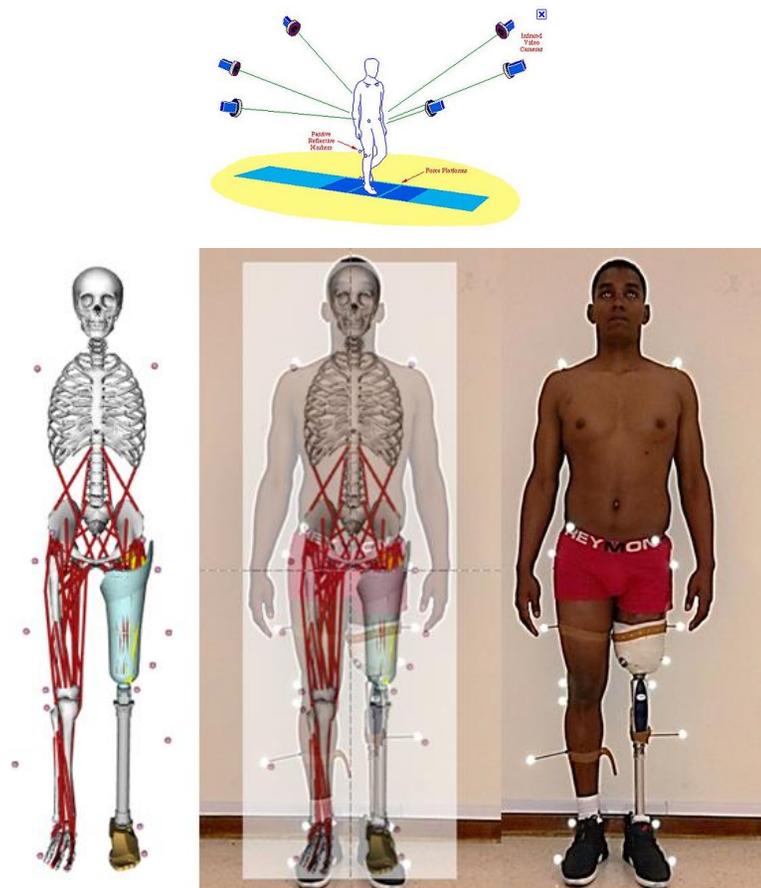


Fig. 28 Protocolo de marcadores para el caso de estudio [23] fotografías Cortesía laboratorio de marcha de la Universidad Manuela Beltrán.

La Fig. 28 Muestra la disposición de las cámaras en el laboratorio de marcha y los planos sobre los cuales se puede analizar esta. Los laboratorios de marcha presentan generalmente dos tipos de estudios de la marcha humana, estudios Cinéticos y Cinemáticos, estos utilizan sistemas basado en el análisis de movimiento en tres dimensiones que provee datos, objetivos que son usados por distintos profesionales para justificar o evaluar distintos tratamientos médicos.

El estudio cinemático se hace filmando al paciente con seis cámaras de video digital a una velocidad de 60 Hz o cuadros por segundo, desde ángulos distintos. El paciente usa marcadores especiales que reflejan la luz, resaltando la ubicación de los puntos específicos sobre los que se encuentra el marcador. Usando las filmaciones simultáneamente se reconstruye la localización tridimensional de cada marcador. Esta información es procesada con base a distintos modelos estándar que permiten obtener la ubicación correcta de las articulaciones, luego hay que procesar o digitalizar cada imagen que fue capturada. Obteniendo un reporte con los ángulos de cada articulación a través del ciclo de marcha, los datos obtenidos en el laboratorios de marcha se explicar de mejor manera en la figura 28b

Registrar datos obtenidos del laboratorio de marcha.

- Tiempo de simulación
- posiciones espaciales de los marcadores x, y, z
- $v_x;v_y;v_z$ (force vectors)
- $p_x;p_y;p_z$ (center of pressure)
- $t_x;t_y;t_z$ (moment vector)

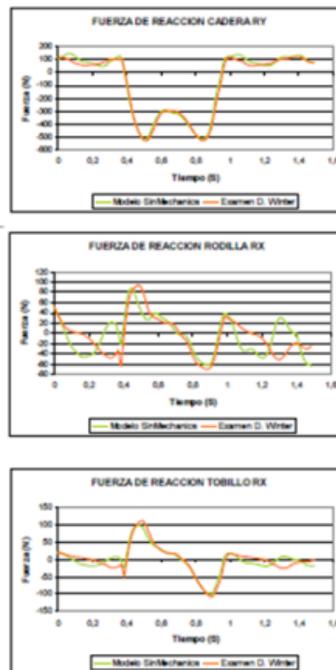


Fig. 28b. Datos necesarios y para procesar y así para generar los reportes de marcha. .trc y .grf

5.1 Fuerzas articulares

El estudio cinético se realiza al medir la fuerza de reacción del piso cuando el paciente camina sobre una placa de fuerza especializada. Esta información, junto con la cinemática permite reconstruir las fuerzas, los momentos y la potencia que actúan sobre cada articulación durante el ciclo de marcha. Esta información es esencial para determinar la causa de las alteraciones de la marcha [23].

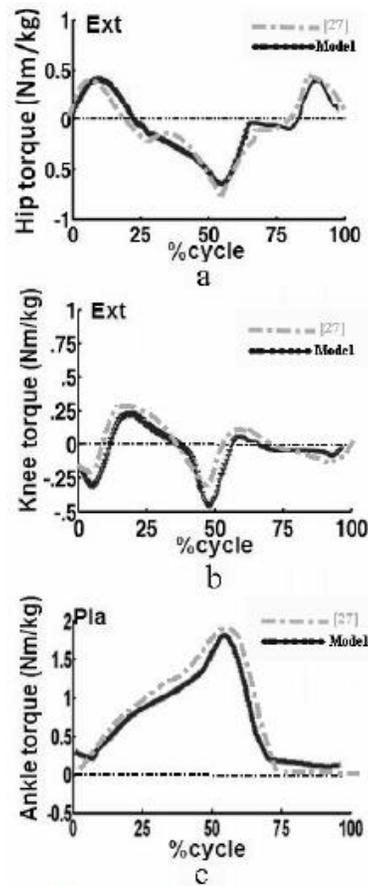
Medir los torques y esfuerzos sobre las articulaciones y reacciones sobre el piso en estos modelos es posible de tal manera que sobre el modelo construido de marcha humana se pueden medir los valores de los torques y momentos para así representar las gráficas reales de fuerzas de reacción en las articulaciones y torques en las mismas, logrando medir las fuerzas de reacción en las articulaciones que muestran generalmente los siguientes resultados en cada una de las articulaciones cadera, rodilla y tobillo (Graf 7).



Graf. 7 fuerza de reacción de las articulaciones de cadera rodilla y tobillo y sus funciones en el tiempo. [24]

5.2 Torques articulares

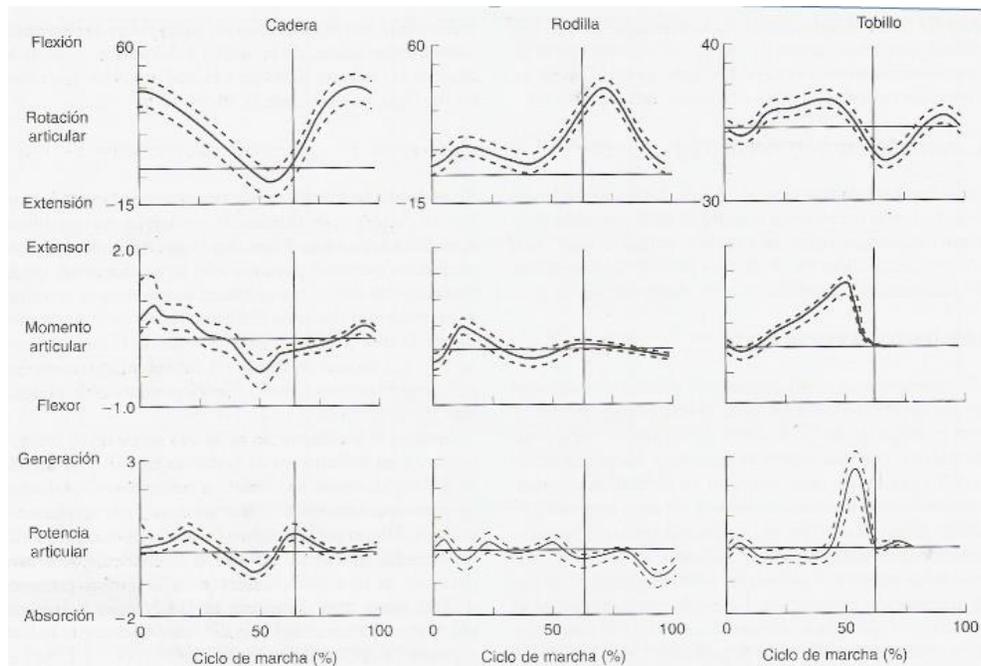
Un momento o torque se define como el producto vectorial de un vector de fuerza y la distancia perpendicular al centro articular desde la línea de acción de ese vector de fuerza. Los momentos se expresan en Nm por Kg de peso corporal en el análisis de marcha (es decir normalizado respecto al peso corporal). El efecto de los momentos es causar una tendencia para la rotación articular, También se puede medir los torques en las articulaciones que muestran generalmente las siguientes formas en cada una de las articulaciones de interés, cadera, rodilla y tobillo (Graf. 8).



Graf. 8. Graficas del torque en las articulaciones de cadera rodilla y tobillo [24]

5.3 Potencias articulares.

La potencia articular se define como el producto de la velocidad angular articular y el correspondiente momento interno en un punto dado en el tiempo y expresado en vatios /kg de peso corporal. Fluctúa continuamente a lo largo del ciclo de la marcha y puede ser de valor negativo o positivo. La potencia articular indica la generación o absorción de energía mecánica por los grupos musculares y otros tejidos blandos. La Graf. 9 muestra la forma normal de potencia articular para la cadera, la rodilla y el tobillo comparado con la rotación angular y el momento articular de los mismos.



Graf 9. Potencia articular de la cadera la rodilla y el tobillo comparada con el momento articular y la rotación articular [24]

5.4 Transferencia de trabajo y energía.

El trabajo se define como la integral de la potencia con respecto al tiempo y se expresa en Julios /Kg de peso corporal. El trabajo es una estimación del flujo de energía mecánica desde

un segmento corporal a otro y se usa para determinar la eficiencia energética mecánica durante la marcha. Cuando el trabajo es de valor positivo, el momento interno y la velocidad angular articular están actuando en la misma dirección, se indica una contracción muscular concéntrica y se genera energía mecánica. Cuando el trabajo es un valor negativo, el momento interno y la velocidad angular articular están actuando en direcciones opuestas, se indica una contracción excéntrica y la energía mecánica está siendo absorbida. Durante los periodos de generación de energía, el musculo está trabajando en los mismos miembros para producción de movimiento. Durante los periodos de absorción de energía, los miembros están trabajando sobre los músculos, los cuales deben entonces contraerse para resistir la tendencia a la elongación muscular.

5.5 Control muscular

Los patrones de activación muscular son también cíclicos durante la marcha, Los tipos de contracción muscular varían entre el control excéntrico de las aceleraciones angulares de la articulación, como en la activación de los isquiotibiales durante la oscilación final y el inicio concéntrico del movimiento , como la activación del musculo tibial anterior en la pre-oscilación [23].

En individuos normales, la co-activacion agonista-antagonista es de relativamente corta duración y tiene lugar durante los periodos de transición cinemática (P.ej., oscilación final hasta el contacto inicial). La presencia de una activación agonista -antagonista prolongada o fuera de fase durante la marcha en individuos con patología puede indicar una inestabilidad esquelética además de deficiencias en el control motor.

6. INTRODUCCIÓN A LA SIMULACIÓN DE LA MARCHA HUMANA.

Caminar es una de las más comunes actividades desarrolladas por los humanos, pero el proceso de análisis y simulación de la marcha humana es uno de los más difíciles problemas para manejar, La marcha se representa como un péndulo invertido y como un sistema que también envuelve un gran número de grados de libertad (Fig. 29). La marcha humana se define entonces mediante movimientos alternantes y rítmicos de las extremidades del tronco que determinan un desplazamiento hacia adelante del centro de gravedad que puede variar de cadencia describiendo planos holonomicos en el espacio durante su proceso.

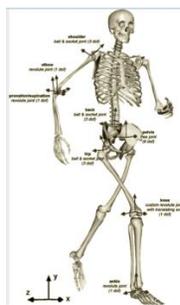
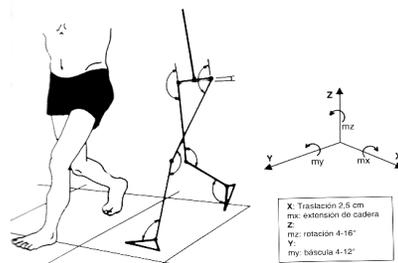


Fig. 29 Modelo de eslabones con sus grados de libertad para representar la marcha humana, modelo anatómico a representar según ejes coordenados y grados de movilidad [19]

Varios métodos han sido desarrollados y empleados para este propósito, entre muchos, el estudio del análisis de movimiento humano para reconocimiento humano, detección de anomalías y también para propósitos médicos, como el monitoreo de la recuperación de

una rodilla luego de una cirugía, La simulación de la locomoción humana es ampliamente estudiada en campos de la animación computacional, biomecánica y también en robótica y visión artificial.

Los marcadores de marcha pueden proveer amplia información con detalle, solo mirando el movimiento de la marcha de una persona se puede detectar cualquier tipo de emoción o si se tiene algún tipo de deficiencia física o el género de la misma, distinguir si la conocemos por su patrón de marcha o si es familiar.

Todas esta piezas de información estas codificadas en los patrones de marcha humana de todas las personas, de otra manera también se pueden deducir si alguien está dentro de un grupo o no por su patrón de marcha, pero no basta con una sola imagen para deducir esto, es necesario tener una secuencia de video de la persona caminando y así fácilmente se podrá inferir esto, La captura de las variaciones de la marcha humana debido a diferentes cargas en el cuerpo humano, mediante la observación de la marcha de una persona se puede inferir si esta tiene una prótesis bien adaptada o no, o si existe alguna patología de marcha debida a una mala alineación o adaptación de la prótesis.

El uso de modelos dinámicos ha sido motivado mediante la idea de que la información que nosotros estamos mirando es ampliamente codificada en la dinámica del movimiento humano, nosotros podemos capturar las variaciones de la marcha humana y discriminar sus características en sus articulación por ángulo y torque en el tiempo [25].

Una vez que se ha hecho un amplio estudio de las variaciones en el tiempo de la evolución de los ángulos y torques de una persona se puede tratar de predecir la anormalidad del patrón de marcha del paciente.

Este problema ha sido dividido en dos subproblemas llamados [25]:

6.1 Cinemática Inversa:

Se parte de la posición en el tiempo de los ángulos de las articulaciones para obtener finalmente los torque en estas. A partir de las primeras y segundas derivadas este problema puede ser resuelto de muchas maneras, como métodos de algoritmos recursivos de Newton Euler entre otros.

Con la cinemática inversa se puede encontrar los torque en las articulaciones del humano a partir de los ángulos de las articulaciones, así podemos usar estos datos de torques en las articulaciones para identificar si una persona camina normal o anormalmente, también se puede detectar si una persona tiene una mala adaptación en una prótesis.

6.2 Cinemática directa

Se parte de los torque en las articulaciones para finalmente determinar los ángulos en las articulaciones a partir de las ecuaciones diferenciales que se resuelven a través de integración numérica, las ecuaciones diferenciales de movimiento a resolver en este tipo de problema tienen la forma.

$$T = M(\theta)\ddot{\theta} + V(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta)$$

Esta ecuación representa el caso general del modelo dinámico que incluye el modelo que será usado en el caso de estudio de la marcha humana.

Con la Cinemática directa se pueden generar diferentes tipos de patrones de marcha, estos validan las correcciones al modelo y ayudan a generar un patrón de marcha cuando la persona tiene un correcto tipo de marcha o una prótesis.

6.3 Estado del arte de la simulación dinámica de marcha humana.

Especialmente en animación computacional, la generación de movimiento humano es una área donde muchos trabajos han sido desarrollados, modelos con física realística que tiene en cuenta todas las restricciones físicas como la gravedad, ruido ambiental, fuerzas externas y los torques musculares, en general los problemas con este método, no tiene en cuenta todas las variables y fuerzas del medio físico en el que se desarrolla, así pues se evidencia que estas simulaciones no son tan realistas.

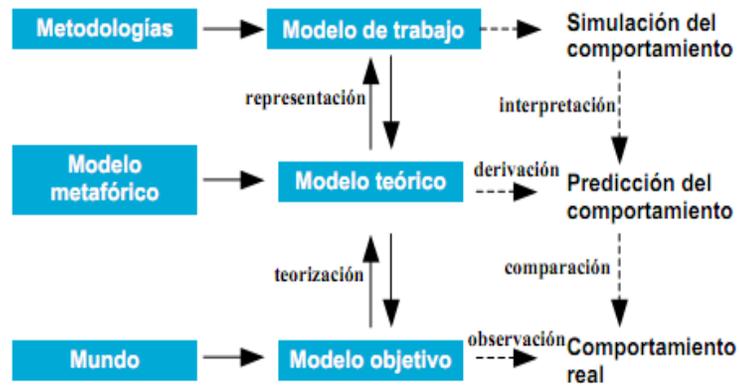
La alternativa a este es el uso de métodos cinemáticos, en este método los datos cinemáticos son capturados y usados para generar la animación, pero el problema con los métodos cinemáticos es la generalización de diferentes tipos de situaciones en la marcha humana, Dado lo anterior se generaron datos de patrones de marcha generalizados, y en la fase de pos-procesamiento se comprueba la factibilidad de estos patrones generados.

Por otra parte en robótica la locomoción bípeda es ampliamente estudiada, está por lo general es representada como un sistema de péndulo invertido, este sistema está modelado bajo restricciones de movimiento debido al impacto del balance final de la pierna con el suelo. En este contexto se provee un estudio del modelo de control bípedo de un sistema de locomoción que trata de seguir el movimiento normal de la marcha bípeda bajo las restricciones holonómicas propias y las fuerzas de reacción del piso en el proceso de marcha humana.

También la visión artificial usa el reconocimiento de la marcha humana para identificar humanos teniendo principalmente dos tipos de métodos para esto, un modelo aparente que es determinístico o estocástico y el modelo de base comparativo.

La capturan de las variaciones del movimiento humano usando cámaras y modelos 3D dinámicos , que tratan de discriminar los patrones de marcha humana bajo diferentes condiciones patológicas de marcha y con prótesis usando los vectores de ángulo y torque que validan estos modelos, muestran a la salida de los modelos en simulación datos muy cercanos a los datos de movimiento de la marcha humana, esta es la base de los software de análisis de marcha humana que comúnmente se utilizan en todo el mundo para la determinación de patologías de la marcha en medicina.

6.4 Métodos del estudio de la marcha humana.



Graf. 10 Naturaleza del modelado Dinámico según Webb. [26]

La naturaleza del modelado puede entenderse mejor a partir de la gráfica 10, donde se identifica el sistema a modelar (*modelo objetivo*) mediante la selección de una parte del mundo físico cuyo comportamiento específico queremos explicar, predecir o reproducir. Para ello, teorizamos una serie de hipótesis (*modelo teórico*), de las cuáles intentamos derivar predicciones acerca de tal

comportamiento [27]. Este esquema puede estar más o menos basado en el conocimiento de éste u otros sistemas similares (*modelos metafóricos*), de forma que a partir de todo ello podemos construir simulaciones (*modelos de trabajo*) utilizando una metodología concreta. Con ello obtendremos un comportamiento simulado que interpretamos a partir de las hipótesis establecidas y que esperamos se corresponda con el real del sistema a modelar. Estamos en presencia de un proceso hipotético-deductivo, estándar en la Ciencia, y cuyo objetivo confesado es la producción de predicciones a partir de hipótesis derivadas de un mecanismo de analogías.

Los investigadores de la locomoción humana han estudiado dos métodos de investigación. Uno es la cinemática que describe los movimientos del cuerpo en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo durante las diferentes fases de la marcha. Un ejemplo de esto es el estudio de las relaciones angulares de los segmentos de la extremidad inferior durante el ciclo de la marcha Fig.30 Otro es del área de la cinética, que se refiere a las fuerzas que producen el movimiento.

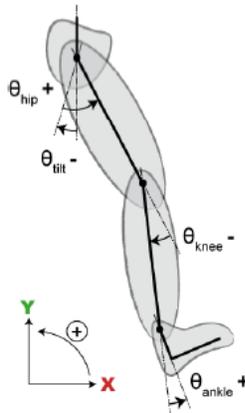


Fig. 30 Disposición de los eslabones de una pierna y ángulos entre estos para estudio de la marcha humana. [28]

6.5 Modelos utilizados para el modelamiento de la marcha humana.

El modelamiento de la marcha humana tiene distintas técnicas para abordar su análisis estas están descritas en la gráfica 11, Las cuales se presentan a continuación como ya se había nombrado anteriormente.

El Modelo de Cinemática Inversa:

En la dinámica inversa se conoce la trayectoria y posición del sistema dinámico, el objetivo es hallar las fuerzas resultantes de dicho movimiento.

Mediante el uso de la cinemática medida y las fuerzas y momentos externos se obtiene el cálculo de la resultante inter-segmentaria de fuerzas y momentos. Estos modelos, si bien son útiles para el diagnóstico de algunas patologías, carecen de la capacidad para predecir el efecto de los cambios antropométricos, por ejemplo. La única manera de determinar la eficacia de un tratamiento, si se trata de una alteración quirúrgica, o entrenamiento de la marcha de la terapia física, es mediante la recopilación de datos antes de la marcha y después del tratamiento. Este enfoque puede ser costoso, consume mucho tiempo y depende en gran medida en la experiencia del equipo clínico.

El modelo de Cinemática Directa:

En la dinámica directa se conoce el conjunto de fuerzas aplicadas a un sistema y el objeto es determinar el movimiento resultante debido a esas fuerzas aplicadas.

Se desarrolla por la integración de un conjunto de ecuaciones de movimiento durante un determinado período de tiempo para así determinar la cinemática como consecuencia de

la aplicación inter-segmentaria de fuerzas y momentos, teniendo en cuenta las condiciones iniciales. Dado que la medición de estas fuerzas y los momentos en vivo es difícil de obtener y hay una falta de algoritmos de control suficiente para especificar las magnitudes, la mayoría de los modelos dinámicos hace el uso de estrategias feed forward, estos modelos pueden ser herramientas poderosas para la predicción, pero cuando se abre estrategias de bucle se toman los pequeños errores en los momentos comunes como resultado de la acumulación de la cinemática de errores que se convierten rápidamente en grandes errores , Este fenómeno es una de las razones por la cual los modelos de Cinemática directa pueden predecir incorrectamente la estabilidad del sistema.

Gráficos de Unión:

En los gráficos de unión se analiza el intercambio de energía entre los componentes del sistema y las uniones representan el intercambio de energía, se representan las fuerzas inter-segmentales en cada musculo.

Esta es la tendencia de los enfoques del análisis dinámico que parece ser más apropiada en el análisis de la marcha humana teniendo en cuenta el desarrollo detallado de las componentes musculo esquelética que simulan el movimiento de la marcha humana, El objetivo de este enfoque es la determinación de la contribución de los músculos individuales con el movimiento de la marcha.

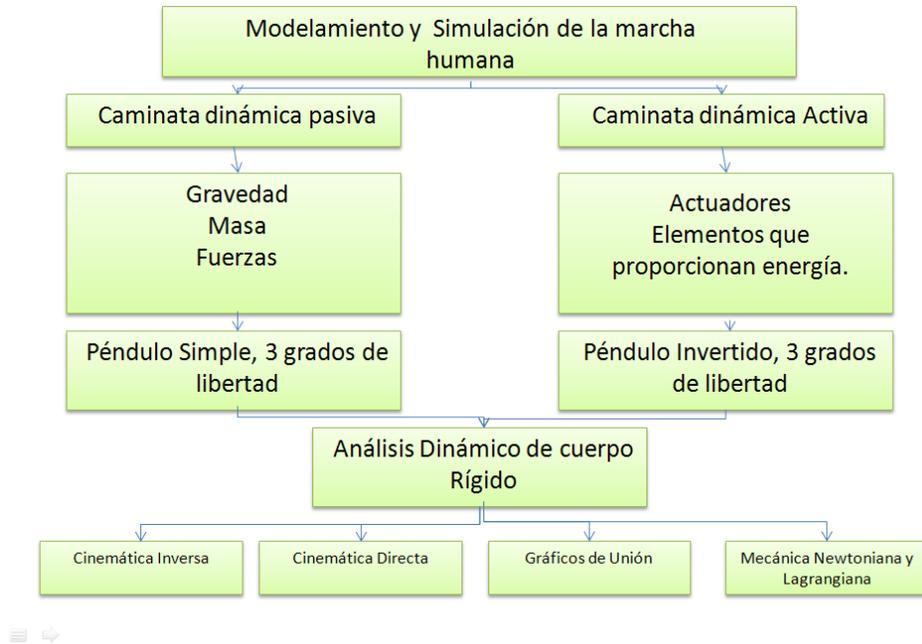
Los procedimientos de optimización estática o dinámica que se utilizan en estos modelos para calcular en el músculo los patrones de excitación necesaria para lograr el movimiento deseado, se desarrollan mediante el cálculo de la cinemática inversa. La optimización se utiliza para estimar las fuerzas musculares individuales, por ejemplo, un objetivo de minimización de la energía metabólica en el gasto por unidad de distancia recorrida. Estas fuerzas musculares se

utilizan en las declaraciones prospectivas del modelo dinámico y la cinemática resultante y las fuerzas de reacción del suelo se comparan con los datos reales de la marcha para verificar la exactitud del modelo.

Estos modelos de optimización son una aplicación común de los enfoques de optimización estática y dinámica en el análisis de los patrones irregulares de contribución muscular en la marcha patológica Sin embargo, debido a él gran número de grados de libertad y de actuadores y la descoordinación neuronal involucrada del paciente, las necesidades de computación de estos análisis son intensivas y no es fácil de discernir los patrones de coordinación o de relaciones que actúan para reducir estos tipos de marcha, La complejidad de los modelos dinámicos directos hace del análisis un tema intratable, por ejemplo, los patrones de perturbación de la recuperación o el hallar una función objetivo apropiada para determinar un patrón de marcha.

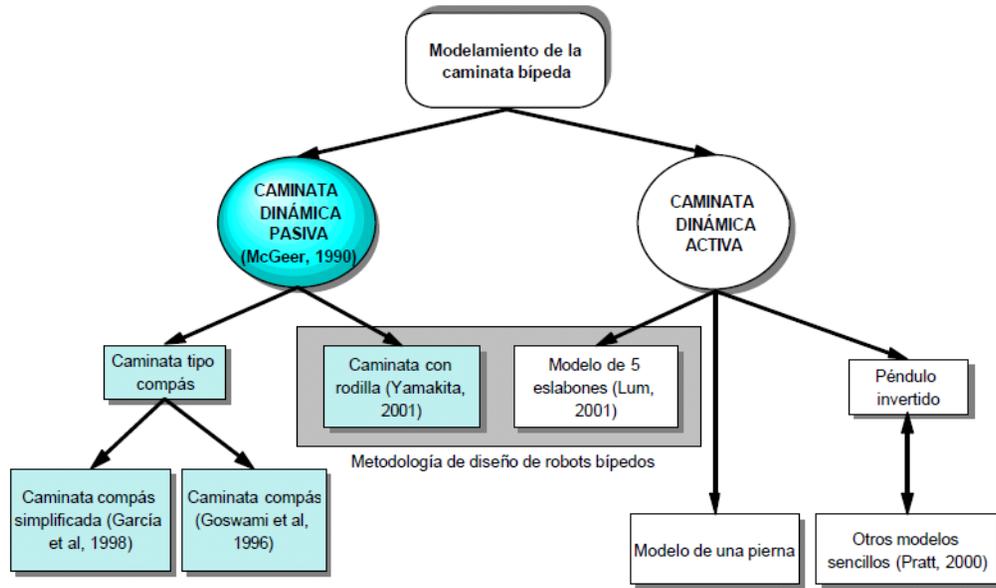
Mecánica Newtoniana y Lagrangiana

Por medio de diagrama de fuerzas aplicadas se hace el análisis estático y dinámico utilizando ecuaciones diferenciales. Que más adelante serán explicadas.



Graf. 11 Análisis y modos de la simulación de la marcha humana. [27]

El estudio del modelamiento de la caminata bípeda está ampliamente estudiado, tanto la caminata dinámica pasiva como para la caminata dinámica activa (Graf. 12), es de esta manera que estudios como la caminata tipo compas, la caminata con rodilla, los modelos de péndulo simple he invertido y los modelos de 4, 5, 6, 7, 9 o más eslabones aumentan el grado de complejidad y van describiendo de una mejor forma las caminata normal humana acercándose a un modelo realístico.



Graf. 12 Metodologías base utilizadas para análisis de la marcha humana [27]

6.6 Datos para modelamiento de la marcha en Matlab.

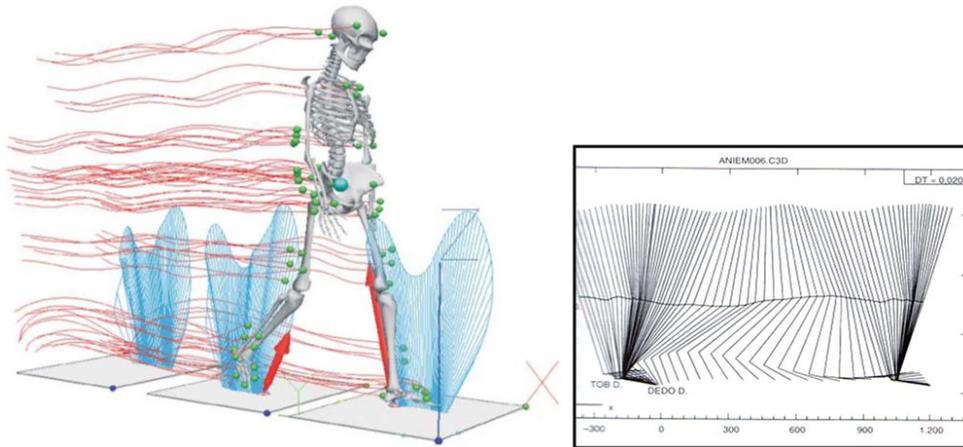
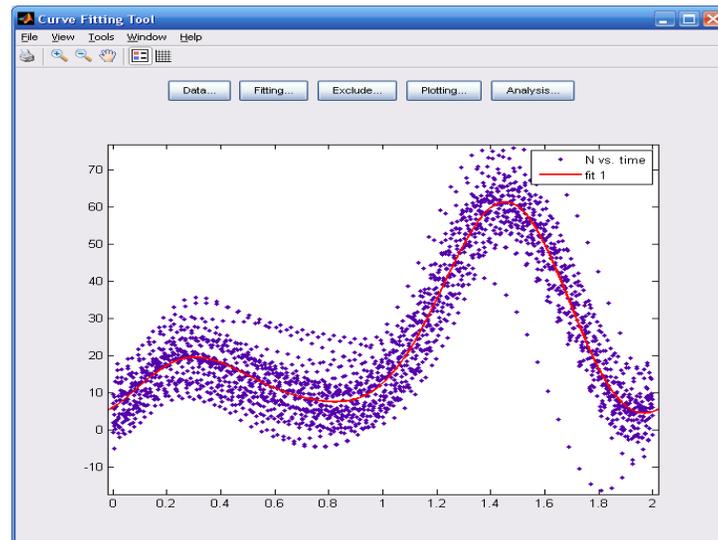


Fig. 31 Muestra la descripción del movimiento espacial de los marcadores en el espacio y de las piernas en el plano sagital [29]

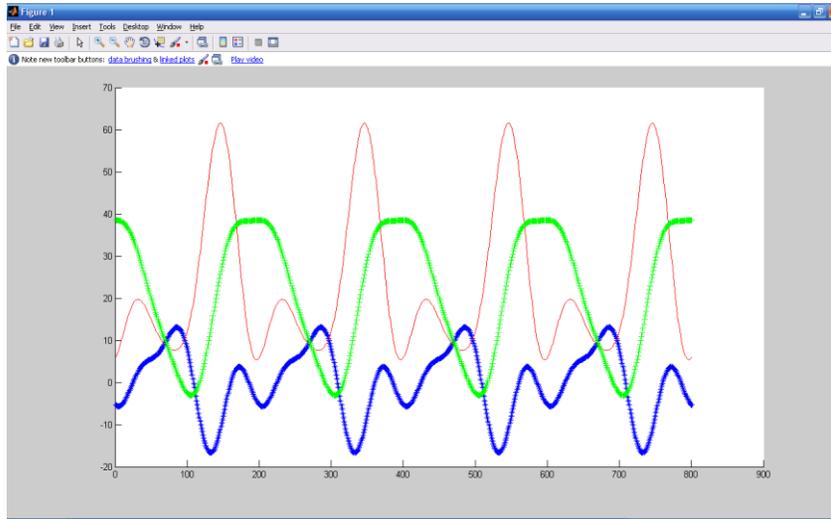
Gracias a los datos de marcha suministrados por el laboratorio de marcha y del libro de Winter [20], con un total de 2346 datos de 46 muestras con 51 tiempos por muestra obtenidos del laboratorio de marcha de la Universidad Manuela Beltrán se determinó las funciones

generalizadas que describen la posición en un espacio bidimensional del pie, la rodilla y la cadera, mediante el Toolbox Curve Fitting Tool de Matlab que por medio de una aproximación por serie de Fourier de tercer grado entrego los siguientes resultados de funciones que describen el movimiento de los grados y los ángulos de las articulaciones .



Graf. 13 Muestra de datos de 2346 datos de 46 muestras con 51 tiempos para la rodilla de 0 a 100%.

Luego de tener las curvas graficadas acondicionadas con la regresión lineal realizada con el Toolbox curve fitting tool de Matlab se procede a graficar todas las funciones obtenidas de cada articulación para su respectiva comparación y análisis en concordancia a sus periodos amplitudes y formas.



Graf. 14 Movimiento espacial del pie, la rodilla y la cadera de la marcha normal humana de 0 a 100% durante 4 ciclos.

Las funciones encontradas que describen el movimiento de las articulaciones tal como lo representa la gráfica 14, fueron las siguientes para cada pierna:

Derecha

Pie

$$F(t) = (0.0826 - 1.84 \cdot \cos(t \cdot 3.142) + 7.392 \cdot \sin(t \cdot 3.142) + 0.824 \cdot \cos(2 \cdot t \cdot 3.142) - 7.305 \cdot \sin(2 \cdot t \cdot 3.142) - 4.448 \cdot \cos(3 \cdot t \cdot 3.142) + 0.9354 \cdot \sin(3 \cdot t \cdot 3.142)) \cdot -1$$

Rodilla

$$f(t) = (23.39 - 3.058 \cdot \cos(t \cdot 3.142) - 18.42 \cdot \sin(t \cdot 3.142) - 14.01 \cdot \cos(2 \cdot t \cdot 3.142) + 7.517 \cdot \sin(2 \cdot t \cdot 3.142) - 0.2182 \cdot \cos(3 \cdot t \cdot 3.142) + 4.398 \cdot \sin(3 \cdot t \cdot 3.142)) \cdot -1$$

Cadera

$$f(t) = (21.24 + 20.69 \cdot \cos(t \cdot 3.142) - 3.241 \cdot \sin(t \cdot 3.142) - 3.316 \cdot \cos(2 \cdot t \cdot 3.142) - 1.306 \cdot \sin(2 \cdot t \cdot 3.142) - 0.08029 \cdot \cos(3 \cdot t \cdot 3.142) + 1.902 \cdot \sin(3 \cdot t \cdot 3.142)) \cdot -1$$

Izquierda

Pie

$$F(t) = (0.0826 + -1.84*\cos((t-7)*3.142) + 7.392*\sin((t-7)*3.142) + 0.824*\cos(2*(t-7)*3.142) - 7.305*\sin(2*(t-7)*3.142) - 4.448*\cos(3*(t-7)*3.142) + 0.9354*\sin(3*(t-7)*3.142))*-1$$

Rodilla

$$f(t) = (23.39 - 3.058 * \cos((t-7)*3.142) - 18.42 * \sin((t-7)*3.142) - 14.01*\cos(2*(t-7)*3.142) + 7.517*\sin(2*(t-7)*3.142) - 0.2182*\cos(3*(t-7)*3.142) + 4.398*\sin(3*(t-7)*3.142))*-1$$

Cadera

$$f(t) = (21.24 + 20.69*\cos((t-7)*3.142) - 3.241*\sin((t-7)*3.142) - 3.316*\cos(2*(t-7)*3.142) - 1.306*\sin(2*(t-7)*3.142) - 0.08029*\cos(3*(t-7)*3.142) + 1.902*\sin(3*(t-7)*3.142))*-1.$$

6.7 Modelamiento de marcha humana en la herramienta computacional Working Model.

Haciendo uso de la herramienta computacional Working Model 2D se modeló y simuló la marcha humana en el plano sagital con el fin de estudiar y analizar las características de este movimiento. Para esto se utilizaron las ecuaciones encontradas por medio de los datos suministrados por el laboratorio de marcha que describen el comportamiento de las articulaciones asociadas: cadera, rodilla y tobillo, las cuales al ser incluidas en el software permiten identificar magnitudes y comportamientos de otras variables físicas como torque, potencia y energía; generando el patrón correcto del movimiento en las extremidades inferiores [30].

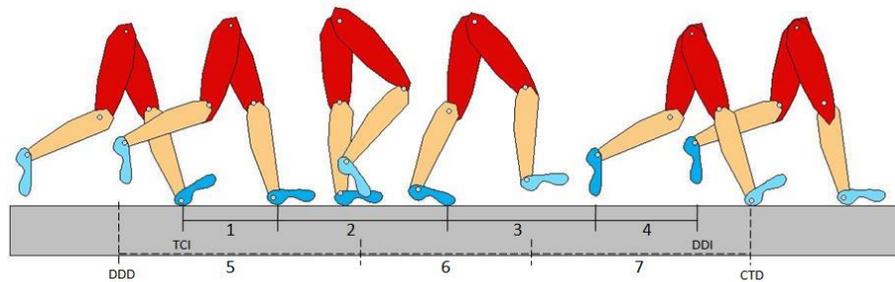


Fig. 32 Secuencia bidimensional del ciclo de la marcha en el plano sagital.

Para el modelamiento el primer elemento a tener en cuenta fue la construcción de un cuerpo con características similares a las de un cuerpo humano y así garantizar que la geometría, masa y medidas no fueran una causa de posibles errores al comparar los datos medidos y los esperados.

Posteriormente, se hace necesario conocer cómo van cambiando los ángulos de cada articulación de la caminata, así pues, estos ángulos tendrán diferentes valores según la etapa de la caminata que se esté realizando.

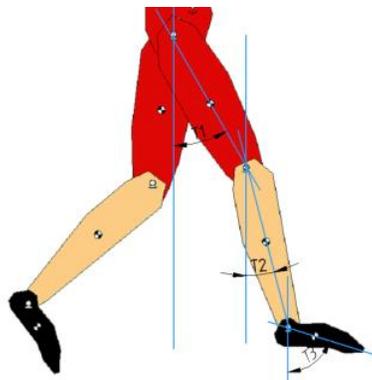
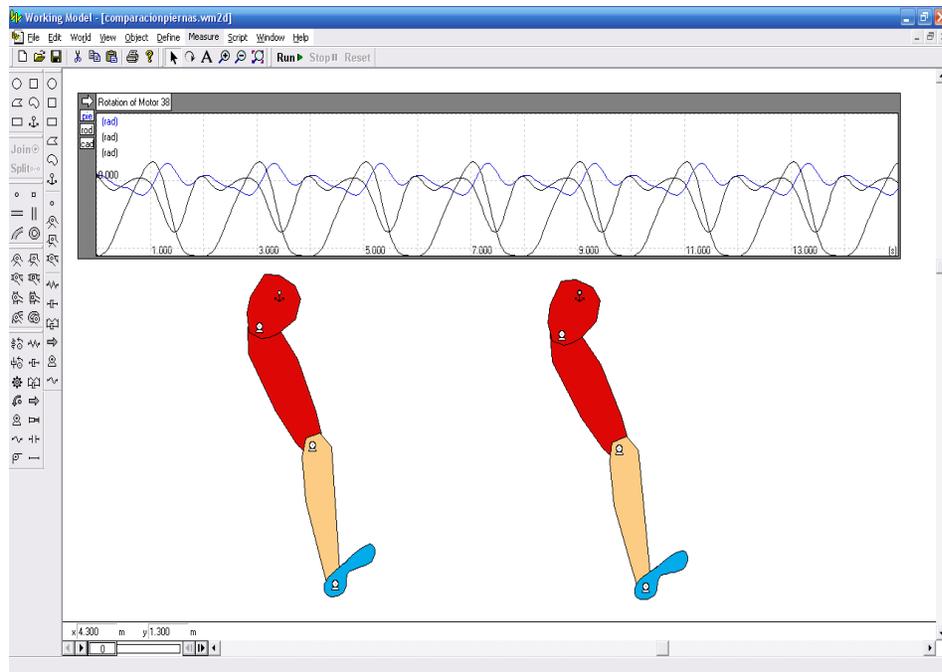


Fig. 33 Marco de referencia para movimiento angular de las articulaciones. (T_1 representa el ángulo que se forma en la articulación de la cadera, T_2 en la rodilla y T_3 en el tobillo). Imagen: [Cortesía Ing. Jennifer Corredor, UN]

Posteriormente con las ecuaciones ya encontradas que permiten modelar el comportamiento de la posición de cada articulación para poder controlar la rotación asociada a cada motor que

se ubicará en el lugar correspondiente de la misma se simula el modelo construido.

Es de notar que las gráficas que describen el comportamiento angular aumentan y disminuyen cíclicamente a lo largo del tiempo, por lo tanto se realizó una aproximación a partir de la suma de senos y cosenos por Fourier. Este procedimiento se llevó a cabo haciendo uso de la herramienta de Matlab, *Curve Fitting Tool* como se mencionó anteriormente y se introdujo en los motores de cada articulación correspondiente junto con su desfase según la pierna, arrojando los siguientes resultados (Graf 15).



Graf. 15 Implementación de las funciones obtenidas sobre un modelo bidimensional en Working Model.

Como se puede apreciar las gráficas son cíclicas y siempre se cortan en los mismos puntos, factor muy importante que permite en la simulación dar una estabilidad en el patrón de la marcha y en

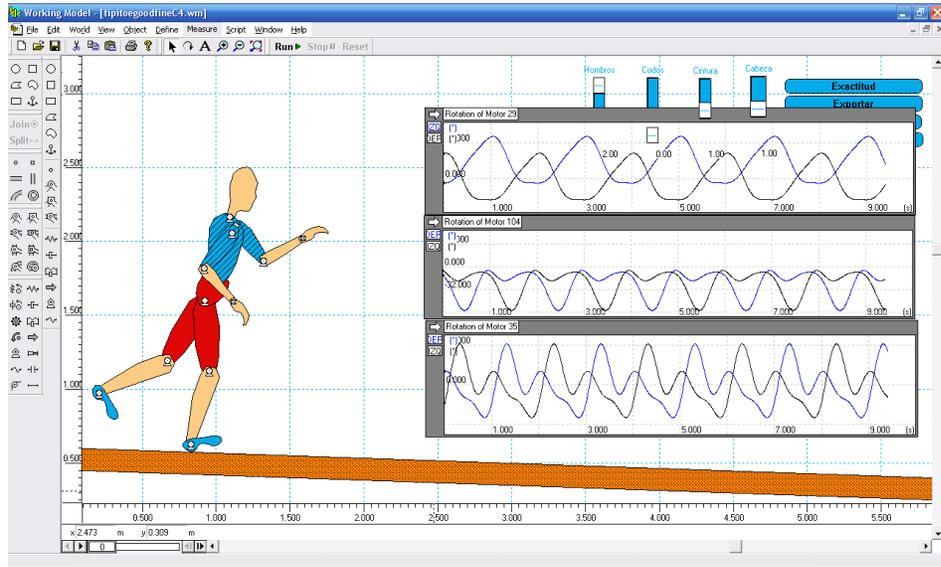
su control. Otro punto importante es el desfase entre las funciones que describen el movimiento de la pierna derecha e izquierda que permite dar un paso armónico y alternado.

Como siguiente paso en el modelamiento se generó un sistema de control para mantener la estabilidad en el tronco y en las extremidades superiores. El modelo más simple que se ha estudiado para esta aplicación es el del péndulo invertido, sin embargo modelos más complejos, como el doble péndulo invertido han dado mejores resultados. El control que se implementó se basó en la rotación del tronco con respecto a la vertical, de tal forma que este valor fuese lo más cercano posible a cero. El controlador resultante fue de tipo proporcional, sintonizado experimentalmente para obtener el resultado deseado.

Simulación en Working Model

Una vez concluida la etapa de modelamiento, se simuló la caminata de 5 pasos en un tiempo de 10 segundos, por lo cual cada paso se demora 2 segundos. Se utilizaron las características físicas apropiadas para una persona de 1.80cm de alto. Estos datos incluyen tanto las dimensiones, como los pesos de las extremidades [30].

El primer resultado de la simulación fue verificar que las articulaciones se estuvieran comportando de la forma estipulada (Graf 16) así pues se toman los datos para 2 dos segundos en cada articulación, es decir, cada paso. Los resultados se pueden observar en la figura que se presentan a continuación:



Graf. 16. Resultados de la simulación de marcha para 5 pasos.

6.8 Modelamiento en la herramienta de Simulación computacional, Simmechanics, Simulink Matlab.

Ejemplo de modelamiento de cuerpo rígido para simulación de marcha normal humana (Fig. 34).



Fig. 34 Ejemplo para modelar la marcha humana. [31]

A partir de la Simulación del péndulo doble en Simmechanics, Simulink de Matlab (Fig. 35) que permite dar una analogía entre la pierna y el péndulo doble simple se puede construir un modelo para representar la marcha de un humano por medio de eslabones y figuras simples.

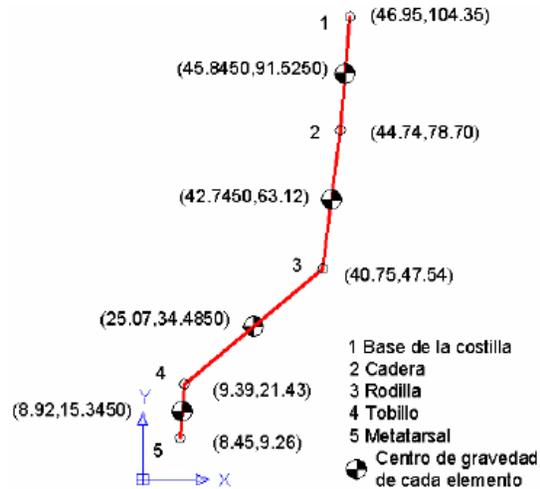


Fig. 35 Modelo básico de pierna de cuatro elementos en Simmechanics. [32]

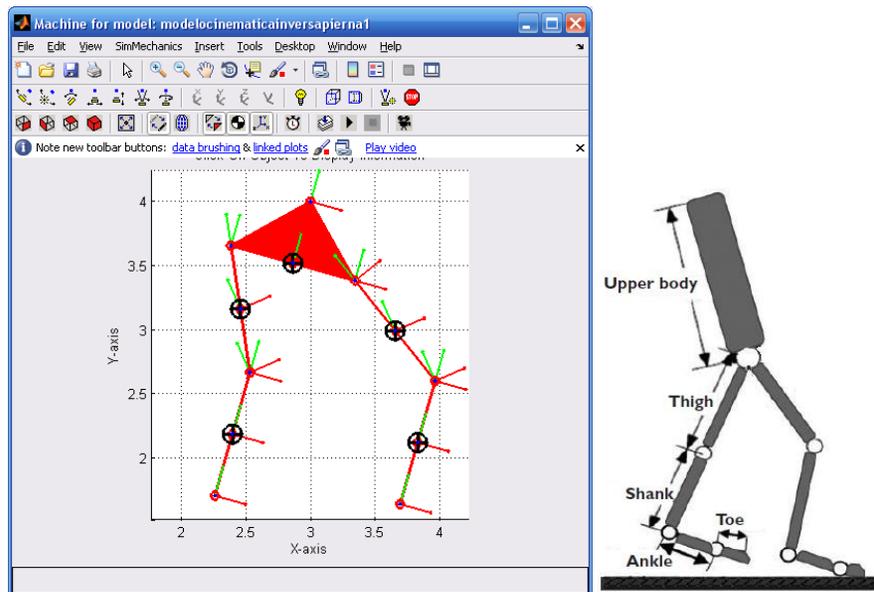


Fig. 36 Modelo de 7 eslabones para modelar la marcha humana [33]

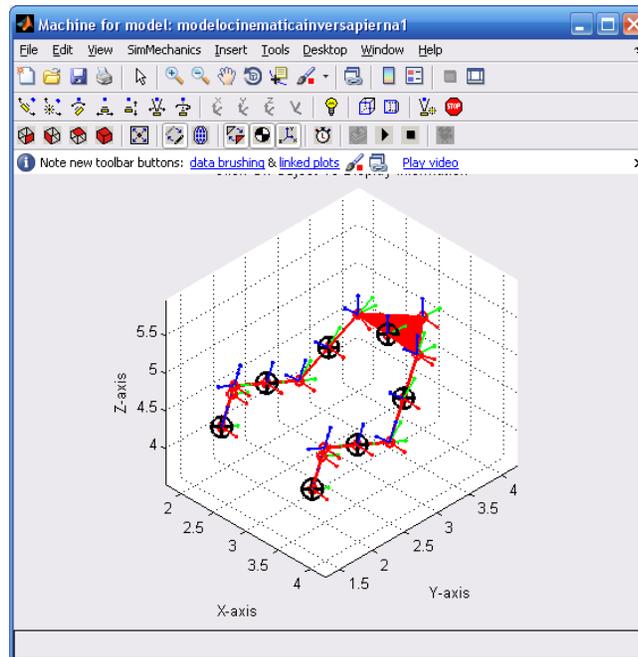


Fig. 37 Modelo en Simmechanics, Simulink, Matlab 3D que programa las articulaciones del modelo para que se muevan con respecto a la marcha normal humana.

A partir de la Simulación del péndulo doble en Simmechanics, Simulink de Matlab que permite dar una analogía entre la pierna y el péndulo doble simple se puede construir un modelo siguiendo un esquema de coordenadas generalizadas y relativas, bloques de control, cuerpos, articulaciones y bloques sensores y de retroalimentación que construyen el modelo dinámico de la marcha para simulación (Fig. 37), siguiendo un método de cinemática inversa mediante experimentación y análisis de los tutoriales de Simmechanics y prueba de los distintos bloques que generan señales para movimiento para así representar la marcha de un humano por medio de eslabones y figuras simples (Figs. 38 y 39).

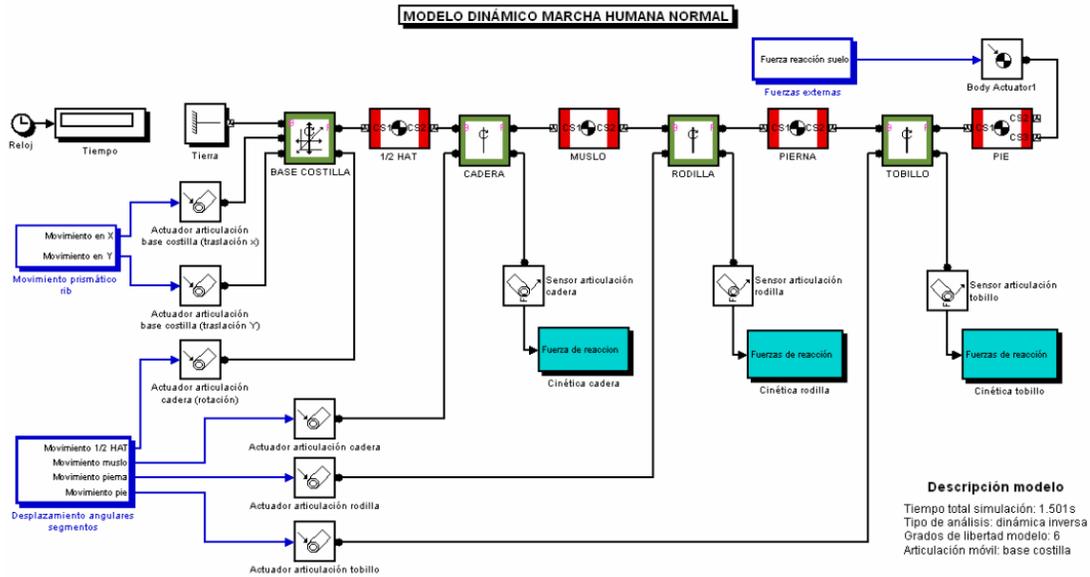


Fig. 38 Modelo Simmechanics, Simulink de Matlab de 4 eslabones que programa las articulaciones del modelo para que se muevan con respecto a la de una pierna normal. [33]

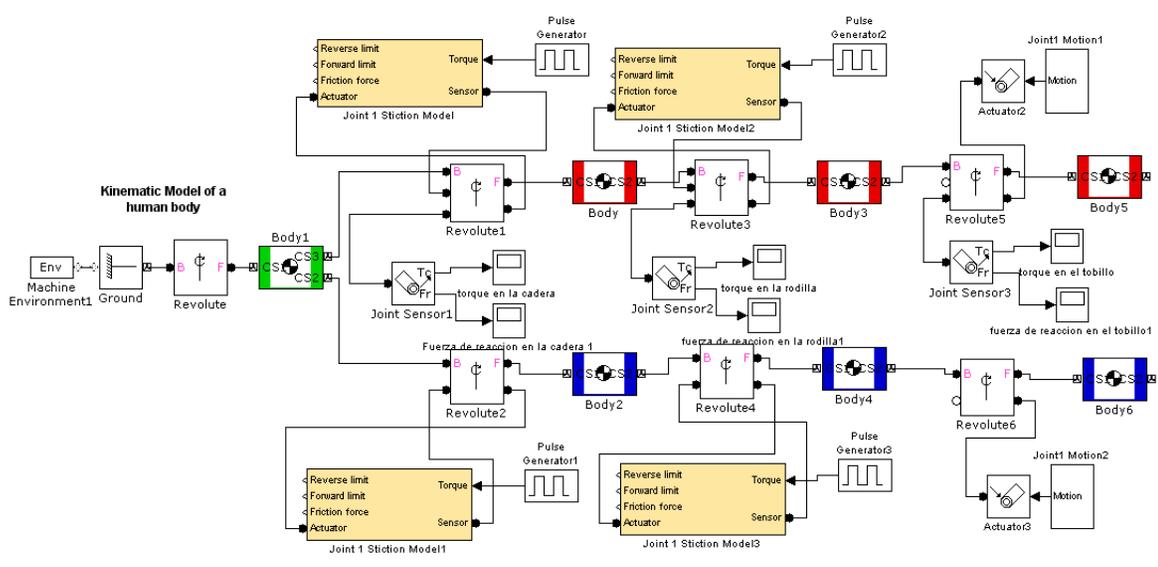
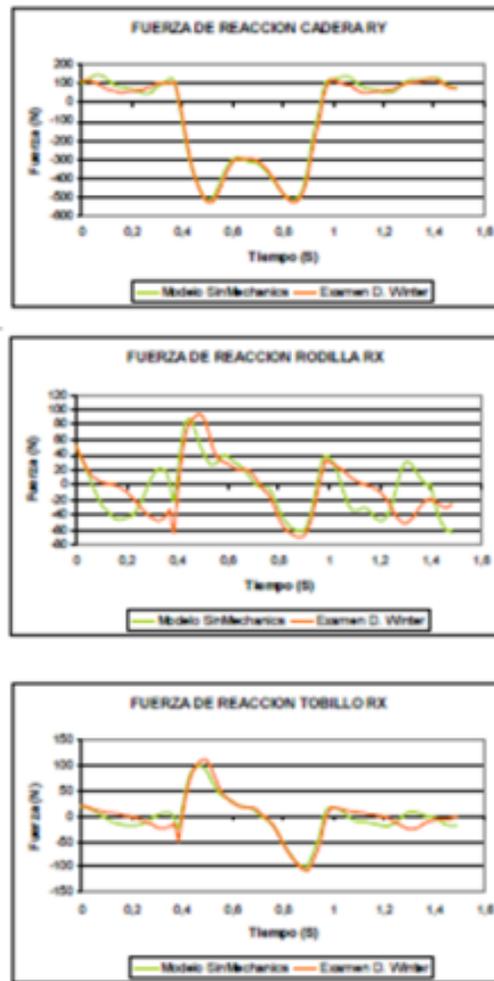


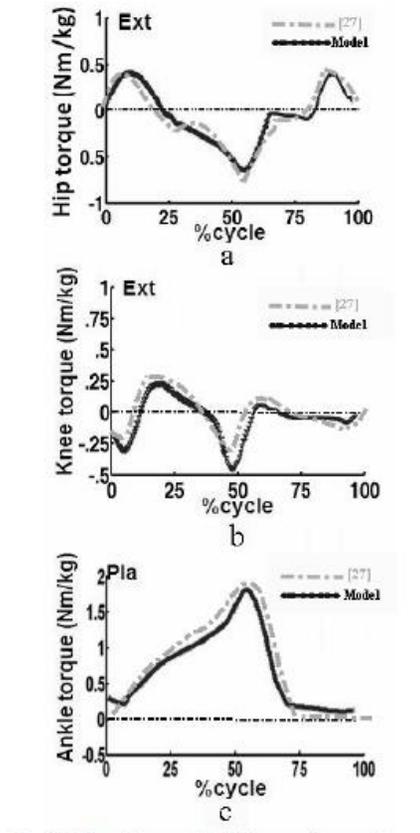
Fig. 39 Modelo Simmechanics, Simulink de Matlab de 7 eslabones que programa las articulaciones del modelo para que se muevan con respecto a la marcha normal humana.

Medir los torques y esfuerzos sobre las articulaciones y reacciones sobre el piso en este modelo es posible de tal manera que sobre el modelo construido se pueden medir los valores de los torques y momentos para así representar las gráficas reales de fuerzas de reacción en las articulaciones y torques en las mismas, este modelo censa las fuerzas de reacción en las articulaciones que muestran los siguientes resultados normalmente en cada una de las articulaciones, cadera, rodilla, tobillo (Graf.17).



Graf. 17 Fuerza de reacción de las articulaciones de cadera rodilla y tobillo y sus funciones en el tiempo. [32]

El modelo también puede censar los torques computados en las articulaciones arrojando los siguientes resultados normalmente en cada una de las articulaciones de interés, cadera, rodilla y tobillo (Graf-18).



Graf. 18. Graficas del torque computado en cadera rodilla y tobillo para análisis. [33]

Como conclusión se puede decir que la herramienta de Simmechanics es una herramienta muy completa que permite encontrar muchos datos de interés y permite en base a esto un análisis de la marcha humana de alto contenido, pero gráficamente tiene muchas limitantes y la simulación toma mucho tiempo más del que sería recomendable para que esta herramienta pueda ser usada como una aplicación para uso médico.

6.9 Modelamiento en la herramienta de Simulación computacional Solid Edge Motion Dynamic Desing.

Para determinar el análisis de la marcha es necesaria la aplicación comparativa de la marcha normal vs la marcha con el modelo asimétrico, Son varias de las preguntas de investigación que son de interés en el estudio de la marcha. Así mismo importante es el efecto de variar los parámetros inerciales, es decir, la masa y su distribución como por ejemplo en los componentes protésicos de una prótesis de pierna. Otras investigaciones se han centrado en estudiar los cambios en la marcha del usuario debido al uso de los diferentes componentes de la prótesis o variaciones en la alineación de prótesis. Para estudiar estos efectos, los estudios de la marcha se realizan normalmente con un grupo de pacientes en laboratorios de marcha y las inferencias se extraen utilizando métodos estadísticos y reacciones de fuerzas y momentos en las articulaciones junto con la comparación de los diagramas de marcha.

La alineación de prótesis es un factor crítico en el uso exitoso de una prótesis. Técnicas para la alineación de prótesis se basan principalmente en los principios de la estática. La alineación dinámica se realiza con la observación de la marcha del paciente y se basa principalmente en el análisis heurístico de la observación de la marcha del paciente y los comentarios de los usuarios algo que realmente es variable según el observador, por otra parte, la clasificación de una alineación dinámica de la marcha ajustado a un criterio subjetivo de bueno o malo es no apropiado para una ciencia como la medicina de rehabilitación.

El desarrollo de herramientas computacionales para cuantificar y analizar los cambios en la marcha con prótesis o marcha patológica con respecto a la marcha normal humana como resultado de cambiar la alineación de una prótesis o una lesión sería un importante paso hacia la fabricación de lineamientos sistemáticos y la especificación de una alineación deseable sobre la

base de torques fuerzas, graficas de marcha, rehabilitación y costos bajos en el uso de la energía de la marcha.

Para iniciar con el modelamiento de la marcha en una herramienta computacional 3D de simulación dinámica como Solid Edge Motion, primero se crea un modelo parametrizado del cuerpo humano tal como se muestra en la figura 40.

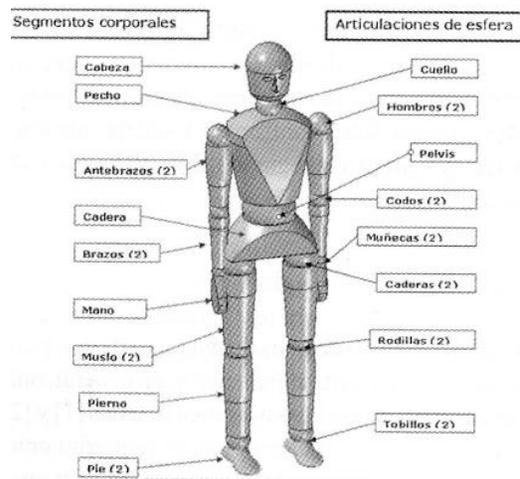


Fig. 40. Modelo parametrizado para simulación dinámica de la marcha [34]

Este modelo se construye pieza a pieza para luego ser ensamblado en conjunto según el tipo de articulación entre pieza y pieza que componen todo el cuerpo.

Con el fin de determinar si la marcha está dentro de los parámetros de biomecánica de la marcha se deben tener presentes los patrones de movimiento de la marcha normal para luego proceder a simular sobre el modelo estos patrones ya vistos (Graf. 22).

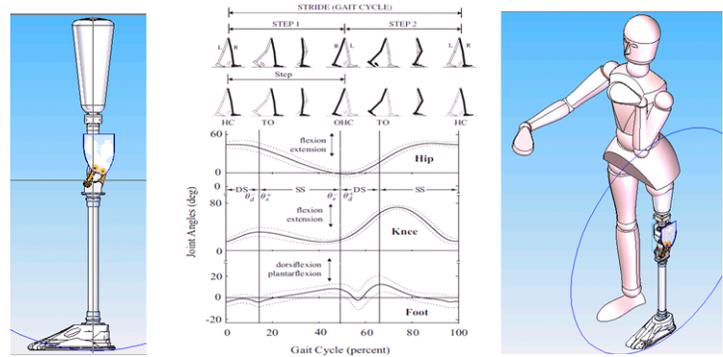


Fig. 41 Modelo de prótesis para simulación teniendo en cuenta los patrones de la biomecánica de la marcha.

Para proceder a simular el movimiento de las articulaciones ya sobre el modelo construido se carga los vectores de movimiento en el tiempo (puntos de los ángulos obtenidos en el laboratorio de marcha), siendo dos vectores los que se deben direccionar a la tabla tipo spline de la articulación a simular (Fig. 42).

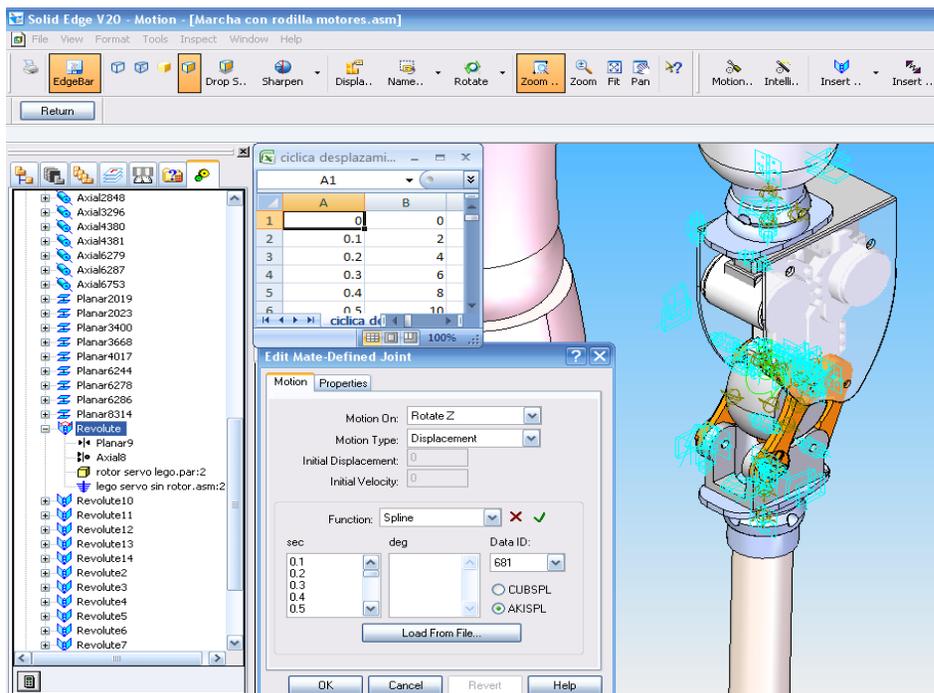


Fig. 42 Carga de datos para simulación de movimiento en la articulación.

Luego de cargar los datos se procede con la simulación y la creación de la gráfica de los resultados que hay que comparar con los parámetros reales Fig. 43 siendo el propósito de este tipo de software el desarrollo de simulaciones computacionales para cuantificar y analizar los cambios en la marcha con prótesis y con patología con respecto a la marcha normal humana sobre la base de torques fuerzas de reacción y optimización de costos en el uso de la energía.

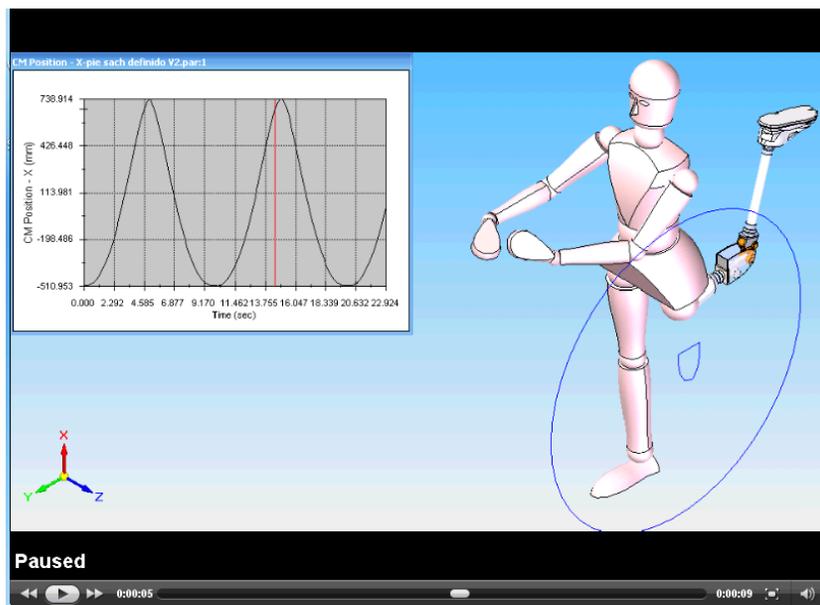


Fig. 43 Simulación de movimiento y gráfica del mismo en el tiempo en el software Solid Edge.

6.10 Principio de Simulación de la marcha por medio de Gráficos de unión (20 SIM tm)

En los gráficos de unión se analiza el intercambio de energía entre los componentes del sistema y las uniones representan el intercambio de energía, se representan las fuerzas inter-segmentales en cada musculo (Fig. 44). Asociados a estos resultados el comportamiento anatómico del cuerpo humano, el trabajo se puede asimilar al intercambio de energía de un

segmento corporal a otro como un modelo visco-elástico, cuando es positivo indica una contracción muscular concéntrica, generando energía mecánica.

Cuando el trabajo es negativo indica que se ha generado una contracción excéntrica, por lo tanto se está absorbiendo energía mecánica y los músculos deben a su vez contraerse para resistir la tendencia a la elongación muscular como lo hace un modelo visco-elástico normal.

Esta es la tendencia de los enfoques del análisis dinámico que parece ser más apropiada en el análisis de la marcha humana teniendo en cuenta el desarrollo detallado de las componentes musculo esquelética que simulan el movimiento de la marcha humana, El objetivo de este enfoque es la determinación de la contribución de los músculos individuales con el movimiento de la marcha. Los procedimientos de optimización estática o dinámica que se utilizan en estos modelos para calcular en el músculo los patrones de excitación necesaria para lograr el movimiento deseado. Se desarrollan mediante el cálculo de la cinemática inversa. La optimización se utiliza para estimar las fuerzas musculares individuales, por ejemplo, un objetivo de minimización de la energía metabólica en el gasto por unidad de distancia recorrida. Estas fuerzas musculares se utilizan en las declaraciones prospectivas del modelo dinámico, y la cinemática resultante y las fuerzas de reacción del suelo se comparan con los datos reales de la marcha para verificar la exactitud del modelo. Estos modelos de optimización son una aplicación común de los enfoques de optimización estática y dinámica en el análisis de los patrones irregulares de contribución muscular en la marcha patológica. Sin embargo, debido a un gran número de grados de libertad y de actuadores y la descoordinación neuronal involucrada del paciente, las necesidades de computación de estos análisis son intensivas y no es fácil de discernir los patrones de coordinación o de relaciones que actúan para reducir estos tipos de marcha, La complejidad de los modelos dinámicos directos hace del análisis un tema intratable, por ejemplo, los patrones de perturbación de la

recuperación o el hallar una función objetivo apropiada para determinar un patrón de marcha. [35]

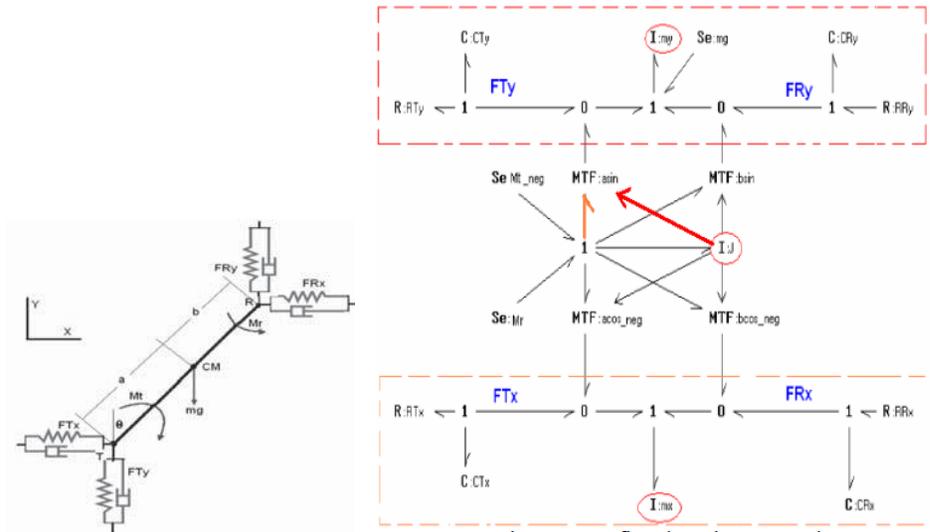


Fig. 44 Modelamiento mediante gráficos de unión y consideración interna por unión como modelo visco-elástico. [35]

7. MODELOS MATEMÁTICOS UTILIZADOS PARA MODELAR LA MARCHA HUMANA

7.1 Modelo simplificado mecánico:

La metodología más popular para el análisis de la marcha es mediante modelos simplificados mecánicos que poseen pocas variables y se maneja en dos dimensiones, son idealizaciones del movimiento humano. Estos incluyen la idealización de la marcha humana como un péndulo Invertido, Aunque los modelos simplificados son adecuados para el análisis, estos son capaces de predecir algunas de las características importantes de la marcha, tales como la longitud del paso, la velocidad y el gasto de energía, estos modelos son aproximaciones y no dan una idea del control de los mecanismos utilizados por los humanos para generar la marcha.

Modelo simplificado de caminata tipo compás

El propósito del análisis de la marcha tipo compas es simplificar el modelo lo más posible antes que permitir su posible realización física. En la figura 45 se muestra un modelo simplificado para representar la marcha humana [33].

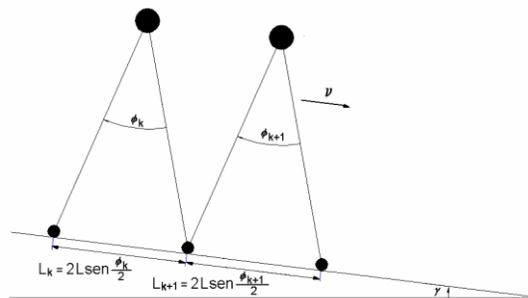


Fig. 45: Modelo de caminata tipo compás [Adaptado de García et al, 1998] [adaptado por Roa 2004]. [33]

Este tipo de modelo simplificado busca seguir algunos de los patrones de la marcha como la velocidad y la distancia de paso Fig. 46

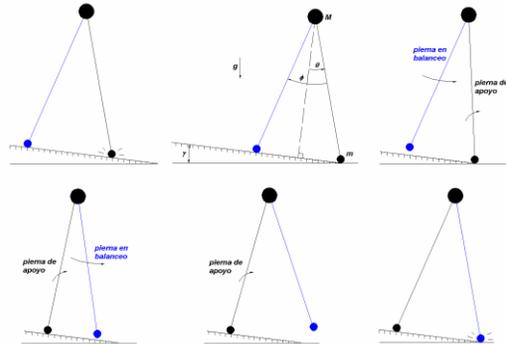


Fig. 46: Velocidad y distancia de paso en la caminata pasiva tipo compas. [33]

Al igual que la marcha humana este modelo tiene un cambio y una alternancia entre los pasos esto se ve representado en la figura 47.

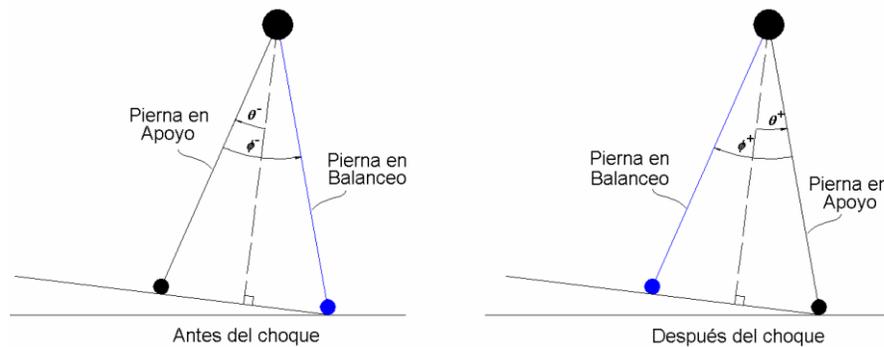


Fig. 47: Cambio de fase de la marcha tipo compas. [33]

Deducción de ecuaciones del modelo lineal:

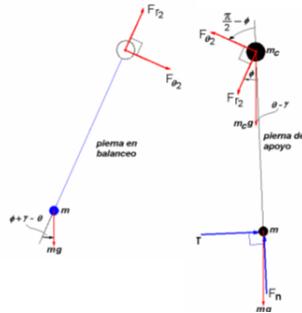


Fig. 48. Diagrama de cuerpo libre del modelo tipo compas [33]

Se considera el origen de referencia al punto de contacto con el piso de la pierna frontal, la otra pierna esta en balanceo, este modelo se analiza con una metodología de dinámica de movimiento de partículas con movimiento relativo.

La aplicación de las relaciones dinámicas de cambio en la cantidad de movimiento lineal:

$$\sum \vec{F} = \dot{\vec{G}} = m\vec{a}$$

Y de cambio en la cantidad de movimiento angular.

$$\sum \vec{T} = \dot{\vec{H}} = \sum (r_i \times m_i \vec{a}_i)$$

$\vec{a}_n = l * \dot{\theta}^2$ aceleración normal

$\vec{a}_t = l * \ddot{\theta}$ aceleración tangencial

$\vec{a}_c = 2\Omega * V_{b/\alpha}$ aceleración de coriolis

∴ Distancia de paso del estado es: $2 * l * \sin \frac{\square}{2}$

□ = Angulo de abertura entre las dos piernas.

θ = Angulo de abertura entre la normal al piso desde la cadera y la pierna frontal.

γ = Angulo de inclinación del piso.

Tiempo de ciclo es: $t = \sqrt{\frac{l}{g}}$

Conducen a las ecuaciones:

$$\ddot{\theta} [m_c l^2 + 2ml^2(1 - \cos \phi)] - ml^2(1 - \cos \phi)\ddot{\phi} - ml^2 \sin \phi [\dot{\phi}^2 - 2\dot{\theta}\dot{\phi}] + mgl [\sin(\theta - \phi - \gamma) - \sin(\theta - \gamma)] - m_c gl \sin(\theta - \gamma) = 0$$

Dónde:

$$a_{m \text{ pierna en balance}} = a_{cadera} + a_{m/cadera} + a_{coriolis}$$

Simplificando:

$$ml^2(1 - \cos \phi)\ddot{\theta} - ml^2\ddot{\phi} + ml^2\dot{\theta}^2 \sin \phi + mgl \sin(\theta - \phi - \gamma) = 0$$

Ecuaciones que tienen en cuenta los efectos inerciales, las aceleraciones centrípetas, de coriolis y los efectos de la gravedad.

7.2 Modelo de dinámica no lineal

Cuando el análisis de movimiento no es lineal y tiene interferencias externas al sistema se utiliza la función de paso de McGeer que genera el mapa de Poincare con los vectores de estado que describen las distintas posiciones del sistema aun con perturbaciones.

Los vectores de estado:

$$\begin{aligned} \vec{q}_1 &\rightarrow \vec{q}_2 \\ \vec{q}_2 &= f(\vec{q}_1) \end{aligned}$$

Al vector de posición inicial se le aplican las ecuaciones diferenciales propias del sistema para lo cual se encuentra un nuevo vector de posición y así sucesivamente para cada iteración completando así los datos del mapa de Poincare como variable de estado.

Una vez se encuentran los puntos fijos y los ciclos entre los diferentes estados de los vectores de posición, se debe determinar la estabilidad de estos ciclos encontrando los valores propios del Jacobiano J del mapa f .

Siendo:

$$J_{\text{jacobiano}} = \frac{\partial \vec{f}_i}{\partial \vec{q}_i} \frac{\text{mapa de poincare}}{\text{vector de estado}}$$

El mapa de Poincare seleccionado será:

$$q_{k+1} = f(\vec{q}_k)$$

Y la perturbación conocida como el choque de los pies contra el piso será llamada $\delta \vec{q}$ alrededor del ciclo límite.

Y el mapa de Poincare f se expresa en términos de una expansión de series de Taylor como

$$f(\vec{q}^* + \delta \vec{q}^*) \approx f(\vec{q}^*) + (f) \delta \vec{q}^*$$

Siendo $f(\vec{q}^* + \delta \vec{q}^*)$ el mapa de Poincaré del estado perturbado $\vec{q}^* + \delta \vec{q}^*$, y f el gradiente De con respecto a las variables de estado, es decir, el Jacobiano de f (Fig. 49).

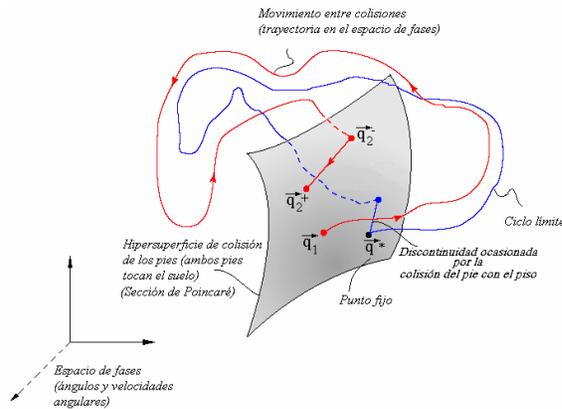


Fig. 49. Cuadro explicativo del movimiento de la marcha mostrando las discontinuidades generadas por la colisión del pie contra el piso [33]

7.3 Modelo simplificado biomecánico base, para el estudio de la marcha humana. Lagrange

Un modelo simple con una mínima cantidad de grados de libertad, que se desarrolla a partir de la función Lagrangiana, representa la marcha humana donde se analiza un solo paso en apoyo simple y apoyo doble. En este modelo, el pie es representado como un punto y se cuenta con una coordenada generalizada principal en el punto O y otra en el punto K, este modelo se presenta a continuación en la figura 50.

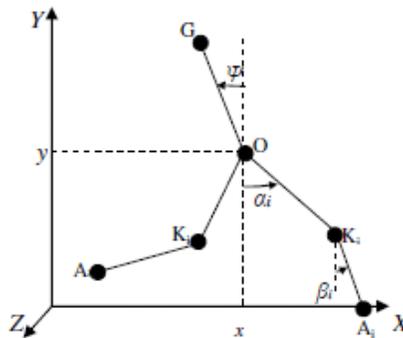


Fig. 50 modelo simplificado para el modelamiento de la marcha

G-O = Tronco.

O-Ka = Muslo.

O-Kb = Pierna.

Dinámica Lagrangiana.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \right) - \left(\frac{\partial L}{\partial q} \right) = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}} \right) - \left(\frac{\partial T}{\partial q} + \frac{\partial V}{\partial q} \right) = Q_q$$

En donde:

L = Función de Lagrange.

T = Energía Cinética.

V= Energía Potencial.

q= Coordenada Generalizada.

\dot{q} = Velocidad generalizada.

Q_q = Fuerza generalizada.

El sistema tendría 7 grados de libertad, pero la articulación del tobillo de la pierna se considera como fija por lo que el sistema cuenta realmente con 5 grados de libertad. Además de los pesos del tronco, muslos y piernas de las fuerzas de reacción del suelo y los momentos de control en las articulaciones de las piernas entre muslo y pierna (rodilla) y entre Tronco y muslo (cadera) que actúan en el sistema. El sistema se mueve a través del eje X sobre una superficie horizontal (el plano XZ). Avanzando a lo largo del eje X.

Ecuaciones de Movimiento. Fuerzas:

$$1. M \ddot{X} + \sum_{i=1}^2 (K_{ai} * (\alpha'_i * \cos \alpha_i)' + K_{bi} * (\beta'_i * \cos \beta_i)') - K_r * (\varphi' * \cos \varphi)' = R_{1x} + R_{2x}$$

En donde

K_{ai} = Segmento de O-K.

K_{bi} = Segmento de A-K.

K_r = Segmento de O-G.

α_i = Angulo en el marco referencial O de los muslos.

β_i = Angulo en el marco referencial K de las piernas.

φ = Angulo en el marco referencial O del tronco.

R_{1x} = Reacción de la pierna derecha sobre la horizontal.

R_{2x} = Reacción de la pierna Izquierda sobre la horizontal.

$M = m + m_{a1} + m_{b1} + m_{a2} + m_{b2}$ = masa total del cuerpo.

$$2. M*(\ddot{Y} + g) + \sum_{i=1}^2 (K_{ai} * (\alpha_i' * \sin \alpha_i)' + K_{bi} * (\beta_i' * \sin \beta_i)') - K_r * (\varphi' * \cos \varphi)' = R_{1y} + R_{2y}$$

En donde

g = gravedad

R_{1y} = Reacción de la pierna Derecha sobre la vertical.

R_{2y} = Reacción de la pierna Izquierda sobre la vertical.

Ecuaciones de Movimiento. Torques:

Teniendo en cuenta que:

$$\tau = J * \alpha \equiv \tau = F * d$$

$$3. J * \ddot{\varphi} - K_r * (\dot{X} * \cos \varphi + \dot{Y} * \sin \varphi) - g * K_r * \sin \varphi = -q_1 - q_2 \equiv \gg \text{Tronco.}$$

$$4. J * \ddot{\alpha}_i + K_{ai} * (\dot{X} * \cos \alpha_i + \dot{Y} * \sin \alpha_i) + a_i * K_{bi} (\ddot{\beta} * \cos(\alpha_i + \beta_i) + \dot{\beta}_i^2 * \sin(\alpha_i + \beta_i)) + g * K_{ai} * \sin \alpha_i = (q_i) + (u_i) + (a_i) * (R_{ix} * \cos \alpha_i + R_{iy} * \sin \alpha_i) \equiv \gg \text{Muslo.}$$

En dónde.

J = Momento de Inercia.

a_i = Longitud del Muslo.

(q_i) = Torque en la Cadera.

(u_i) = Torque en la rodilla.

$$5. J_{ci} * \ddot{\beta}_i + K_{bi} * (\dot{X} * \cos \beta_i + \dot{Y} * \sin \beta_i) + a_i * K_{bi} (\ddot{\alpha} * \cos(\alpha_i + \cos(\alpha_i - \beta_i)) - \dot{\beta}_i^2 * \sin(\alpha_i + \beta_i)) + g * K_{bi} * \sin \beta_i = (u_i) + (p_i) + (b_i) * (R_{ix} * \cos \beta_i + R_{iy} * \sin \beta_i) \equiv \gg \text{Pierna.}$$

En dónde.

r = distancia de 0 al centro de masa de tronco.

m = masa del tronco

$$K_r = m * r$$

$$K_{ai} = m_{ai} * r_{ai} + a_i (m_{bi} + m_{fi}) \equiv \gg \text{Muslo.}$$

$$K_{bi} = m_{bi} * r_{bi} + b_i * m_{fi} \equiv \gg \text{Pierna.}$$

$$J_i = J_{ai} + a_i^2 (m_{bi} + m_{fi}).$$

$$J_{ci} = J_{bi} + b_i^2 (m_{fi}).$$

Con $i = 1, 2$; Pierna derecha, Pierna Izquierda.

Para iniciar el modelamiento matemático de la marcha se deben obtener una serie de ecuaciones diferenciales de primer orden que representan el avance de la cinemática del cuerpo rígido usando técnicas estándar de la robótica mediante el conocimiento de las posiciones y de las velocidades en todas los eslabones y parámetros del modelo de la siguiente forma:

Campo de fuerzas $F_c = \Phi_c (q_c)$.

Campo de Velocidades $V_i = \Phi_i (p_i)$.

De lo anterior se obtiene que:

$$\begin{aligned}\dot{q}_c &= (T_{ci}^* (q_c)) * V_i \\ \dot{p}_i &= (-T_{ci}^* (q_c)) * F_c\end{aligned}$$

Dónde:

F_c = Set de fuerzas del sistema a modelar.

q_c = Set de desplazamientos que definen la energía potencial.

V_i = Set de velocidades.

p_i = Set de momentos

Es así pues que se incorpora el vector de restricciones en los grados de libertad de cada eslabón que compone el sistema.

$$\begin{aligned}\dot{q}_c &= (T_{ci}^* (q_c)) * \Phi_i * V_i \\ \dot{p}_i &= (-T_{ci}^* (q_c)) * \Phi_i * F_c\end{aligned}$$

Dónde:

Φ_i = Jacobiano del vector de restricciones físicas y reonomas que conducen el movimiento.

En el modelo biomecánico de la marcha humana su movimiento se restringe al plano sagital, Los parámetros antropométricos se obtienen de los segmentos anatómicos que se caracterizan a partir de los valores de masa, longitud, momento de inercia respecto el centro de masas y distancia del centro de masas a la articulación proximal.

El modelo que se pretende plantear es un modelo de 5 grados de libertad desarrollado con formulación de dinámica de sistemas multicuerpo.

Este se representa por la ecuación general de movimiento que se representa de la siguiente manera:

$$\begin{bmatrix} M & \Phi_q^T \\ \Phi_q & 0 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \ddot{q} \\ \lambda \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Q \\ \gamma - 2\xi\omega\Phi - \omega^2\Phi \end{bmatrix}$$

Dónde:

M = matriz de masas,

Φ_q = Jacobiano del vector de restricciones

\ddot{q} = vector de aceleraciones,

Q = vector de fuerzas generalizadas

λ = son los multiplicadores de Lagrange.

γ = contiene los términos que son función de posición, velocidad y tiempo.

ξ, ω = Estabilizadores de Baumgarte.

Φ_q^T = Resuelve los momentos de los motores que producen un determinado movimiento.

Una primera simulación a través de este modelo permite determinar los momentos articulares verdaderos –sin error– y las fuerzas de contacto pie-suelo a partir de los correspondientes multiplicadores de Lagrange.

Se puede llevar a cabo el análisis del error de los valores de la fuerza de contacto pie-suelo que deben ser perturbados para emular los errores existentes en las mediciones de los valores base de las placas de fuerza dados en otros artículos estudiados o resultado de un laboratorio de

marcha, en este caso, las fuerzas de contacto pie-suelo son introducidas en el vector Q y se relaja la restricción correspondiente del vector Jacobiano $\Phi_{q,t} = 0$.

El hecho de utilizar expresiones analíticas para guiar el movimiento –utilizando restricciones reónomas, Permite definir un movimiento completamente conocido que garantiza la consistencia cinemática. De esta manera, la posición, velocidad y aceleración de cada coordenada se puede conocer sin errores en cada instante de tiempo y las variaciones en los momentos articulares serán debidos únicamente a las perturbaciones de la fuerzas de contacto pie-suelo.

8. SIMULACIÓN DE MARCHA HUMANA MEDIANTE SOFTWARE DE SIMULACIÓN DINÁMICA (OPEN SIM).

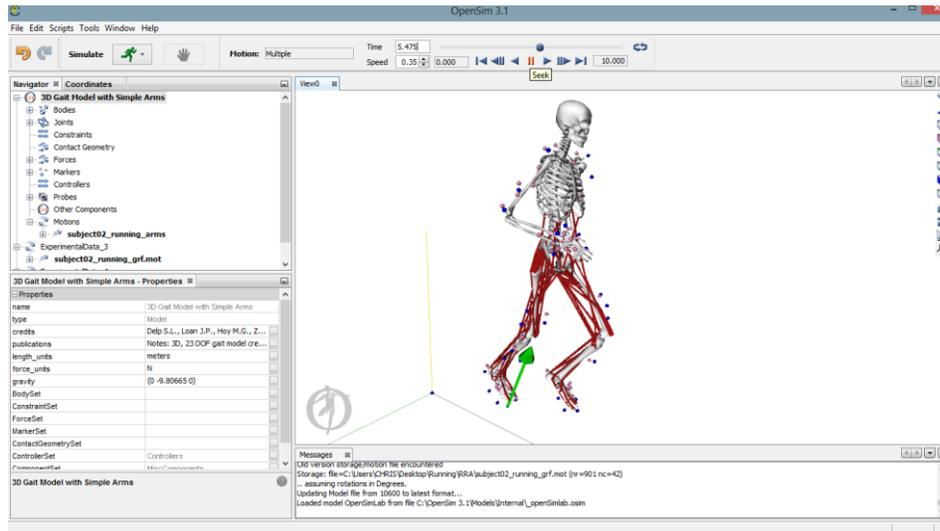


Fig. 51 Modelo Dinámico para simulación. OpenSim [36]

OpenSim es un Software de libre acceso desarrollado por la Universidad de Stanford que permite a los usuarios desarrollar modelos musculo esqueléticos y simulaciones dinámicas de movimiento a libertad.

Este software proporciona una plataforma en la que la comunidad que desarrolla investigaciones en biomecánica puede crear una biblioteca de simulaciones que se pueden cambiar, probar, analizar y mejorar a través de la colaboración multi-institucional. El software subyacente está escrito en ANSI C ++, y la interfaz gráfica de usuario (GUI) está escrito en Java. Los modelos y los archivos que se cargan están escritos en HTML.

OpenSim permite el análisis de modelos de contacto y modelos musculares. Estos complementos pueden ser compartidos sin necesidad de modificar o compilar el código fuente. Los usuarios

pueden analizar los modelos y las simulaciones existentes y desarrollar nuevos modelos y simulaciones dentro de la interfaz gráfica de usuario.

Los desarrolladores que necesitan herramientas de software para el modelado y la simulación de movimiento y las fuerzas de los sistemas musculo esqueléticos tienen en OpenSim una excelente herramienta para realizar sus simulaciones.

8.1 Entorno Grafico OpenSim:

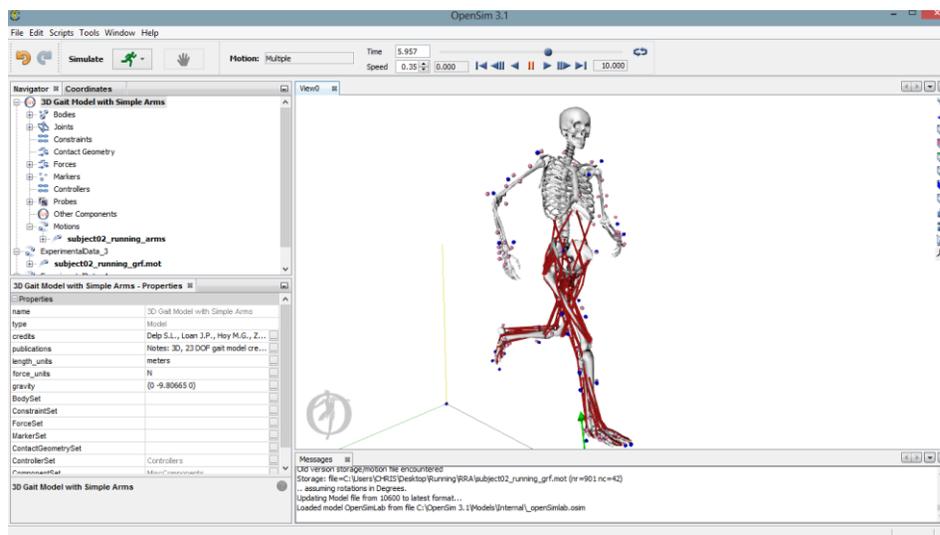


Fig. 52. Entorno de simulación de OpenSim.

El entorno carga dos tipos de archivos uno que pertenece al modelo y tiene extensión .osim y otro que carga el movimiento que tiene extensión .sto o bien tipo .mot

Para el caso de esta simulación se utilizó un modelo de un humano adulto de aprox 75 kg de peso y de 180 cm de estatura que consiste de 23 grados de movilidad y 92 músculos.



Fig. 53 Modelo Cuerpo Humano 2392 OpenSim.

Las articulaciones pueden ser ajustadas bajo un GUI de Coordenadas que contiene los datos de las articulaciones y su orientación en el espacio, y de esta manera se puede escoger la pose de las condiciones iniciales de una simulación dada (Fig. 54).

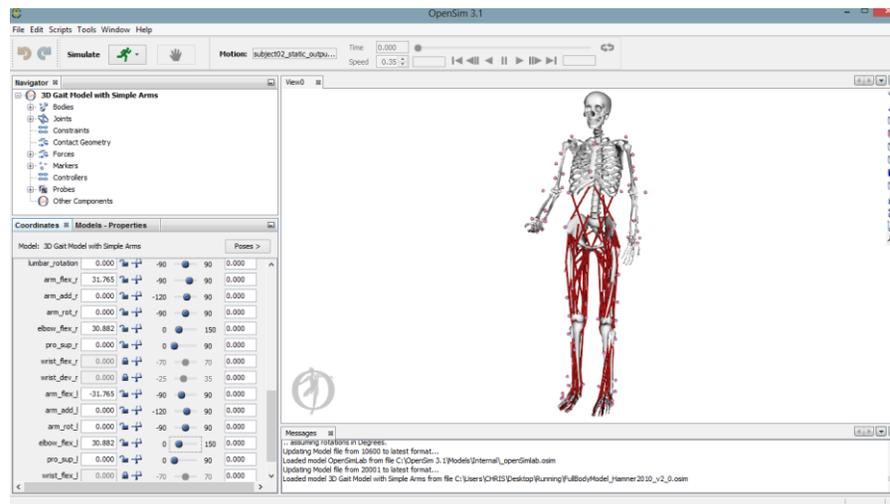


Fig. 54. GUI de posición de las articulaciones y de árbol de segmentos de las articulaciones

Los músculos y tendones son representados por una línea que se conecta a un punto inicial y otro final. Algunos músculos, tienen más de un punto de inserción de tal manera que se generan múltiples líneas de acción para representar un solo musculo y estas líneas se envuelven bajo un grupo que representa un solo musculo.

8.2 Ángulos de las articulaciones, longitudes de músculos, tendones y momento articulares:

Los músculos, tendones, fuerzas y momentos dependen de los miembros de la configuración del modelo del esqueleto. La geometría musculo esquelética es muy importante para la función de los músculos y para el desarrollo de modelos cuantitativos de tipo músculo-esquelético.

La fuerza en los Músculos y tendones dependen de la longitud de estos y los momentos articulares dependen también de los mismos, por lo tanto, la especificación exacta de la geometría musculo esquelética es esencial en el desarrollo de un modelo preciso para predecir fuerzas en músculos y tendones y de los momentos articulares comunes.

A continuación se muestra una gráfica lograda en OpenSim que muestra como estas variables se pueden dibujar para luego ser analizadas posteriormente.

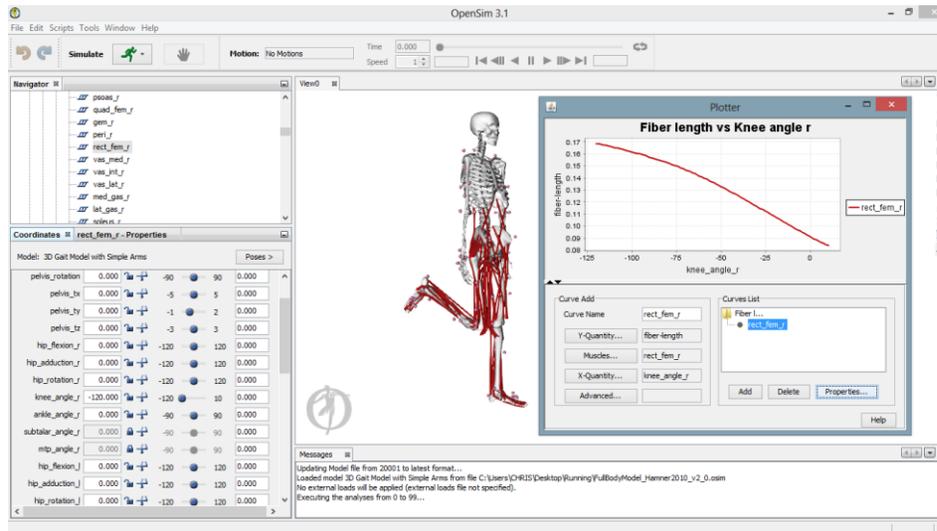


Fig. 55. Muestra cómo la fibra que representa el musculo recto femoral cambia de longitud a medida disminuye el Angulo de la rodilla. Así pues la longitud del musculo aumenta a medida que la rodilla se flexiona.

Las variables graficadas para las Y son las longitudes de las fibras y para las X el Angulo de la rodilla.

También se puede graficar los momentos articulares, por ejemplo de la articulación de la rodilla, la cual se presenta a continuación para el grupo de músculos extensores de rodilla con respecto al Angulo de la rodilla.

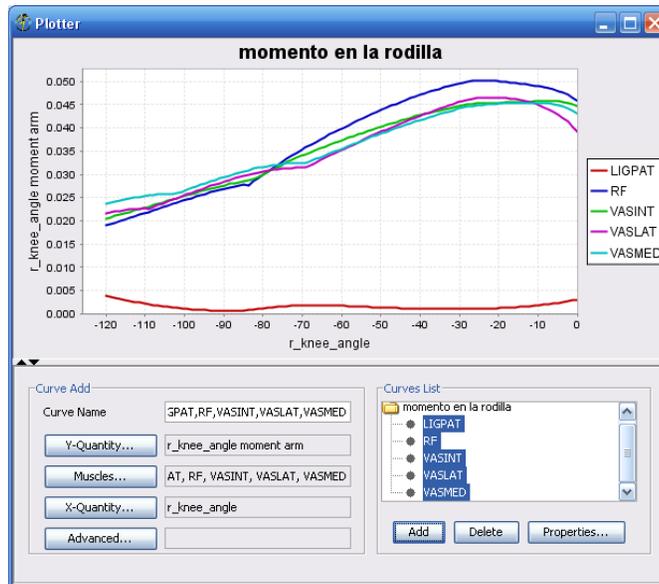


Fig. 56, Grafica de momento articular de la rodilla.

OpenSim también puede mostrar varios patrones de marcha al mismo tiempo, de tal manera que se puede mostrar un patrón de marcha patológico con un patrón de marcha normal y mostrar las diferencias en el mismo entrono (Fig. 57).

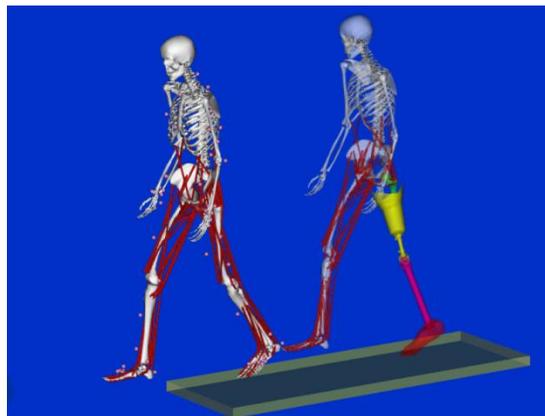


Fig. 57. Grafica que compara dos patrones de marcha dadas uno con prótesis y el otro con marcha normal.

OpenSim puede simular activaciones musculares asociadas a movimiento, lo cual permite identificar el origen de una patología de marcha o una irregularidad en un patrón de marcha específico de una manera más profunda sin necesidad de utilizar señales electromiográficas. (Fig. 58).

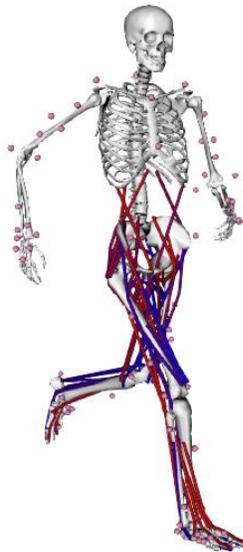


Fig. 58 Patrón de activación muscular, Activaciones musculares en Azul, relajación muscular en rojo

Como conclusión se evidencia que el Software OpenSim es una plataforma muy completa que no solo permite modelar e incorporar movimiento a los modelos humanos, sino también hacer análisis cinéticos y cinemáticos y de control muscular de estos modelos y así mismo graficar su comportamiento, además de comparar patrones con los de la marcha normal humana entre sí y programar mediante lenguaje HTML un entorno gráfico modificable.

9. HERRAMIENTAS DE SIMULACIÓN DINÁMICA EN OPENSIM.



Fig. 59. Herramientas de simulación dinámica en OpenSim

Las simulaciones dinámicas actuadas por músculos son, en la actualidad, una alternativa valiosa para explicar la forma en la cual los componentes del sistema musculoesquelético interactúan con el propósito de generar movimiento [36].

El software empleado en este trabajo, ejecuta simulaciones tridimensionales en cuatro pasos, que se describen de manera detallada en este capítulo. La figura 60 esquematiza el proceso de simulación.

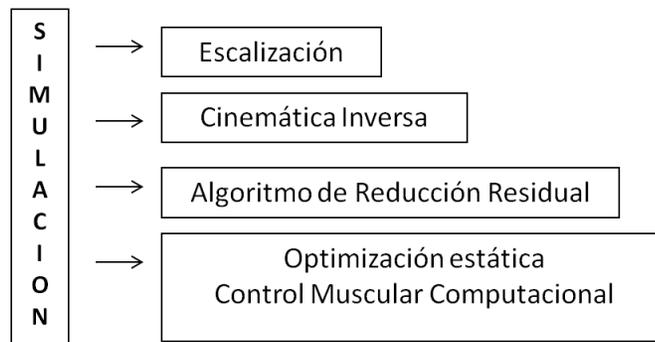


Fig. 60 . Proceso de simulación en OpenSim

9.1 Escalización

Es una herramienta que altera la antropometría de un modelo biomecánico, de manera que corresponda y se ajuste a las características físicas de una persona en particular. Compara los datos propios de los marcadores experimentales respecto a los marcadores reales; es decir los utilizados para capturar el movimiento del modelo clínico [37].

La escalización también puede ser utilizada para modificar la localización de los marcadores virtuales y permitir así una aproximación más coherente respecto al marcador real [38].

Se fundamenta en una combinación de distancias medidas entre los marcadores desde su localización en los ejes x , y , z y factores de escala especificados manualmente. Se comparan las dimensiones de cada segmento en el modelo, permitiendo que las distancias entre los marcadores virtuales coincidan con las distancias entre los marcadores reales. Los factores de escala manual (que pueden provenir de otros análisis antropométricos), son también una alternativa para medir distancias en un segmento y una vez se determinan las dimensiones requeridas para ajustar las medidas del paciente, la herramienta puede ser usada para trasladar uno o varios marcadores virtuales con el fin de alcanzar la mejor coincidencia entre las localizaciones experimentales y virtuales [35]. La figura 61 muestra las entradas y salidas de los archivos que maneja el software.

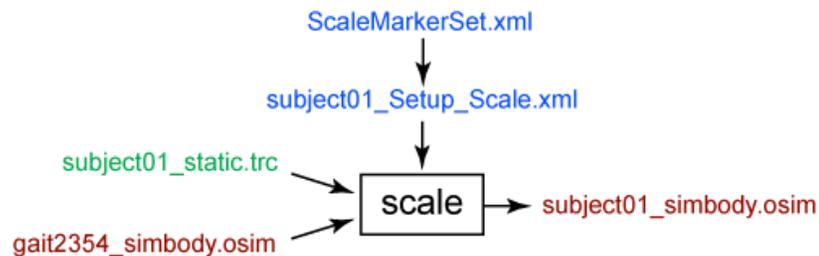


Fig. 61 Entradas y salidas de archivos para la herramienta de escalización. (Imagen original de Jennifer Hicks)

Archivos de entrada:

subject01_static.trc: Archivo que especifica las trayectorias de los marcadores para un ensayo estático. Un ensayo estático contiene datos tomados durante un período de tiempo con el paciente ubicado en una posición estática y con los marcadores asegurados sobre puntos de referencia anatómicos.

gait2354_simbody.osim: Es un modelo musculo esquelético de OpenSim, que debe ser escalizado para adaptar las condiciones antropométricas del paciente.

Archivo de salida:

subject01_simbody.osim: Modelo musculoesquelético escalizado de acuerdo a las dimensiones del paciente.

En el proceso descrito, se tienen en cuenta las propiedades de masa (masa y tensor de inercia), así como las dimensiones de los segmentos del cuerpo. El principal mecanismo involucrado es el cálculo de los factores de escala para cada segmento del cuerpo, lo que se logra usando una combinación de escalización manual y aquella basada en la medición.

Escalización basada en medición

En este caso, los factores de escala son determinados comparando las distancias entre las posiciones de los marcadores del modelo y los marcadores experimentales, especificados en un archivo de extensión .trc, que contiene la ubicación en los ejes x,y,z , para cada uno de los marcadores y para cada tiempo especificado en la simulación [37]. Un factor de escala se calcula usando uno o más pares de marcadores (Figura 62)

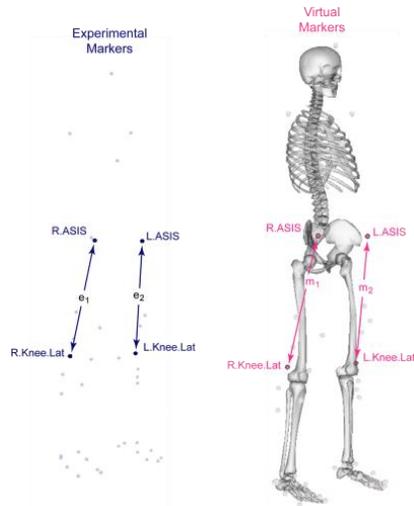


Fig. 62. Medición comparativa de marcadores reales y virtuales (Imagen original de Jennifer Hicks)

Por ejemplo, al tomar dos pares de marcadores: $p_1=\{R.ASIS, R.Knee.Lat\}$ y $p_2=\{L.ASIS, L.Knee.Lat\}$. La distancia para el par 1 en el modelo (m_1) se calcula ubicando el modelo en su configuración predeterminada (es decir, aquella en la cual todos los ángulos articulares adquieren sus valores de acuerdo a las propiedades de las coordenadas asignadas al modelos de OpenSim). La distancia experimental entre el par 1 (e_1) es calculada teniendo en cuenta cada instante de datos para marcadores experimentales en el archivo de extensión .trc y posteriormente, calculando la distancia entre el par para ese instante determinado. A continuación se determina el promedio de todos los instantes en un rango específico que puede ser modificado por el usuario. En estos términos, el factor de escala correspondiente al par 1 es entonces: $s_1=e_1/m_1$ [37].

Si los marcadores se encuentran muy distantes en el archivo de extensión .trc, se podría considerar una condición en la cual los segmentos propios del modelo que soporta estos marcadores, son también pequeños. El factor de escala total sería entonces el promedio de los factores de escala calculados para todos los pares (Ejemplo: $s=(s_1+s_2)/2$, donde s_2 es el factor de escala correspondiente al par 2). Este factor de escala total s puede ser utilizado también más

adelante para escalar cualquier segmento y a lo largo de cualquier combinación en los ejes coordenados x,y,z [37].

Escalización manual

En OpenSim, es posible especificar los factores de escala en los ejes x,y,z para un segmento, de forma manual. Consiste en un método alternativo para calcular los factores de escala, utilizando las medidas de las posiciones de los marcadores. Es un método útil si se conocen los factores de escala actual para los segmentos o si éstos han sido calculados mediante un algoritmo adicional [37].

Escalización de masas

Los factores de escala calculados utilizando los métodos descritos previamente, son usados para conocer las longitudes de los segmentos. Sin embargo, sus masas son ajustadas de manera tal que la masa total del cuerpo iguale la masa total de un paciente determinado [37].

Existen dos formas diferentes para realizar este procedimiento: La primera es preservar la distribución de masa, lo que asegura que las masas de los segmentos para una persona en particular se encuentren en la misma proporción, tal y como si se encontraran en el modelo genérico. Este método de trabajo, escala la masa partiendo de un factor constante e independiente de los factores de escala que fueron usados para calcular la longitud de los segmentos individuales [37].

Otro abordaje para la resolución de este punto, es escalar la masa de cada cuerpo desde los factores de escala, aunque las masas sumadas de los cuerpos probablemente no iguallen la masa del paciente ingresado durante la escalización [37].

En cualquiera de los casos, el tensor de inercia de cada segmento se actualiza para reflejar en el archivo su nueva talla y su nueva masa [37].

Ubicación de marcadores

Una vez el modelo ha sido escalizado, el paso siguiente consiste en trasladar los marcadores del modelo para ajustar la localización de los marcadores experimentales es una pose estática. La pose estática es calculada ajustando cualquier combinación de posiciones de marcadores experimentales y valores de coordenadas generalizadas. La ubicación de los marcadores, correspondiente a la pose estática, se calcula promediando las posiciones de los marcadores, dadas por archivo con extensión .trc durante un período de tiempo especificado [37].

9.2. Cinemática Inversa

Es la herramienta que ubica el modelo virtual en una posición que mejor se ajusta a los marcadores experimentales y datos coordinados para un tiempo específico. Esta posición es aquella que minimiza una suma de errores cuadrados de los marcadores y/o coordenadas. El objetivo principal es calcular el valor de cada grado de libertad articular en cada instante de tiempo, tomando como referencia la ubicación de cada marcador [37].

Matemáticamente, el mejor ajuste de marcadores se expresa como un problema de mínimos cuadrados basado en el peso de los marcadores, cuya solución busca reducir errores tanto de marcadores como de coordenadas [37]. Para trabajar con esta herramienta, se requieren las entradas y salidas que se muestran en la figura 63.

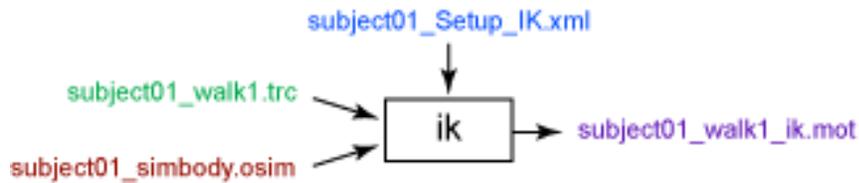


Fig. 63. Entradas y salidas de archivos para la herramienta de cinemática inversa. (Imagen original de Jennifer Hicks)

Archivos de entrada:

subject01_simbody.osim: Es un archivo correspondiente a un modelo generado en OpenSim por medio de la escalización de un modelo genérico con la herramienta explicada en punto previo.

subject01_walk1.trc: Es un archivo que especifica as trayectorias de marcadores experimentales para un ensayo obtenido de un sistema de captura de movimiento durante un rango de tiempo determinado.

gait2354_Setup_IK.xml: Es un archivo que contiene la información requerida para utilizarla herramienta, incluyendo el peso de cada marcador. De la misma forma que en la herramienta de escalización, el peso de los marcadores es relativo y determina la coherencia de ubicación entre los marcadores virtuales y los marcadores reales (un peso más alto para un marcador determinado, se relaciona con un error menor, es decir con una menor distancia entre los marcadores correspondientes).

subject01_coords.mot (optional): Es un archivo que especifica los valores de coordenadas generalizadas para un ensayo obtenido desde un método alternativo de captura de movimiento o de un algoritmo específico

Archivos de salida:

subject01_walk1_ik.mot: Es un archivo de movimiento que contiene las trayectorias de coordenadas generalizadas en términos de ángulos articulares y/o traslaciones, que han sido calculadas mediante cinemática inversa.

Error de marcadores

Un error de marcador se define como la distancia que existe entre un marcador experimental y el correspondiente marcador real cuando éste es posicionado respecto a las coordenadas generalizadas calculadas por la herramienta de cinemática inversa (Figura 64). Asociado a cada marcador, existe un valor de peso de acuerdo al accidente anatómico que se tome como referencia y de esta manera es posible especificar en qué medida el error del marcador debe ser minimizado [37].

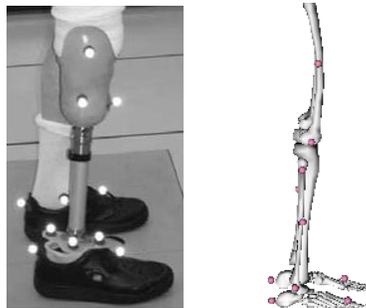


Figura 64 . A. Ubicación de marcadores reales B. Ubicación de marcadores virtuales

Error de Coordenadas

Es la diferencia entre un valor de coordenada experimental y el valor de coordenada calculado por la cinemática inversa [37].

Se consideran valores de coordenadas experimentales ángulos articulares obtenidos directamente desde un sistema de captura de movimiento. También puede ser calculado desde

datos experimentales por varios algoritmos especializados (por ejemplo definiendo coordenadas anatómicas por fotogramas y usándolas para especificar fotogramas articulares, que a su vez describen ángulos articulares) ó por otras técnicas de medición que involucran diversas herramientas de medición, tales como goniómetros mecánicos o electrónicos. Cabe resaltar que también es posible determinar un valor fijo para una determinada coordenada para un caso en el cual se requiera bloquear un movimiento. Sin embargo, la inclusión de valores de coordenadas experimentales es opcional porque la esta herramienta de OpenSim puede resolver las trayectorias de movimiento usando solo la información de los marcadores [37].

Es importante tener en cuenta que para OpenSim existen dos tipos de coordenadas: las prescritas y las no prescritas. Una coordenada prescrita es una coordenada generalizada cuya trayectoria es conocida y por lo tanto no debe ser calculada mediante la herramienta de cinemática inversa [37].

Una coordenada no prescrita es aquella cuyo valor debe ser calculado mediante cinemática inversa. Este tipo de coordenadas son las que realmente pueden variar y al ser comparadas con coordenadas experimentales, deben tener un valor de peso asociado para especificar la medida en la cual el error debe ser minimizado [37].

Ecuación de mínimos cuadrados

El problema que resuelve la herramienta de cinemática inversa con relación a los mínimos cuadrados, teniendo en cuenta el peso de cada marcador es:

$$\min_{\mathbf{q}} \left[\sum_{i \in \text{markers}} w_i \|\mathbf{x}_i^{\text{exp}} - \mathbf{x}_i(\mathbf{q})\|^2 + \sum_{j \in \text{unprescribed coords}} \omega_j (q_j^{\text{exp}} - q_j)^2 \right]$$

$$q_j = q_j^{\text{exp}} \text{ for all prescribed coordinates } j$$

Dónde: q es el vector de coordenadas generalizadas para el cual se está resolviendo el problema. x_i^{exp} es la posición experimental del marcador i . $x_i(q)$ es la posición del marcador correspondiente en el modelo, el cual depende de los valores coordenados. q_j^{exp} es el valor experimental para la coordenada j . Las coordenadas prescritas con ajustadas a sus valores experimentales [37].

El peso de los marcadores (w_i 's) de las coordenadas (ω_j 's) son especificados en dos etiquetas diferentes dentro del código: <IKMarkerTask> para marcadores y <IKCoordinateTask> para coordenadas. Este problema de mínimos cuadrados es resuelto con un criterio de convergencia de 0.0001 hasta un límite de 1000 iteraciones y son valores fijos, que no pueden ser modificados en el archivo de entrada [37].

Las unidades utilizadas en la solución de mínimos cuadrados son: metros para longitudes y radianes para ángulos, aspecto que se debe tener presente en el caso de comparar los resultados con otros obtenidos mediante un método diferente [37].

9.3. Algoritmo De Reducción Residual

Consiste en una forma de simulación basada en dinámica directa que hace uso de un controlador para evaluar la cinemática del modelo, que a su vez, ha sido determinada previamente desde la herramienta de cinemática inversa [38].

El propósito aquí es minimizar los efectos de la modelización y procesamiento de datos de los marcadores, los cuales generan fuerzas compensatorias no fisiológicas, llamadas fuerzas residuales. El algoritmo de reducción residual altera el centro de masa del torso en el modelo ajustado y permite variar la cinemática obtenida en la herramienta de

cinemática inversa para hacerla más consistente, desde el punto de vista dinámico, con los datos de las fuerzas de reacción del piso [38].

Los archivos requeridos para obtener los resultados del algoritmo de reducción residual se muestran de manera simplificada en la figura 65.

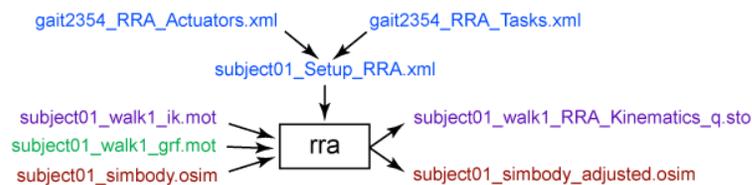


Fig. 65. Entradas y salidas de archivos para la herramienta de escalización. (Imagen original de Jennifer Hicks)

Archivos de entrada:

subject01_walk1_ik.mot: Contiene las historias de tiempo de la cinemática del modelo, incluyendo los ángulos articulares y valores de traslación de la pelvis.

gait2354_RRA_Tasks.xml: Es un archivo que especifica las coordenadas a resolver y el peso correspondiente a cada una de ellas. También se utiliza para especificar restricciones en los actuadores. Tiene en cuenta las siguientes consideraciones

La selección de errores de posición (Kp) y de errores de velocidad (Kv) no son arbitrarios, ellos definen el comportamiento de los errores dinámicos para cada coordenada q como un sistema lineal de segundo orden.

El peso de la coordenada se relaciona directamente con el nivel de exactitud que representa el movimiento en un plano determinado. Los movimientos menos confiables involucran, por ejemplo, las rotaciones de la cadera ó la inversión y eversión de la subtalar.

La máxima/mínima fuerza ó torque generados por un actuador ideal es el producto de la máxima/mínima fuerza y máxima/mínima excitación muscular.

Los torques articulares y músculos, pueden tener una magnitud máxima de 1.

subject01_walk1_grf.xml: Archivo de cargas externas, especificando las fuerzas de reacción del piso que deben ser aplicadas al modelo durante la simulación. Incluye magnitudes y puntos de aplicación de las fuerzas.

subject01_simbody.osim: Archivo que incluye el modelo ajustado a las características reales del paciente. Es generado por la herramienta de escalización, a partir del modelo genérico. Contiene además el set de marcadores utilizado para la captura. El modelo debe incluir los parámetros inerciales respectivos.

gait2354_RRA_Actuators.xml: Archivo de actuadores articulares ideales empleados para reemplazar los músculos. Especifica los actuadores residuales con sus respectivos parámetros de funcionamiento, tales como la máxima/mínima fuerza y su localización respecto al cuerpo rígido y articulación. Tiene en cuenta aspectos como.

Cada grado de libertad en el modelo debe tener un torque ideal ó actuador (fuerza). Incluye los seis grados de libertad del segmento base del modelo, denominados “actuadores residuales”.

En ciertos casos, los actuadores articulares ideales son usados para reemplazar los músculos en el modelo.

Las fuerzas óptimas son la máxima salida de actuadores ideales (torques, fuerzas lineales). Fuerzas residuales en la pelvis, deben ser aplicadas a la altura del centro de masa del modelo.

Archivos de salida

subject01_RRA_states.sto: Es la cinemática, que corregida, va a representar las condiciones del movimiento simulado. Estas condiciones pueden ser ángulos articulares y velocidades en un momento determinado.

subject01_adjusted.osim (optional): Es un modelo con propiedades de masa ajustadas las fuerzas residuales.

subject01_RRA_controls.xml: Son los valores de excitación de los actuadores, requeridos para generar un movimiento específico.

subject01_RRA_Actuation : No se muestra en la figura. Contiene las fuerzas actuadoras y torques, que pueden corresponder a la cinemática ajustada para el modelo.

subject01_RRA_Kinematics: No se muestra en la figura. Son los ángulos articulares, velocidades y aceleraciones.

subject01_RRA_avg Residuals : No se muestra en la figura. Resumen del promedio de valores residuales ($F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z$) para el ensayo.

subject01_RRA_pErr : No se muestra en la figura. Errores de posición para cada coordenada generalizada del modelo durante el ensayo.

Este algoritmo es útil para aquellos movimientos que implican un desplazamiento relativo respecto al piso, bajo la influencia de fuerzas de reacción y torques. Por ejemplo, el modelo empleado en este trabajo posee diez huesos, representados como segmentos rígidos, donde 17 de las 23 coordenadas generalizadas, que en este caso coinciden los grados de libertad, representan ángulos que expresan el movimiento de las articulaciones entre los segmentos rígidos. Cada uno de estos 17 grados de libertad es actuado por un torque único. Las seis coordenadas restantes, representan seis grados de libertad (tres de rotación y tres de traslación) entre la pelvis y el piso [38,39].

Para simular la marcha, es necesario representar el impulso del modelo respecto al piso, por eso una forma lograr este propósito podría ser mediante un mecanismo de contacto entre el pie y el piso. Sin embargo, OpenSim utiliza una solución más sencilla, representando los seis grados de libertad entre la pelvis y el piso como una articulación de seis grados de libertad, actuando cada grado de libertad con su propio torque. Cada uno de estos seis actuadores se denomina actuador residual. Contando con estos seis grados de libertad, el modelo se compone entonces de 23 en total, cada uno con su respectivo actuador (23 grados de libertad - 23 actuadores) [39].

Los tres actuadores residuales que permiten los tres grados de libertad traslacionales entre la pelvis y el piso, son las fuerzas residuales cuyos valores se denotan como: F_x, F_y, F_z . Los tres grados de libertad rotacionales son actuados por los torques

residuales, cuyos valores se denotan como: M_x, M_y, M_z . A continuación se describen los procedimientos involucrados en la modificación de estos valores residuales [39]:

Reducción del desplazamiento anteroposterior

Los valores residuales M_z se reducen alterando independientemente dos parámetros: El centro de masa del “torso” en la coordenada x con una cantidad Δt_x y el ángulo de extensión lumbar una cantidad de Δl_e [39].

Modificación del centro de masa del cuerpo rígido “torso”

Se calcula una cantidad Δt_x para modificar la coordenada x en el centro de masa del cuerpo rígido “torso”; de esta forma se logra balancear el desfase de la forma de onda del M_z . m representa la masa del cuerpo rígido “torso” y g la aceleración debida a la gravedad, Así mismo d_{mz} hace referencia al desfase de la forma de onda del M_z residual, r_0 es el brazo del palanca del cuerpo rígido “torso”, que es definido como el vector que va desde la pelvis hasta el cuerpo rígido “torso”, pero su magnitud permanece fija. Entonces, el valor original de M_z para cualquier posición del cuerpo rígido “torso” es [39]:

$$M_{Z\text{old}} = r_0 \times mg$$

r_1 es el brazo de palanca del torso después de que el centro del masa ha sido desplazado en la dirección x por Δt_x . En estos términos, el nuevo valor de M_z es [39]:

$$\begin{aligned} M_{Z\text{new}} &= r_1 \times mg \\ &= (r_0 + \Delta t_x, 0, 0) \times mg \\ &= r_0 \times mg + (\Delta t_x, 0, 0) \times mg \end{aligned}$$

El último paso consiste en realizar una corrección, porque el producto cruzado cumple propiedades distributivas. Si se tiene: $d_{MZ} = (0, 0, d_{MZ})$, d_{MZ} es un vector que representa el desfase de la forma de onda. Paso seguido se realiza una suma de las expresiones anteriores, en una ecuación [39].

$$M_{Zold} - M_{Znew} = d_{MZ}$$

$$r_0 \times mg - (r_0 \times mg + (\Delta t_x, 0, 0) \times mg) = d_{MZ}$$

Las expresiones $r_0 \times mg$ pueden ser canceladas a ambos lados y el valor del producto cruzado que definitivo es:

$$(\Delta t_x, 0, 0) \times mg = \begin{vmatrix} i & j & k \\ \Delta t_x & 0 & 0 \\ 0 & -mg & 0 \end{vmatrix} = (0, 0, -mg \Delta t_x)$$

Finalmente queda de la siguiente forma:

$$-(0, 0, -mg \Delta t_x) = (0, 0, d_{MZ})$$

Y resolviendo solo para la coordenada z, quedaría:

$$mg \Delta t_x = d_{MZ}$$

$$\Delta t_x = \frac{d_{MZ}}{mg}$$

Se esta forma se concluye que para reducir el desfase de la forma de onda del M_Z residual, se debe alterar el centro de masa del cuerpo rígido “torso” en la coordenada x en una cantidad representada por: d_{MZ}/m .

Modificación del ángulo de extensión lumbar

En este caso se busca calcular una cantidad Δl_e para alterar el ángulo de extensión lumbar durante un intervalo de tiempo; de tal manera que se reduzca el desfase de la forma de onda para M_z . La modificación del ángulo de extensión lumbar se puede representar con la siguiente geometría: Considerando un triángulo formado por dos vectores r_0 y r_1 con longitud igual r_0 y con un punto de inicio común con un ángulo Δl_e entre ellos. Al suponer que los vectores están orientados de forma tal que Δl_e tiene un sentido positivo (en contra de las manecillas del reloj) cuando es dibujado desde r_0 hacia r_1 . $\Delta \mathbf{l} = r_1 - r_0$. Asumiendo que Δl_e es muy pequeño, es posible aplicar una aproximación biomecánica, que asegura que el brazo de palanca de un músculo es igual a $\delta l / \delta \theta$, donde δl es el cambio en longitud del músculo cuando la articulación cruzada por el músculo rota un pequeño ángulo $\delta \theta$. Aplicando esta aproximación al triángulo, se tiene [38]:

$$r_0 = \Delta l / \Delta l_e$$

$$\Delta l = r_0 \Delta l_e$$

Donde $\Delta l = \|\Delta \mathbf{l}\|$ y $M_{z_{new}} = r_1 \times mg$ y $M_{z_{old}} = r_0 \times mg$. Desde la definición de $\Delta \mathbf{l}$, se conoce que $r_1 = r_0 + \Delta \mathbf{l}$. Reemplazando en la ecuación:

$$M_{Zold} - M_{Znew} = dM_Z$$

$$r_0 \times mg - (r_0 \times mg + \Delta \mathbf{l} \times mg) = (0,0 d_{M_Z}$$

$$-\Delta \mathbf{l} \times mg = (0,0 d_{M_Z})$$

Si se escribe: $\Delta \mathbf{l} = (\Delta l_x, \Delta l_y, 0)$, entonces se tiene:

$$\Delta \mathbf{l} \times m\mathbf{g} = \begin{vmatrix} \mathbf{i} & \mathbf{j} & \mathbf{k} \\ \Delta l_x & \Delta l_y & 0 \\ 0 & -mg & 0 \end{vmatrix} = (0, 0, -mg \Delta l_x)$$

Sustituyendo en la ecuación previa, se tiene:

$$mg\Delta l_x = d_{Mz}$$

Si se escribe $\Delta l_x = \Delta l \cos \theta$, donde θ es el ángulo que representa la orientación del vector $\Delta \mathbf{l}$ relativo al eje positivo de las x ; como la longitud del vector es $\Delta l = r_0 \Delta l_e$, se tiene:

$$\Delta l_x = r_0 \Delta l_e \cos \theta$$

Sustituyendo así en la ecuación previa, se tiene:

$$\begin{aligned} mgr_0 \Delta l_e \cos \theta &= d_{Mz} \\ \Delta l_e &= \frac{d_{Mz}}{mgr_0 \cos \theta} \end{aligned}$$

Si α fuera el ángulo que representa la orientación de r_0 , medido en un sentido positivo, comenzando desde el eje x positivo. El ángulo l_e es la orientación de r_0 , medida en sentido positivo, comenzando desde el eje y positivo. Así, $\alpha = l_e + 90^\circ = l_e + 180^\circ$ y se obtiene:

$$\cos \theta = \cos(l_e + 180^\circ) = \cos l_e \cos 180^\circ - \sin l_e \sin 180^\circ = -\cos l_e$$

Entonces:

$$\Delta l_e = -\frac{d_{Mz}}{mgr_0 \cos l_e}$$

Reducción del desplazamiento lateral

En este caso, el momento residual M_x se modifica con los siguientes parámetros: El centro de masa para la coordenada z , una cantidad Δt_z y el ángulo de flexión lumbar una cantidad Δl_b [39]:

Modificación del centro de masa del cuerpo rígido “torso”

Se calcula una cantidad Δt_z para modificar la coordenada z del centro de masa del cuerpo rígido “torso” para balancear el desfase de la forma de onda del M_x residual. Asumiendo que: d_{Mx} es el desfase de la forma de onda de M_x residual es, el valor original de M_x para cualquier posición del cuerpo rígido “torso” es [39]:

$$M_{x\ old} = r_0 \times mg$$

Si r_1 es el brazo de palanca del cuerpo rígido “torso” una vez que el centro de gravedad se ha desplazado en la dirección z por Δt_z , luego el valor modificado de M_x es:

$$\begin{aligned} M_{x\ new} &= r1 \times mg \\ &= (r_0 + \Delta t_z, 0, 0) \times mg \\ &= r_0 \times mg + (\Delta t_z, 0, 0) \times mg \end{aligned}$$

Si $d_{Mx} = (0, 0, d_{Mx})$, d_{Mx} es la representación del vector de desfase de la forma de onda y sumando las ecuaciones previas en la ecuación:

$$M_{Zold} - M_{Znew} = d_{MZ}$$

Se obtiene:

$$r_0 \times mg - (r_0 \times mg + (\Delta t_z, 0, 0) \times mg) = d_{MZ}$$

Las expresiones $r_0 \times mg$ pueden ser canceladas a ambos lados y el valor del producto cruzado definitivo es:

$$(\Delta t_z, 0, 0) \times mg = \begin{vmatrix} i & j & k \\ \Delta t_z & 0 & 0 \\ 0 & -mg & 0 \end{vmatrix} = (0, 0, -mg \Delta t_z)$$

Finalmente queda de la siguiente forma:

$$-(0, 0, -mg \Delta t_z) = (0, 0, d_{Mx})$$

Y resolviendo solo para la coordenada x , quedaría:

$$mg \Delta t_z = d_{Mx}$$

$$\Delta t_z = \frac{d_{Mx}}{mg}$$

De esta forma se concluye que para reducir el desfase de la forma de onda del M_x residual, se debe alterar el centro de masa del cuerpo rígido "torso" en la coordenada z en una cantidad representada por: d_{Mx}/mg [39].

Modificación del ángulo de flexión lumbar:

El propósito es calcular una cantidad Δl_b para alterar el ángulo de flexión lumbar durante un intervalo de tiempo; de tal manera que se reduzca el desfase de la forma de onda para M_x . La modificación del ángulo de extensión lumbar se puede representar con la siguiente geometría: Considerando un triángulo formado por dos vectores r_0 y r_1 con longitud igual r_0 y con un punto de inicio común con un ángulo Δl_b entre ellos. Al suponer que los vectores están orientados de forma tal que Δl_b tiene un sentido positivo (en contra de las manecillas del reloj) cuando es dibujado desde r_0 hacia r_1 . $\Delta \mathbf{l} = r_1 - r_0$. Asumiendo que Δl_b es muy pequeño, es posible aplicar una aproximación biomecánica, que asegura que el brazo de palanca de un músculo es igual a $\delta l / \delta \theta$, donde δl es el cambio en longitud del músculo cuando la articulación cruzada por el músculo y rota un pequeño ángulo $\delta \theta$. Aplicando esta aproximación al triángulo, se tiene [39]:

$$\begin{aligned}r_0 &= \Delta l / \Delta l_b \\ \Delta l &= r_0 \Delta l_b\end{aligned}$$

Donde $\Delta l = \|\Delta \mathbf{l}\|$ y $M_{x_{new}} = r_1 \times mg$ y $M_{x_{old}} = r_0 \times mg$. Desde la definición de $\Delta \mathbf{l}$, se conoce que $r_1 = r_0 + \Delta \mathbf{l}$. Reemplazando en la ecuación [38]:

$$M_{x_{old}} - M_{x_{new}} = dM_x$$

Se obtiene:

$$\begin{aligned}r_0 \times mg - (r_0 \times mg + \Delta \mathbf{l} \times mg) &= (0,0 d_{M_x}) \\ -\Delta \mathbf{l} \times mg &= (0,0 d_{M_x})\end{aligned}$$

Si se escribe: $\Delta \mathbf{l} = (0, \Delta l_y, \Delta l_z)$, entonces se tiene:

$$\Delta \mathbf{l} \times m\mathbf{g} = \begin{vmatrix} \mathbf{i} & \mathbf{j} & \mathbf{k} \\ 0 & \Delta l_y & \Delta l_x \\ 0 & -mg & 0 \end{vmatrix} = (mg \Delta l_z, 0, 0)$$

Sustituyendo en la ecuación previa, se tiene:

$$mg \Delta l_z = d_{Mx}$$

Si se escribe $\Delta l_z = \Delta l \cos \theta$, donde θ es el ángulo que representa la orientación del vector $\Delta \mathbf{l}$ relativo al eje positivo de las y ; como la longitud del vector es $\Delta l = r_0 \Delta l_b$, se tiene:

$$\Delta l_z = r_0 \Delta l_b \sin \theta$$

Sustituyendo así en la ecuación previa, se tiene:

$$-mgr_0 \Delta l_b \sin \theta = d_{Mx}$$

$$\Delta l_b = -\frac{d_{Mx}}{mgr_0 \sin \theta}$$

El ángulo l_b es la orientación de r_0 , medida en sentido positivo, comenzando desde el eje y positivo. Como se asume que Δl_b es muy pequeño, el vector $\Delta \mathbf{l}$ es prácticamente tangente al círculo con radio r_0 , centrado en el centro de masa de la pelvis, se puede asumir que $\Delta \mathbf{l}$ es exactamente r_0 rotado 90° en contra de las manecillas del reloj. Como θ fue asumido positivo partiendo del eje y , se puede asumir que [39]:

$$\theta = l_b + 90^\circ = \sin l_b \cos 90^\circ + \cos l_b \sin 90^\circ$$

$$\Delta l_b = -\frac{d_{Mx}}{mgr_0} \cos l_b$$

Modificación del centro de masa:

En el momento de simular el movimiento existen factores como el ruido y otros errores relacionados con la captura, que llevan a inconsistencias dinámicas. En este caso, las fuerzas de reacción del piso y las aceleraciones calculadas desde la cinemática proveniente de la ubicación de marcadores, no satisface la segunda ley de Newton [39]:

$$F=ma$$

Por este motivo, se adicionan las fuerzas residuales, de tal manera que se logre coherencia en la ecuación:

$$F + F_{residuales} = ma$$
$$F + F_{residuales} = \sum_{i=1}^{segmentos} m_i(\vec{a}_1 - \vec{g})$$

Donde m_i y \vec{a}_i son la masa y aceleración del segmento i y \vec{g} es la aceleración de la gravedad. Una ecuación análoga relaciona los momentos de reacción del piso \vec{M}_{exp} con los momentos residuales $\vec{M}_{residuales}$ [39].

Las fuerzas actuadoras son calculadas minimizando el siguiente criterio de desempeño:

$$J(\vec{f}_{act}) = \sum_{i=1}^{19} w_i \left[\frac{f_{act,i}}{f_{act,i}^{opt}} \right]^2 + \sum_{i=1}^{19} \omega_i (q_{des,i}(t+T) - q_{rra}(t))$$

Donde $f_{act,i}$ y $f_{act,i}^{opt}$ son: la fuerza y la fuerza óptima del actuador i^{th} , w_i y ω_i son los pesos ó ponderaciones en el actuador y errores de aceleraciones respectivamente. $q_{des,i}(t+T)$ es la aceleración deseada de las coordenadas del modelo i^{th} , la cual es calculada usando una ley de control de derivada proporcional [39]:

$$\ddot{q}_{des,i}(t+T) = \ddot{q}_{ik,i}(t+T) + k_v(\dot{q}_{ik}(t) - \dot{q}_{rra}(t)) + k_p((q_{ik,i}) - q_{rra}(t))$$

Donde k_v y k_p son valores relacionados con velocidad y errores de posición. Los primeros seis componentes de $\vec{f}_{act}(t)$ son valores residuales y los componentes remanentes son los momentos articulares. Cuando se intenta mantener bajos los valores residuales, las aceleraciones deseadas podrían ser incoherentes y las nuevas cinemáticas $\vec{q}_{rra}(t)$ pueden diferir de los datos originales de $q_{ik}(t)$.

Proceso de simulación:

El algoritmo de reducción residual comienza ubicando el modelo en una configuración de inicio, mediante el ajuste de los valores de coordenadas generalizadas a los valores calculados por la herramienta de cinemática inversa en un tiempo especificado. En forma repetida, el algoritmo de reducción residual va realizando avances en tiempo con un intervalo de 0.01 hasta finalizar el término estimado de simulación. En cada paso se calculan los valores de fuerza para todos los actuadores que permiten el movimiento del modelo desde su configuración inicial hasta su configuración final [39]. Este procedimiento toma como referencia los valores obtenidos en la herramienta de cinemática inversa y las fuerzas actuadoras son calculadas seleccionando los valores fuerza y torque que minimizan una función objetivo (figura 66).

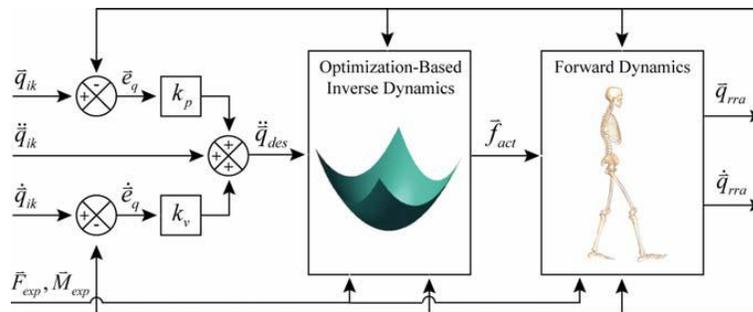


Fig. 66. Esquema que muestra el proceso seguido por el algoritmo de reducción residual

Ajuste del centro de masa

Al terminar la simulación, se calcula el valor promedio para cada actuador residual. Los valores promedio para M_x y M_z son empleados para ajustar el centro de masa del torso y así corregir distorsiones del modelo debido a inconsistencias en la distribución de masa y geometría del cuerpo rígido “torso”. Al final de este proceso, se crea un nuevo archivo del modelo con los contenidos especificados [39].

Para concretar el ajuste del centro de masa, se utiliza el valor promedio de F_y para calcular los cambios de masa para cada segmento del cuerpo. El cambio de masa deseado sería [39]:

$$F_y / g$$

Dónde: $g = -9.80665 \text{ m/s}^2$. Este cambio de masa es posteriormente dividido entre los segmentos del cuerpo, respetando su proporcionalidad. Los cambios de masa calculados son solo recomendaciones para el usuario, quien se encuentra en libertad de hacer estas modificaciones en el modelo de manera manual [39].

Arreglo Cinemático:

Para ajustar los datos cinemáticos, se repite el proceso de simulación con tres diferencias importantes [39]:

- Se utiliza el modelo con el centro de masa ajustado.
- Los valores residuales son ponderados con valores mayores para que el optimizador seleccione valores más pequeños cuando minimiza la función objetivo.

- Se adicionan límites mínimos y máximos en los valores residuales.

El propósito de estas restricciones en los valores residuales, es reducir las cantidades a las mínimas absolutas necesarias, que permitan ser coherentes con cinemática deseada. Así, el movimiento será generado exclusivamente por momentos articulares internos y permite que los resultados del análisis muscular sean aún más cercanos a la realidad [39].

Con la adición de estas restricciones a los valores residuales, el movimiento del modelo puede verse alterado, ya que las magnitudes que resultan difieren de las calculadas por la herramienta de cinemática inversa [39].

9.4. Optimización Estática

Este módulo resuelve los momentos articulares netos para obtener fuerzas musculares en cada instante de tiempo. Las fuerzas musculares se solucionan minimizando la suma de cuadrados de activaciones musculares [38].

La figura 67 muestra los requerimientos de entrada de archivos para resolver la herramienta de optimización estática.

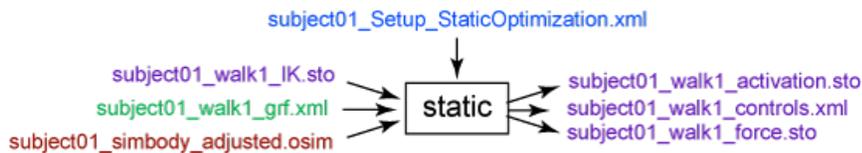


Fig. 67. Entradas y salidas de archivos para la herramienta Optimización Estática.
(Imagen original de Jennifer Hicks)

Archivos de entrada:

subject01_walk1_ik.mot: Archivo de movimiento que contiene las historias de tiempo de coordenadas generalizadas que describen el movimiento del modelo. Pueden incluir

datos cinemáticos (ángulos articulares) ó estados (ángulos articulares y velocidades) provenientes del algoritmo de reducción residual para un rango de tiempo determinado.

subject01_walk1_grf.xml: Son datos de cargas externas como: fuerzas de reacción del piso, momentos y centros de presión.

subject01_simbody.osim: Es un modelo de OpenSim generado por escalización de un modelo genérico. Incluye parámetros inerciales.

x: Es el exponente requerido para que la función de costo basada en activaciones sea minimizada (Criterio utilizado para resolver el problema de distribución de fuerzas).

Archivos de salida:

subject01_walk1_StaticOptimization_controls.xml: Contiene las historias de tiempo de activaciones musculares. Estos controles son minimizados por la herramienta de optimización estática.

subject01_walk1_StaticOptimization_activation.sto: Archivo que contiene las historias de tiempo de activaciones musculares en un listado correspondiente a cada fotograma.

subject01_walk1_StaticOptimization_force.sto: Archivo que contiene historias de tiempo de fuerzas musculares en un listado correspondiente a cada fotograma.

El movimiento del modelo se encuentra definido en su totalidad por las posiciones de coordenadas generalizadas, velocidades y aceleraciones. Utiliza el movimiento conocido del modelo para solucionar las ecuaciones de movimiento para las fuerzas generalizadas desconocidas (torques articulares) sujetas a una de las siguientes condiciones de activación a fuerza muscular [38]:

Generadores de fuerzas ideales:

$$\sum_{m=1}^n (\mathbf{a}_m \mathbf{F}_m^0) \mathbf{r}_{mj} = \boldsymbol{\tau}_j$$

ó restricciones por propiedades de velocidad, fuerza, longitud :

$$\sum_{m=1}^n [\mathbf{a}_m f(\mathbf{F}_m^0, \mathbf{l}_m, \mathbf{v}_m)] \mathbf{r}_{mj} = \boldsymbol{\tau}_j$$

Mientras minimiza la función objetivo:

$$J = \sum_{m=1}^n (\mathbf{a}_m)^p$$

Donde m es el número de músculos en el modelo, \mathbf{a}_m es el nivel de activación del músculo m en un tiempo discreto. \mathbf{F}_m^0 es su máxima fuerza isométrica, \mathbf{l}_m es su longitud, \mathbf{v}_m es su velocidad de acortamiento; $f(\mathbf{F}_m^0, \mathbf{l}_m, \mathbf{v}_m)$ es su superficie fuerza-longitud-velocidad; \mathbf{r}_{mj} es su brazo de momento alrededor del eje articular j^{th} ; $\boldsymbol{\tau}_j$ es la fuerza generalizada actuando alrededor del eje j^{th} y p es una constante definida por el usuario. Para que la herramienta de optimización estática $f(\mathbf{F}_m^0, \mathbf{l}_m, \mathbf{v}_m)$ calcule la fuerza de la fibra activa a lo largo del tendón, se asume que el tendón es inextensible y no se incluye la contribución de los elementos elásticos en paralelo del músculo [35].

9.5. Control Muscular Computacional

El propósito del control muscular computacional es calcular un set de excitaciones musculares, que en términos generales sería un “actuador control” que dirigirá un modelo musculoesquelético dinámico para monitorear la cinemática en presencia de fuerzas externas [40,41].

La figura 68 muestra los requerimientos de entrada de archivos para resolver la herramienta de Control Muscular Computacional:

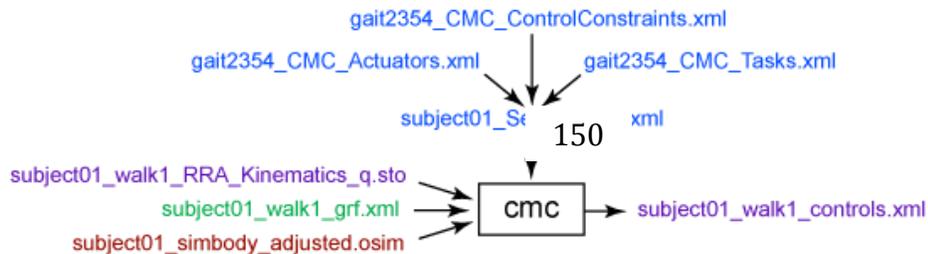


Fig. 68. Entradas y salidas de archivos para la herramienta Control Muscular Computacional. (Imagen original de Jennifer Hicks)

Archivos de entrada:

subject01_walk1_RRA_Kinematics_q.sto: Contiene las historias de tiempo relacionadas con la cinemática del modelo, incluyendo ángulos articulares y traslaciones de la pelvis, provenientes del Algoritmo de Reducción Residual.

gait2354_CMC_Tasks.xml: Archivo que especifica las coordenadas a resolver con sus respectivas ponderaciones, las cuales son relativas y determinan en qué medida corresponde un ángulo articular determinado al ángulo encontrado en el Algoritmo de Reducción Residual.

gait2354_CMC_ControlConstraints.xml: Contiene límites para los actuadores del modelo, incluyendo músculos y actuadores residuales. Especifica la excitación máxima y mínima para cada actuador.

subject01_walk1_grf.xml: Datos de cargas externas como: fuerzas de reacción del piso, momentos y centros de presión.

subject01_simbody_adjusted.osim: Modelo de OpenSim generado por la herramienta de escalización incluyendo los marcadores. Debe incluir parámetros inerciales. El modelo debe tener un cuerpo rígido “torso” cuyo centro de masa se encuentre ajustado según el Algoritmo de Reducción Residual.

gait2345_CMC_Actuators.xml: Contiene actuadores residuales.

Archivos de Salida:

subject01_walk1_controls.xml: Contiene los valores de excitación de músculos individuales así como controles para actuadores residuales.

subject01_CMC_forces.sto (No se muestra en la figura): es un archivo de fuerzas musculares, fuerzas residuales y torques.

subject01_walk1_states.sto (No se muestra en la figura): Estado de la simulación del movimiento del modelo y de los músculos (ángulos articulares, velocidades, longitudes de fibra muscular y activaciones).

Para llevar a cabo una simulación en un intervalo de tiempo, la herramienta de Control Muscular Computacional, calcula los valores de excitación muscular que dirigen las coordenadas generalizadas (ángulos articulares) de un modelo musculoesquelético dinámico hacia una trayectoria cinemática determinada [40,41]. Control Muscular Computacional logra este propósito mediante una combinación de un controlador proporcional derivativo y Optimización Estática (figura 69).

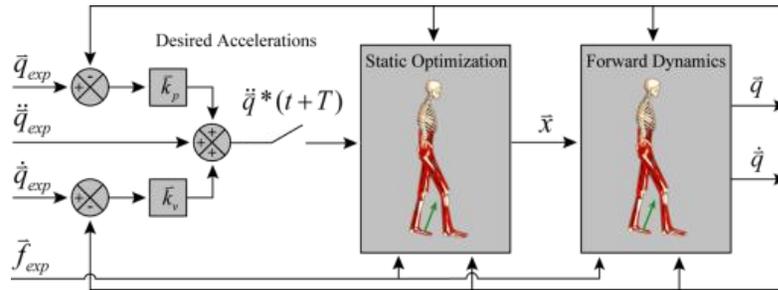


Fig. 69. Esquema que ilustra el Algoritmo de Control Muscular Computacional aplicado a la marcha. Tomado de: [Thelen, D.G. and Anderson, F.C., "Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data, J. Biomech., 2006, 39(6):1107-1115]

El primer paso en el Algoritmo del Control Muscular Computacional es calcular una serie de aceleraciones ($\vec{q} \rightarrow \ddot{q}^*$), que dirigen las coordenadas del modelo ($\vec{q} \rightarrow$) hacia las coordenadas experimentales derivadas ($\dot{\vec{q}}_{exp} \rightarrow$). Esas aceleraciones se calculan utilizando la siguiente ley de control proporcional derivativo [40,41]:

$$\ddot{\vec{q}}^*(t+T) = \ddot{\vec{q}}_{exp} + (t+T) + \underbrace{\vec{k}_v [\dot{\vec{q}}_{exp}(t) - \dot{\vec{q}}(t)]}_{\dot{\vec{e}}_q} + \underbrace{\vec{k}_p [\vec{q}_{exp}(t) - \vec{q}(t)]}_{\vec{e}_q}$$

Donde $\dot{\vec{q}}$ y \vec{q} son velocidades generalizadas y coordenadas del modelo, $\ddot{\vec{q}}_{exp}$, $\dot{\vec{q}}_{exp}$ y \vec{q}_{exp} son las aceleraciones, velocidades y posiciones experimentales que corresponden a las coordenadas generalizadas del modelo, $\vec{k}_v \rightarrow$ y $\vec{k}_p \rightarrow$ son valores de velocidad $\dot{\vec{e}}_q$ y errores de posición \vec{e}_q respectivamente. Como las fuerzas musculares no pueden cambiar de manera instantánea, las aceleraciones deseadas son calculadas para un espacio de tiempo T . Para modelos musculoesqueléticos, T se estima por defecto en 0.010 segundos, porque es un intervalo de tiempo corto para permitir un control adecuado, pero a la vez permite un tiempo suficiente para que las fuerzas musculares cambien [40,41].

Al alcanzar las aceleraciones deseadas, los errores de velocidad y de posición son llevados a cero y presentan un comportamiento descrito por una serie de ecuaciones diferenciales ordinarias de segundo orden [40, 41]:

$$\ddot{\vec{e}}_q + k_v \dot{\vec{e}}_q + k_p \vec{e}_q = 0$$

Donde $\ddot{\vec{e}}_q$ son los errores de las aceleraciones. Los errores entre las coordenadas del modelo y las coordenadas derivadas experimentalmente deben ser llevados a cero y para lograr esto, los valores de velocidad son incluidos en la siguiente relación:

$$k_v = 2\sqrt{\vec{k}_p}$$

El siguiente paso consiste solucionar un problema de optimización para calcular una serie de activaciones musculares (\vec{a}^*) que van a dar lugar a las fuerzas musculares, que bajo condiciones constantes, producen las aceleraciones deseadas $\ddot{\vec{q}}_{(t+T)}$, calculado en el paso descrito previamente [40, 41].

Para estimar las aceleraciones que resultan de una serie de activaciones, las fuerzas musculares (\vec{f}_m^*) constantes son calculadas desde las activaciones, teniendo en cuenta las propiedades de fuerza, velocidad y longitud del músculo y asumiendo contracciones dinámicas han sido equilibradas. Posteriormente, estas fuerzas contantes son aplicadas al modelo y se solucionan las ecuaciones de movimiento para las aceleraciones:

$$\ddot{\vec{q}}^* = \vec{A} - 1(\vec{q}) \cdot \left\{ \vec{G}_{(\vec{q})} + \vec{C}_{(\vec{q})} \cdot \dot{\vec{q}}^2 + \vec{R}_{(\vec{q})} \cdot \vec{f}_m^* + \vec{E}_{(\vec{q}, \dot{\vec{q}})} \right\}$$

Donde \vec{A} es la matriz de masa, \vec{G} es un vector de fuerzas generalizadas debido a la gravedad, \vec{C} es un vector de fuerzas generalizadas debido al efecto de Coriolis y fuerzas centrípetas, \vec{R} es una matriz del brazo de palanca del músculo, \vec{f}_m^* es un vector de fuerzas musculares \vec{E} es un vector de fuerzas generalizadas que caracteriza las interacciones con el entorno. Los asteriscos usados en $\vec{f}_m^*, \vec{a}^*, \ddot{q}^*$ permiten diferenciar las cantidades constantes de las cantidades ($\vec{f}_m, \vec{a}, \ddot{q}$) que ocurren realmente durante la simulación [40, 41].

Existe alguna flexibilidad en la formulación de los problemas de optimización, pero se deben buscar dos requerimientos básicos. El primero es resolver la redundancia del actuador, adicionando un criterio de desempeño. El segundo requerimiento es encontrar una serie de activaciones que generan las aceleraciones deseadas. Esto se puede trabajar reforzando las restricciones, de la forma: ($\ddot{q}_{(t+T)} - \ddot{q}^* = 0$). También es posible controlar otros aspectos de la simulación, incorporando restricciones adicionales [40, 41].

En el paso a seguir, se utiliza un controlador proporcional lineal para calcular excitaciones que dan lugar a las activaciones (\vec{a}) para generar (\vec{a}^*):

$$u = \vec{a}^* + k_u (\vec{a}^* - \vec{a})$$

k_u es la ganancia de retroalimentación, \vec{a}^* es el vector de activaciones calculado en el paso 2 \vec{a} es el vector de activaciones actuales en la simulación de dinámica directa. Si cualquier valor de excitación muscular se encuentra por debajo de 0,0 ó por encima de 1, deben ser limitados a 0 y 1 respectivamente [40, 41].

En el último paso, se ingresan las excitaciones musculares en el modelo dinámico directo y se utiliza integración numérica para definir el avance en cada instante de

tiempo. Solamente las excitaciones musculares (\vec{u}) calculadas en el paso anterior son consideradas como entrada para esta etapa de la simulación. Para incluir las contracciones dinámicas, las activaciones musculares constantes (\vec{a}^*) y fuerzas (\vec{f}_m^*) generadas por la simulación de dinámica directa deben estar definidas por las ecuaciones [40, 41]:

$$\dot{a} = \begin{cases} (u - a) \cdot \left[u/\tau_{act} + (1 - u)/\tau_{deact} \right], & u \geq a, \\ (u - a)/\tau_{deact} & , \quad u < a \end{cases}$$

Donde τ_{act} y τ_{deact} son las constantes de tiempo para activación y desactivación muscular respectivamente. Los niveles de excitación y activación pueden variar continuamente entre 0 (sin activación ni excitación) y 1 (máxima activación y excitación).

La contracción dinámica de la unidad miotendinosa, puede ser descrita por un modelo de parámetros agrupados que registra la información relacionada con las propiedades de fuerza, longitud y velocidad del músculo y las propiedades elásticas del tendón. La rata de tiempo en el cambio de la longitud muscular (i_m) puede relacionarse con la longitud muscular (l_m), longitud músculo-tendón (l_{mt}) y activación muscular (a):

$$i_m = f_v^{-1}(l_m, l_{mt}, a)$$

Donde f_v es relación: fuerza -velocidad para el músculo.

Con estos procedimientos, se optimizan los valores para coordenadas generalizadas y velocidades. Los cuatro pasos explicados, se repiten hasta que finaliza el tiempo del intervalo de movimiento deseado [40, 41].

10. SIMULACIÓN PARA EL CASO DE ESTUDIO EN OPENSIM (paciente con amputación transfemoral) vs comparación con reporte clínico de paciente con marcha normal. Las gráfica 19 a 22 muestran el reporte clínico con parámetros de marcha.

LABORATORIO DE BIOMECÁNICA DIGITAL
UNIVERSIDAD MANUELA BELTRAN



REPORTE CLINICO

SURNAME:	CARDENAS PAEZ	FILE NAME:	31xxx01
NAME:	JOHN FREDY	TRIAL DATE:	27/03/2007
AGE:	26	TRIAL DESCRIPTION:	Normal Walking Group I
PATHOLOGY:	PROTESIS TRANSTIBIAL	PROTOCOL:	Anatomical

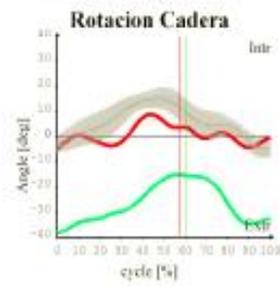
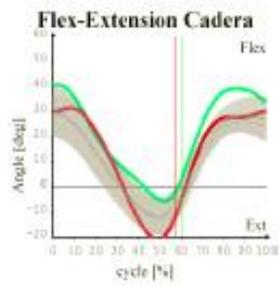
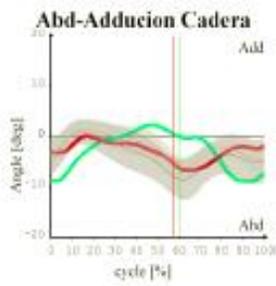
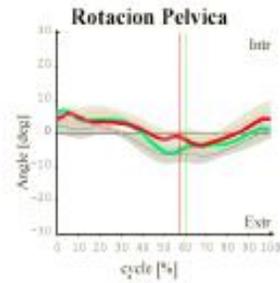
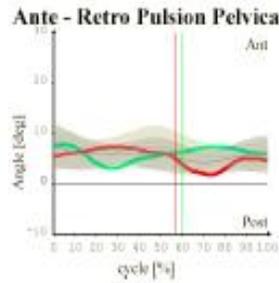
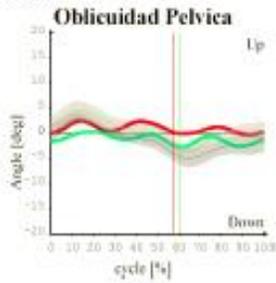
	PARAMETROS TEMPORALES		VALORES REFERENCIA	
	RT	LT	RT	LT
FASE APOYO [%]	60	56.9	59.6 ± 1.2	59.3 ± 1.8
FASE BALANCEO [%]	40	43.1	40.4 ± 1.2	40.7 ± 1.8
TIEMPO DOBLE APOYO [%]	3.6	12.4	13.4 ± 1.1	8.3 ± .6
TIEMPO FASE APOYO [s]	0.84	0.78	0.63 ± .021	0.626 ± .042
TIEMPO FASE BALANCEO [s]	0.56	0.59	0.426 ± .016	0.429 ± .023
DURACION PASO [s]	1.4	1.37	1.026 ± .026	1.055 ± .052
CADENCIA [step/min] [Hz]	86.653		113.845 = 4.205	

	DISTANCE PARAMETERS		VALORES REFERENCIA	
	RT	LT	RT	LT
LONGITUD PASO [m]	0.598	0.656	0.619 ± .004	0.74 ± .019
VELOCIDAD [m/s]	0.897	0.943	1.33 ± .062	1.331 ± .066
VELOCIDAD BALANCEO [m/s]	2.242	2.191	3.296 ± .137	3.275 ± .184
LONGITUD ZANCADA [m]	1.255	1.293	1.404 ± .074	1.402 ± .06
ANCHHO PASO[m]	0.176	0.18	0.11 ± .036	0.178 ± .011

Grafica 19. Reporte Clínico con parámetros espacio-temporales

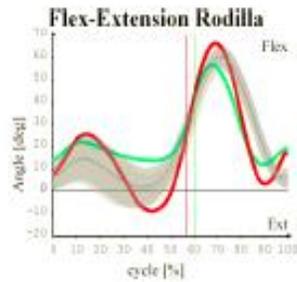


BTS S.p.A. - EliteClinic

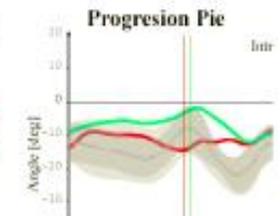
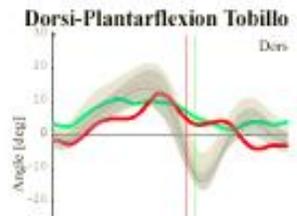


OFFSET ANGLES

Pelvic Obliquity	0.064
Pelvic Rotation	-2.925
Pelvic Tilt	2.993
Hip Abd-Add	-3.871 -4.338
Hip Intra-Extr	-34.00 -46
Hip Flex-Ext	3.195 -14.309
Knee Flex-Ext	0.081 -8.969
Foot Progression	-10.406 -17.354
Ankle Dors-Plant	3.077 -7.734



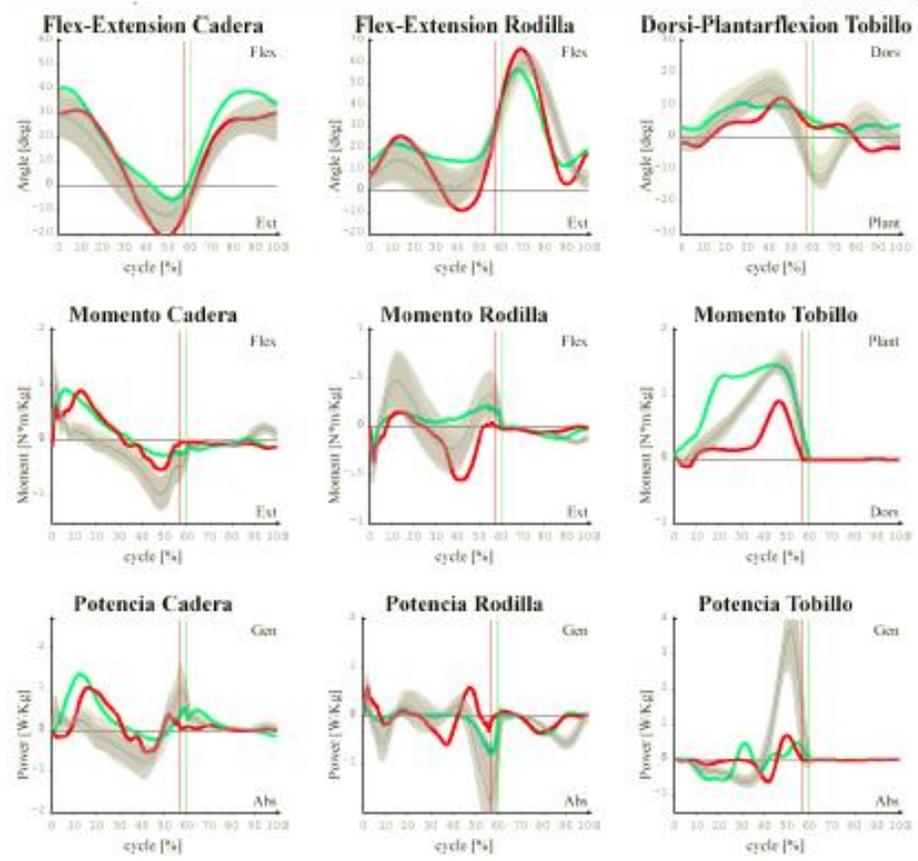
RT side
 LT side
 RT norm



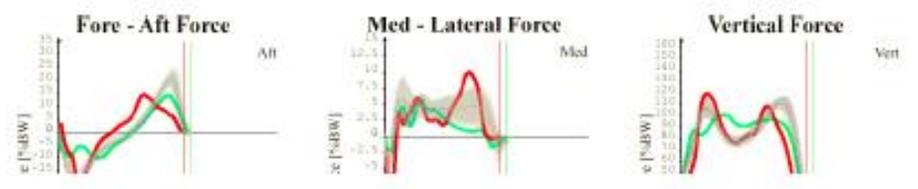
Grafica 20. Reporte Clínico con datos cinemáticos



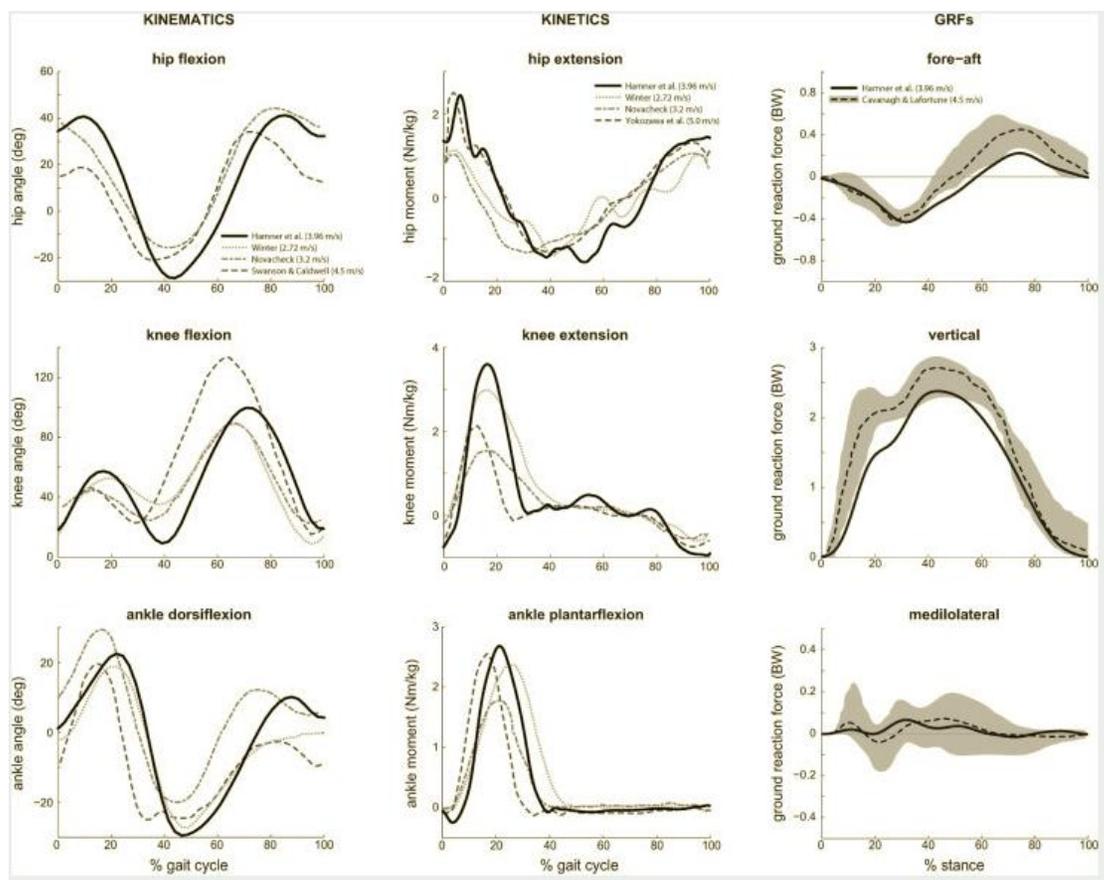
CINETICA PLANO SAGITAL



FUERZA DE REACCION



Grafica 21. Reporte Clínico con datos cinéticos y fuerzas de reacción



Grafica 22. Cinética, Cinemática y fuerzas de reacción de referencia para comparación.

11. ESTUDIO DE MARCHA PARA EL CASO DE ESTUDIO

11.1 Biomecánica computacional en rehabilitación

La biomecánica computacional puede ser abordada desde tres puntos de vista:

- Diagnóstico basado en modelo, que combina análisis biomecánico computacional con datos experimentales.
- Modelo multiescala y análisis de estructuras y función.
- Modelación específica de usuario soportado por medidas médicas y análisis de cinemática y dinámica directa e inversa.

Debido a que la biomecánica computacional permite avanzar en los análisis de la medicina clínica y ayuda a entender fenómenos complejos desde su mecánica con base en la física, los análisis computacionales y la modelación matemática han llegado a ser un medio esencial para explicar, explorar y ganar una nueva percepción de fenómenos complejos.

Es muy difícil obtener conclusiones con base solo en la observación. Una vez se establece la explicación física del fenómeno, es posible determinar los índices característicos soportados en la teoría y cuantificar el fenómeno utilizando el poder del análisis computacional. Muchos índices diagnósticos son realizados empíricamente o estadísticamente y su mecanismo es raramente probado desde un punto de vista de la ciencia física.

La biomecánica computacional ayuda a medir las condiciones patológicas de un paciente, evaluar riesgos de los tratamientos, eficacia de medicamentos y desempeño motor al proveer datos cuantitativos de mayor alcance.

Se espera que en el futuro estas aplicaciones permitan predecir la evolución de las enfermedades, una vez se logre dar explicación al mecanismo que evoca el fenómeno patológico.

11.2 Biomecánica computacional en OpenSim.

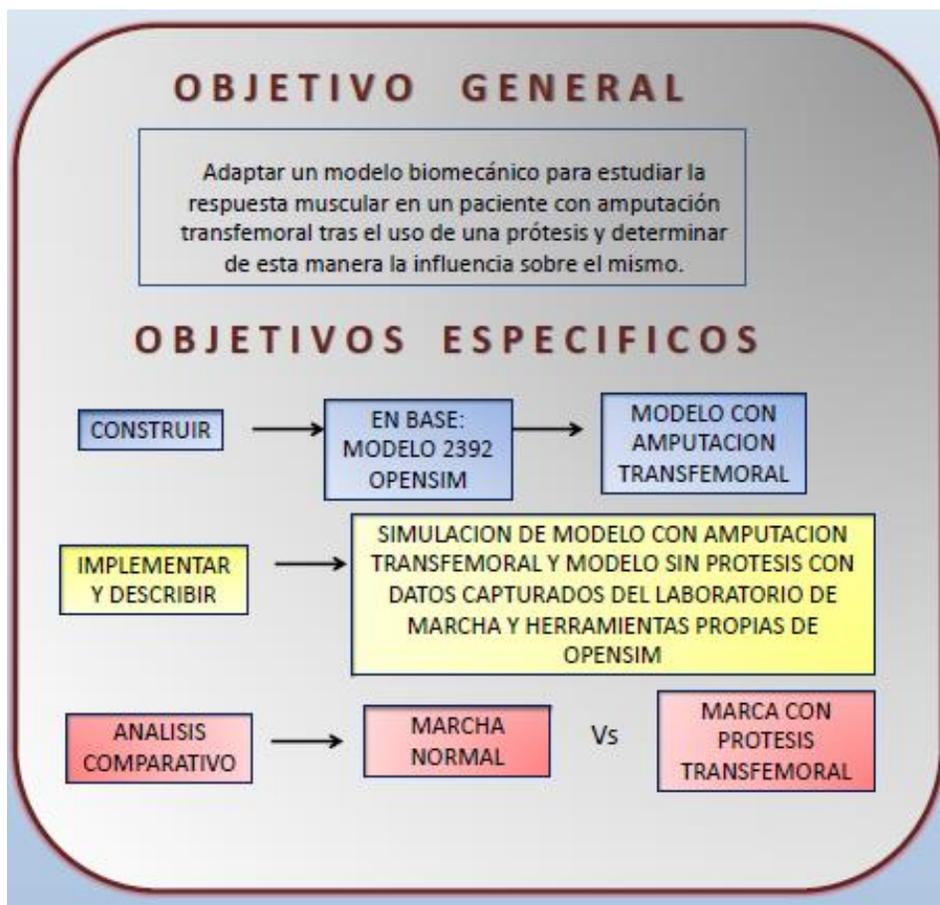
OpenSim es una plataforma de software para modelado, simulación y análisis de sistemas neuromusculoesqueléticos. Esto incluye herramientas de bajo nivel computacional, que son llamadas por aplicación. Una interfaz gráfica de usuario provee acceso y funcionalidad. OpenSim ha sido desarrollado por Simtk.org y un creciente grupo de participantes. Simtk.org sirve como repositorio público para datos, modelos y herramientas computacionales relacionadas con la simulación de estructuras biológicas con base en la física. La interfaz gráfica de OpenSim incluye un conjunto de herramientas para analizar modelos musculo esqueléticos, generando simulaciones y visualización de resultados [42].

Para crear la simulación de movimiento en este software, primero se debe formular un modelo dinámico del sistema musculo esquelético y sus interacciones con el entorno. Los elementos del sistema musculo esquelético son modelados por un conjunto de ecuaciones diferenciales que describen la contracción muscular dinámica, la geometría musculo esquelética y la dinámica de los segmentos. Estas ecuaciones caracterizan el comportamiento dependiente del tiempo y del sistema musculo esquelético en respuesta a la excitación neuromuscular. Las simulaciones son generalmente evaluadas determinando en qué grado son coherentes con registros electromiográficos y medidas cinéticas y cinemáticas experimentales. Cuando se crea una simulación y se comprueba su exactitud, ésta puede ser analizada para examinar las contribuciones musculares sobre los movimientos del cuerpo y las consecuencias de un tratamiento simulado [42].

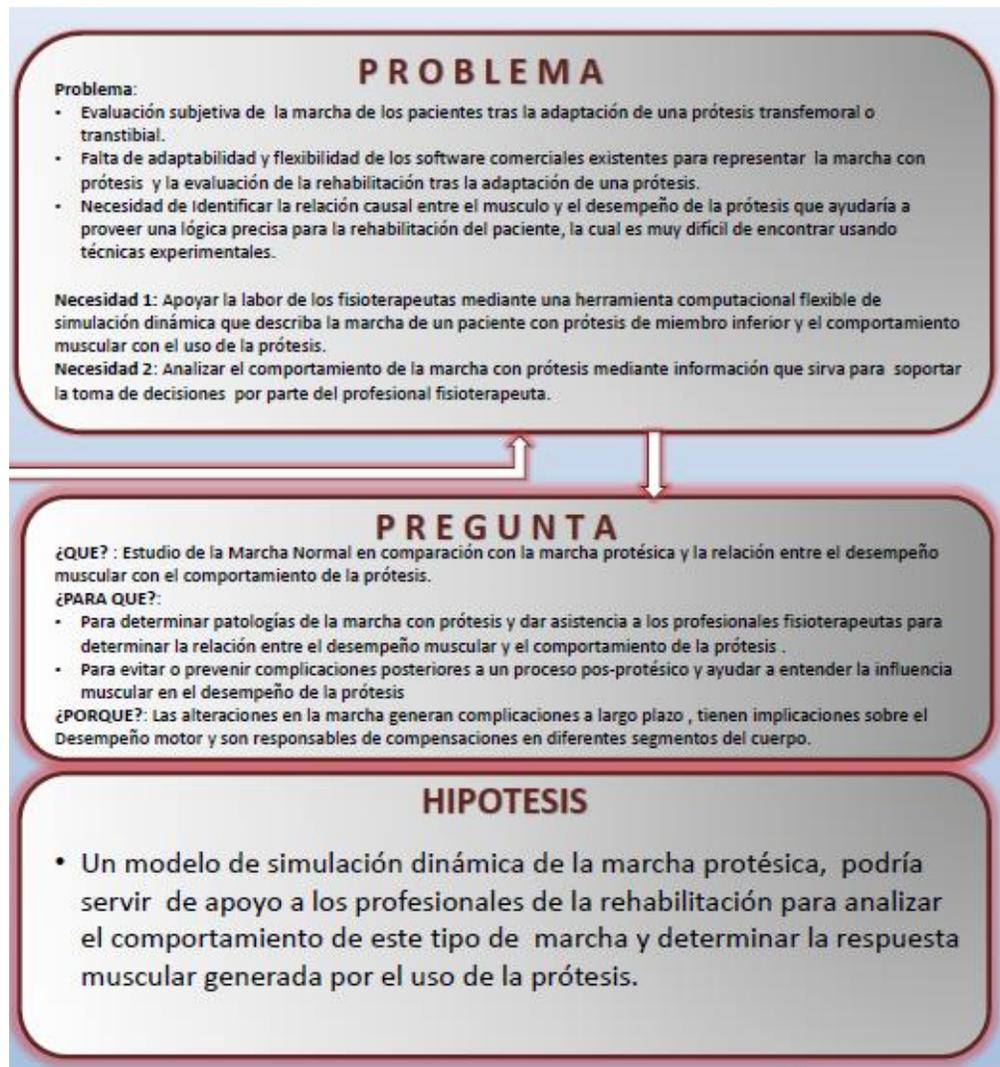
A continuación se muestra cómo OpenSim contribuye al desarrollo de modelos y simulaciones computacionales en biomecánica para el área de: Rehabilitación y Ortopedia.

11.3 Desarrollo del tema de investigación

La marcha protésica por amputación transfemoral está caracterizada por disminución en la velocidad al caminar, asimetrías bilaterales e incremento del gasto metabólico, estos factores contrastan fuertemente con respecto a la marcha normal humana. Los pacientes con amputaciones transfemorales comúnmente desarrollan patrones de marcha asimétricos y comorbilidades en la pierna residual (Graf. 23 y 24).



Graf. 23. Objetivos del tema de investigación.



Graf. 24 Problema, pregunta e hipótesis del tema de investigación.

Un propósito de las prótesis de pierna es minimizar las asimetrías y ayudar, entre otras tareas, al soporte del cuerpo, impulso al caminar y el balanceo de las extremidades inferiores, actividades que son principalmente ejecutadas por los músculos plantiflexores del tobillo en pacientes sin amputación [6].

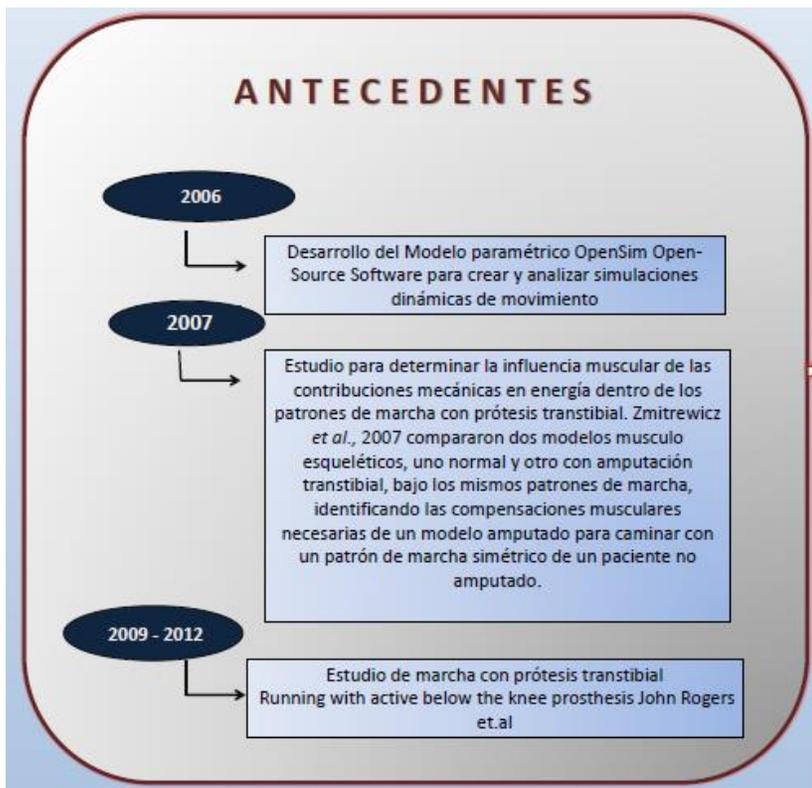
La influencia de las prótesis de pierna sobre la marcha y las acciones musculares no ha sido estudiada a profundidad y aunque se han realizado múltiples estudios en este campo, el rango de mecanismos compensatorios usados durante la marcha con amputación es extenso y no muestra claramente cómo los músculos reaccionan selectivamente a causa de dicha compensación.

El diseño y fabricación de prótesis de pierna es un proceso complejo, si se tiene en cuenta que el movimiento articular demanda observaciones muy precisas para cada paciente. Además, la identificación de compensaciones durante la marcha usando métodos tradicionales, no arroja datos objetivos; de ahí la necesidad de implementar análisis biomecánicos ajustados a las características individuales del usuario, lo que se convierte en un reto crucial para la ingeniería. Definir la relación causal entre el comportamiento muscular, la cinética, la cinemática y el desempeño de la prótesis, podría ayudar a proveer una lógica más exacta con el propósito de favorecer la adaptación protésica y guiar los tratamientos de rehabilitación.

Teniendo en cuenta que estudios experimentales han caracterizado la marcha humana en términos de cinemática, cinética y señales electromiografías (EMG), se considera que simulaciones en OpenSim pueden proveer análisis cinéticos y cinemáticos que ayuden a entender las condiciones bajo las cuales se desarrolla la marcha en un paciente con adaptación protésica.

Simulaciones de actuación muscular, análisis cinético y cinemático complementan los análisis experimentales mediante una metodología sistemática para determinar las contribuciones musculares para la propulsión del cuerpo, balanceo de las piernas y soporte durante la marcha. De esta manera este tipo de simulaciones y análisis pueden determinar las contribuciones musculares cuando un paciente amputado a nivel transfemoral usa una prótesis de pierna.

Zmitrewicz *et al.* [43] compararon dos modelos musculo esqueléticos, uno normal y otro con amputación transtibial, bajo los mismos patrones de marcha, identificando las compensaciones musculares necesarias de un modelo amputado para caminar con un patrón de marcha simétrico de un paciente no amputado (Graf. 25).



Graf. 25. Antecedentes del estudio de la marcha en OpenSim.

Con base en los resultados obtenidos por Zmitrewicz *et al.*, 2007 [45] en este estudio se plantea simular el modelo musculo esquelético con amputación transfemoral (Fig. 70). Mediante patrones de marcha reales de un paciente amputado Tabla , identificando la influencia de la prótesis de pierna sobre la cinética, la cinemática y la función de la marcha con el propósito de determinar cómo la prótesis contribuye al trabajo en sinergia con el amputado transfemoral para asegurar las fases de apoyo plantar, apoyo medio, la propulsión de avance y el balanceo de las piernas durante la marcha (Graf. 26).

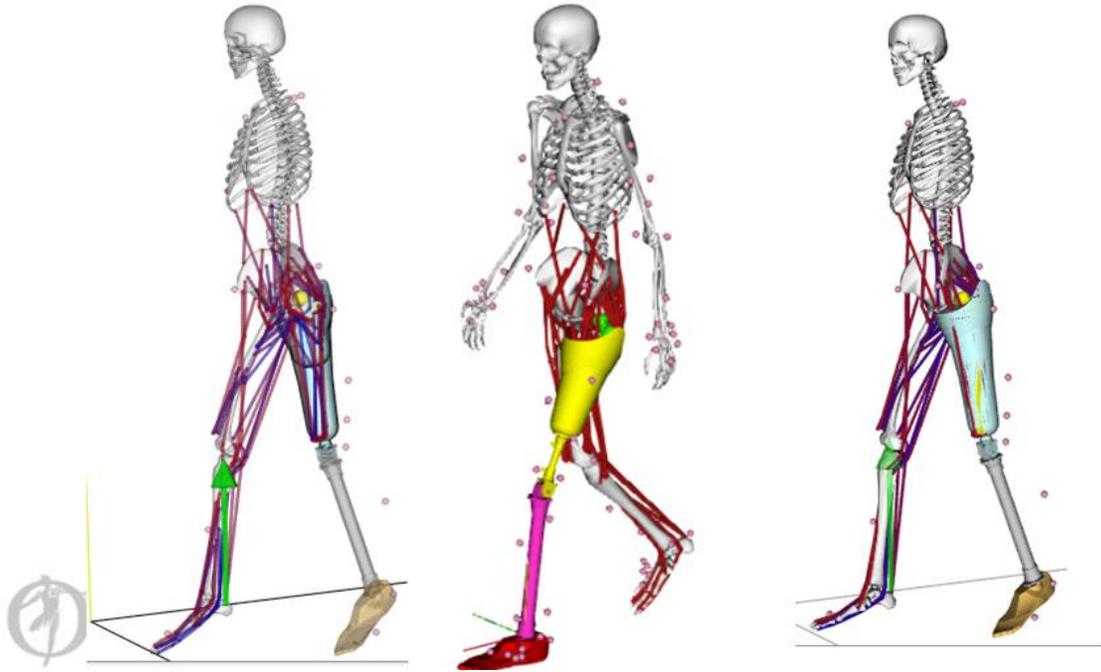


Fig. 70. Representación de modelo musculo esquelético para propósitos de estudio de la marcha con prótesis.

Tabla 1 Datos del paciente tipo caso de estudio (Laboratorio de marcha de la Universidad Manuela Beltrán)

Peso	82 kg
Estatura	185
Protocolo de captura	Davis modificados 20 marcadores
Tipo de prótesis	Prótesis transfemoral Izquierda
Tiempo de adaptación	3 semanas.


UNIVERSIDAD MANUELA BELTRAN
 LABORATORIO DE BIOMECANICA
 BIOMED

PACIENTES: _____
 Fecha: _____ Número: _____

DATOS GENERALES

Nombre: Yesit Palacios Berrero Documento No: 1074714385
 Fecha de nacimiento: 29/11/1990 Lugar: unguía chocho
 Teléfono: 312841196 Dirección: ctr 50 cl 19
 Tipo de análisis: _____

DATOS ESPECIFICOS

Peso (Kg.): 82 Altura (cm): 185
385

ANÁLISIS DE MARCHA

Todas las medidas en decímetros, a menos que se especifique lo contrario.

	DERECHO	IZQUIERDO
Altura pelvis (cm)	15	15
Largo MMII (cm)	38	35
Diámetro tobillos (cm)	9	15
Diámetro Rodillas (cm)	10	5

DATOS TÉCNICOS

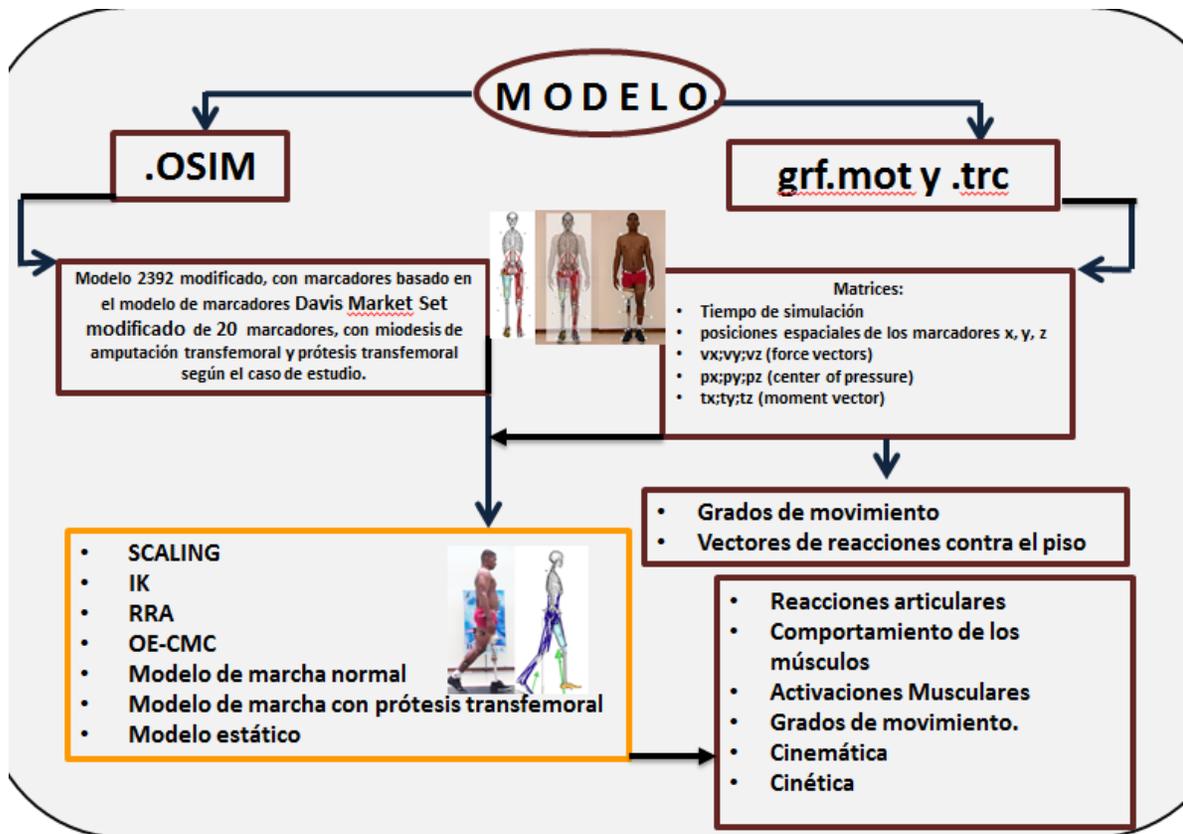
	CANTIDAD
Marcadores	21
Bases	_____
Correas	_____
Seguros	_____

OBSERVACIONES

Prótesis transfemoral izquierda 20 días uso Prótesis

Responsable: _____ Vo. Bo: _____

Dr. RODRIGO ESTEBAN BARGOTY RICHVELY



Graf. 26. Modelo de simulación para propósito del tema de estudio con OpenSim Caso paciente con amputación transfemoral.

Luego de aplicar un protocolo de simulación en donde se involucraron herramientas propias de OpenSim como escalamiento, cinemática Inversa, Algoritmo de reducción residual (RRA), optimización estática y control muscular computacional (CMC) (Fig. 71), fue posible determinar los patrones cinéticos y la cinemáticos propios de la marcha protésica en un paciente amputado por encima de rodilla. Posteriormente la marcha fue comparada con los patrones cinéticos y cinemáticos obtenidos en un reporte clínico de un laboratorio de marcha, realizado tanto para un paciente con marcha normal como para un paciente con marcha protésica por amputación transfemoral.

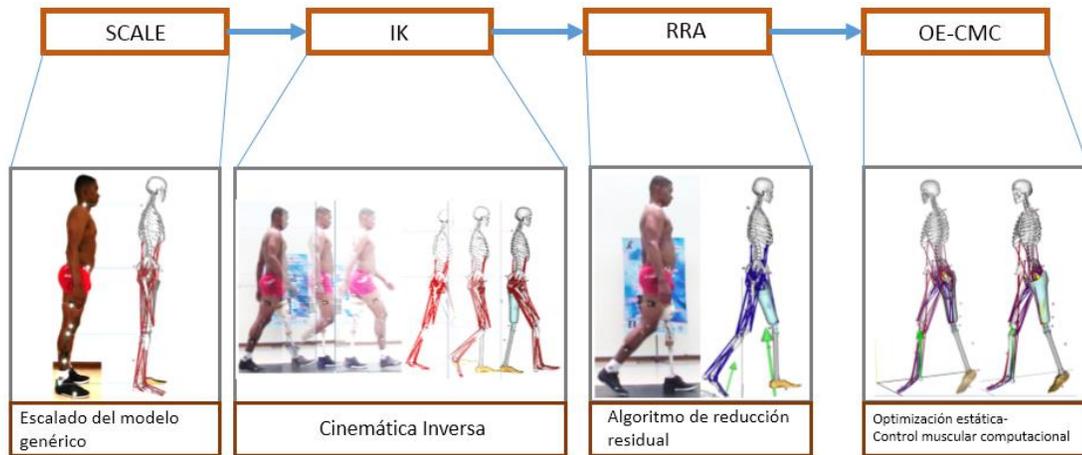


Fig. 71. Protocolo de trabajo con la herramientas provistas por OpenSim para el estudio de la marcha protésica transfemoral.

Como primer propósito del tema de investigación se planteó el análisis y simulación de la amputación transfemoral del hueso y la miodesis de la musculatura que representara lo mejor y más fiel posible la amputación sufrida por el paciente al cual se le realizó el análisis de marcha.



Fig. 72. Amputación femoral y reconstrucción de la miodesis en OpenSim.

Como propósitos de este primer objetivo se planteó construir un modelo biomecánico con amputación transfemoral tal como se dijo anteriormente, en donde se determinaron y construyeron los siguientes datos.

- Datos de: Masa, Centros de Masa, Momentos de inercia, archivo .stl de la prótesis.
- Configurar Miodesis (Operación para referirse a la técnica quirúrgica que consiste en volver a unir los músculos al hueso tras la amputación) requerida para el estudio del caso de la amputación transfemoral.

El protocolo de trabajo con las herramientas provistas por OpenSim para el estudio de la marcha protésica transfemoral trae consigo una serie de entradas y salidas para cada sistema que define a cada herramienta como lo son el escalamiento del modelo, el estudio de cinemática inversa, la reducción residual de errores, la herramienta de optimización estática y el análisis de control muscular del modelo. Estos sistemas con entradas y salidas se muestran en las siguientes dos figuras anexas y entrar a ser el foco principal del segundo objetivo del tema de investigación de esta tesis, en el cual se explican cómo trabajan cada una de estas herramientas y bajo que ecuaciones y modelos matemáticos estas se definen (Fig. 73, Fig. 74).

OBJETIVO No. 2



Describir el modelo matemático y la lógica detrás de OpenSim.

PREPARAR ARCHIVOS CAPTURADOS EN EL LABORATORIO DE MARCHA a partir de los marcadores y la plataformas de fuerza

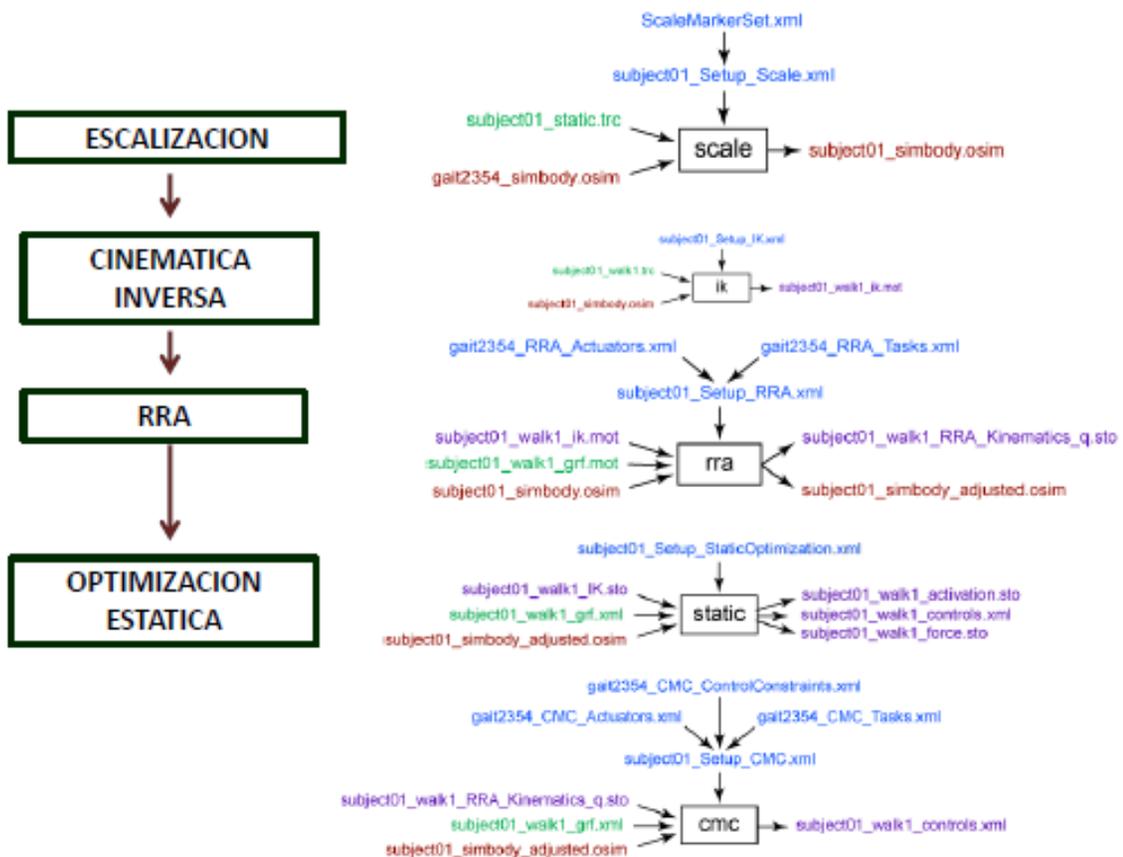


Fig. 74. Objetivo de estudio explicar cada uno de los sistemas de entrada y salida de cada una de las herramientas usadas para el propósito del tema de estudio en la presente tesis.

12. RESULTADOS

Los resultados de este estudio confirmaron mediante el análisis de resultados del reporte de laboratorio de marcha, las gráficas obtenidas en OpenSim de cinética y cinemática de la marcha con prótesis, las diferencias entre el comportamiento normal de la marcha humana y los estudios realizados por Zmitrewicz *et al.* [43]. La prótesis transfemoral no provee soporte para la propulsión del cuerpo hacia adelante sabiendo que bajo condiciones de normalidad, dicha propulsión es ejecutada principalmente por los músculos plantiflexores del pie. La adaptación protésica transfemoral tampoco garantiza el inicio del balanceo de la pierna, ya que durante la fase previa a la oscilación, la marcha normal revela una importante actividad concéntrica de los flexores de cadera, que impulsan la extremidad en sentido anterior y dan lugar a la flexión de la rodilla.

Como tercer objetivo del tema de investigación de la presente tesis está el comparar los resultados obtenidos entre los datos capturados en el laboratorio de marcha para un paciente con marcha normal y otro con prótesis transfemoral. Lo cual se muestra en la (Fig. 75).

OBJETIVO No. 3



Comparar los resultados del modelo computacional con los datos del análisis cinético y cinemático obtenido en el laboratorio de marcha.

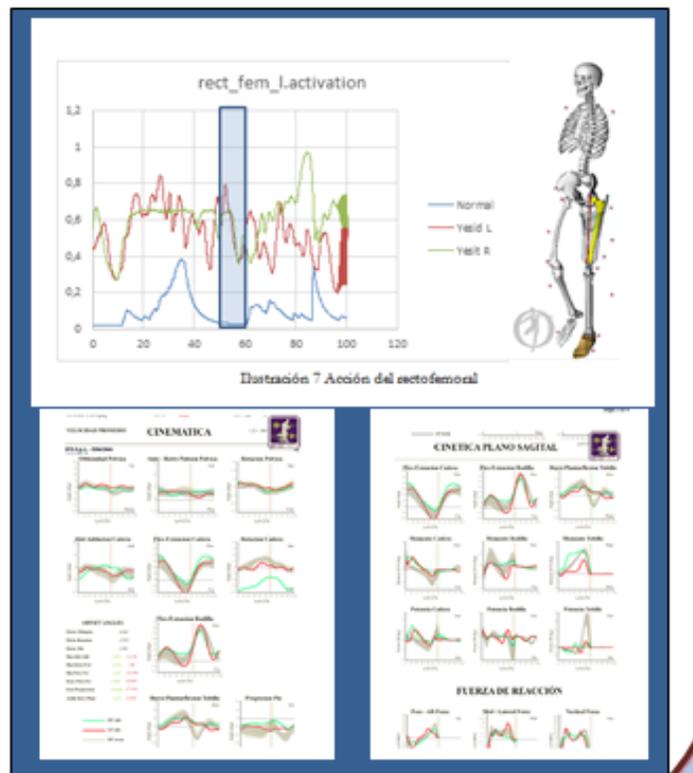


Fig. 75. Tercer objetivo de estudio para el tema de investigación comparación de resultados entre dos tipos distintos de marcha.

Otro de los resultados encontrados es que el momento externo de dorsiflexión disminuye rápidamente, al verse reducida la fuerza de reacción del piso, lo que implica un predominio en la acción plantiflexora de los gastronemios medial y lateral, así como el sóleo, lo que contribuye directamente a incrementar la flexión de rodilla.

En el paciente amputado, el glúteo mayor contribuyó de manera importante durante las fases de apoyo de talón y de despegue de dedos, mientras que el iliopsoas mostro un aumentó en la actividad del pre balanceo de forma temprana para ayudar al inicio de la oscilación de la pierna protésica.

A pesar de que la prótesis proporciona soporte al cuerpo en ausencia de los músculos del tobillo y de la rodilla, en la pierna intacta, el sóleo, glúteo mayor y el recto femoral entregan una mayor actividad en la primera mitad del apoyo plantar, mientras que el iliopsoas aumentó la actividad de la pierna durante el prebalanceo, estos resultados proporcionan una comprensión más completa de la función muscular y la influencia directa de la prótesis transfemoral en un paciente con amputación. Esto podría guiar los métodos de rehabilitación y diseño de dispositivos para mejorar la movilidad de los pacientes amputados.

Cabe anotar que la prótesis contribuyó a desacelerar el cuerpo desde el inicio y fase media del apoyo plantar hasta la propulsión, antes de alcanzar la fase de elevación de talón. Además el cuádriceps de la pierna residual redujo sus contribuciones al frenado de la prótesis en la fase de apoyo de talón, lo que mitigó el frenado de la prótesis durante este período.

La prótesis también actuó para acelerar el cuerpo lateralmente en ausencia de los músculos del tobillo y de la rodilla. Estos resultados muestran claramente la influencia de la prótesis sobre la función muscular y el ciclo de marcha, hecho que puede apoyar el proceso de rehabilitación y el seguimiento de la marcha en el paciente amputado.

Los resultados de este estudio confirmaron mediante el análisis de resultados del reporte de laboratorio de marcha, las gráficas obtenidas en OpenSim de cinética y cinemática de la marcha con prótesis, las diferencias entre el comportamiento normal de la marcha humana y los estudios realizados por Zmitrewicz *et al.* [43].

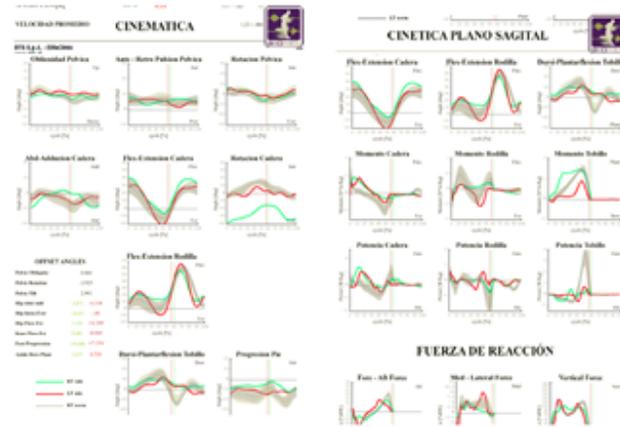
RESULTADOS.

COMPARACION DE COMPENSACIONES MUSCULARES Y GRAFICAS CINÉTICAS Y CINEMÁTICAS ENTRE LA MARCHA NORMAL Y LA MARCHA CON PROTESIS

CMC Músculos remanentes afectados tras la amputación

CMC Músculos de la pierna remanente no afectada

CMC Músculos de un paciente sin amputación



APORTES

- Comprender la relación causal entre la marcha y el desempeño cinético y cinemático de la marcha con prótesis que ayudaría a proveer una lógica precisa de la guía de rehabilitación para un paciente con prótesis de pierna.
- Ayudar a comprender la diferencia entre marcha protésica y marcha normal humana desde la perspectiva de análisis cinético y cinemático.

Con base en los resultados obtenidos por Zmitrewicz et al., 2007 en este estudio se planteó simular el modelo musculo esquelético con amputación transfemoral, mediante un patrón de marcha de un paciente con amputación transfemoral izquierda, identificando la influencia de la prótesis de pierna sobre la cinética, la cinemática y la función de la marcha con el propósito de determinar las activaciones musculares del paciente durante su marcha para asegurar las fases de apoyo plantar, apoyo medio, la propulsión de avance y el balanceo de las piernas durante la misma.

Graf. 27 Aportes de los resultados del estudio de marcha con prótesis transfemoral.

1: La prótesis transfemoral no provee soporte para la propulsión del cuerpo hacia adelante sabiendo que bajo condiciones de normalidad, dicha propulsión es ejecutada principalmente por los músculos plantiflexores del pie (Ilustración 1).

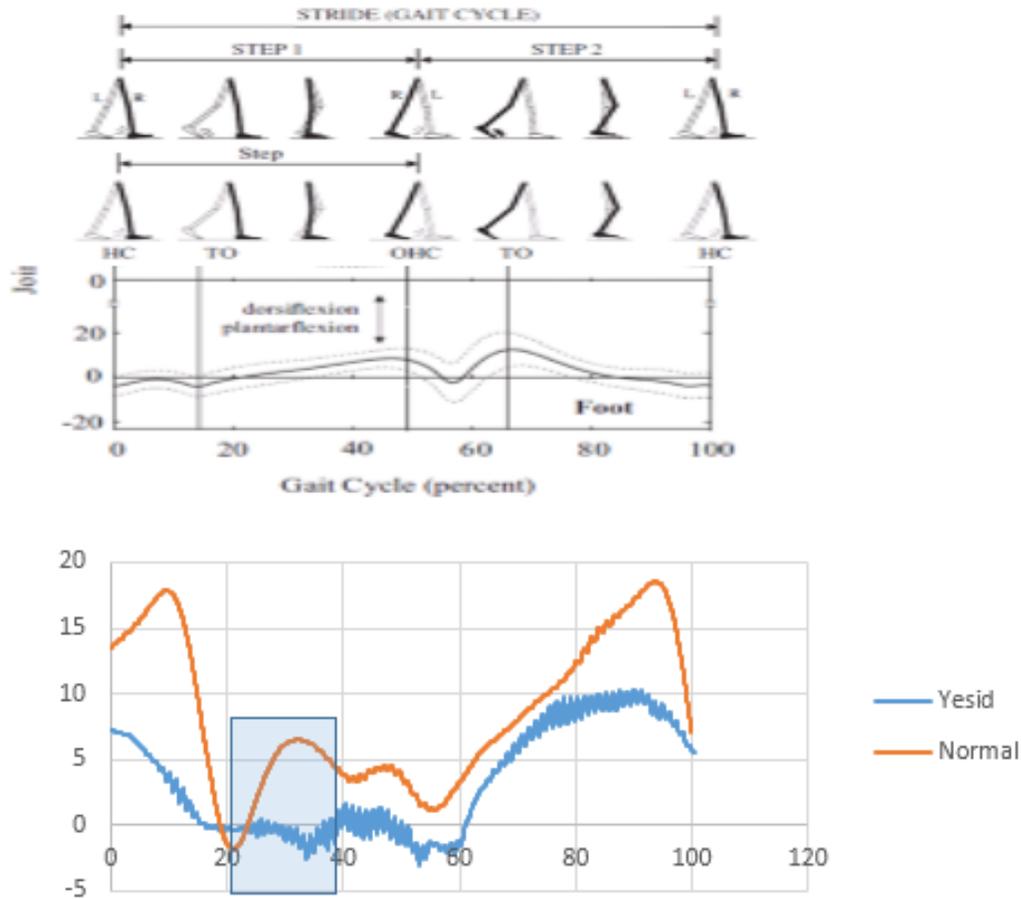


Ilustración 1 Músculos Plantiflexores

2: La adaptación protésica transfemoral tampoco garantiza el inicio del balanceo de la pierna, ya que durante la fase previa a la oscilación, la marcha normal revela una importante actividad concéntrica de los flexores de cadera, que impulsan la extremidad en sentido anterior y dan lugar a la flexión de la rodilla (ilustración 2).

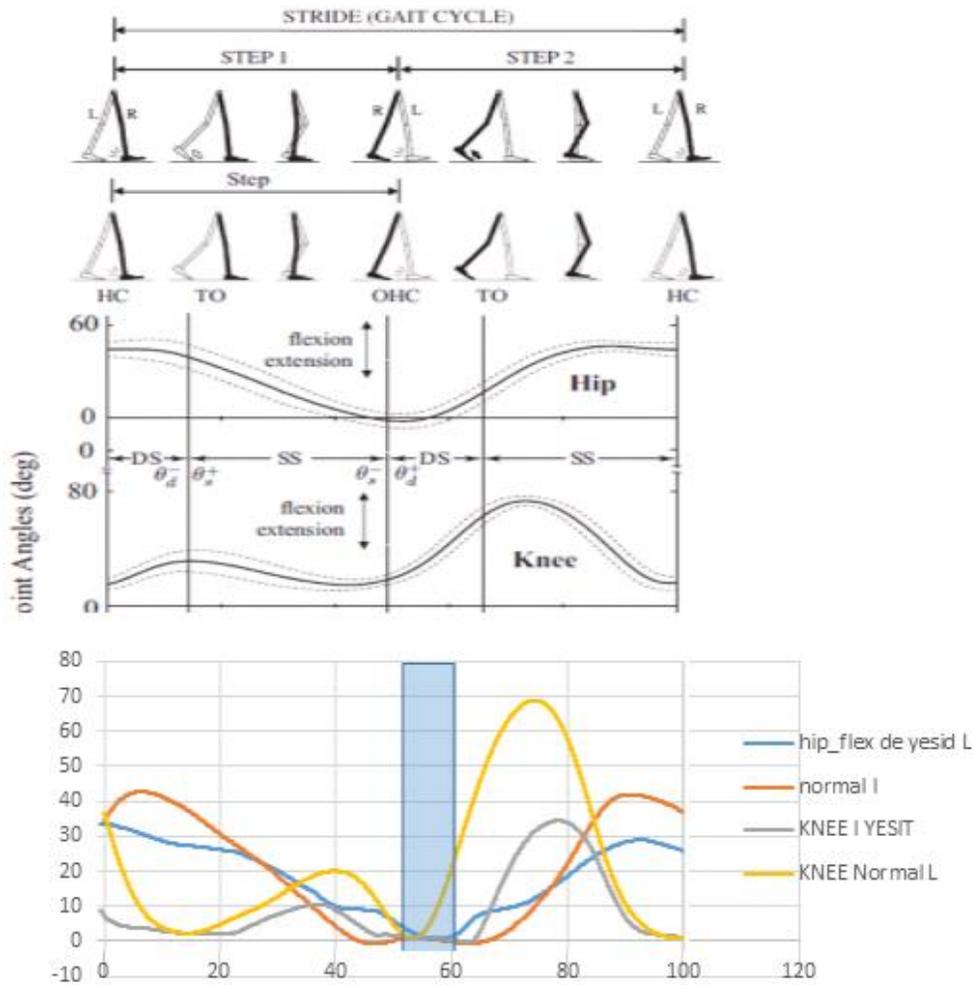


Ilustración 2 Flexores de la rodilla y cadera

3: Para el momento de cadera se evidencia que tanto en el lado derecho como en el lado izquierdo, desde la fase de apoyo talón hasta el despeque de dedos hay un aumento significativo de los momentos eso corresponde a una mayor actividad en los músculos flexores Ilustración (3) de cadera que repercuten directamente a un mayor esfuerzo del paciente durante esta parte del ciclo de la marcha. (Ilustración 4)

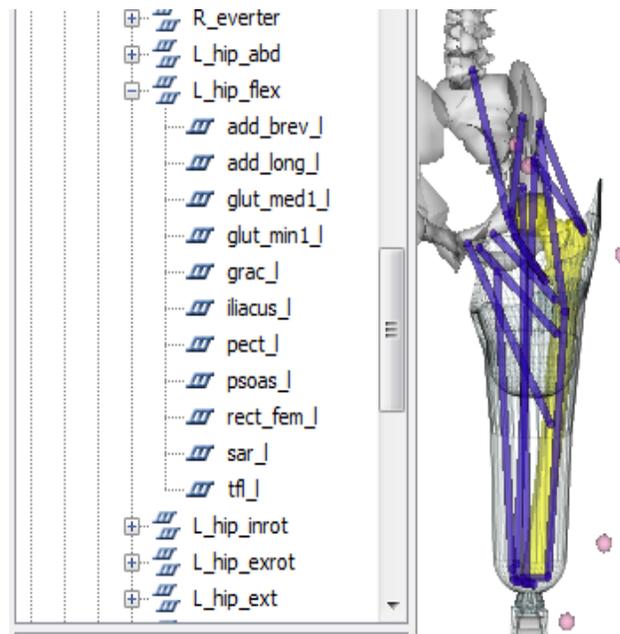


Ilustración 3 Músculos flexores

4: El momento de la rodilla entre la fase de apoyo plantar y despegue de dedos genera un momento inverso en la pierna sin prótesis con respecto al momento de marcha normal, esto se debe a que la pierna sana trata de compensar la falta del miembro amputado oponiéndose al movimiento y tratando de estabilizar más el cuerpo en la fase de apoyo medio. Ilustración (4)

5: El momento dorsiflexor de la pierna protésica entre las fases de apoyo de talón hasta apoyo medio es más elevado y cambia drásticamente desde el principio de este segmento de fase relacionada, lo que ocasiona que desde la fase de apoyo medio hasta la fase de inicio de balanceo la pierna derecha genera tanto una mayor fuerza como un mayor desplazamiento que conllevan a un mayor momento para generar estabilidad en el ciclo total de la marcha. Ilustración 4

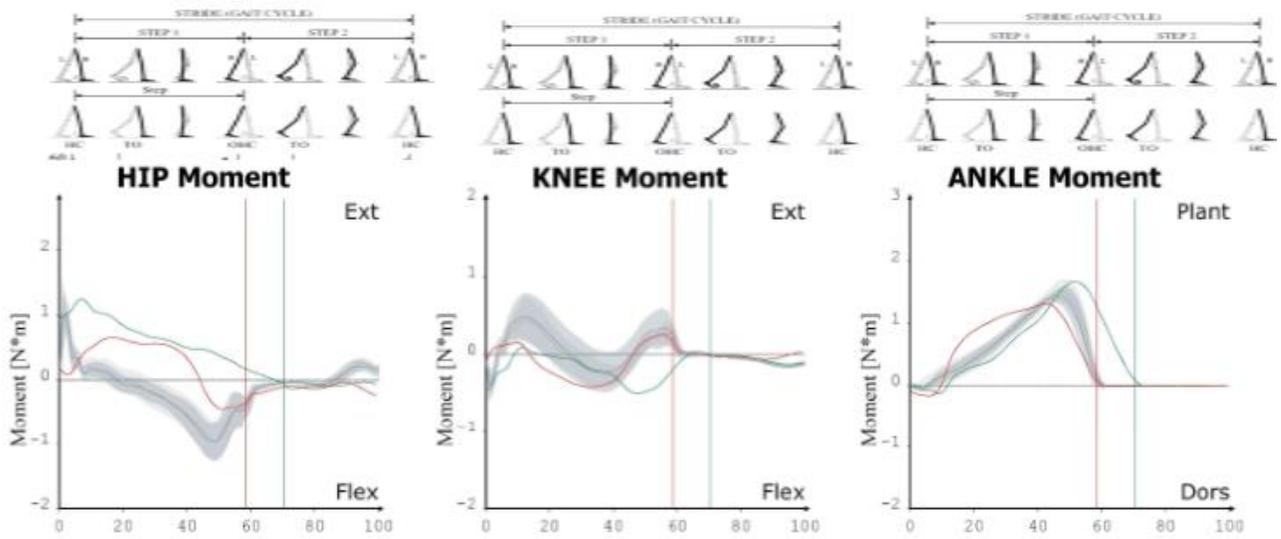


Ilustración 4 Comparación momentos pierna derecha, pierna amputada, patrón normal

6: En el paciente amputado, el glúteo mayor contribuyó de manera importante durante las fases de apoyo de talón y de despegue de dedos (ilustración 5), mientras que el iliopsoas y el recto femoral mostraron un aumento en la actividad del pre balanceo y en la primera mitad del apoyo plantar de forma temprana para ayudar al inicio de la oscilación de la pierna protésica. (Ilustración 6 y 7) y puede ayudar a generar métodos guía de rehabilitación y diseños de dispositivos para mejorar la movilidad amputado.

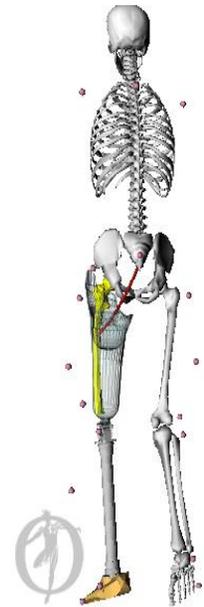
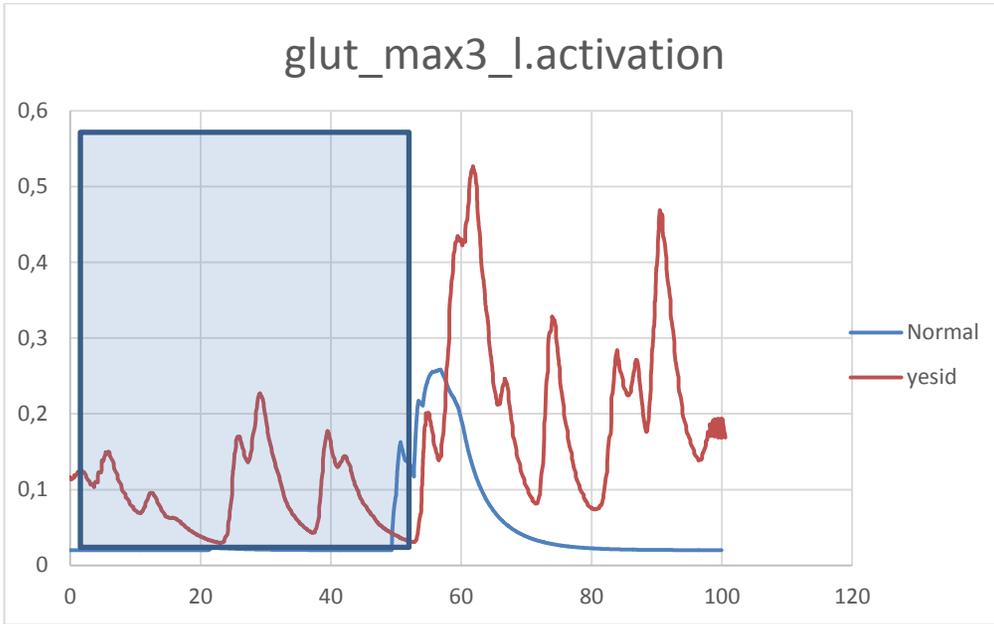


Ilustración 5 Acción Glúteo Mayor

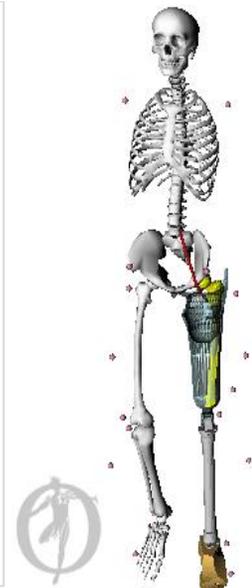
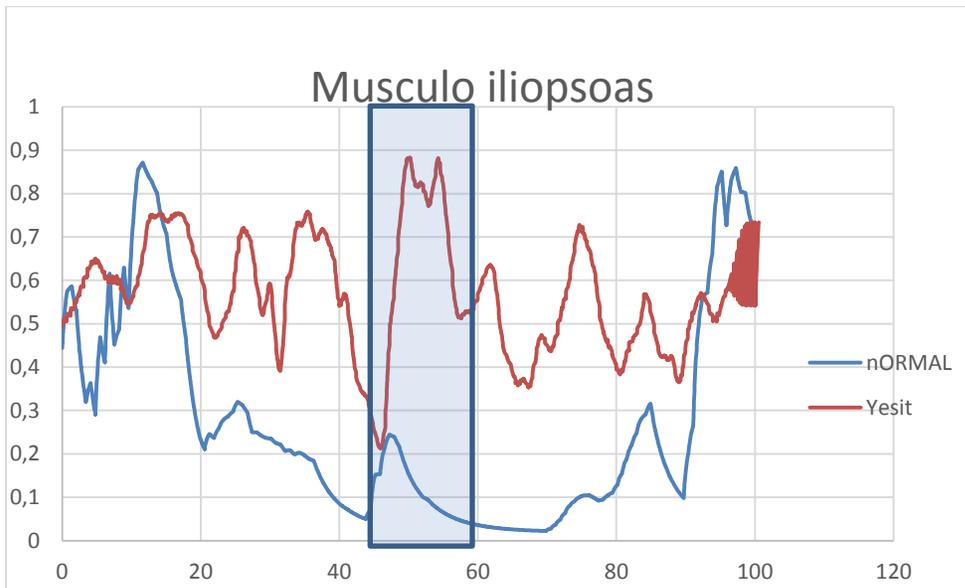


Ilustración 6 Acción del iliopsoas

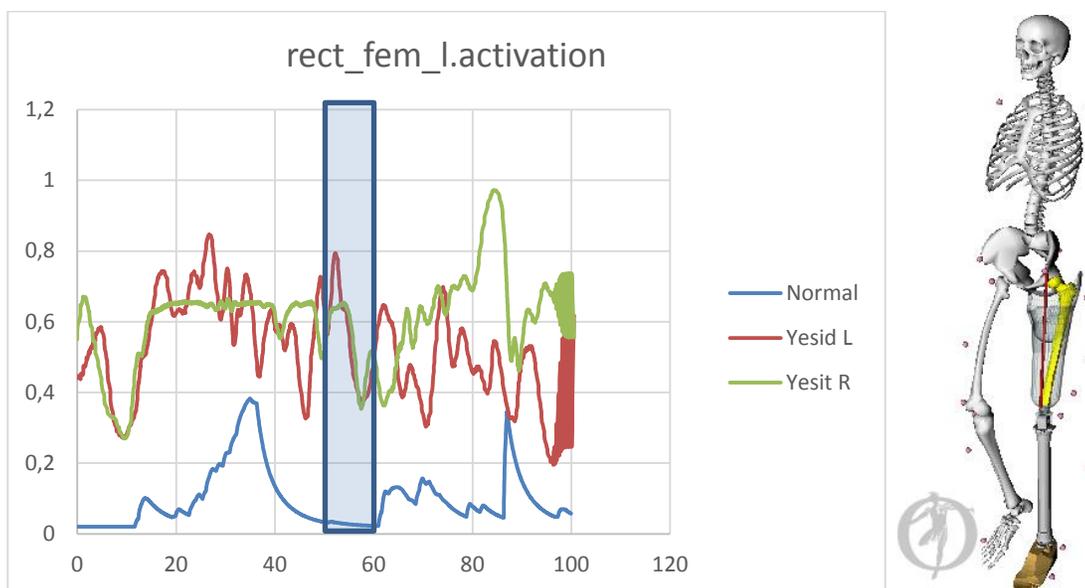


Ilustración 7 Acción del rectofemoral

7: Además los cuádriceps a lo largo del ciclo de marcha están constantemente mostrando una importante actividad concéntrica sobre todo la pierna protésica en el apoyo unipodal y la pierna derecha en la fase de balanceo (ilustración 8).

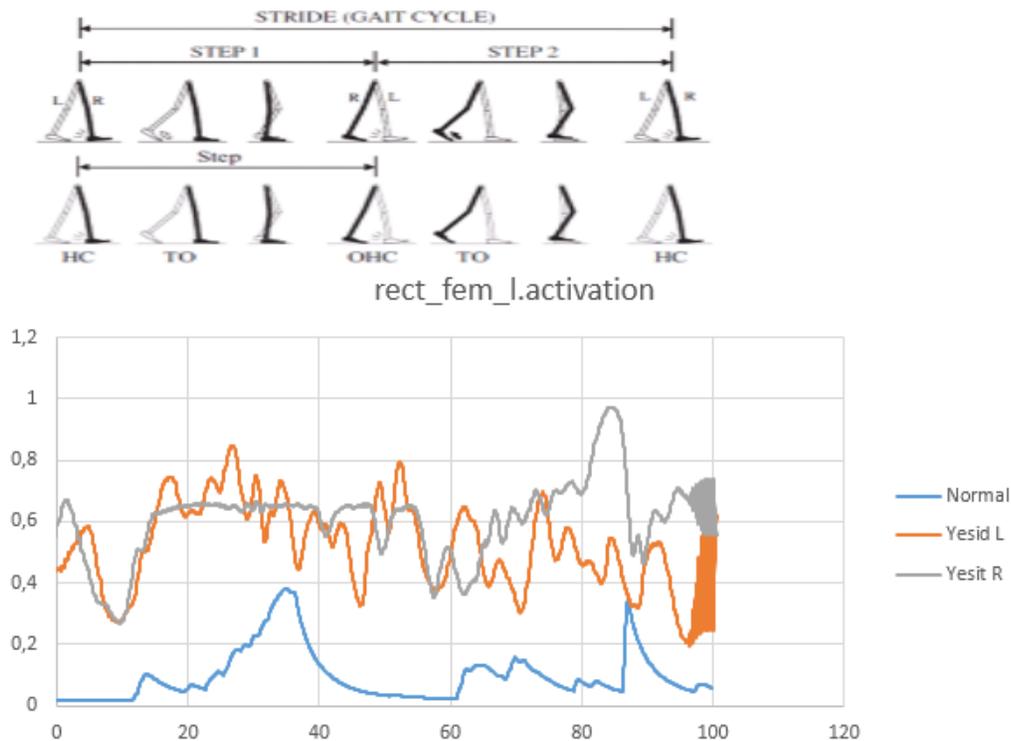


Ilustración 8 Comparación de ciclo de marcha con activación muscular cuádriceps

8: La prótesis también actuó para acelerar el cuerpo lateralmente en ausencia de los músculos del tobillo y de la rodilla. Estos resultados muestran claramente la influencia de la prótesis sobre el ciclo de marcha haciendo que esta sea más lenta y con un balanceo medio lateral mayor al normal. Puede ayudar en la prescripción de prótesis de piernas para proporcionar una marcha con un comportamiento apropiado (ilustración 9).

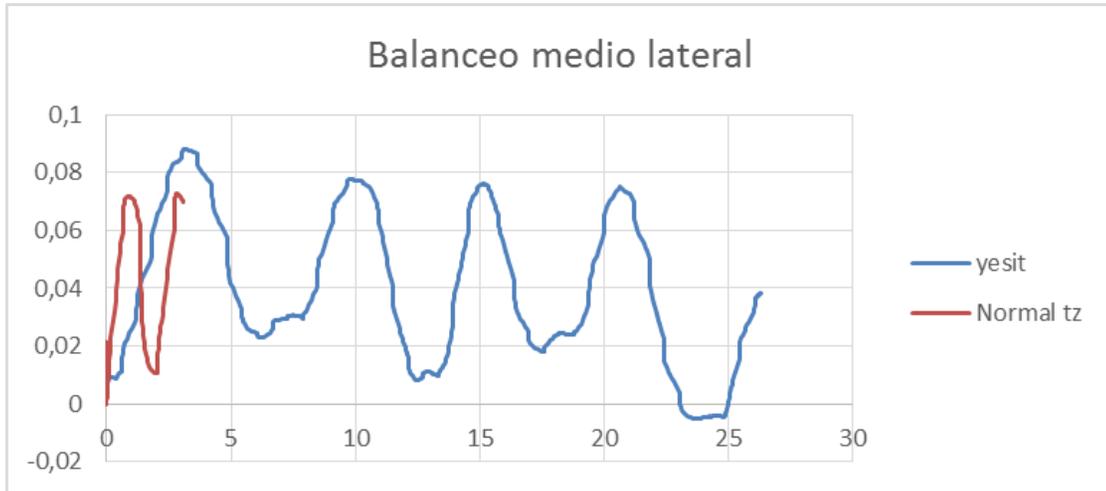


Ilustración 9 Balanceo medio lateral

9: La prótesis proporciona soporte al cuerpo en la ausencia del tobillo y rodilla con un ángulo mínimo de flexión durante la fase de balanceo de la pierna remanente.

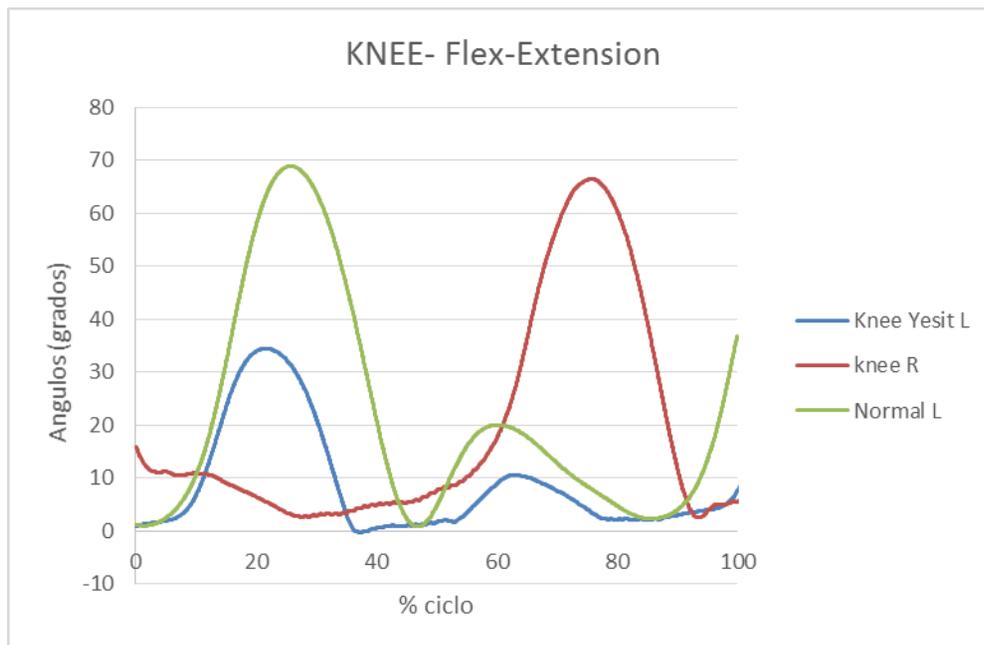


Ilustración 10 Knee Flex-Extension

10: La diferencia entre la activación muscular entre un paciente normal y un paciente protésico, radica en que este último tiene una velocidad de marcha cercana a la mitad, por lo tanto, la fuerza que deben realizar los músculos también disminuye.

11: Dada la compensación que el paciente tiene que realizar para poder seguir un patrón de marcha adecuado y debilidad presente en los flexores de cadera de la pierna izquierda se ha generado una escoliosis dorso lumbar izquierda en C causa directa de la falta de rehabilitación de los flexores de cadera.



Ilustración 11 Escoliosis dorso lumbar izquierda en C

12.1 MÉTODOS DE REHABILITACIÓN

Al evaluar computacionalmente a un paciente transfemoral se desarrolla un método de rehabilitación en donde viendo resultados obtenidos por la simulación podríamos intervenir en terapias progresivas. Se evaluaron grupos de músculos como lo son los flexores, abductores y los abductores de cadera los cuales se muestran a continuación:

A partir de los resultados obtenidos en la simulación se construye una gráfica donde se pueden comparar los músculos flexores de cadera de un paciente tipo y de un paciente con amputación. Ilustración 12

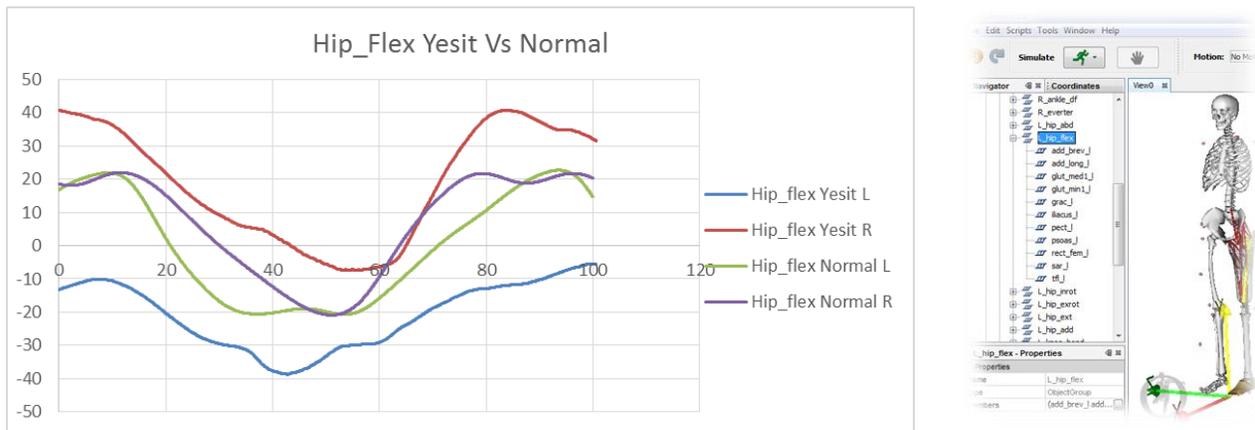


Ilustración 12 Hip_Flex Yesit Vs Normal

De la gráfica anterior se puede concluir que para una rehabilitación efectiva se debe ejercitar los músculos flexores de la pierna amputada de yesit por lo menos un 25% más de tal manera que pueda llegar a igualar los momentos flexores de cadera de una pierna normal.

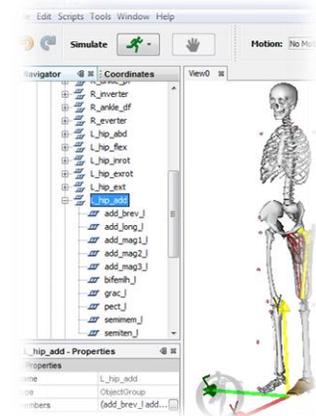
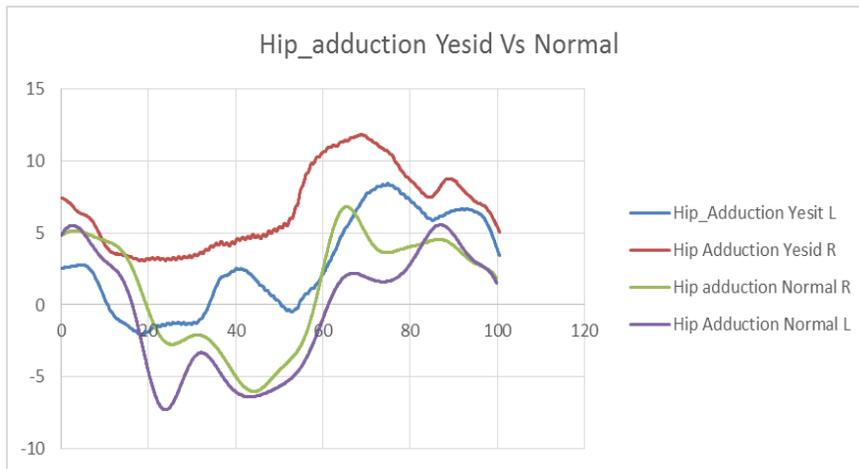


Ilustración 13 Hip_ Adduction Yesid Vs Normal

Tras la amputación transfemoral (Miodesis) Los músculos aductores están sobreactuados en el paciente amputado dado que normalmente los pacientes con amputación transfemoral presentan una abducción y flexión de cadera (22). Lo que hace que los músculos aductores compensen esta acción.

13. CONCLUSIONES.

Se realizó la simulación y estudió de un modelo músculo esquelético OpenSim2392 con una amputación transfemoral de pierna izquierda, a este modelo se le adaptó una prótesis de pierna igual a la del paciente de estudio y se comparó con un paciente tipo con marcha normal.

En el software de análisis biomecánico OpenSim mediante la simulación computacional se determinó como es la activación muscular de un paciente con marcha normal versus un paciente con marcha protésica. Como resultado se obtuvo que la activación muscular en un paciente transfemoral es mayor que la de un paciente normal cuando tienen el mismo patrón objetivo.

Se plantea y establece un protocolo tipo metodología de análisis de cualquier tipo de prótesis de miembro inferior a través del software OpenSim.

Se simuló el modelo protésico y se comparó con un modelo tipo con marcha normal utilizando sus parámetros de entrada y comparando similitudes y diferencias entre las gráficas resultantes de la simulación.

Para realizar un proceso efectivo de rehabilitación en el paciente con amputación transfemoral se debe analizar las gráficas de los momentos de flexión y aducción provistas por OpenSim identificando si estos necesitan o no igualar los momentos generados por los músculos de un paciente tipo con marcha normal.

OpenSim es un herramienta que para el estudio del caso nos permite evidenciar mediante la herramienta control muscular computacional CMC las activaciones musculares que para todos y cada uno de los músculos analizados se pudo ver una activación porcentual mayor, lo que muestra que el esfuerzo que un paciente con amputación transfemoral y prótesis debe realizar para poder caminar es mucho mayor que el de un paciente tipo con marcha normal.

LÍNEAS FUTURAS

Las ayudas computacionales en biomecánica representan una oportunidad para incentivar la investigación clínica y el desarrollo de métodos diagnósticos más precisos. También anticipan posibles resultados que apoyan la formulación de tratamientos sin poner en riesgo la integridad de los pacientes.

OpenSim es una plataforma diseñada para permitir el modelamiento, la simulación y el análisis del sistema musculo esquelético. Es un complemento para los profesionales en rehabilitación, porque permite la creación y adaptación de modelos dinámicos para calcular en ellos variables que no pueden ser medidas a través de un examen clínico de rutina.

En este trabajo se han mostrado algunas aplicaciones prácticas del software en las áreas de rehabilitación, utilizando diferentes herramientas computacionales que pueden ser adaptadas a cada necesidad y requieren el trabajo interdisciplinario entre ingenieros y clínicos.

Se espera que en un futuro, los desarrollos en este campo cobren mayor importancia e involucren un número creciente de profesionales en las dos áreas.

LISTA DE FIGURAS:

Número	Título	Página
Fig. 1	Pie de cabra adaptada a muñón con encaje de piel disecada, Libro Amputaciones del miembro inferior en cirugía vascular	6
Fig. 2	Prótesis tipo Roman cupule prótesis 300 A.C,	7
Fig. 3	Primer modelo de prótesis moderna conocido como prótesis de Paré Prosthetics	8
Fig. 4	primera prótesis con articulación libre de rodilla tipo Verduyn's	8
Fig. 5	Pierna protésica tipo Anglesea	9
Fig. 6	Niveles de amputación transfemoral	27
Fig. 7a	Prótesis transfemoral para pierna	31
Fig. 7b	Prótesis transfemoral para pierna	32
Fig. 8	Modelo de eslabones con sus grados de libertad para representar la marcha humana	44
Fig. 9	Imagen que explica la longitud de paso	47
Fig. 10	Imagen que explica las principales fases de la marcha	47
Fig. 11	Fase marcha: Apoyo de apoyo de talón	48
Fig. 12	Fase de marcha: Apoyo plantar	48
Fig. 13	Fase de marcha: Apoyo medio	49
Fig. 14	Fase de marcha: Despegue de talón	49
Fig. 15	Fase de marcha: Despegue de pie	50
Fig. 16	Fase de marcha: Balanceo medio	50
Fig. 17	Fase de marcha: Balanceo final	51

Fig. 18	Marcha humana y periodos	51
Fig. 19	Ángulos y funciones de las articulaciones cadera rodilla pie	53
Fig. 20	Figura que muestra los músculos que actúan durante la marcha	54
Fig. 21	Fase de contacto Inicial	54
Fig. 22	Fase de respuesta a la carga	55
Fig. 23	Fase de apoyo medio	55
Fig. 24	Fase de apoyo terminal	56
Fig. 25	Fase de Pre-balanceo	56
Fig. 26	Fuerza de reacción generada en la marcha del suelo contra el talón	59
Fig. 27	Planos de interés sobre el cuerpo humano para el estudio de la marcha	60
Fig. 28	Disposiciones de cámaras en laboratorio de marcha y protocolo de marcadores	61
Fig. 28b	Datos necesarios y para procesar y así para generar los reportes de marcha. .trc y .grf	62
Fig. 29	Modelo de eslabones con sus grados de libertad para representar la marcha humana, modelo anatómico a representar según ejes coordinados y grados de movilidad	67
Fig. 30	Disposición de los eslabones de una pierna y ángulos entre estos para estudio de la marcha humana	72
Fig. 31	Muestra la descripción del movimiento espacial de los marcadores en el espacio y de las piernas en el plano sagital	77
Fig. 32	Secuencia bidimensional del ciclo de la marcha	81
Fig. 33	Marco de referencia para movimiento angular de las articulaciones.	81
Fig. 34	Ejemplo para modelar la marcha humana	84

Fig. 35	Modelo básico de pierna de cuatro elementos en Simmechanics	85
Fig. 36	Modelo de 7 eslabones para modelar la marcha humana	85
Fig. 37	Modelo en Simmechanics, Simulink, Matlab 3D que programa las articulaciones del modelo para que se muevan con respecto a la marcha normal humana	86
Fig. 38	Modelo Simmechanics, Simulink de Matlab de 4 eslabones que programa las articulaciones del modelo para que se muevan con respecto a la de una pierna normal	87
Fig. 39	Modelo Simmechanics, Simulink de Matlab de 7 eslabones que programa las articulaciones del modelo para que se muevan con respecto a la marcha normal humana	87
Fig. 40	Modelo parametrizado para simulación dinámica de la marcha	91
Fig. 41	Fig. 41 Modelo de prótesis para simulación teniendo en cuenta los patrones de la biomecánica de la marcha	91
Fig. 42	Carga de datos para simulación de movimiento en la articulación	92
Fig. 43	Simulación de movimiento y gráfica del mismo en el tiempo en el software Solid Edge	93
Fig. 44	Modelamiento mediante gráficos de unión y consideración interna por unión como modelo visco- elástico	95
Fig. 45	Modelo de caminata tipo compás	96
Fig. 46	Velocidad y distancia de paso en la caminata pasiva tipo compas	97
Fig. 47	Cambio de fase de la marcha tipo compas	97
Fig. 48.	Diagrama de cuerpo libre del modelo tipo compas	98
Fig. 49	Cuadro explicativo del movimiento de la marcha mostrando las discontinuidades generadas por la colisión del pie contra el piso	101
Fig. 50	Modelo simplificado para el modelamiento de la marcha	101
Fig. 51	Modelo Dinámico para simulación. OpenSim	108
Fig. 52	Entorno de simulación de OpenSim	109

Fig. 53	Modelo Cuerpo Humano 2392 OpenSim	110
Fig. 54	GUI de posición de las articulaciones y de árbol de segmentos de las articulaciones	110
Fig. 55.	Muestra cómo la fibra que representa el musculo recto femoral cambia de longitud a medida disminuye el Angulo de la rodilla.	112
Fig. 56	Grafica de momento articular de la rodilla.	113
Fig. 57	Grafica que compara dos patrones de marcha dadas uno con prótesis y el otro con marcha normal	113
Fig. 58	Patrón de activación muscular, Activaciones musculares en Azul, relajación muscular en rojo	114
Fig. 59	Herramientas de simulación dinámica en OpenSim	115
Fig. 60	Proceso de simulación en OpenSim	115
Fig. 61	Entradas y salidas de archivos para la herramienta de escalización	116
Fig. 62	Medición comparativa de marcadores reales y virtuales	118
Fig. 63.	Entradas y salidas de archivos para la herramienta de cinemática inversa.	121
Figura 64 A	Ubicación de marcadores reales	122
Figura 64 B	Ubicación de marcadores virtuales	122
Fig. 65.	Entradas y salidas de archivos para la herramienta de escalización	125
Fig. 66.	Esquema que muestra el proceso seguido por el algoritmo de reducción residual	138
Fig. 67	Entradas y salidas de archivos para la herramienta Optimización Estática	140
Fig. 68	Entradas y salidas de archivos para la herramienta Control Muscular Computacional	143
Fig. 69	Esquema que ilustra el Algoritmo de Control Muscular Computacional aplicado a la marcha	145
Fig. 70	Representación de modelo musculo esquelético para propósitos de estudio de la marcha con prótesis	159
Fig. 71.	Protocolo de trabajo con la herramientas provistas por OpenSim para el estudio	160

	de la marcha protésica transfemoral.	
Fig. 72	Amputación femoral y reconstrucción de la miodesis en OpenSim.	161
Fig. 73	Sistema de entradas y salidas para cada uno de los sistemas definidos por las herramientas de simulación de OpenSim	162
Fig. 74	.Objetivo de estudio explicar cada uno de los sistemas de entrada y salida de cada una de las herramientas usadas para el propósito del tema de estudio en la presente tesis.	163
Fig. 75.	Tercer objetivo de estudio para el tema de investigación comparación de resultados entre dos tipos distintos de marcha	165

LISTA DE GRAFICAS

Número		Página
Graf. 1	Porcentaje de amputaciones en el mundo según el tipo de caso	15
Graf. 2	Tipos de prótesis de rodilla por indicación y función	42
Graf. 3	tipos de pie por aplicación y función	43
1Graf. 4	Biomecánica de la marcha y grados adaptación	53
Graf. 5.	Patrones de activación de los músculos durante la marcha	57
Graf. 6	fuerza de reacción generada en la marcha	58
Graf. 7	fuerza de reacción de las articulaciones de cadera rodilla y tobillo y sus funciones en el tiempo.	63
Graf. 8	Graficas del torque en las articulaciones de cadera rodilla y tobillo	64
Graf 9	Potencia articular de la cadera la rodilla y el tobillo comparada con el momento articular y la rotación articular	65
Graf. 10	Naturaleza del modelado Dinámico según Webb	71
Graf. 11	Análisis y modos de la simulación de la marcha humana	76
Graf. 12	Metodologías base utilizadas para análisis de la marcha humana	77
Graf. 13	Muestra de datos de 2346 datos de 46 muestras con 51 tiempos para la rodilla de 0 a 100%.	78
Graf. 14	Movimiento espacial del pie, la rodilla y la cadera de la marcha normal humana de 0 a 100% durante 4 ciclos.	79
Graf. 15	Implementación de las funciones obtenidas sobre un modelo bidimensional en Working Model	82
Graf. 16	Resultados de la simulación de marcha para 5 pasos	84
Graf. 17	Fuerza de reacción de las articulaciones de cadera rodilla y tobillo y sus funciones en el tiempo	88
Graf. 18	Graficas del torque computado en cadera rodilla y tobillo para análisis	89

Grafica 19	Reporte Clínico con parámetros espacio-temporales	149
Grafica 20.	Reporte Clínico con datos cinemáticos	150
Grafica 21.	Reporte Clínico con Momentos y Fuerzas de Reacción	151
Grafica 22.	Cinética, Cinemática y fuerzas de reacción de referencia para comparación.	152
Graf. 23.	Objetivos del tema de investigación	155
Graf. 24	Problema, pregunta e hipótesis del tema de investigación	156
Graf. 25.	Antecedentes del estudio de la marcha en OpenSim	158
Graf. 26	Graf. 26. Modelo de simulación para propósito del tema de estudio con OpenSim.	159
Graf. 27.	Aportes de los resultados del estudio de marcha con prótesis transfemoral.	178

TABLA DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1 Músculos Plantiflexores.....	170
Ilustración 2 Flexores de la rodilla y cadera.....	171
Ilustración 3 Músculos flexores	172
Ilustración 4 Comparación momentos pierna derecha, pierna amputada, patrón normal.....	173
Ilustración 5 Acción Glúteo Mayor	174
Ilustración 6 Acción del ilipsoas	174
Ilustración 7 Acción del rectofemoral.....	175
Ilustración 8 Comparación de ciclo de marcha con activación muscular cuádriceps.....	176
Ilustración 9 Balanceo medio lateral.....	177
Ilustración 10 Knee Flex-Extension	177
Ilustración 11 Escoliosis dorso lumbar izquierda en C.....	178
Ilustración 12 Hip_ Flex Yesit Vs Normal.....	179
Ilustración 13 Hip_ Adduction Yesid Vs Normal	180

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Villacrosa J.A. Amputaciones del miembro inferior en cirugía vascular, un problema multidisciplinar. "aspectos históricos de las amputaciones de miembro inferior. Barcelona: Glosa 2008.
- [2] Dispositivos prótesis de miembro inferior. <http://prosthetics.umwblogs.org/>
- [3] Couch NP, David JK, Tilney NL, Crane C. Natural history of the leg amputee. *Am J Surg.* 1977 Apr;133(4):469-73.
- [4] Castaño A, Guerrero E, Ramírez J. Parámetros de diseño de una prótesis de rodilla en Colombia A. IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health IFMBE Proceedings Volume 18, 2008, pp. 770-773.
- [5] Gómez JC, Orozco S, Tamayo J. Prótesis externa de rodilla: estado del arte en Colombia IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health IFMBE Proceedings Volume 18, 2008, pp. 779-782.
- [6] Ramos R, Baryolo A. Rehabilitación del amputado de miembro inferior. Disponible en: *medicina de rehabilitación cubana* <http://rehabilitacion.sld.cu>. 2005. Habana, cuba.
- [7] Cifras oficiales de discapacidad en Colombia, por el departamento administrativo nacional de estadísticas (DANE). Disponible en: <http://www.dane.gov.co/files/censo2005/discapacidad.pdf>
- [8] Registro de localización y caracterización de las personas con discapacidad. Departamento administrativo nacional de estadísticas (DANE). Disponible en: http://www.dane.gov.co/files/investigaciones/fichas/poblacion/ficha_discapacidad.pdf
- [9] Hernández G. Minas antipersonales en Colombia, costo físico y emocional Umbral Científico. Numero 002 Fundación Universitaria Manuela Beltrán, Bogotá Colombia. Disponible en: <http://www.redalyc.uaemex.mx/pdf/304/30400203.pdf>
- [10] "Las minas terrestres y su eliminación "Revista Internacional de la Cruz Roja. No 130 Julio-Agosto de 1995.
- [11] Informe Anual de Derechos Humanos y Derecho Internacional Humanitario 2010, Observatorio 2010, Observatorio del Programa Presidencial de Derechos Humano y DIH.
- [12] Rodríguez-Piñero, Bravo-Ferrer. Rodillas protésicas. Clasificación e indicaciones clínicas Unidad de prótesis. Rehabilitación Vol. 37. Núm. 04. Julio 2003.
- [13] Bryce M. Physical therapy after amputation the Treatment of the Unilateral Lower Extremity Amputee. University of Wisconsin press. 1954.
- [14] Garrison S. Handbook of physical medicine and rehabilitation 2º Edition. Philadelphia: W.B. Saunder; 1990.
- [15] Manual de Ortesis. Universidad de New York 1988.

- [16] Bukowski E. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles. PHYS THER. 2006; 86:595-596.
- [17] Torres M. Fisiología Articular, Esquemas comentados de mecánica humana. Tomo II 5º Ed. Castilla, 1998.
- [18] Ducroquet R. Marcha normal y patológica, Madrid, España.
- [19] Ugalde C. Marcha humana.
- [20] Winter D. Biomechanics and motor control of human movement., 2º Ed. Ontario, 1990.
- [21] Vaughan C, Davis B, O'Connor J. Dynamics of human gait, 2º Ed. South África.
- [22] Sánchez J, Prat J. Biomecánica de la Marcha Humana Normal y Patológica. Instituto de Biomecánica de Valencia - IBV. 1994.
- [23] Perry J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. 2º Ed. SLACK Incorporate, 2010
- [24] Barr A. Biomecánica de la marcha Ann E Barr, Sherry I Backus Capitulo 18 Biomecánica de la marcha.
- [25] Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 2 Ed: Jhon Wiley; New York. 1990
- [26] Castellano M. Sobre el modelado en biomecánica y mecanobiología. Disponible en: <http://acz.unizar.es/ImageServlet?mod=publicaciones&subMod=discursos&archivo=Doblare.pdf>
- [27] Roa M. Modelamiento y simulación de la caminata bípeda. Tesis de maestría en automatización industrial, Facultad de ingeniería, Universidad Nacional de Colombia Sede Bogotá. 2004.
- [28] Stauffer Y, Clavel R, Brodar R. Design of a new lower extremity orthosis for overground gait training with the WalkTrainer Yves Allemand. kyoto Japan 2009.
- [29] Racic, V.; Pavic, A.; Brownjohn, J. M. W. Experimental identification and analytical modelling of human walking forces. Journal of Sound and Vibration, Volume 326, Issue 1-2, p. 1-49.
- [30] Dundass C. Yao G. Mechefs C. Initial Biomechanical Analysis and Modeling of Transfemoral Amputee Gait. JPO 2003 Vol. 15, Num. 1 pp. 20-26
- [31] Modelando la marcha humana. Disponible en: <http://www.youtube.com/watch?v=SLI7zcyV-n0&context=C265ffAD0EgsToPDskKpYjAXExrMxkV2hmd>
- [32] Jamshidi N. Gait modeling for assessment of ankle-foot orthosis on simmechanics Iran 2008.
- [33] Kuo A. The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. Human Movement Science. 26:617-656, 2007.
- [34] Tesis: Modelamiento de la marcha humana mediante herramientas de simulación dinámica Solid edge, Luis Fernando Vargas Tamayo Universidad Nacional de Colombia Bogotá Colombia 2007.

- [35] L. E. Contreras. Modelamiento de la marcha humana por medio de gráficos de unión TM sim 20. Revista Tecnura. ISSN 0123921X Año 2005 Numero 16. Universidad Distrital Francisco José de Caldas.
- [36] OpenSim Software. Disponible en: <https://simtk.org/home/opensim>
- [37] Anderson F, Chand J, Guendelman E., Arnold A, Delp S. SimTrack: Software for Rapidly Generating Muscle-Actuated Simulations of Long-Duration Movement. Stanford University, Stanford, California, United States of America. OpenSim document.
- [38] Opensim. Manual Support . <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/>
- [39] Chand T. John. Residual Reduction Algorithm (RRA), November 4, 2008
- [40] Thelen DG, Anderson FC. Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *J Biomech.* 2006;39(6):1107-15.
- [41] Thelen DG, Anderson FC, Delp SL. Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *J Biomech.* 2003 Mar;36(3):321-8.**
- [42] Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, Guendelman E, Thelen DG. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2007 Nov;54(11):1940-50.**
- [43] Zmitrewicz RJ, Neptune RR, Sasaki K. Mechanical energetic contributions from individual muscles and elastic prosthetic feet during symmetric unilateral transtibial amputee walking: a theoretical study. *J Biomech.* 2007;40(8):1824-31.**
- [44] <http://www.accioncontraminas.gov.co/estadisticas/Paginas/victimas-minas-antipersonal.aspx> Programa presidencial acción contra las minas anti persona/Estudio de factibilidad técnico y comercial prótesis de miembro inferior indumil/Dirección para la acción integral contra las minas antipersonas/Hospital Militar 2014
- [45] Zajac FE, Gordon ME. Determining muscle's force and action in multi-articular movement. *Exercise Sports Sci. Rev.* 1989 Nov;17: 187-230
- [46] Henninger HB, Reese SP, Anderson AE, Weiss JA. Validation of computational models in biomechanics. *Proc Inst Mech Eng H.* 2010;224(7):801-12. Review.
- [47] M Tanaka, S Wada, M Nakamura. Computational biomechanics, Tokyo:Springer, 2012, p.181
- [48] Steele KM, Demers MS, Schwartz MH, Delp SL. Compressive tibiofemoral force during crouch gait. *Gait Posture.* 2012 Apr;35(4):556-60.
- [49] Robert J. Zmitrewicz, Richard R. Neptune, Kotaro Sasaki. Mechanical energetic contributions from individual muscles and elastic prosthetic feet during symmetric unilateral transtibial amputee walking: A theoretical study, University Station C2200, Austin, TX 78712, USA, July 2006.**

- [50] Moon F. Applied Dynamics with Application to multi-body and Mechatronics System Cornell University 1998 USA.
- [51] Dynamic simulations of Multibody systems, Springer New York, 2001.
- [52] Díaz J, Jiménez D. Análisis cinemático de la marcha humana normal en tres dimensiones. tesis, Universidad de América, Facultad de Ingeniería Mecánica, Bogotá D.C., 2004,
- [53] Rodrigo S.E., Modelación y Simulación de la Marcha Humana. San Juan: Editorial UNSJ, 2008.
- [54] M. P. Tavares da Silva, Human Motion Analysis Using Multibody.
- [55] Bernal, M. y Cepeda H. Análisis de la Marcha Humana. Universidad Nacional de Colombia – Bogotá, Colombia Tesis 1986.
- [56] Modelo de Seguimiento del Centro de Masa para el Análisis Cinemática de la Marcha, Fabio Martínez Carrillo Universidad Nacional de Colombia 2009 Tesis.
- [57] Raymond T. SWei S. Adrian H, Daniel B. Virtual people: Capturing human Models to populate virtual worlds. Computer Animation. Pages 174–185., 1999.
- [58] Benavidez C, Noguera A, a Torres A. Análisis de biomecánica digital en marcha protésica de paciente con amputación por encima de rodilla. 1. Grupo de Instrumentación y Rehabilitación Biomédica GIRB.Universidad Manuela Beltrán, Bogotá, Colombia. 2009
- [59] Piazza J, Delp S. Three Dimensional Dynamic Simulation of Total Knee Replacement Motion during a Step-Up Task. J Biomech Eng. 2001; 123:599-606.**
- [60] M. Nordin, V. Frankel, Biomecánica básica del sistema musculoesqueletico. 3ra Edición, Santafé de Bogotá: McGraw-Hill Interamericana, 2004.
- [61] Viel E. Faig J. Traducción de : La marche humaine, la course et le saut: biomecanique, explorations, normes et dysfonctionnements. Elsevier España, 2002.
- [62] Pandy M. Simple and complex models for studying muscle function in walking., The Royal society, Disponible en:, <http://www.pubmedcentral.nih.gov/picrender.fcgi?artid=1693253&blobtype=pdf> - 11 Agosto de 2003.**
- [63] Friedl De Groot. Et.al Task constraints and minimization of muscle effort result in small number of muscle synergies during gait, Frontiers in computational neuroscience 18 sept 2014**

Maestría en Ingeniería, Ingeniería Mecánica.
Universidad Nacional de Colombia
2015

Aprobada por _____

Presidente del comité supervisor

Programa autorizado para obtener la maestría

Fecha

Nota de aceptación:

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

Fecha
