

ALINEACIÓN EN PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR POR ENCIMA DE RODILLA

SARA SALAZAR SALGADO



**ESCUELA DE INGENIERÍA DE ANTIOQUIA
UNIVERSIDAD CES
INGENIERÍA BIOMÉDICA
ENVIGADO
2012**

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

ALINEACIÓN EN PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR POR ENCIMA DE RODILLA

SARA SALAZAR SALGADO

Trabajo de grado para optar al título de Ingeniera Biomédica

Andrés Torres Velásquez

Ingeniero Mecánico, Magister en Ingeniería



**ESCUELA DE INGENIERÍA DE ANTIOQUIA
UNIVERSIDAD CES
INGENIERÍA BIOMÉDICA
ENVIGADO
2012**

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

A Dios y a mis padres y familiares quienes estuvieron
conmigo en cada momento e hicieron esto posible.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

AGRADECIMIENTOS

Mis más sinceros agradecimiento a todas las personas que de una u otra manera ayudaron en el desarrollo del proyecto. A mi director de tesis Andrés Torres por su apoyo y asesoramiento constante, a la Ingeniera Biomédica Diana Trochez y al Bioingeniero Javier Esteban García por su colaboración con los equipos usados y su acompañamiento en la mayor parte de las fases del trabajo. De igual forma, doy gracias a los talleres de prótesis visitados que me abrieron las puertas y estuvieron siempre disponibles, a la Escuela de Ingeniería de Antioquia y la Universidad CES por brindarme los recursos necesarios para llevar a cabo el proyecto.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN.....	14
1. PRELIMINARES.....	16
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	16
1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO.....	17
1.2.1 OBJETIVO GENERAL.....	17
1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	17
1.3 MARCO DE REFERENCIA.....	18
1.3.1 ESTADO DEL ARTE.....	18
1.3.2 AMPUTACIÓN DE MIEMBRO INFERIOR.....	20
1.3.3 ALINEACIÓN ANATÓMICA DE MIEMBRO INFERIOR.....	21
1.3.4 PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR.....	22
1.3.5 ANÁLISIS DE MOVIMIENTO.....	28
1.3.6 MÉTODOS DE MEDICIÓN DE GASTO ENERGÉTICO.....	29
1.3.7 FASES DE LA MARCHA.....	33
2. METODOLOGÍA.....	36
2.1 RECOPIACIÓN Y ESTUDIO DE LA INFORMACIÓN.....	36
2.2 PROTOCOLO DE ALINEACIÓN Y VALIDACIÓN DE EQUIPOS.....	36
2.3 SELECCIÓN DE VOLUNTARIOS.....	37
2.4 PRUEBA PILOTO.....	38
2.5 RECOLECCIÓN DE DATOS.....	38
2.6 PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	38
3. ALINEACIÓN EN PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR POR ENCIMA DE RODILLA.....	40
3.1 MATERIALES.....	40
3.2 RECOPIACIÓN Y ESTUDIO DE LA INFORMACIÓN.....	41
3.2.1 ORTHOPRAXIS.....	41
3.2.2 ORTOPÉDICA TAO.....	42

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

3.2.3	MAHAVIR K-MINA	42
3.2.4	MÉTODOS DE ALINEACIÓN	43
3.3	PROTOCOLO DE ALINEACIÓN Y VALIDACIÓN DE EQUIPOS.....	51
3.4	SELECCIÓN DE VOLUNTARIOS.....	51
3.5	PRUEBA PILOTO	52
3.6	RECOLECCIÓN DE DATOS	54
3.7	ANÁLISIS DE RESULTADOS	57
3.7.1	VOLUNTARIO 1.....	57
3.7.2	VOLUNTARIO 2.....	60
3.7.3	VOLUNTARIO 3.....	62
3.7.4	VOLUNTARIO 4.....	64
4.	DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	67
5.	CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES	70
6.	BIBLIOGRAFÍA	74

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

LISTA DE TABLAS

	pág.
TABLA 1. DESCRIPCIÓN DE LOS SUBPERÍODOS DE LA MARCHA.....	34
TABLA 2. INFORMACIÓN DE LOS VOLUNTARIOS	52
TABLA 3. RESULTADOS CGMED	54
TABLA 4. RESULTADOS CONSUMO ENERGÉTICO.....	54
TABLA 5. RESULTADOS CGMED	55
TABLA 6. RESULTADOS CONSUMO ENERGÉTICO.....	57

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

LISTA DE FIGURAS

	pág.
FIGURA 1. PARTES DEL PIE.....	11
FIGURA 2. NIVELES DE AMPUTACIÓN EN MIEMBROS INFERIORES.....	20
FIGURA 3. NIVELES DE AMPUTACIÓN DE PIE.....	21
FIGURA 4. ALINEACIÓN ANATÓMICA DEL FÉMUR EN PERSONA AMPUTADA Y NO AMPUTADA	21
FIGURA 5. COMPONENTES DE UNA PRÓTESIS TRANSFEMORAL.....	23
FIGURA 6. ADAPTADOR PIRÁMIDE: MACHO Y HEMBRA	25
FIGURA 7. COMPONENTES DEL ADAPTADOR HEMBRA.....	26
FIGURA 8. LÍNEAS DE REFERENCIA EN LOS PLANOS FRONTAL Y SAGITAL.....	27
FIGURA 9. FASES DE LA MARCHA: SOPORTE Y BALANCEO	35
FIGURA 10. MONITOR DE FRECUENCIA CARDIACA POLAR F11.....	40
FIGURA 11. UNIDAD INERCIAL DE MEDIDA INALÁMBRICA MARCA TRIVISIO COLIBRI Y LA ANTENA RECEPTORA (DONGLE)	41
FIGURA 12. ENCAJES PREFABRICADOS Y MOLDE HECHO CON BANDAS DE YESO.....	44
FIGURA 13. ALINEADOR CON TECNOLOGÍA LÁSER PATENTADO POR MAHAVIR K-MINA.....	44
FIGURA 14. MOLDE NEGATIVO MONTADO EN EL ALINEADOR PARA LA FABRICACIÓN DEL MOLDE POSITIVO	45
FIGURA 15. MOLDE DE LA PIERNA COMPLETA EN YESO Y PARTE EXTERNA DE LA PRÓTESIS.....	45
FIGURA 16. PRÓTESIS TRANSFEMORALES CON DIFERENTES TIPOS DE ARTICULACIÓN DE RODILLA.	46
FIGURA 17. PRÓTESIS TRANSTIBIAL TERMINADA EN LOS PLANOS SAGITAL Y FRONTAL.	46

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

FIGURA 18. COMPONENTES DE UNA PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR: PIE, VÁSTAGO, RODILLA Y SOCKET.....	47
FIGURA 19. PROCESO DE UBICACIÓN DE LOS COMPONENTES DE LA PRÓTESIS.....	47
FIGURA 20. ALINEACIÓN EN EL PLANO FRONTAL: ANTERIOR Y POSTERIOR.....	48
FIGURA 21. ALINEACIÓN EN EL PLANO SAGITAL: LATERAL Y MEDIAL.....	48
FIGURA 22. ALINEACIÓN ESTÁTICA.....	49
FIGURA 23. ALINEACIÓN DINÁMICA.....	50
FIGURA 24. ACABADOS FINALES DE LA PRÓTESIS LUEGO DE DETERMINAR LA ALINEACIÓN FINAL.	50
FIGURA 25. METODOLOGÍA DE PRUEBA: UBICACIÓN DE SENSORES, MEDICIÓN DEL CENTRO DE GRAVEDAD Y TOMA DE VARIABLES EN BANDA.....	53
FIGURA 26. ALINEACIONES DE LAS PRUEBAS 1, 2 Y 3: ALINEACIÓN INICIAL, MODIFICACIÓN HACIA VARO Y MODIFICACIÓN HACIA VALGO.....	53
FIGURA 27. RESULTADOS DE TRES VOLUNTARIOS DE SU HUELLA PLANTAR Y SU PSEUDOCOLOR CON CADA ALINEACIÓN.....	56

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

LISTA DE ANEXOS

	pág.
ANEXO 1: PROTOCOLO DE CAMBIO DE ALINEACIÓN	78
ANEXO 2: CONSENTIMIENTO INFORMADO	81
ANEXO 3: FORMATO DE AUTORIZACIÓN DE ADULTOS PARA TOMA DE FOTOGRAFÍAS Y VIDEO	84
ANEXO 4: HOJA DE DATOS Y MEDIDAS	85
ANEXO 5: GRÁFICAS DE ACELERÓMETROS	86

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

GLOSARIO

VALGO: es una característica en el plano frontal en donde se presenta una aproximación de las rodillas hacia la línea media.

VARO: es una característica en el plano frontal en donde se presenta una inclinación hacia fuera de las rodillas, alejándose de la línea media.

CENTRO DE GRAVEDAD: es el sitio donde se ubica el resultante de todas las fuerzas experimentadas en un cuerpo

RETROPIÉ: porción posterior del pie conformado por el astrágalo y la articulación subastragalina.

MEDIOPIÉ: porción medial del pie formada por los huesos escafoides, cuboides y las tres cuñas.

ANTEPIÉ: porción anterior del pie formada por los metatarsianos y las falanges.

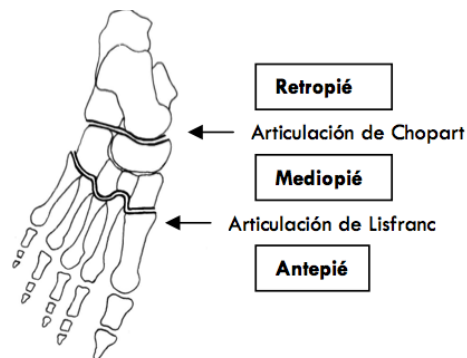


Figura 1. Partes del pie. Tomado de <http://www.sitiox.com.mx/traumatologiayortopedia/presentaciones/docto11.pdf>

RESUMEN

En las prótesis de miembro inferior, la *alineación* es uno de los factores más determinantes en la comodidad del usuario y en el cumplimiento de su función de reemplazo de una extremidad. Es por esto, que el realizar cambios en ella puede acarrear consecuencias importantes en la eficiencia biomecánica y fisiológica de la marcha y de otras actividades de la vida diaria del usuario. Este trabajo describe el desarrollo de un estudio sobre el efecto de cambiar la alineación en el plano frontal en el consumo energético, la frecuencia cardiaca, la huella plantar, el centro de gravedad, la aceleración y las características de la marcha. Para esto se realizaron pruebas con cuatro voluntarios amputados por encima de rodilla en tres diferentes casos de alineación: la alineación realizada por el técnico protesista, variación de la alineación hacia varo y luego alternándola hacia valgo. En cada una se midió el centro de gravedad y la huella plantar por medio del equipo CgMED y un podoscopio respectivamente y se pidió al voluntario que caminara por una banda a una velocidad cómoda seleccionada por el mismo por diez minutos con cada alineación. En este tiempo se recolectaron los datos de aceleración, frecuencia cardiaca promedio y máxima, calorías consumidas y características de marcha por medio de dos acelerómetros, un monitor de frecuencia cardiaca y una cámara de video. La información recopilada fue procesada y posteriormente analizada por un médico, dos ingenieros expertos en biomecánica y la estudiante del presente trabajo con el fin de obtener conclusiones acerca del efecto de diferentes alineaciones en la prótesis. Los resultados obtenidos muestran que hay características que se repiten en todos los voluntarios en cada una de las pruebas, pero también diferentes beneficios en los cambios de alineación para cada uno de ellos. Se concluye que realizando un análisis integral de variables biomecánicas y fisiológicas con cada persona amputada, puede obtenerse una marcha más eficiente, aumentando su integración en la sociedad y mejorando de esta manera su calidad de vida.

Palabras clave: alineación, centro de gravedad, consumo energético, varo de rodilla, valgo de rodilla.

ABSTRACT

The alignment of lower limb prosthetics is one of the most important factors of effective limb replacement due to its impact on the user's comfort and on the accomplishment of their prosthetic function. In light of this, changes in prosthetic limb alignment could result in significant consequences for the user in the efficiency of biomechanical and physiological gait and other activities of daily living. The present work describes a study on the effects of changing the alignment in the frontal plane on the energy consumption, heart rate, footprint, center of gravity, acceleration and gait patterns. To achieve this goal, tests were made in four AK (Above Knee) amputees' volunteers, whom were evaluated in three different cases: the alignment made by the prosthetist technician, changing the prosthetic alignment to varus, and then alternating alignment to valgus. In each test, the center of gravity and the footprint were measured with the devices, CgMED and a podoscope, respectively. Each volunteer was asked to walk on a treadmill at a self-selected comfortable speed for 10 minutes with each alignment. During this time, acceleration, average and maximum heart rate, consumed calories and gait patterns were collected using accelerometers, a heart rate monitor and a video camera. This information was processed and then analyzed by a group formed by a medical doctor, two engineers experts in biomechanics and the student of the present work. The results show that some characteristics are the same in all subjects on each test, but reflect different benefits of the alignment modifications for each of them. It can be concluded that making an integral analysis of biomechanical and physiological variables with each amputee, could result in a more efficient gait, increasing their society integration and improving their quality of life.

Key words: alignment, center of gravity, energy consumption, knee varus, knee valgus.

INTRODUCCIÓN

Para las personas amputadas de miembro inferior, la función y el confort son los aspectos más importantes para el rechazo o aceptación de una prótesis y están fuertemente ligados a la alineación o ubicación espacial de los componentes (Pitkin, 2010). El lograr una correcta alineación ocasiona numerables beneficios para la persona: distribuir el peso del miembro amputado de manera uniforme, lo que lleva a una mejor circulación y menor riesgo de daños en el tejido cutáneo; desencadenar una marcha lo más natural posible; optimizar el gasto energético y proveer una mejor apariencia física (Zahedi, Spence, Solomonidis, & Paul, 1986). A pesar de la evidente importancia de este parámetro, en Colombia la elección de la alineación óptima ha estado basado hasta ahora principalmente en la experiencia de las pocas personas conocedoras del tema y en técnicas de ensayo y error, llevando a resultados empíricos y poco objetivos (Agencia de noticias UN, 2008).

En el presente trabajo se desarrolla un estudio en personas amputadas que tiene como objetivo determinar el efecto de las modificaciones de la alineación de la prótesis en el consumo energético, la frecuencia cardíaca, la huella plantar, el centro de gravedad, la aceleración y las características de la marcha; proporcionando bases y argumentos objetivos para elegir la que garantiza un desplazamiento eficiente en términos físicos, fisiológicos y biomecánicos.

Para lograr el objetivo expuesto anteriormente, el trabajo fue dividido en cinco fases. La primera fase es la recopilación y estudio de información, en donde se realizó una búsqueda bibliográfica, se visitaron los principales talleres de prótesis de la ciudad, además de entrevistas a conocedores del tema de prótesis. La segunda, es el diseño de un protocolo de alineación, donde se describe la metodología de la toma de muestras con los voluntarios seleccionados y la verificación de los equipos a usar, realizando pequeñas pruebas con cada uno de ellos y comprobando su correcto funcionamiento. La tercera fase consistió en la selección de voluntarios que hicieron parte del estudio, teniendo en cuenta los siguientes parámetros de inclusión: el tipo de rodilla (monocéntrica de fricción constante o policéntrica neumática), el tiempo amputación y de uso de prótesis y el lugar de residencia (Medellín). La cuarta fase fue la realización de las pruebas que consistió en la obtención de videos de marcha y datos de acelerometría, consumo energético, frecuencia cardíaca, centro de gravedad y huella plantar por medio de cámaras de video, acelerómetros, monitor de frecuencia cardíaca, el equipo CgMED y un podoscopio, siguiendo los pasos descritos en el protocolo. Por último, se realizó el procesamiento de los datos obtenidos y su análisis contando con la asesoría de un médico conocedor del

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

tema de marcha, dos ingenieros expertos en biomecánica y la estudiante del presente trabajo, obteniendo conclusiones acerca del efecto de diferentes alineaciones en las prótesis de miembro inferior por encima de rodilla.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

1. PRELIMINARES

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Colombia es el segundo país con mayores índices de discapacidad después de Brasil. Según el Banco Interamericano de desarrollo, por cada 100 Colombianos 6,3 tienen una limitación permanente, lo que equivale a un poco más de dos millones de personas. Dentro de estas, el 20% presenta dificultad para caminar y desplazarse, en su mayoría debido a amputaciones de miembro inferior (Departamento Administrativo Nacional de Estadística, 2004).

Las amputaciones son definidas como la “resección completa y definitiva de una porción o totalidad de una extremidad” (Ocampo, Henao, & Vasquez, 2010), cuyas causas van desde infecciones y enfermedades, accidentes y desastres naturales, hasta guerra y violencia. En este último punto, la situación de Colombia es bastante preocupante ya que en promedio se registran tres muertos, heridos y mutilados diarios por minas antipersonales, ubicándose en el cuarto lugar después de Chechenia, Afganistán y Cambodia en cantidad de víctimas con este tipo de arma (Presidencia de la república, 2012). Esta alarmante situación ha conmovido a organismos internacionales, quienes por medio de leyes y políticas de inclusión han comprometido a los gobiernos de cada país a proporcionar ayudas técnicas, condiciones de salud favorables y un ambiente adecuado y accesible que le permita a esta población ser incluida en la sociedad, llevar sus actividades rutinarias de la mejor manera posible y garantizar su calidad de vida, haciendo valer sus derechos como seres humanos (World Health Organization, 2005)

Para las personas con amputación de miembro inferior, la actividad más influyente en la recuperación de su autonomía y calidad de vida, es el poder caminar y desplazarse. Aunque el uso de prótesis lo ha posibilitado en gran medida, se siguen presentando inconformidades en la comodidad (52%), función (38%), estética (7%) y costo (4%), lo que demuestra lo mucho que aún debe avanzarse en el campo. Las dos primeras causas de rechazo de una prótesis están fuertemente relacionadas con la calidad y diseño del socket, el tipo de componentes usados y la alineación (Pitkin, 2010).

En las prótesis de miembro inferior, la alineación se refiere a la ubicación espacial de sus componentes (socket, articulaciones, vástago y pie) de modo que simule el comportamiento dinámico y estático de una pierna sin amputación logrando, si se realiza de forma adecuada, distribuir el peso del miembro amputado de manera uniforme lo que lleva a una mejor circulación y menor riesgo de daños en el tejido cutáneo, desencadenar

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

una marcha lo más natural posible, optimizar el gasto energético y proveer una mejor apariencia física. El concepto de la alineación debe tenerse en cuenta tanto para prótesis por encima como por debajo de rodilla, pero estudios han comprobado que son las primeras las más sensibles a una correcta alineación debido a la ausencia de la compleja articulación de la rodilla (Zahedi, Spence, Solomonidis, & Paul, 1986).

Una prótesis mal alineada puede incrementar el consumo energético del usuario de manera importante, y esto es mucho más evidente en amputaciones transfemorales, ya que cuando se conserva la rodilla el gasto energético aumenta de un 25% a un 40% en promedio, sin embargo cuando esta no está presente el aumento es de un 68% a un 100% debido a la pérdida de los músculos aductores (Ocampo, Henao, & Vasquez, 2010). Además del nivel de amputación, la longitud del muñón es también un factor importante en el cambio de consumo de energía. Los muñones largos, es decir que su longitud es por lo menos el 50% del tamaño original, tienen un incremento de energía mayor a los muñones cortos, cuya longitud es menor al 25% del tamaño original (Rayón, 2007).

Sin embargo, y pese a que es evidente la importancia de una adecuada alineación, en países como Colombia el uso de técnicas confiables que aseguren la correcta posición de los componentes de la prótesis son escasas. Esto se debe a factores como la falta de conocimiento en el tema y de personal entrenado en el mismo, y la poca inversión en investigación e innovación que obligan no solo al uso de estudios, datos, resultados y equipos de otros países diseñados y pensados para otro tipo de población, sino a la adaptación de estos a la nuestra, dejando a un lado las características y necesidades propias que obligan a los usuarios a adaptarse al aditamento cuando debería ser todo lo contrario (Agencia de noticias UN, 2008).

1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO

1.2.1 Objetivo General

Analizar el efecto de la alineación en prótesis AK por medio de análisis de movimiento, acelerometría y parámetros fisiológicos para determinar la combinación que provea una marcha más eficiente y eficaz en una persona.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Diseñar un método de cambio de alineación de prótesis de miembro inferior tipo AK a partir de las prácticas usadas en los talleres locales.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- Analizar el consumo energético y la marcha de los usuarios de miembro inferior con la metodología de alineación anteriormente establecida adquiriendo y convirtiendo los datos proporcionados por los acelerómetros y utilizando videos en los planos frontal y sagital.
- Cuantificar y determinar el cambio de alineación más eficiente para usuarios de miembro inferior analizando y comparando los resultados anteriores con rangos reportados en la literatura.

1.3 MARCO DE REFERENCIA

1.3.1 Estado del arte

En 1986 la administración de veteranos (Veterans Administration) del departamento de asuntos de veteranos de guerra de Estados Unidos, publicó su estudio “Alignment of lower-limb prostheses”, cuyo propósito era determinar los factores que influyen en la elección de la alineación óptima en una prótesis de miembro inferior y su rango de variación aceptable, teniendo en cuenta tanto la experiencia del técnico protesista como la opinión del usuario. Se realizaron pruebas en diez personas amputadas transfemoral y diez transtibial, con varios tipos de alineación incluyendo inclinaciones y traslaciones en los ejes anteroposterior y medial-lateral en diferentes lugares de la prótesis según el nivel de amputación. Se obtuvo una diferencia significativa entre ellas, con lo que pudo concluirse que el rango de tolerancia en el cambio de alineación de una persona amputada es de 148 mm de desplazamiento y 17 grados de inclinación. Se evidenció también que los pacientes con amputación transtibial toleran un mayor rango de variación en la alineación que los que presentan el tipo transfemoral, siendo estos últimos más sensibles a las inclinaciones en el eje anteroposterior que en las del eje medial-lateral debido a la libertad del eje de la rodilla en este primer eje. (Zahedi, Spence, Solomonidis, & Paul, 1986).

En el 2002, la revista “Gait and Posture” publicó un artículo en donde se analizaba el efecto del cambio en la alineación de la prótesis y algunos de sus elementos, en el consumo energético y las características biomecánicas de la marcha de amputados de miembro inferior. Para ello se realizaron cuatro pruebas con dos tipos de amputaciones: transtibiales y transfemorales. En el primer grupo, se realizaron modificaciones en la posición del vástago y se evaluaron seis tipos de pies; en el segundo los cambios en la alineación se llevaron a cabo en la rodilla y se compararon dos de sus tipos. El primer grupo presentó poca variación en el consumo energético con las dos pruebas realizadas, mientras que en el segundo grupo se encontraron diferencias significativas de parámetros metabólicos con ambas pruebas (Schmalz, Blumentritt, & Jarasch, 2002).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Cuatro años después, “Prosthetics and Orthotics International Journal” presentó un estudio en amputados unilaterales transtibiales en donde se evaluaba la simetría de varios parámetros de marcha en ambas extremidades, sana y amputada. Para ello se compararon todas las alineaciones posibles en cada voluntario, las cuales incluían traslaciones e inclinaciones en los ejes anteroposterior y medial-lateral. Los resultados mostraron que no existe una verdadera simetría entre los dos miembros analizados, probablemente debido a que son sistemas biomecánicos diferentes, aunque algunos de los parámetros de marcha, como la longitud y tiempo del paso, así como el tiempo de la fase de apoyo y la flexión total de rodilla durante la fase de oscilación presentan cierta similitud. A pesar de que lo anterior puede ser de gran ayuda para determinar más objetivamente la alineación adecuada que lleve a una mayor simetría en ambos miembros y con ella una marcha más adecuada, deben realizarse más estudios clínicos para comprobarlo (Chown, Holmes, Lee, & Sin, 2006).

El Centro para la Rehabilitación Internacional en Chicago Illinois (The Center for International Rehabilitation), se ha preocupado por la situación de amputados en países en vía de desarrollo. Su artículo “Comparison of a priori alignment techniques for transtibial prostheses in the developing world-pilot study” publicado en Junio de 2007 tenía como propósito valorar tres sistemas de alineación en la fabricación de prótesis de miembro inferior y evaluar la factibilidad de transferir esta tecnología a áreas alejadas en países afectados por minas antipersona. Para esto se requirió de cinco técnicos protesistas y cinco amputados transtibiales. Los primeros debían fabricar tres prótesis cada una con un sistema de alineación diferente para ser probadas en los segundos. Los tres métodos de alineación mostraron excelentes resultados, aunque cada uno presentó sus propias ventajas en términos de facilidad de uso, tecnología y equipo requerido; además se demostró que son ideales para usarse en zonas remotas en países en vía de desarrollo debido a su portabilidad (Reisinger, Casanova, Wu, & Moorner, 2007). La segunda parte de esta investigación fue desarrollada en Nicaragua, en donde se evaluaron los mismos tres sistemas de alineación en una muestra de 30 usuarios de prótesis transtibiales, con los cuales se obtuvieron los mismos excelentes resultados (Reisinger, Casanova, Wu, & Moorner, 2009).

Pueden encontrarse también algunos aportes por parte de países de Suramérica como se describe a continuación.

En el 2011 la revista IEEE publicó un artículo sobre un diseño de prótesis de rodilla para amputados transfemorales desarrollado en Venezuela. Para establecer los criterios del diseño se realizó una revisión del estado del arte sobre los tipos de rodillas comercialmente disponibles y sus ventajas y entrevistas a personas amputadas, intentando establecer los aspectos más buscados en una prótesis. Con la información anterior se construyó un mecanismo de rodilla de cuatro barras que provee mayor

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

estabilidad y control sobre la prótesis. Además se encontró que el ángulo de orientación del miembro inferior era determinante para la alineación, ya que incidía directamente en el centro de rotación del mecanismo de rodilla (Amador, Torrealba, & Muller-Karger, 2011).

La corporación sin ánimo de lucro Mahavir Kmina constituida en el año 2007 en Medellín, Colombia, se ha dedicado a fabricar y colocar gratuitamente prótesis de miembro inferior a todo tipo de amputados. En el año 2008 desarrollaron un sistema de alineación con tecnología láser con el objetivo de definir desde el principio la orientación de los componentes de la prótesis, disminuyendo el tiempo de adaptación y de recuperación del paciente (Mahavir Kmina, 2011) (Naranjo, 2008).

1.3.2 Amputación de miembro inferior

Una amputación puede definirse como la *“resección completa y definitiva de una parte o totalidad de una extremidad”* (Ocampo, Henao, & Vasquez, 2010) debido a infecciones, enfermedades, deformidades congénitas o adquiridas, accidentes o traumas entre otras causas. Tiene como objetivo eliminar el estado patológico de una porción del miembro, evitando que la infección se propague por el resto de este y buscar obtener un órgano en condiciones motoras y sensitivas óptimas para el posterior uso de prótesis, restaurando así la función del miembro y de la persona (Ocampo, Henao, & Vasquez, 2010).

En el miembro inferior existen varios niveles de amputación: desarticulación de cadera, transfemoral o por encima de rodilla (AK), desarticulado de rodilla, transtibial o por debajo de rodilla (BK), desarticulado de tobillo (syeme), amputación transmetatarsal o parcial de pie y amputación digital (Ocampo, Henao, & Vasquez, 2010).

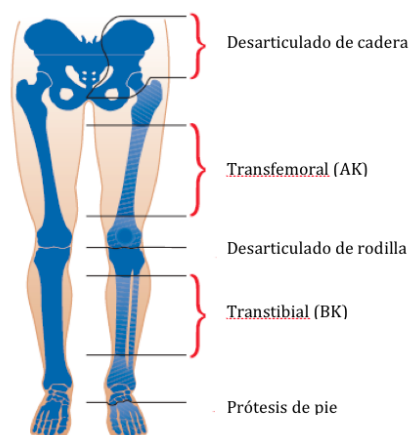


Figura 2. Niveles de amputación en miembros inferiores. Tomado de (Otto Bock, 2000)

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

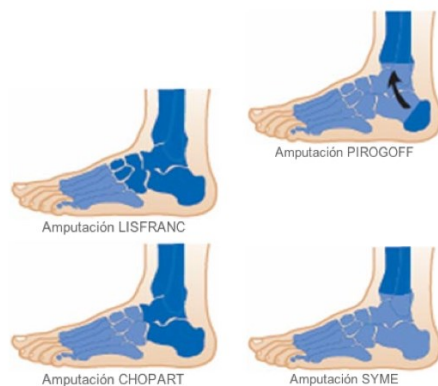


Figura 3. Niveles de amputación de pie. Tomado de <http://www.ortopediacentroamericana.com/protesis.htm>

1.3.3 Alineación anatómica de miembro inferior

El miembro inferior presenta una serie de alineaciones anatómicas que permiten una postura correcta a la hora de permanecer de pie, caminar o llevar a cabo cualquier actividad. Una línea imaginaria, llamada axis, inicia en el centro de la cabeza femoral se dirige al centro de la rodilla y termina en el medio del tobillo, formando ángulos de tres y nueve grados con el eje del fémur y la línea media del cuerpo respectivamente, lo que corresponde a una leve aducción en la alineación del miembro inferior (Ocampo, Henao, & Vasquez, 2010).

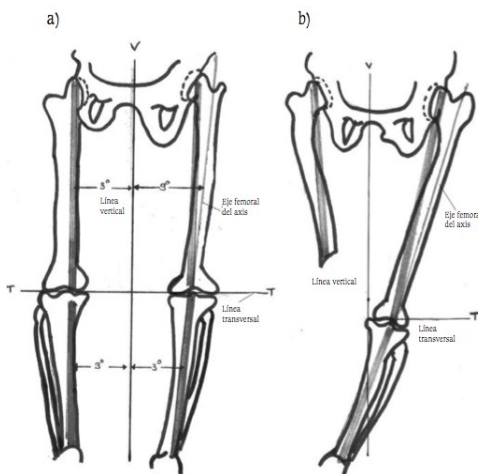


Figura 4. Alineación anatómica del fémur en a) persona no amputada y b) persona amputada. Figura tomada de (Ocampo, Henao, & Vasquez, 2010)

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

En una persona que presenta amputación por encima de rodilla, la posición anterior es difícil de mantener, no solo por el acortamiento del fémur sino también porque es la parte distal de este el lugar de inserción de varios músculos aductores y en especial del aductor mayor, el cual genera mayor fuerza ya que es tres o cuatro veces más largo y posee mayor masa muscular. El acortamiento del fémur lleva a un menor brazo de palanca de este grupo de músculos, lo que aumenta la fuerza que debe aplicarse para lograr llevar la extremidad a la leve aducción anteriormente mencionada, pero debido a que estos músculos no son lo suficientemente fuertes para lograrlo, el muñón permanece en abducción lo que aumenta la inestabilidad y el consumo energético (Ocampo, Henao, & Vasquez, 2010).

La disminución de la fuerza en personas amputadas depende de tres factores: disminución de la masa muscular, fijación muscular inadecuada y atrofia muscular, lo cual lleva a una alteración en el movimiento corporal humano y a un mayor gasto energético. (Ocampo, Henao, & Vasquez, 2010).

1.3.4 Prótesis de miembro inferior

Las prótesis son dispositivos artificiales que reemplazan un miembro perdido debido a una amputación o una malformación genética y cuya función principal es permitir el apoyo en bipedestación, marcha y/o carrera, pero también lograr la amortiguación de impactos y fuerzas del cuerpo, la estabilidad y correcta alineación de los miembros inferiores y permitir la progresión del centro de gravedad durante la marcha. De esta manera el usuario podrá realizar otras actividades de la vida diaria como transferencias, cambios de posición, sedestación, entre otras (Serra Añó).

Para realizar las funciones anteriormente descritas las prótesis se basan en los principios biomecánicos de transferencia de carga desde el muñón hasta el piso y de suspensión entre el muñón y el encaje (Serra Añó).

1.3.3.1 Componentes de las prótesis AK

Este tipo de prótesis están compuestas por cinco elementos:



Figura 5. Componentes de una prótesis transfemoral. Con base en la figura tomada de (Anderson prosthetics)

- **Encaje o socket:** es la segmento que está en contacto con el muñón, tiene la función de contenerlo y sujetarlo y es el único componente diseñado especialmente para cada usuario. Es a este lugar donde finalmente llegará la fuerza vertical que produce el piso, razón por la cual es tan determinante un buen diseño y elección de material para asegurar una adecuada distribución de presiones (Smith, 2004).

Basados en el hecho de que la región isquiática es uno de los sitios que mejor soporta las cargas, se han diseñado dos tipos de socket, el tipo cuadrilátero y el de isquion incluido, que debido a sus buenos resultados son de los más usados actualmente. El primero lleva su nombre debido a que esta es la forma que presenta en una vista transversal y se caracteriza porque la tuberosidad isquiática se mantiene encima del encaje mientras que en el segundo tipo este accidente anatómico si está contenido en el socket, como su nombre lo indica (Smith, 2004). Otro tipo de encaje bastante común es el tipo MAS (Marlo Anatomical Socket), el cual se caracteriza por brindar mayor comodidad y mejor apariencia cosmética al usuario. Esto se logra reduciendo la pared posterior hasta el pliegue del glúteo pero manteniendo encapsulada parte de la rama isquio-pubiana, de esta manera se traslada la zona de contención isquiática de diseños anteriores a una porción más anterior, proporcionando un sistema de carga cuasi hidrostático (Ortiz, 2005).

- **Suspensión:** es el sistema encargado de mantener unidos el muñón y el socket, manteniendo fija la prótesis al cuerpo, evitando que se mueva y manteniendo el fémur en la posición correcta. Entre los tipos de suspensión se encuentran las válvulas de succión, con la que se crea un vacío entre el muñón y el encaje evitando su desplazamiento y las correas o cinturones que se ajustan en la cintura (Smith, 2004).
- **Rodilla:** es el elemento de mayor complejidad de la prótesis ya que una articulación sana provee movimientos en varios ejes, fuerza y equilibrio a todo el cuerpo, permite la posición sedente y brinda soporte durante la bipedestación. Su funcionamiento general durante la marcha es el siguiente: durante la flexión acorta la extremidad evitando que los dedos toquen el suelo y luego, cuando la cadera se mueve hacia delante, genera extensión de rodilla para depositar todo el peso del cuerpo en ese miembro, lo que proporciona estabilidad durante la fase de apoyo pero a la vez movilidad controlada durante la fase de oscilación (Kapp & Miller, 2009).

Pueden encontrarse varios tipos de rodillas protésicas: las más básicas o monoaxiales permiten la flexión de rodilla durante la fase de oscilación pero activa un seguro que deja la rodilla totalmente extendida y rígida en el apoyo inicial; las rodillas policéntricas son más complejas ya que permiten un mayor rango de movimiento y una mayor estabilidad; para personas más activas se encuentran rodillas hidráulicas que amortiguan la fuerza y permiten mayor velocidad; los avances más recientes incluyen rodillas que contienen micro-controladores que se ajustan tanto al terreno como al usuario asemejándose a una rodilla sana (Kapp & Miller, 2009).

- **Vástago:** es la parte de la prótesis que une la rodilla con el pie. Generalmente es un tubo fabricado de fibra de carbono, titanio u otros materiales ligeros (Kapp & Miller, 2009).
- **Pie-tobillo:** es el primer contacto de la persona amputada con el piso, recibe la fuerza de este y la distribuye a los demás componentes de la prótesis. Un pie sano es capaz de ajustarse y adaptarse a una gran variedad de terrenos produciendo una marcha suave y eficiente en cada uno; esto puede simularse en un pie protésico mediante una correcta articulación de tobillo y el empleo de un material capaz de comprimirse, absorber el golpe y devolverlo en energía para continuar el movimiento de la extremidad. Entre los tipos de pie, encontramos diseños sencillos, generalmente no articulados, fabricados con materiales elásticos usados generalmente por personas con baja actividad física; pies articulados que presentan una mejor respuesta dinámica, pueden ser a su vez de un solo eje o de

múltiples ejes para mayor movimiento y seguridad en superficies irregulares; y pies inteligentes que contienen microprocesadores y simulan el cambio de característica dependiendo del terreno ahorrando aún más energía (Kapp & Miller, 2009).

1.3.3.2 Adaptador de pirámide

Los elementos de conexión son adaptadores que unen el socket y los demás componentes de una prótesis de miembro inferior. En general son fabricados de acero inoxidable, aluminio y titanio, debido a que estos materiales presentan excelentes características en cuanto a resistencia, precio y peso (Rayón, 2007).



Figura 6. Adaptador pirámide: macho (izquierda) y hembra (derecha). Figura tomada de (Endolite)

Uno de los elementos de conexión más usados es el adaptador pirámide, el cual lleva su nombre debido a que consta de una pirámide invertida (adaptador macho) que es introducida en su receptor (adaptador hembra) como puede verse en la Figura 6. Este último posee cuatro tornillos como lo muestra la Figura 7 que pueden ajustarse para lograr la alineación de la extremidad más adecuada para cada persona, reproduciendo en cierto modo su varo/valgo o genu recurvatum/genu flexo en la rodilla y planti/dorsi flexión o supinación/pronación de pie (Endolite).

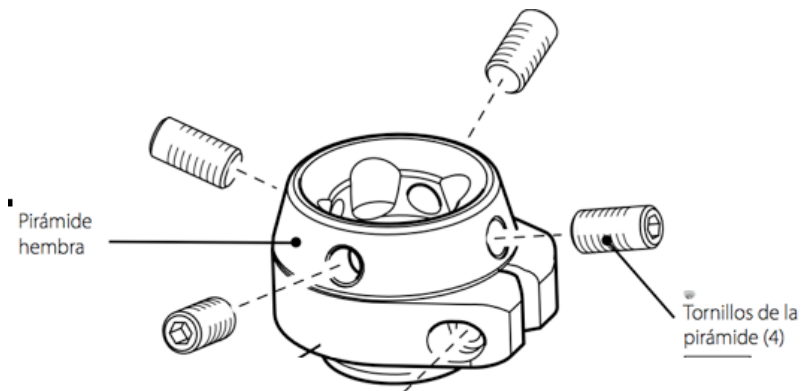


Figura 7. Componentes del adaptador hembra. Tomado de (Endolite)

1.3.3.3 Alineación de prótesis modulares de miembro inferior

El procedimiento para lograr la correcta alineación de prótesis modulares de miembro inferior consta de los siguientes pasos:

Paso 1: Alineación de banco

En esta primera parte se unen todos los componentes protésicos, empezando por el elemento más distal hasta llegar al más proximal: el pie con el vástago, luego este con la rodilla, asegurándose que el eje de esta esté ubicado dos cm por encima del eje anatómico de la pierna sin amputación, y por último el socket sobre la rodilla. Se debe verificar que la longitud total de estos componentes coincida con la medida desde el isquion hasta el piso (Soma, 2007).

En los planos sagital y frontal se tendrán como referencia cuatro líneas verticales: anterior, posterior, medial y lateral que deberán cortarse imaginariamente en el interior de la prótesis y con ayuda de las cuales se verifica lo siguiente (Soma, 2007):

Plano frontal:

- Las líneas anterior y posterior deben cortar el socket de modo que se encuentre distribuido 50% medial y 50% lateral.
- Ambas líneas, anterior y posterior deben pasar por el centro de la rodilla y del tobillo y llegar hasta el primer o segundo dedo en la parte anterior y el centro del tobillo y la mitad del talón en la parte posterior.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Plano sagital:

- Las líneas medial y lateral deben cortar el socket de modo que se encuentre distribuido 50% anterior y 50% posterior.
- Ambas líneas medial y lateral deben pasar dos cm anterior al eje de la articulación de la rodilla y un cm anterior al tercio posterior del pie.

Paso 2: Alineación estática

El objetivo de esta parte es comprobar que la fuerza del peso de la persona y la de reacción que proviene del piso actúen en la misma línea. Se realiza con la prótesis puesta y el usuario en posición bipodal, en la cual deben estar impedidos los movimientos del pie y la flexión de rodilla, teniendo en cuenta lo siguiente (Soma, 2007):

- El eje de la articulación de la rodilla se ubica atrás de la línea de carga para que esta no esté flexionada en posición bipodal.
- Si los músculos se encuentran en buenas condiciones el eje de la rodilla puede acercarse a la línea de carga para hacer la marcha más fisiológica.
- La rotación externa del pie protésico se realiza imitando la orientación del pie sano y su flexión según el tacón del zapato a usar.

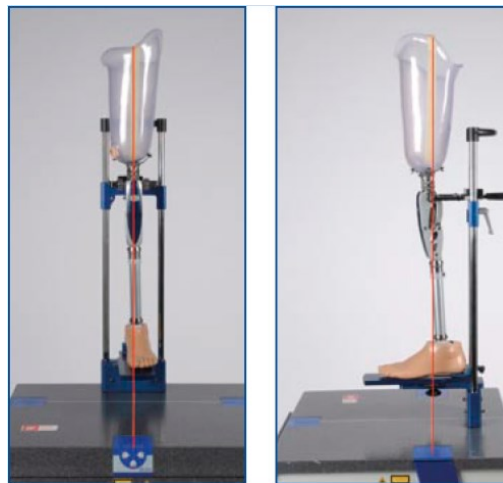


Figura 8. Líneas de referencia en los planos frontal y sagital. Imagen tomada de (Otto Bock Healthcare LP).

Paso 3: Alineación dinámica

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

En esta se evalúa la adaptación de la prótesis al muñón: si la altura es la adecuada (las espinas iliacas, los hombros y los agujeros sacros se encuentran en la misma línea horizontal), el contacto del zapato con el piso se da en las cuatro caras (anterior, posterior, medial y lateral), la marcha en los planos frontal y sagital es correcta. En caso de que alguno de estos no se cumpla, se realizan los ajustes necesarios (Soma, 2007).

1.3.5 Análisis de movimiento

La medición de la actividad física diaria en los seres humanos ha sido uno de los principales intereses de la rehabilitación en los últimos años, pero de todas las actividades que realizamos diariamente, tal vez la marcha es la que mayor información puede proporcionar en cuanto al estado del cuerpo y la interrelación entre sus sistemas. Un monitoreo correcto de la forma y calidad de marcha es considerado de gran ayuda para el diagnóstico, la escogencia de la mejor terapia para el paciente y la posterior evaluación del progreso y de los efectos del tratamiento (Bussman, Culhane, Horemans, Lyons, & Stam, 2004)

En la actualidad existen varios métodos para el análisis de la posición de las diferentes partes del cuerpo durante las fases de la marcha. Entre estos se encuentra el análisis por medio de cámaras y marcadores reflectivos ubicados en puntos anatómicos establecidos, que recogen información detallada de los movimientos de las articulaciones y segmentos corporales para estimar la posición de los miembros en cada fase de la marcha. Generalmente estos sistemas se combinan con plataformas de fuerza que miden los vectores de reacción del piso y cuya información se complementa de manera importante lo anterior. El problema de este sistema es su costo y complejidad, ya que necesita de un gran espacio físico y de dispositivos de procesamiento gráfico de alta velocidad, y su restricción de ser usado dentro de un laboratorio, lo que dificulta la medición de la posición de los segmentos en ambientes cotidianos para el paciente (Liu, Inoue, & Shibata, 2010).

Las unidades de medida inercial (IMUs) han ayudado a resolver algunos de los problemas anteriores. Estos dispositivos generalmente pequeños y más económicos que las cámaras y el software para el análisis de marcha, son componentes electrónicos que integran sensores como acelerómetros, magnetómetros y giroscopios para la medición de la aceleración, campo magnético y velocidad angular respectivamente y reportan el movimiento y orientación que está experimentando una unidad. Su registro puede hacerse en uno o varios planos o ejes espaciales lo que determina si el sensor es uniaxial (un solo eje), biaxial (dos ejes) o triaxial (tres ejes). En la mayoría de ellos puede determinarse la frecuencia de muestreo (cantidad de muestras que se recogen por segundo), la cual es una medida de la precisión del dispositivo: cuanto mayor la frecuencia de muestreo, más información puede obtenerse del movimiento realizado y por lo tanto mayor precisión,

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

pero menor tiempo de registro total por la duración de la batería o el límite de la memoria. Los que se encuentran en el mercado pueden tener capacidad de memoria de horas o hasta días dependiendo de esta última característica (Giménez Bonastre, Alfred Raul, 2010) (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

En el campo de la biomecánica, se han usado para el análisis cualitativo y cuantitativo de la marcha y la posición corporal, la medición del ángulo de las articulaciones, la estimación de la orientación 3-D de los segmentos del cuerpo, entre otros. La desventaja de estos dispositivos es una fluctuación en el offset debido a los cambios mecánicos en el uso y a la variación de la temperatura (Liu, Inoue, Shibata, & Zheng, 2007) (Giménez Bonastre, Alfred Raul, 2010).

Acelerómetro: es un dispositivo que calcula la aceleración experimentada en uno o varios ejes. En su interior contiene dos placas que generan un voltaje, el cual se ve afectado cuando una de ellas varía su posición; este voltaje se relaciona con la aceleración que está experimentando el dispositivo en cada momento. Presenta como característica el ser muy preciso en situaciones estáticas pero puede presentar errores en situaciones dinámicas o vibraciones (Giménez Bonastre, Alfred Raul, 2010).

Giroscopio: es un dispositivo que calcula la orientación basándose en el principio de conservación del momento angular. El sensor genera una diferencia de voltaje que es luego relacionada con la velocidad angular dada en grados por segundo ($^{\circ}/s$). Es importante tener en cuenta que puede presentar un error constante y lineal llamado bias (Giménez Bonastre, Alfred Raul, 2010).

Magnetómetro: es un dispositivo que mide la fuerza y/o dirección de los campos magnéticos experimentados (Giménez Bonastre, Alfred Raul, 2010).

Los sensores que integran las IMUs pueden definirse por su sensibilidad y precisión, el ancho de banda o rango de frecuencia en el que trabaja y la medida máxima que soporta. Para los acelerómetros, esta última se mide con base en la gravedad estándar $g = 9,80665 \text{ m/s}^2$ y por ello puede encontrarse sensores de este tipo con rangos de 1g, 1.5g, 2g, 4g, etc.; para los giroscopios los rangos característicos son $\pm 200^{\circ}/s$, $\pm 300^{\circ}/s$, $\pm 500^{\circ}/s$, etc. y para los magnetómetros la variable es medida en gauss, en donde 1 gauss = 1 maxwell/cm² (Giménez Bonastre, Alfred Raul, 2010)

1.3.6 Métodos de medición de gasto energético

El gasto energético se define como la energía necesaria para realizar un trabajo o actividad física. Esta energía necesaria y el trabajo realizado son variables proporcionales, es decir a mayor intensidad de actividad física, el gasto energético también será mayor, y se relacionan en términos mecánicos mediante el concepto de

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

eficacia mecánica. La eficacia mecánica es una variable que da información acerca de la salud de la persona: en condiciones óptimas de salud se espera que sus actividades se realicen con el mínimo gasto energético, pues es de esta forma como funciona todo los sistemas en el cuerpo humano (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

A continuación se describirán los métodos más usados para la cuantificación de la energía consumida y la actividad física o trabajo mecánico (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

Calorimetría Directa.

Está basada en el concepto de que las reacciones que se llevan a cabo dentro de un organismo (actividad metabólica) en la actividad física son proporcionales a la cantidad de calor disipado durante esta. Debe tenerse en cuenta que el ser humano disipa calor aún en condiciones de reposo, por tanto el calor producido durante cierta actividad no se debe en su totalidad a ella, sino que la energía térmica total será la suma entre la energía térmica en reposo más la producida específicamente durante el trabajo. Por otro lado, debe considerarse también que de la energía producida por los músculos, el 25% se manifiesta como energía mecánica y el 75% como calor, por tanto si lo que deseamos estimar es la energía total usando la calorimetría directa se deberá sumar un 25% más al valor obtenido (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

Para llevar a cabo esta medición de la producción de calor es necesario un calorímetro, una cámara térmicamente aislada, en donde el calor que la persona produce al realizar la actividad se va retirando para que las condiciones térmicas se mantengan y se va midiendo mediante la diferencia de masa de un material que cambia su apariencia física con la temperatura (por ejemplo un cubo de hielo que se transforma en agua) o mediante la variación de la temperatura del agua que pasa por un serpentín ubicado dentro del calorímetro (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

Aunque este método es bastante preciso, su uso se ve limitado a actividades que puedan reproducirse en espacios muy pequeños, cambiando de esta manera las condiciones normales del ejercicio y reduciendo estos a solo unos pocos. Además el costo en su fabricación hace que sólo pueda encontrarse en algunos laboratorios (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

Agua doblemente marcada

Este método se basa en el hecho de que los productos más usados como fuente de energía en el cuerpo humano en las actividades físicas son el CO₂ y el H₂O, y por tanto son una medida de las reacciones químicas productoras de calor (exergónicas). Ambos productos producidos son eliminados por el organismo de forma y velocidad diferente, el

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

primero de ellos debe hacerse rápidamente por medio del sistema respiratorio ya que puede acidificar el medio interno; por el contrario el H₂O puede permanecer por más tiempo y difundirse por los espacios que ya contienen agua, la cual proviene del consumo de líquidos y alimentos. El método se basa entonces en detectar la cantidad de agua procedente de la actividad y diferenciarla del contenido en el organismo; esto se hace suministrando a la persona agua con isótopos especiales que serán luego eliminados mediante saliva, sudor, heces, orina y CO₂ y con esto se medirá la velocidad de producción del agua y la intensidad metabólica (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

Aunque los resultados son bastante cercanos a los obtenidos por el método de calorimetría directa, tiene como limitantes que solo puede realizarse en actividades de larga duración y su alto costo debido a los equipos y al precio de uno de los isótopos requeridos (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

Calorimetría indirecta

Este método se basa en el hecho de que el metabolismo energético se da principalmente mediante el uso de O₂ que es luego convertido en CO₂. El cuerpo posee reservas mínimas de oxígeno, por tanto si se mide su concentración en la inspiración y luego la de CO₂ en la espiración, se estará obteniendo indirectamente la energía utilizada en la actividad a estudiar. La relación entre el CO₂ producido y el O₂ utilizado se llama cociente respiratorio ventilatorio (RER) y varía dependiendo de la sustancia metabolizada (hidratos de carbono, grasas o proteínas). Debido a que en condiciones normales, la contribución energética de las proteínas es muy poca, generalmente se desprecia para calcular la energía producida durante una actividad física y es por ello que se habla del cociente respiratorio no proteico. Conociendo entonces la cantidad de oxígeno utilizado y el rendimiento de este para hidratos de carbono y grasas se calcula fácilmente la energía química producida durante el trabajo físico a estudiar (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

El limitante de este método es que no puede llevarse a cabo en situaciones de ejercicio extremo, ya que allí la acidez del cuerpo cambia y no es posible determinar la cantidad de CO₂ procedente de la oxidación; pero tiene como ventaja que puede realizarse en lugares fuera del laboratorio, debido a que los avances tecnológicos han hecho posible analizadores portátiles de gases (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

La ingesta de energía

Este método estima la energía consumida durante cierta actividad a partir del contenido energético de los alimentos ingeridos. Esto solo puede ser usado si la persona se encuentra en equilibrio energético (lo que ingiere es igual a lo que gasta) si el peso no se

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

ha modificado y si el grado de hidratación es constante (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

Métodos de monitorización de variables fisiológicas

- Frecuencia cardiaca: estima la energía consumida mediante la monitorización de la frecuencia cardiaca (FC), conociendo la relación entre esta y el volumen de oxígeno (VO_2), el cual puede obtenerse por medio de un ergoespirómetro. Esta relación es directamente proporcional pero cambia dependiendo del estado de salud o condición física, aunque en la mayoría de las personas se acerca mucho a la linealidad. El volumen de oxígeno utilizado se multiplica por el rendimiento energético promedio aceptado para el oxígeno (5,05 Kcal/l O_2) obteniendo así el gasto energético durante la actividad estudiada (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

El problema de este método es que sus resultados son seguros solo en ejercicios realizados entre el 25-30% y 70-80% del VO_{2max} y que puede presentar variaciones por cambios en el tipo de contracción, condiciones ambientales o estado nutricional o hídrico. A pesar de ello, tiene importantes ventajas como son su relación costo/beneficio, simplicidad y practicidad (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

- Ventilación pulmonar: se basa en la relación lineal existente entre la ventilación pulmonar y la intensidad de la mayoría de las actividades de la vida diaria, con el condicionante de conocer la curva personal VO_2 -ventilación para obtener resultados adecuados. El problema de este método es la falta de equipos sencillos para la monitorización de la ventilación durante dichas actividades (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).
- Temperatura corporal: se ha comprobado una relación entre la temperatura corporal y la energía gastada, pero se hace difícil su precisión debido al largo tiempo para lograr estabilizar la temperatura corporal, la alteración debido a pequeños cambios y su poca utilidad práctica. A pesar de esto puede usarse como complemento de otros métodos (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).
- Biopsia muscular: consiste en tomar una muestra de un músculo específico antes y después del ejercicio para estimar la energía consumida. Sin embargo este es un método más teórico que práctico debido a la dificultad por su alto nivel invasivo y por presentar el problema aún sin resolver de que antes de el ejercicio los elementos bioenergéticos no son solamente almacenados en el músculo (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- Método de cuantificación de lactato: consiste en la medición de lactato en la sangre ya que es este el producto final del proceso de energía anaeróbica (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).
- Método de recogida de sangre arterial y venosa: consiste en recoger sangre arterial y venosa de un músculo activo con el fin de medir la diferencia de la cantidad de oxígeno, de lactato o energía térmica y el VO_2 utilizado por este. Es un método complejo pero bastante útil a la hora de estudiar el gasto energético de grupos musculares específicos (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

Pulsómetro o monitor cardiaco

Un pulsómetro es un dispositivo diseñado para llevarlo puesto durante el ejercicio y que tiene como propósito medir y registrar la frecuencia cardiaca en pulsaciones por minuto y mostrar esta información instantáneamente. Esta compuesto por dos elementos: un reloj y una banda elástica. La banda se sujeta al torso a nivel del pecho y por medio de electrodos ubicados a ambos lados del corazón, transmite los impulsos eléctricos medidos al reloj, el cual los integra con el tiempo y obtiene la frecuencia cardiaca en cada momento (Segura Falcó, 2007).

La frecuencia cardiovascular es uno de los factores más significativo en el nivel de intensidad de una actividad: cuanto más intensa sea esta, mayor frecuencia cardiaca experimentará quien la esté realizando. Es por eso que la frecuencia cardiaca es una medida indirecta del gasto o consumo calórico. Los pulsómetros actuales tienen entre sus funciones un indicador de consumo de calorías, en la cual deben ingresarse datos propios de la persona como peso, edad, estatura y sexo y por medio de tablas de equivalencia, formulas especiales y la frecuencia cardiaca medida se realiza el cálculo automático de las calorías consumidas en cada momento (Sanchez).

1.3.7 Fases de la marcha

La marcha se define como *“el paso bípedo que utiliza la raza humana para desplazarse de un lugar a otro, con bajo esfuerzo y mínimo consumo energético”* (Daza Lesmes, 2007). Esta actividad integra diversos sistemas y compromete la mayor parte de los segmentos corporales. Es por ello que por medio de su análisis puede determinarse la condición de funcionamiento y discapacidad de un individuo, además de revelar las posibilidades motoras, la capacidad de desempeñar ciertas actividades de la vida diaria y el nivel de interacción social (Daza Lesmes, 2007).

La marcha es entonces una actividad rítmica y cíclica que posee un inicio y un final para cada ciclo. El ciclo de la marcha comenzará con un evento específico y terminará antes de que este se repita con el mismo pie, generalmente el evento utilizado para definir el

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

inicio y fin es el contacto inicial. Este ciclo puede dividirse en dos periodos: soporte y balanceo u oscilación. El primero representa el 62% del ciclo total y describe el contacto del pie con el piso, la transferencia del peso del cuerpo de una extremidad a otra y el avance del pie de soporte. El segundo abarca el 38% del ciclo total y representa el momento en el que la extremidad se encuentra en el aire permitiendo el avance hacia delante (Daza Lesmes, 2007).

Estos periodos presentan a su vez subperíodos, los cuales se describen en la Tabla 1.

Tabla 1. Descripción de los subperíodos de la marcha

Soporte (62%)	Contacto inicial	Primer contacto del pie con el piso, generalmente se realiza con el talón.	
	Respuesta de carga	El pie tiene contacto total con el piso soportando totalmente el peso corporal.	10%
	Soporte medio	El peso se traslada a lo largo del pie hasta el antepié, donde se encuentra la cabeza de los metatarsianos.	20%
	Soporte terminal	El peso se continúa trasladando hacia los dedos, pasando el peso al miembro contralateral.	20%
	Prebalanceo	Comienza con el contacto del miembro contralateral con el piso y finaliza con el despegue de los dedos, transfiriendo el peso totalmente a la otra extremidad.	12%
Balanceo (38%)	Balanceo inicial	Empieza con el despegue de los dedos del piso y finaliza en el momento de flexión máxima de la rodilla (60°); el muslo se encuentra debajo del cuerpo paralelo al miembro contralateral.	13%
	Balanceo medio	La tibia se orienta verticalmente, de forma perpendicular al piso.	10%
	Balanceo terminal	La rodilla se va extendiendo hasta hacerlo completamente para realizar el contacto inicial con el piso.	15%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

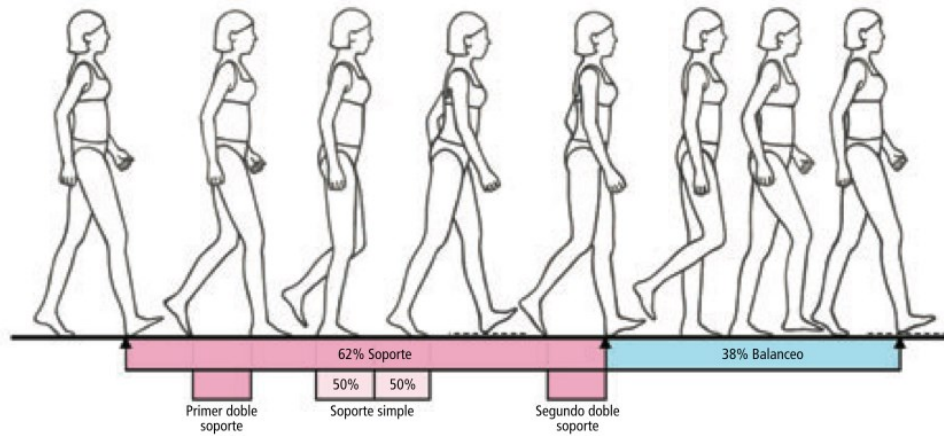


Figura 9. Fases de la marcha: soporte y balanceo. Tomado de (Daza Lesmes, 2007)

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

2. METODOLOGÍA

2.1 Recopilación y estudio de la información

La búsqueda y recopilación bibliográfica se llevó a cabo durante todo el proyecto, en especial en las primeras etapas. Se usaron como recursos bibliográficos, libros a fines al tema, así como artículos relacionados, páginas web, entrevistas con expertos y visitas a los principales talleres de prótesis de la ciudad. Haciendo uso de estos recursos, se indagó y se recolectó teoría sobre las prótesis de miembro inferior y sus componentes, la forma de realizar una correcta alineación tanto en prótesis por encima como por debajo de rodilla, así como investigaciones y publicaciones en el tema de alineación, formas de medir el consumo energético y de análisis del movimiento y posición del cuerpo y sus segmentos.

Se visitaron los principales talleres de la ciudad: Orthopraxis, Ortopédica TAO y Mahavir K-mina y se realizaron entrevistas a los médicos, técnicos e ingenieros de cada lugar. Se conocieron las instalaciones, las personas encargadas de fabricar los componentes protésicos y de realizar los ajustes en ellos. Se observó como se realiza el proceso en general con una persona amputada: consulta con el médico fisiatra y la prescripción de la prótesis según las características de la persona, la toma de medidas y de los moldes negativo y positivo, la fabricación del socket, la unión de todos los componentes, la forma de realizar la alineación de la prótesis y los equipos que se usan para ello, su medición en el paciente y el ajuste y acabado final del dispositivo. Con esto se obtuvo una idea de cómo se encuentra Medellín en la fabricación, modificación y adquisición de tecnología protésica en general.

2.2 Protocolo de alineación y validación de equipos

Para la elección del método de medición del consumo energético se investigó información sobre el tema, se realizó una entrevista a un médico Deportólogo y se tuvo en cuenta la opinión del Ingeniero Andrés Torres Velásquez experto en temas de rehabilitación. Con la información anterior y teniendo en cuenta las características de las personas amputadas y los objetivos del trabajo de grado, se definió el consumo calórico por medio de un medidor de frecuencia cardiaca comercial como el método óptimo para la cuantificación de esta variable.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Para el uso de los acelerómetros, debió realizarse una búsqueda de su funcionamiento: recolección y almacenamiento de datos. Esto se hizo en la página oficial de los dispositivos, teniendo contacto vía email con soporte técnico de la compañía TRIVISIO y además se contó con la ayuda de la Ingeniera Biomédica Maria Teresa de Ossa y el Bioingeniero Javier Esteban García que habían tenido la experiencia de trabajar con estos dispositivos en meses anteriores.

Con la información recopilada en la etapa anterior y contando con la opinión de quienes ayudaron en el proceso, se diseñó el protocolo inicial de alineación que se llevaría a cabo con cada voluntario, teniendo en cuenta que este podría sufrir cambios y mejoras a lo largo de las pruebas. En este se incluyó la medición de otras variables, no contempladas en el anteproyecto, como el centro de gravedad con el equipo CgMED y la toma de la huella plantar por medio de un podoscopio, con el fin de realizar un análisis más integral del efecto de los cambios de alineación.

Además se realizaron pruebas iniciales con cada equipo para comprobar que estos estuvieran funcionando de manera correcta y que la información obtenida de ellos fuera confiable. La banda caminadora fue encendida, se aumentó el porcentaje de velocidad con la perilla destinada para tal fin, observando que no presentara cambios bruscos o repentinos; el monitor de frecuencia cardiaca fue probado mientras una persona realizaba actividades de poco esfuerzo, comprobando que la frecuencia cardiaca y las calorías fueran acordes al nivel de exigencia y a las características de la persona; el equipo CgMED se calibró y verificó teniendo en cuenta su manual de funcionamiento (Cuesta López & Lema Calidonio, 2009); el podoscopio fue probado pidiendo a una persona que se ubicara en él en posición bípeda y observando su huella plantar; con los acelerómetros se realizó una prueba ubicado el dispositivo de forma que la única aceleración experimentada fuera la gravedad, se repitió el procedimiento en los tres ejes X, Y y Z y se verificó que los resultados recogidos en el archivo .txt generado fueran adecuados.

2.3 Selección de voluntarios

Durante las visitas a los talleres Orthopraxis y Ortopédica TAO, se conocieron varios usuarios de prótesis tanto transtibiales como transfemorales. Teniendo en cuenta la edad, tipo de prótesis y la opinión de los técnicos que los conocían con anterioridad se seleccionaron los usuarios con amputación por encima de rodilla que podrían ser aptos para las pruebas y a estos se les preguntó de manera espontánea si deseaban colaborar con la investigación. Si la respuesta era afirmativa, se tomaban los datos de estos y se concretaban citas en el Laboratorio de Biomecánica del CES de Sabaneta para la toma de datos. Los pacientes del taller Mahavir K-mina no se tuvieron en cuenta, ya que las prótesis que se fabrican en este sitio no tienen la opción de cambiar su alineación.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

2.4 Prueba piloto

Se realizó una prueba piloto con uno de los voluntarios. Con dicha prueba se realizaron las modificaciones necesarias en el protocolo inicial, obteniendo el definitivo para comenzar las pruebas reales.

2.5 Recolección de datos

Los voluntarios llegaron al Laboratorio de Biomecánica del CES de Sabaneta en la fecha y hora acordada y se realizó el protocolo que se encuentra en el ANEXO 1: PROTOCOLO DE CAMBIO DE ALINEACIÓN. Con los cuatro voluntarios seleccionados, se obtuvieron imágenes del centro de gravedad con el software de CgMED diseñado para ello, además de fotografías de la huella plantar, videos en los planos frontal y sagital y datos de aceleración, calorías consumidas y frecuencia cardiaca haciendo uso de la cámara de video, un podoscopio, dos acelerómetros y el monitor de frecuencia cardiaca con cada una de las alineaciones.

2.6 Procesamiento y análisis de resultados

El procesamiento de datos obtenido por los acelerómetros se realizó usando las herramientas de fórmulas y gráficas de Excel. Se descartaron los primeros 500 datos que pueden ser erróneos por la adecuación de los dispositivos y se eligió una porción de 1000, esto con el fin de poder realizar el análisis de una mejor manera. Debido a que la unidades inerciales de medida cuentan con dos acelerómetros, se promediaron las aceleraciones obtenidas con cada uno en el eje x, ya que como el cambio en la alineación fue realizada en este plano, este eje era el que mayor información podía proporcionar. Este promedio fue graficado para su posterior análisis. Los videos fueron editados para dejar cuatro segmentos de 20 segundos en cada plano: sagital 1, sagital 2, posterior y anterior, con cada alineación, obteniendo al final 12 videos por cada voluntario y 48 en total. Las fotografías de la huella plantar fueron procesadas con el software PodoMED para obtener su pseudocolor. Esto consiste en darle a una escala de grises un valor RGB (Rojo, Verde y Azul) que corresponde a un nivel de presión determinado, en donde los colores rojos y amarillos indican un nivel alto de presión, mientras que los azules representan un valor bajo del mismo (Diaz L, Torres, Ramirez G, García M, & Alvarez A). Los demás datos no necesitaron de procesamiento adicional.

Todo lo anterior fue recolectado y analizado de forma cualitativa por la estudiante del presente trabajo de grado contando con la asesoría de Andrés Torres, el director de tesis, la Ingeniera Biomédica Diana Trochez, el médico Deportólogo Jose Ricardo Duque. Los diferentes aspectos analizados con cada una de las variables fueron los siguientes: con

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

los acelerómetros se compararon ambas extremidades, sana y amputada, buscando la prueba que proporcionara mayor simetría entre ellas; los videos de marcha fueron observados detenidamente para establecer las diferencias en cada una de las fases de ésta con los cambios de alineación; con las calorías consumidas y la frecuencia cardiaca se buscaba establecer que tipo de alineación es mas eficiente metabólicamente; con las fotografías de la huella plantar y su pseudocolor se observaron los sitios predominantes del apoyo plantar y el cambio de estos con las diferentes alineaciones; con el centro de gravedad se analizó la modificación del sitio que soporta la gravedad con cada una de las alineaciones y el gasto metabólico muscular para encontrar el equilibrio. Al final se recopilaron los diferentes análisis hechos obteniéndose conclusiones y recomendaciones sobre la alineación de prótesis de miembro inferior por encima de rodilla.

3. ALINEACIÓN EN PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR POR ENCIMA DE RODILLA

3.1 Materiales

Cámara de video digital: marca SONY modelo HDR FX-1.

Banda caminadora: modelo Cardio-stress de la marca Hill MED corporation.

CgMED: sistema electrónico que determina la ubicación del centro de gravedad de una persona en bipedestación, con el fin de analizar el equilibrio y la postura humana en ciertas condiciones. Las especificaciones del equipo se encuentran en (Cuesta López & Lema Calidonio, 2009).

Podoscopio: dispositivo clínico de diagnóstico que permite la observación de la huella plantar en forma estática y dinámica. El utilizado para las pruebas del presente estudio fue construido por estudiantes de la Escuela de Ingeniería de Antioquia y se encuentra en el momento en el Laboratorio de biomecánica del CES de Sabaneta.

Monitor de frecuencia cardiaca: se hizo uso de un monitor de frecuencia cardiaca marca Polar referencia Polar F11. Las especificaciones se encuentran en (Polar Electro Oy, 2007).



Figura 10. Monitor de frecuencia cardiaca Polar F11.

Acelerómetros: unidad de medida inercial inalámbrica de la empresa Trivisio® que contiene sensores triaxiales para la medición de la aceleración, velocidad angular y campo magnético y un sensor de temperatura que ayuda a eliminar la influencia de esta variable en los demás sensores. Pueden conectarse hasta 10 Colibri® inalámbricos a la antena de USB receptora. Las especificaciones se encuentran en (Trivisio).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



Figura 11. Unidad Inercial de medida inalámbrica marca Trivisio Colibri y la antena receptora (dongle)

3.2 Recopilación y estudio de la información

A continuación se hará una explicación de los principales talleres o instituciones dedicados a la prescripción, adaptación y fabricación de prótesis en la ciudad de Medellín.

3.2.1 Orthopraxis



“Orthopraxis S.A.S. es una empresa que presta servicios de salud en medicina física y rehabilitación, medicina electrodiagnóstica (electromiografía y neuroconducciones) y como laboratorio ortopédico, en la adaptación de toda clase de ayudas ortopédicas, ortesis y prótesis” (Orthopraxis S.A.S).

“Nuestra empresa fue fundada en el año 2004, por el Dr. Juan Pablo Valderrama Ramírez, Director Médico, especialista en Medicina Física y Rehabilitación (Fisiatría), con experiencia desde 1994 en la prescripción y adaptación de ayudas ortopédicas y por el Tecnólogo Ortesista Protesista Carlos Alberto González García, Director Técnico, tecnólogo ISPO categoría 2, con más de 20 años de experiencia” (Orthopraxis S.A.S).

MISIÓN: *“Orthopraxis es una empresa privada con proyección social, conformada por profesional médico y técnico altamente calificado, dispuesto a cubrir las necesidades en la prescripción, fabricación, adaptación y mantenimiento de todo tipo de ayudas ortopédicas, ortesis y prótesis, mediante la aplicación de tecnología local apropiada; sostenible para nuestro medio y la adaptación de alta tecnología importada cuando esta sea necesaria en el diagnóstico, producción y entrega de*

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

todos los productos y servicios ofrecidos por la empresa; en aras de mejorar la funcionalidad en las personas con discapacidad, de cualquier estrato social para lograr una mejor calidad de vida” (Orthopraxis S.A.S).

VISIÓN: *“Orthopraxis se posicionará en la primera década del siglo XXI como un centro líder en la elaboración y adaptación de ayudas ortopédicas, a nivel regional y nacional. Trabaja de la mano con otras instituciones de rehabilitación para cumplir sus objetivos de proyección social. Nuestra empresa será pilar para el desarrollo de la técnica ortésica y protésica” (Orthopraxis S.A.S).*

3.2.2 Ortopédica TAO



“ORTOPÉDICA T.A.O. Tecnología en Aparatos Ortopédicos es una Cooperativa de Trabajo Asociado conformada por personal técnico y administrativo que se rige por los principios cooperativos para prestar servicios y productos en ortesis, prótesis, calzado, y plantillas ortopédicas, ayudas ambulatorias, línea blanda y accesorios en silicona en las mejores condiciones de calidad, oportunidad y ética profesional” (Ortopedica TAO).

MISIÓN: *“Ofrecer aparatos ortopédicos: Ortesis y Prótesis de excelente calidad, que contribuya a mejorar la calidad de vida de nuestros usuarios, a través de una empresa solidaria que se destaca por la alta calidad humana y técnica, apoyados en un equipo profesional que permite el desarrollo integral de todos sus asociados (Ortopedica TAO).*

VISIÓN: *Ser la ortopédica líder en Colombia y Latinoamérica, reconocida por la alta calidad de los productos y la excelencia humana y profesional de los asociados que la conforman (Ortopedica TAO).*

3.2.3 Mahavir K-Mina



“La Corporación Mahavir Kmina Artificial Limb Center se constituyó el 5 de Marzo del 2007 ante la Cámara de Comercio de Medellín (Colombia) como una Corporación sin ánimo de lucro, con el propósito de fabricar y colocar gratuitamente prótesis de pierna para todo tipo de amputados” (Mahavir K-mina).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

“Mahavir Kmina es una iniciativa de responsabilidad social empresarial organizada y promovida por un grupo de empresas privadas; es una entidad no-gubernamental, sin distinciones políticas ni religiosas” (Mahavir K-mina).

“La fundación BMVSS de Jaipur, India (www.jaipurfoot.org) se interesó en el programa promovido por Mahavir Kmina para colocar gratuitamente prótesis en Colombia. En Marzo del 2007 se firmó el acuerdo de cooperación entre las dos entidades, en el que se convino transferir el conocimiento y desarrollo tecnológico de BMVSS, logrado a lo largo de más de 30 años dedicados a la elaboración y colocación gratuita de prótesis de pierna a ciudadanos de India y de muchos otros países asiáticos y africanos” (Mahavir K-mina).

Misión: *“Mahavir Kmina tiene como Misión el contribuir al mejoramiento de la calidad de vida de personas de bajos recursos económicos que han sido amputados y mediante la manufactura y colocación de una prótesis mejorarles así su situación de locomoción y dependencia, dándoles nuevos horizontes de desempeño físico y psicológico logrando que se reincorporen a su actividad económica normal”.*

Visión: *“Nuestra Visión es proyectarnos como una Corporación sin ánimo de lucro, sin tendencias políticas ni religiosas, especializada en la manufactura y colocación de prótesis brindándole al beneficiario un producto de óptima calidad y ayudándole en la rehabilitación y acondicionamiento físico” (Mahavir K-mina).*

3.2.4 Métodos de alineación

3.2.4.1 Método de alineación 1

Este método de alineación es el realizado por la corporación Mahavir Kmina, la cual cuenta con un sistema de rayos láser que permite obtener desde la primera muestra tomada del paciente, la orientación que tendrá la prótesis, proporcionando un mayor confort al usuario (Mahavir Kmina, 2011).

El método de alineación usado es el siguiente:

1. Se toma la medida del contorno de la parte más proximal del muñón, con la cual se buscará la talla del encaje prefabricado que mejor se ajuste. Luego se tomará el molde de la parte distal usando bandas de yeso.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



Figura 12. Encajes prefabricados (izquierda) y molde hecho con bandas de yeso (derecha)

2. Se pide al paciente permanecer de pie unos minutos en el dispositivo alineador asegurando que las líneas de los rayos láser pasen por el hombro y el centro del muñón en los planos frontal y sagital. Se marcan estas líneas en el molde de yeso para su posterior reproducción en la prótesis final y por último se retiran las bandas de yeso del usuario.



Figura 13. Alineador con tecnología láser patentado por Mahavir K-mina. Tomado de (Mahavir Kmina, 2011)

3. Obtenido el molde negativo, se procede a realizar el positivo con yeso tomando como base las líneas de alineación anteriormente establecidas.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

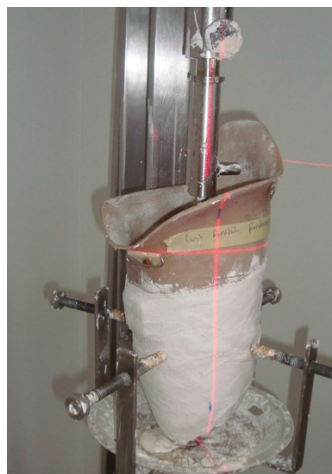


Figura 14. Molde negativo montado en el alineador para la fabricación del molde positivo

4. Una vez seco el molde positivo se procede con el termoformado del socket usando una lámina de polipropileno traída desde la India.
5. Obtenido el socket, se fabrica con yeso la parte faltante de la pierna, se deja secar y se realiza un nuevo termoformado para la parte exterior de la prótesis.



Figura 15. Molde de la pierna completa en yeso (izquierda) y parte externa de la prótesis (derecha)

6. Se tritura el yeso y se retira de la prótesis.
7. Si la prótesis es transfemoral, se unen ambos segmentos de la pierna con la articulación de rodilla.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



Figura 16. Prótesis transfemorales con diferentes tipos de articulación de rodilla.

8. Se mide la prótesis en el paciente y se marca el lugar donde debe cortarse para que sea de la misma longitud que la pierna sana. Una vez determinada esta distancia, se ajusta el pie con tornillos teniendo en cuenta la misma alineación inicial.



Figura 17. Prótesis transtibial terminada en los planos sagital (izquierda) y frontal (derecha).

3.2.4.2 Método de alineación 2

La mayoría de los talleres de la ciudad utilizan para ubicar los componentes de la prótesis el método de los tres pasos expuesto en el marco teórico: alineación de banco, estática y dinámica.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Paso 1: Alineación de banco

En este paso se unen todos los elementos que componen la prótesis comenzando por el pie, el vástago, la rodilla y por último el socket, como se muestra en la Figura 18 y en la Figura 19.



Figura 18. Componentes de una prótesis de miembro inferior: pie, vástago, rodilla y socket.



Figura 19. Proceso de ubicación de los componentes de la prótesis.

Luego del montaje anterior se verifican las líneas de los planos frontal y sagital de la siguiente manera:

Plano frontal: las líneas anterior y posterior deben dividir el socket por la mitad y pasar por el centro de todos los componentes hasta llegar al primer o segundo dedo del pie protésico en la parte anterior y a la mitad del talón en la posterior.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



Figura 20. Alineación en el plano frontal: anterior (izquierda) y posterior (derecha).

Plano sagital: las líneas medial y lateral deben dividir el socket por la mitad, pasar 1 o 2 centímetros anterior al eje de la rodilla y pasar por el tercio posterior del pie.

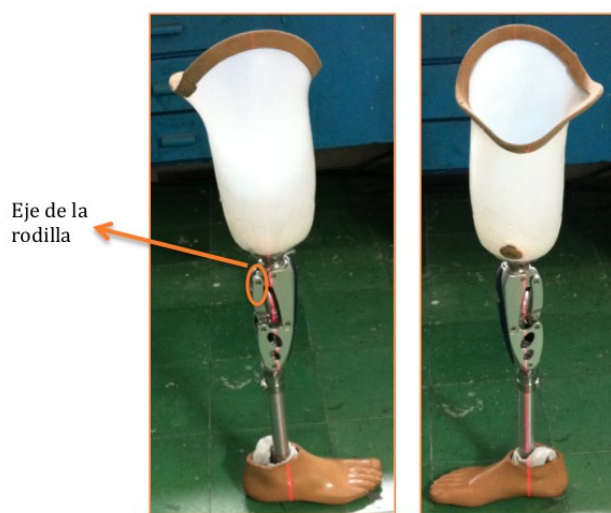


Figura 21. Alineación en el plano sagital: lateral (izquierda) y medial (derecha).

Paso 2: Alineación estática

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

En este paso se observa la alineación de la prótesis con el paciente en posición bipodal y la prótesis puesta, tratando de reproducir la anatomía de la pierna sana: valgo/varo, genu recurvatum/genu flexo y rotación interna o externa del pie.

Se debe tener en cuenta que el pie generalmente presenta un poco de plantiflexión debido al tacón del zapato.



Figura 22. Alineación estática

Paso 3: Alineación dinámica

Se pide al paciente que camine y se analiza su marcha. Teniendo en cuenta la observación de esta y la opinión del paciente en cuanto al confort y función de la prótesis, se van realizando ajustes con los alienadores. Se verifica también la correcta altura de la prótesis asegurando que las crestas iliacas se encuentren al mismo nivel, el apoyo óptimo del pie protésico y la comodidad y confort del socket.



Figura 23. Alineación dinámica

Teniendo la alineación definitiva, se ajustan y sellan los tornillos de la pirámide para que no pueda ser modificada fácilmente y se procede a realizar los acabados para dar la apariencia final.



Figura 24. Acabados finales de la prótesis luego de determinar la alineación final.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

3.3 Protocolo de alineación y validación de equipos

El protocolo final para el cambio de alineación puede verse en el ANEXO 1: PROTOCOLO DE CAMBIO DE ALINEACIÓN.

Todos los equipos funcionaron de la forma esperada luego de las pruebas realizadas descritas en la metodología. La banda caminadora aumentaba la velocidad en forma proporcional al giro de la perilla; luego de la calibración, el equipo CgMED proporcionó datos en rangos seguros (Cuesta López & Lema Calidonio, 2009); el podoscopio permitió observar la huella plantar de la persona ubicada en posición bípeda en el equipo; el monitor de frecuencia cardiaca arrojó valores cercanos a 84 pulsaciones por minuto, lo que es usual en actividades de bajo esfuerzo para la persona a la cual se le realizó la medición; en la prueba con los acelerómetros, cuando el eje a evaluar estaba orientado hacia abajo (gravedad), los datos recogidos mostraban un valor cercano a 10 m/s en el mismo eje, mientras en los otros dos ejes el valor era cercano a cero.

3.4 Selección de voluntarios

Las pruebas se realizaron con cuatro voluntarios, dos de ellos pacientes del taller de prótesis Orthopraxis y los otros del taller TAO ortopédica.

Los parámetros tenidos en cuenta para la inclusión fueron:

- El tipo de rodilla: esta debía ser monocéntrica de fricción constante o policéntrica neumática. Se eligieron solo estos dos tipos, ya que para poder conocer el verdadero efecto de la alineación se deben evitar variables aleatorias que puedan repercutir en éste.
- El tiempo de amputación: mayor a cinco años, pues es necesario que estas personas tengan un patrón de marcha definido que pueda ser comparado con los cambios de alineación establecidos en el protocolo.
- El lugar de residencia: preferiblemente en Medellín o en su zona metropolitana para facilitar su desplazamiento. Es importante resaltar que debido al poco avance que tiene Colombia en el tema de prótesis, muchas personas viajan de otras ciudades a los pocos talleres disponibles, especialmente en Bogotá, Medellín y Cali.

Estos parámetros fueron escogidos teniendo en cuenta la opinión de un médico fisiatra, técnicos de los diferentes talleres y el director de trabajo de grado.

La siguiente tabla muestra los datos de cada uno de los voluntarios elegidos:

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Tabla 2. Información de los voluntarios

Voluntario	1	2	3	4
Edad	25	51	73	51
Peso (kg)	55	65	49	70
Estatura (cm)	1.60	1.70	1.70	1.60
Año de amputación	2002	2002	1952	1978
Longitud del muñón (cm)	28	27	22	24.5
Longitud pierna con prótesis hasta maléolo (cm)	75.2	84	85	73
Longitud pierna con prótesis hasta el piso (cm)	84	93	95.5	82.6
Longitud pierna sana hasta el maléolo (cm)	75	80.7	87	72
Longitud pierna sana hasta el piso (cm)	82.7	89.5	96	81.2
Extremidad amputada	Derecha	Izquierda	Izquierda	Izquierda
Tipo de rodilla	Policéntrica	Policéntrica	Policéntrica	Policéntrica
Tipo de pie	Articulado	SACH	Articulado	Articulado

3.5 Prueba piloto

La prueba piloto se llevó a cabo en el Laboratorio de Biomecánica del CES de Sabaneta con el voluntario 1 siguiendo el proceso descrito a continuación:

- Toma de datos y medidas antropométricas y ubicación de sensores. Ver el ANEXO 1: PROTOCOLO DE CAMBIO DE ALINEACIÓN y ANEXO 4: HOJA DE DATOS Y MEDIDAS para la descripción de las medidas realizadas y la forma de ubicación de los sensores respectivamente.
- Medición del centro gravedad con el equipo CgMed con la alineación hecha en el taller (Cuesta López & Lema Calidonio, 2009)
- Adecuación en la banda (2 min).
- Toma de variables de aceleración, consumo energético y videos de marcha con la alineación hecha en el taller (5 min). Se realizó de la misma manera a como se encuentra descrita en el ANEXO 1: PROTOCOLO DE CAMBIO DE ALINEACIÓN pero con menor tiempo.
- Descanso (5 min).
- Cambio a alineación 1 y medida del centro de gravedad con esta.
- Adecuación en la banda (2 min).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- Toma de variables de aceleración, consumo energético y marcha con la alineación 1 (5 min).
- Descanso (5 min).
- Cambio a alineación 2 y medida del centro de gravedad con esta.
- Adecuación en la banda (2 min).
- Toma de variables de aceleración, consumo energético y marcha con la alineación 2 (5 min).

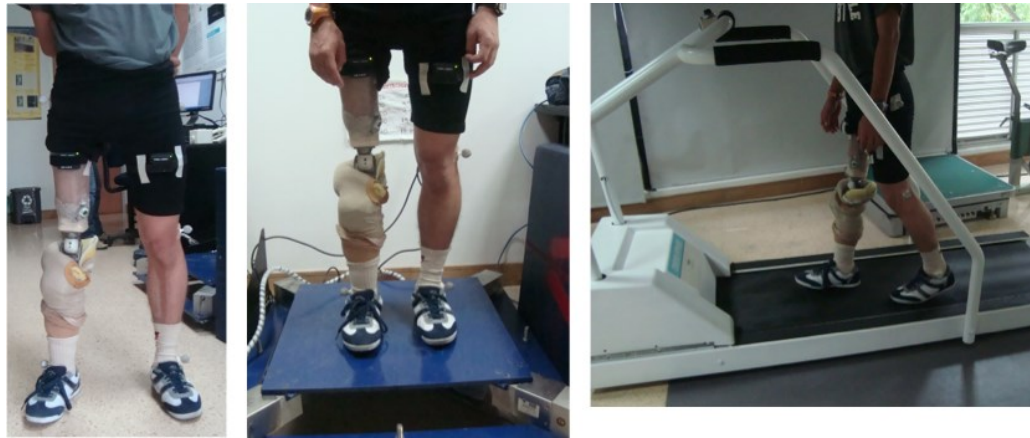


Figura 25. Metodología de prueba: ubicación de sensores (izquierda), Medición del centro de gravedad (centro) y Toma de variables en banda (derecha).

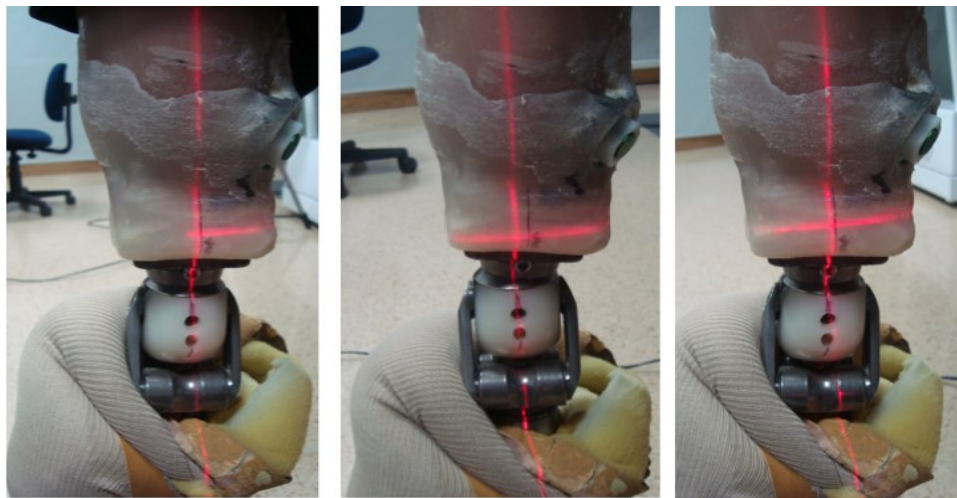


Figura 26. Alineaciones de las pruebas 1, 2 y 3: alineación inicial (izquierda), modificación hacia varo (centro) y modificación hacia valgo (derecha).

Los resultados obtenidos se encuentran a continuación:

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

CgMED. Medición del centro de gravedad Prueba piloto.

Tabla 3. Resultados CgMED

Prueba	1	2	3
Media X	-2.057	-1.237	-0.514
Media Y	0.594	0.753	1.241
Área de la circunferencia que envuelve al 95% de los datos [cm ²]	0.630	0.502	0.848

Consumo energético. Calorías y frecuencia cardiaca.

Tabla 4. Resultados consumo energético

Prueba	1	2	3
FC Promedio	82	84	82
FC Máxima	90	91	90
Calorías	10	10	9

Acelerómetros.

Las gráficas de los acelerómetros se encuentran en el ANEXO 5: GRÁFICAS DE ACCELERÓMETROS.

Las gráficas de los acelerómetros de la prueba dos mostraron datos dudosos en ciertas zonas y la prueba tres no generó ningún archivo. Esto se debe a que la antena receptora está configurada para detectar el movimiento de los tres acelerómetros y cuando uno de estos no presenta actividad, los datos no se registran o lo hacen pero en forma errónea. Este problema fue corregido en las pruebas posteriores.

Videos.

Se obtuvieron 2 videos de marcha en cada plano (frontal y sagital): anterior, posterior, sagital 1 y sagital 2, cada uno de 1 minuto.

3.6 Recolección de datos

Los datos obtenidos de los cuatro voluntarios seleccionados se muestran a continuación:

CgMED. Medición del centro de gravedad.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

La Tabla 5 muestra los resultados de la medición del centro de gravedad: la media en X y en Y y el área de la circunferencia que envuelve al 95% de los datos. Las dos primeras representan el promedio de la ubicación del centro de gravedad en X y Y respectivamente durante los 10 segundos de medición; el tercero es el área de la circunferencia cuyo radio está determinado por el punto más alejado del centro (0,0) del 95% de los datos recogidos. Por cada prueba se realizaron dos mediciones, las cuales fueron promediadas. Esto se hizo con cada una de las tres pruebas de los cuatro voluntarios.

Tabla 5. Resultados CgMED

Prueba	Voluntario 1			Voluntario 2			Voluntario 3			Voluntario 4		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Media X [cm]	-1.67	-2.78	-3.60	1.81	4.54	0.56	1.68	2.80	3.40	1.25	2.26	0.56
Media Y [cm]	4.17	3.69	2.91	1.83	0.52	-0.40	1.86	4.18	3.72	0.62	0.72	3.03
Area de la circunferencia que envuelve al 95% de los datos [cm ²]	1.36	2.43	1.27	11.03	4.18	7.80	4.68	1.79	1.02	4.69	0.87	8.19

Podoscopio. Medición de la huella plantar.

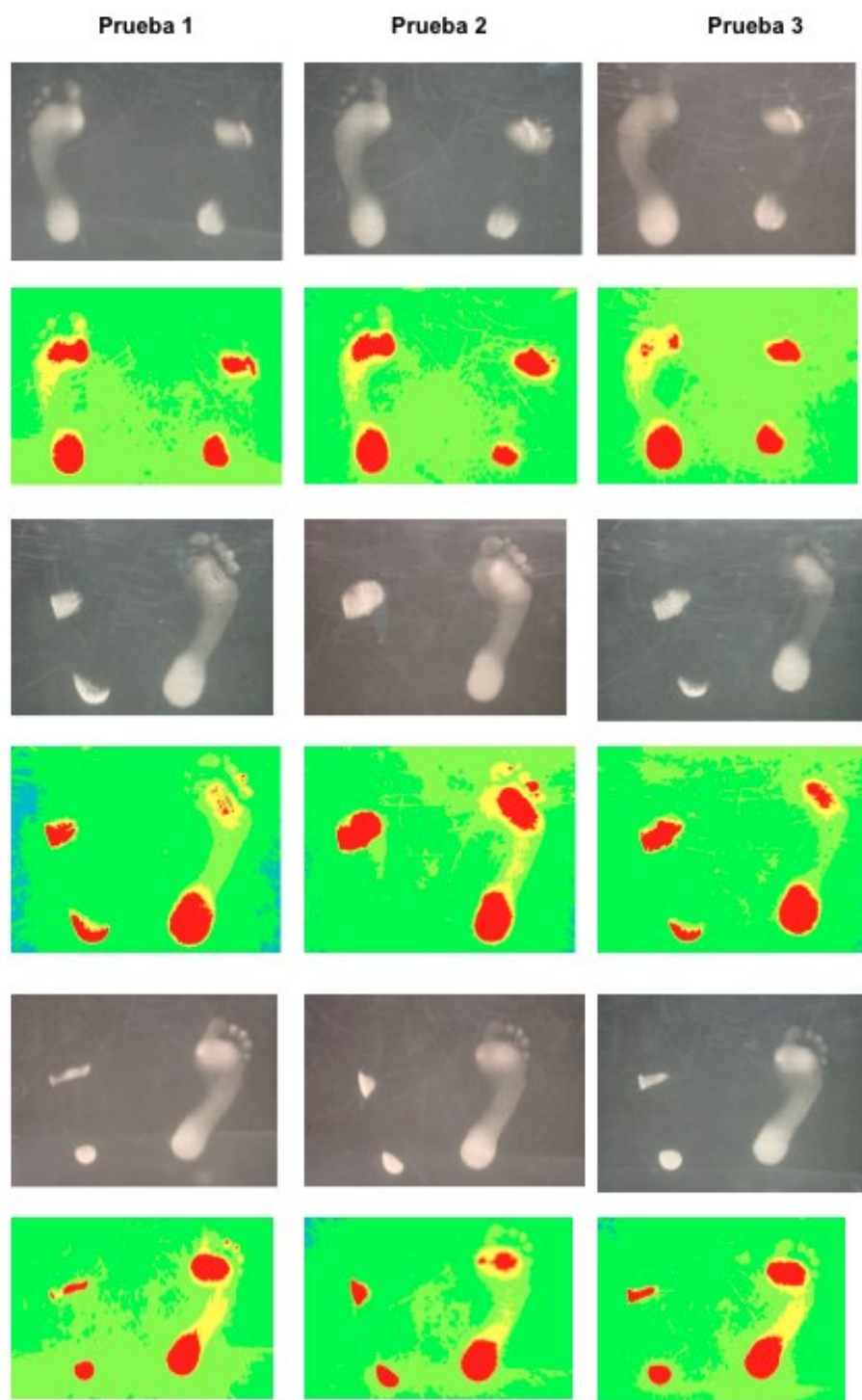


Figura 27. Resultados de tres voluntarios de su huella plantar y su pseudocolor con cada alineación. Los datos corresponden de arriba abajo a los voluntarios 1, 2 y 4.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

No fue posible realizar esta prueba con el voluntario 3 ya que el pie protésico es 2.5 cm más grande que el pie sano, lo que hacía más difícil colocar y remover el zapato varias veces para cada una de las pruebas.

Consumo energético. Calorías y frecuencia cardiaca.

Tabla 6. Resultados consumo energético.

	Voluntario 1			Voluntario 2			Voluntario 3			Voluntario 4		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
FC Promedio	97	91	90	89	87	84	82	79	80	99	97	99
FC Máxima	157	101	97	95	93	89	87	87	93	111	106	108
Calorías	30	23	22	32	30	25	21	18	19	47	44	43

Acelerómetros.

Las gráficas obtenidas con los acelerómetros y procesadas con Excel pueden encontrarse en el ANEXO 5: GRÁFICAS DE ACELERÓMETROS

3.7 Análisis de resultados

3.7.1 Voluntario 1

Prueba 1: Alineación inicial

- Presenta mayor consumo energético y frecuencia cardiaca promedio que en los dos cambios de alineación. Debido a que la frecuencia cardiaca máxima en esta prueba arrojó un dato por fuera del rango trabajado por el voluntario durante las tres pruebas, esta variable no fue tomada en cuenta. Ver Tabla 6. **Resultados consumo energético.**
- La tendencia del centro de gravedad es hacia los ejes positivo en Y (4,17 cm) y negativo en X (-1,67 cm), lo que quiere decir que su apoyo es principalmente en el ante-pié de ambas extremidades, siendo la sana la que soporta mayor peso. El área de la circunferencia es aproximadamente igual a la obtenida con la alineación hacia valgo (1,36 y 1,27 cm en pruebas 1 y 3 respectivamente), pero 1,07 cm² menor que en varo. Ver Tabla 5.
- El apoyo plantar en el pie sano se hace en la parte medial y central del antepié, aunque principalmente en la zona medial y en el talón, con poco apoyo del medio-

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

pié; el pié protésico se apoya en la zona central y lateral del antepié y en el talón. Ver ¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..

- La longitud del paso es menor en el lado de la prótesis en comparación con la extremidad sana; se nota una disminución de fuerza del glúteo medio derecho, lo que produce inclinación de la pelvis hacia la izquierda en la fase de apoyo del lado derecho y fase de oscilación del lado izquierdo.
- Con las gráficas de acelerometría puede observarse que la extremidad sana alcanza valores máximos de aceleración de hasta -20 y $+5$ m/s^2 (el signo negativo corresponde al lado derecho y el positivo al lado izquierdo de la persona según la ubicación de los acelerómetros) y promedios de -12 a 2 m/s^2 ; mientras que el rango de aceleración de la extremidad amputada se mantiene entre -5 y $5m/s^2$. Esto quiere decir que la pierna sana tiene mayores valores de aceleración hacia su lado (derecho) y contribuye en mayor proporción con la amplitud del paso en comparación con la protésica; por el contrario esta última se mueve a izquierda y derecha en la misma proporción. Lo anterior muestra poca simetría en ambos miembros. En las gráficas se presenta un patrón muy consistente en ambos miembros que se repite durante la mayor parte de la gráfica. Ver ANEXO 5: GRÁFICAS DE ACELERÓMETROS

Prueba 2: Alineación con modificación hacia varo

- Presenta menor consumo energético y frecuencia cardíaca promedio que en la alineación inicial. Los datos obtenidos en la prueba 2 y 3 son bastante similares, con 1 caloría y una latido por minuto de diferencia, lo que dificulta la comparación entre ellas. Tabla 6
- La tendencia del centro de gravedad se desplaza 0.48 cm hacia atrás y 1.11 cm hacia la izquierda, aumentando el apoyo en la pierna sana y en el retropié (talón). El área de la circunferencia aumenta 1 cm^2 en comparación con la prueba 1, lo que quiere decir que hay mayor trabajo muscular para encontrar la estabilidad del cuerpo. Ver Tabla 5.
- El apoyo plantar en el pie sano no presenta grandes cambios con respecto a la alineación inicial, aunque puede observarse que el pié protésico se apoya más en el ante-pié y menos en el talón. Ver ¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..
- En la fase de balanceo medio, se aproxima la extremidad sana hacia la prótesis que está en apoyo pero luego regresa a la amplitud inicial para comenzar el apoyo

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

de talón; en fase de doble apoyo se observa una reducción de la amplitud del paso; la inclinación de la pelvis es menor en esta alineación con respecto a la inicial.

- El rango promedio y máximo de aceleración se reduce en ambos miembros, tomando un valor máximo de -12 m/s^2 y promedios de -7 a 1 m/s^2 en la extremidad sana y de -3 a 3 m/s^2 en la protésica. Dicho cambio es consistente con el numeral anterior, ya que explicaría la disminución en la amplitud del paso. La pierna sana continúa tomando mayores valores de aceleración hacia su lado (derecho) mientras que la protésica se mueve en menores rangos de aceleración pero hacia izquierda y derecha en la misma proporción. También puede concluirse que es la prueba donde mayor simetría presentan ambas extremidades, debido a que sus rangos de aceleración son mas cercanos. Ver ANEXO 5: GRÁFICAS DE ACELERÓMETROS

Prueba 3: Alineación con modificación hacia valgo

- Presenta menor consumo energético y frecuencia cardiaca promedio que en la alineación inicial, pero datos similares en comparación con la prueba 2. Tabla 6
- La tendencia del centro de gravedad se desplaza en la misma forma que la prueba 2, es decir hacia atrás y hacia la izquierda, pero en mayor proporción: 1,26 y 1,92 cm respectivamente en comparación con la alineación inicial. El área de la circunferencia es aproximadamente igual a la prueba 1 (1,27 cm), pero disminuye $1,16 \text{ cm}^2$ con respecto a la prueba 2, lo que quiere decir que la búsqueda del centro de gravedad presenta menor gasto muscular. Ver Tabla 5.
- El apoyo plantar en el pie sano se traslada en su mayoría al talón dejando más libre al ante-pié; el apoyo en el pie protésico se asemeja al inicial, pero con más área de sustentación en ante-pié y menos en talón. Ver ¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.
- Se amplía la base de sustentación con respecto a la prueba 2, aumento en el ancho de paso, pero se acorta la longitud del paso del lado sano, observándose una marcha más forzada, con menos fluidez; nuevamente se presenta inclinación de la pelvis hacia el lado izquierdo en la fase de oscilación similar a la observada en la alineación inicial.
- El rango promedio de aceleración es mayor que en varo para el miembro sano, siendo este de -10 a 3 m/s^2 , pero similar a lo observado en la prueba 1. El miembro protésico presenta rangos similares en comparación con la prueba 2 (-3 a

3 m/s²), pero menores que la prueba 1. Lo anterior podría explicar que el miembro sano es quien contribuye al aumento en la amplitud del paso con relación a varo, además puede concluirse que existe cierta simetría entre ambas extremidades hacia el lado izquierdo pero poca hacia el derecho. Ver ANEXO 5: GRÁFICAS DE ACELERÓMETROS

3.7.2 Voluntario 2

Prueba 1: Alineación inicial

- Presenta mayor consumo energético y frecuencia cardiaca promedio y máxima que en los dos cambios de alineación, aunque la diferencia con la prueba 2 son sólo dos calorías y dos pulsaciones por minuto. Ver Tabla 6
- La tendencia del centro de gravedad es hacia los eje positivo en X y Y, siendo el lado sano el que soporta mayor peso, aunque la media Y se asemeja a lo observado en personas sin amputación (1 a 2 cm anterior). El área de la circunferencia es 6,85 y 3,23 cm mayor que en las pruebas 2 y 3 respectivamente, lo que quiere decir que este tipo de alineación presenta un gasto muscular importante en busca del centro de gravedad corporal. Ver Tabla 5.
- El apoyo plantar en el pie sano se hace un poco en la zona medial y central del antepié, pero principalmente en el talón, con poco apoyo en el medio-pié; mientras que el pie protésico se apoya en la parte lateral del antepié y en las zonas posterior y lateral del talón. Ver ¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..
- La fase de oscilación y la longitud del paso en ambas extremidades es más corta comparada con lo típico en una persona sin amputación; el apoyo inicial del pie sano se hace en el medio-pié y con mayor flexión de rodilla; presenta abducción de cadera en todas las fases de la marcha y oblicuidad pélvica hacia el lado izquierdo en la fase de balanceo medio.
- Con las gráficas de acelerometría puede observarse que la extremidad sana alcanza valores máximos de aceleración de hasta -4,2 a 4,2 m/s² (el signo negativo corresponde al lado derecho y el positivo al lado izquierdo) y promedios de -2 a 3 m/s²; mientras que el rango de aceleración de la extremidad amputada se mantiene entre -2,6 y 2,2 m/s². Esto quiere decir que la pierna sana tiene mayores valores de aceleración que la amputada, pero ambas se mueven a izquierda y derecha en la misma proporción siendo estas bastante simétricas por sus cercanos valores de aceleración. Ver ANEXO 5: GRÁFICAS DE ACELERÓMETROS

Prueba 2: Alineación con modificación hacia varo

- Presenta menor consumo energético y frecuencia cardiaca promedio y máxima que en la alineación inicial, pero 5 calorías y 3 pulsaciones por minuto más que en la prueba 3. Ver Tabla 6
- La tendencia del centro de gravedad se desplaza 1,3 cm hacia atrás y 2,73 cm hacia la derecha, aumentando el apoyo en la pierna sana y en el retropié (talón). El área de la circunferencia disminuye en comparación con las pruebas 1 y 3, 6,85 y 3,62 cm² respectivamente, lo que quiere decir que es la prueba que menor trabajo muscular presenta para encontrar la estabilidad del cuerpo. Ver Tabla 5.
- Se aumenta el apoyo plantar en el ante-pié del pie sano, en la zona central y lateral; el pie protésico también se apoya en esta zona del ante-pié, dejando libre al talón. Ver ¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..
- Se disminuye la base de sustentación, es decir el ancho del paso es menor, en fase de doble apoyo se observa una reducción de la longitud del paso y la flexión de rodilla en el apoyo inicial está más acentuada, todo esto con relación a la prueba 1; la abducción y oblicuidad pélvica es similar a la observada en la prueba 1.
- El rango promedio y máximo de aceleración se reduce en ambos miembros, siendo éstos de -2 a 2 m/s² y -3,2 a 2,5 m/s² en la extremidad sana y promedios de -2,2 a 1,5 m/s² en la protésica. Dicho cambio es consistente con el numeral anterior, ya que explicaría la disminución en la amplitud del paso. También puede concluirse que es la prueba donde mayor simetría presentan ambas extremidades, debido a que sus rangos de aceleración son mas cercanos. Ver ANEXO 5: GRÁFICAS DE ACELERÓMETROS

Prueba 3: Alineación con modificación hacia valgo

- Presenta menor consumo energético y frecuencia cardiaca promedio y máxima que en las pruebas 1 y 2, consumiendo 5 y 7 calorías menos y presentando 3 y 5 pulsaciones por minuto menos respectivamente. Ver Tabla 6.
- La tendencia del centro de gravedad se desplaza 2,23 cm hacia atrás con respecto a la prueba 1, tomando valores negativos y aumentando el apoyo en el retropié (talón); además se acerca 1,25 cm al centro en relación a la misma prueba, lo que significa una ubicación más equitativa del peso en ambas extremidades. El área de la circunferencia disminuye 3,23 cm² en comparación con la prueba 1, pero es 3,62 cm² mayor que la 2. Ver Tabla 5.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- El apoyo plantar en el pie sano se traslada en su mayoría al talón dejando más libre al ante-pié, el cual contribuye con el soporte del peso principalmente en su parte central; el área de apoyo del antepié del pie protésico aumenta en comparación con la prueba 1 pero disminuye en relación con la 2. Ver ~~¡Error!~~ No se encuentra el origen de la referencia..
- Se amplía la base de sustentación, aumento en el ancho de paso, pero la longitud de este es similar a la observada en la prueba 1; se aumenta la abducción de cadera de forma bilateral, aunque es más notorio en el lado protésico; la inclinación del tronco es más posterior en comparación con la prueba 1.
- El rango promedio y máximo de aceleración es mayor que en varo para el miembro sano, siendo este de -3 a 2 m/s^2 y -4 a 5 m/s^2 respectivamente. El miembro protésico presenta rangos promedios menores en comparación con las pruebas 1 y 2. Lo anterior podría explicar que el miembro sano es quien contribuye al aumento en la amplitud del paso, además puede concluirse que esta es la prueba donde hay menor simetría promedio de aceleración entre ambas extremidades. Ver ANEXO 5: GRÁFICAS DE ACELERÓMETROS

3.7.3 Voluntario 3

Prueba 1: Alineación inicial

- Presenta mayor consumo energético y frecuencia cardiaca promedio que en los dos cambios de alineación, aunque no es mucha la diferencia entre ellos. El dato de frecuencia cardiaca en la prueba 3 se observa por fuera del rango que la persona manejó durante toda la prueba. Ver Tabla 6
- La tendencia del centro de gravedad es hacia los ejes positivo en X y Y, siendo la sana la que soporta mayor peso, aunque la media Y se asemeja a lo observado en personas sin amputación (entre 1 y 2 cm). El área de la circunferencia es $2,89$ y $3,66$ cm^2 mayor en comparación con las pruebas 2 y 3 respectivamente. Ver Tabla 5.
- El voluntario presenta una marcha bastante típica en cuanto a la amplitud del paso; aunque presenta oblicuidad pélvica del lado izquierdo ésta es muy leve, lo que demuestra un buen acondicionamiento del glúteo medio teniendo en cuenta que es una persona amputada; el apoyo inicial del pie sano se realiza con el medio-pié y con la rodilla un poco flexionada, por el contrario el pie protésico se comporta de forma típica en esta fase de la marcha; la longitud del paso es

reducida, pero se hace más evidente en el lado derecho (pierna sana) en comparación con el miembro contralateral.

- Con las gráficas de acelerometría puede observarse que la extremidad sana alcanza valores promedios de aceleración de $-2,2$ a $2,2$ m/s^2 ; mientras que los rangos de aceleración máximo y promedio de la extremidad amputada son de $-4,2$ a $4,2$ m/s^2 y -2 a 3 m/s^2 respectivamente. Esto quiere decir que contrario a lo observado en las dos personas anteriores, la pierna protésica tiene mayores valores de aceleración que la sana, pero ambas se mueven a izquierda y derecha en la misma proporción y presentan cierta simetría demostrado por la cercanía entre sus rangos de aceleración promedio. Ver ANEXO 5: GRÁFICAS DE ACELERÓMETROS

Prueba 2: Alineación con modificación hacia varo

- Presenta menor consumo energético y frecuencia cardiaca promedio que en las pruebas 1 y 3, pero esta diferencia no es muy marcada. Ver Tabla 6.
- La tendencia del centro de gravedad se desplaza $2,33$ cm hacia adelante y $1,12$ cm hacia la derecha en comparación con la prueba 1, aumentando el apoyo en la pierna sana y en el ante-pié. El área de la circunferencia es $2,89$ cm^2 menor que en la prueba 1, pero $0,77$ cm^2 mayor que en la 3. Ver Tabla 5.
- Se disminuye la base de sustentación, es decir el ancho del paso es menor, sin embargo la longitud de este en ambos miembros se conserva en comparación con la prueba 1; tampoco se presentan cambios en la oblicuidad pélvica comparando esta prueba con la anterior.
- No se observa mucha diferencia en los rangos promedio y máximo de aceleración de ambas extremidades con respecto a la alineación inicial, aunque si presentan un leve corrimiento al eje negativo de aproximadamente $1cm^2$, lo que quiere decir que ambas extremidades presentan mayor aceleración hacia derecha (extremidad sana). Ver ANEXO 5: GRÁFICAS DE ACELERÓMETROS

Prueba 3: Alineación con modificación hacia valgo

- Presenta menor consumo energético (tres calorías) y frecuencia cardiaca promedio (dos pulsaciones por minuto) que en prueba 1, pero valores muy similares a la prueba 2. Tabla 6.
- La tendencia del centro de gravedad se desplaza $1,72$ cm hacia la derecha y $1,86$ cm hacia delante en relación con la prueba 1, aumentando el apoyo en la pierna

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

sana y en el antepié. El área de la circunferencia disminuye 3,66 cm² y 0,77 cm² en comparación con las pruebas 1 y 2 respectivamente, lo que quiere decir que es la prueba que menor trabajo muscular presenta para encontrar la estabilidad del cuerpo. Ver Tabla 5.

- Se amplía la base de sustentación, aumento en el ancho de paso, especialmente en la fase de oscilación del lado derecho (lado sano), lo que podría indicar un aumento en la abducción de cadera del mismo lado y en la inclinación de este lado de la pelvis.
- Se presenta mayor rango de aceleración máxima en el miembro amputado, el cual es de -4 a 5 m/s². Esto podría explicar el aumento de la base de sustentación, la cual se lograría con esta pierna principalmente. Además puede concluirse que esta es la prueba donde hay mayor simetría promedio de aceleración entre ambas extremidades: -1,8 a 2 m/s² en la pierna sana y -2,2 a 2 m/s² en la prótesis. Ver ANEXO 5: GRÁFICAS DE ACELERÓMETROS

3.7.4 Voluntario 4

Prueba 1: Alineación inicial

- Presenta mayor consumo energético y frecuencia cardiaca promedio que en los dos cambios de alineación. La frecuencia cardiaca y las calorías consumidas no son proporcionales, es decir que si una aumenta la otra también lo hace, lo que dificulta un poco el análisis. Ver Tabla 6
- La tendencia del centro de gravedad es hacia los ejes positivos en Y y X, sin embargo el eje anteroposterior es muy cercano a cero (0,62 cm), lo que quiere decir que su apoyo es principalmente en el mediopié y un poco en el talón de ambas extremidades, siendo la sana la que soporta mayor peso. El área de la circunferencia es 3,82 cm² mayor que en varo, pero 3,50 cm² menor que en valgo. Ver Tabla 5.
- El apoyo plantar en el pie sano se hace en la parte medial y central del antepié y en el talón, con poco apoyo del medio-pié; el apoyo del pie protésico es en la zona central y lateral del antepié y en el talón. Ver ¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.
- Se observa ancho de paso aumentado y longitud de paso bilateral disminuido en comparación con una persona sin amputación; la fase de oscilación del lado derecho (pie sano) tiene una menor duración en comparación con el miembro contralateral; no presenta inclinación pélvica en ninguna de las 3 pruebas.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- Con las gráficas de acelerometría puede observarse que la extremidad sana alcanza valores promedios de aceleración de -6 a 5 m/s^2 (el signo negativo corresponde al lado derecho y el positivo al lado izquierdo); mientras que el rango de aceleración de la extremidad amputada se mantiene entre -5 y 2 m/s^2 . Esto quiere decir que la pierna sana presenta valores de aceleración mayores que la amputada, aunque son bastante cercanos, lo que quiere decir que existe cierta simetría en ambos miembros. El miembro protésico muestra un corrimiento hacia el eje negativo (hacia la derecha o pierna sana), mientras que la sana se mueve hacia ambos lados aproximadamente en la misma proporción. Ver ANEXO 5: GRÁFICAS DE ACELERÓMETROS

Prueba 2: Alineación con modificación hacia varo

- Presenta menor consumo energético que en la alineación inicial (cuatro calorías), pero valores similares a la prueba 3, lo que dificulta una comparación entre ellas. ver Tabla 6.
- La tendencia del centro de gravedad se desplaza 1 cm hacia la derecha, aumentando el apoyo en la pierna sana, permaneciendo aproximadamente igual en el eje anteroposterior. El área de la circunferencia disminuye $3,82 \text{ cm}^2$ y $7,33 \text{ cm}^2$ en comparación con las pruebas 1 y 2 respectivamente, lo que quiere decir que hay menor trabajo muscular para buscar la estabilidad del cuerpo. Ver Tabla 5.
- El apoyo plantar en el pie sano se traslada principalmente hacia la zona central del antepié, el pie protésico se apoya en el lado lateral del ante y retro-pié, lo que muestra claramente la alineación hacia varo. Ver ¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..
- No hay cambio aparente con respecto a la prueba 1, sin embargo puede apreciarse un leve acortamiento en la longitud del paso.
- El rango promedio y máximo de aceleración se reduce en el miembro sano, pero aumenta en el protésico tomando valores de -6 a 1 m/s^2 y de -7 a 5 m/s^2 respectivamente. Dicho cambio demuestra que el miembro sano se acerca a la izquierda (pierna contralateral), mientras que el amputado aumenta su rango hacia ambos lados. Además puede concluirse que se disminuye la simetría entre ambas extremidades en comparación con la 1. Ver ANEXO 5: GRÁFICAS DE ACELERÓMETROS

Prueba 3: Alineación con modificación hacia valgo

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- Presenta menor consumo energético y frecuencia cardiaca promedio que en las pruebas 2 y 3, siendo bastante similar a la 2 (sólo 1 caloría de diferencia). Ver Tabla 6.
- La tendencia del centro de gravedad se desplaza 0,69 cm hacia el centro del eje x y 2,41 cm hacia delante, trasladando el apoyo hacia el ante-pié y repartiendo el peso más equitativamente en los dos pies. El área de la circunferencia aumenta 3,50 cm², casi duplicando la inicial. Ver Tabla 5.
- El apoyo plantar es muy similar al observado en la prueba uno, aunque es un poco más lateral en el pie protésico. Ver ¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..
- Se amplía la base de sustentación, aumento en el ancho de paso, pero se acorta la longitud de este en mayor proporción en la prueba 1, pero en menor que en la 2.
- El rango máximo y promedio de aceleración es mayor que en varo para el miembro sano, siendo este de -6,3 a 4,3 m/s² y -4 a 5 m/s², valores aproximadamente similares a la prueba 1. El miembro protésico por el contrario, presenta rangos promedios de -6 a -1 m/s², menores y mas negativos (hacia el miembro contralateral) en comparación con las pruebas 1 y 2. Lo anterior puede concluir que esta es la prueba donde hay menor simetría promedio de aceleración entre ambas extremidades. Ver ANEXO 5: GRÁFICAS DE ACELERÓMETROS

4. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Voluntario 1

- Debido a similitudes observadas en las pruebas 1 y 2, el voluntario posiblemente posee una alineación que tiende más a valgo que a varo.
- Aunque pueden observarse varios beneficios de usar la alineación 2 como son: una marcha más fluida y con menor inclinación pélvica, mejor distribución del centro de gravedad y apoyo plantar y mayor simetría de aceleración en ambas extremidades, puede requerir también mayor gasto energético muscular debido a la búsqueda constante del centro de gravedad.
- Debido a la inclinación de la pelvis observada en los videos, se recomienda realizar ejercicios para fortalecer el glúteo medio con ayuda de fisioterapia para una marcha más eficiente.

Voluntario 2

- La oblicuidad de la pelvis izquierda en la fase de balanceo medio observada en los videos, puede deberse a la diferencia de casi 3 cm entre las dos extremidades, siendo la sana de menor longitud. Esta discrepancia lleva el eje de la rodilla protésica muy por encima de la rodilla sana, lo que la persona trata de compensar inclinando excesivamente su tronco hacia el lado que se encuentra en fase de apoyo para poder realizar la oscilación del miembro contralateral.
- Ambas pruebas evidencian beneficios: el cambio hacia varo representa un menor gasto muscular para la búsqueda del centro de gravedad, representado en una área de circunferencia menor que en las pruebas 1 (alineación inicial) y 3 (alineación hacia valgo), una amplitud del paso más fisiológica y una mayor simetría de aceleración entre ambos miembros, pero una distribución menos equitativa en ambas extremidades y mayor flexión de rodilla en el apoyo inicial; por el contrario, el cambio hacia valgo representa un menor consumo energético, una distribución más equitativa del peso en ambos miembros y más hacia el lado posterior, repercutiendo en una menor inclinación anterior del tronco, pero un aumento en el ancho de paso, en el gasto muscular para buscar el centro de gravedad y en la disimetría de ambos miembros.

Voluntario 3

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- A pesar de ser una persona mayor, presenta una marcha bastante fisiológica que se debe tal vez a los muchos años que lleva usando prótesis.
- Ambas pruebas evidencian beneficios: el cambio hacia varo representa una distribución más equitativa de ambas extremidades en el eje X pero menos en Y y un mayor gasto muscular para buscar el centro de gravedad; por el contrario, el cambio hacia valgo representa una distribución más equitativa del peso en ambos miembros en el eje Y, mayor simetría entre ellos, pero un aumento en el ancho de paso y en la abducción e inclinación de cadera.
- La alineación realizada en el taller presenta la forma más cercana a la típica de distribución del centro de gravedad, pero el mayor gasto muscular para encontrarlo.

Voluntario 4

- Los datos de consumo energético y marcha en cada una de las pruebas no mostraron grandes diferencias en comparación con los otros tres voluntarios, lo que puede deberse a que el nivel de tolerancia de la persona a los cambios de alineación es amplio y se ajusta fácilmente a ellos.
- Ambas pruebas revelan beneficios: el cambio hacia varo representa un menor gasto muscular para buscar el centro de gravedad y mejor distribución anteroposterior del peso, pero una distribución menos equitativa de ambas extremidades y disminución de la longitud del paso; por el contrario, el cambio hacia valgo representa una distribución más equitativa del peso en ambos miembros en el eje Y, pero un aumento considerable en el gasto muscular para encontrar el centro de gravedad y en el ancho de paso durante la marcha y menor simetría entre las extremidades.
- A pesar de que no presenta inclinación de cadera, lo que demuestra un buen trabajo del glúteo medio, el tronco se observa oscilante en el plano frontal. Se requiere entonces un estudio más detallado de las posibles causas de este fenómeno.

Consideraciones generales

- Los datos de consumo energético, frecuencia cardíaca y calorías consumidas, fueron mayores en la prueba 1 en comparación con las pruebas 2 y 3 en los cuatro voluntarios seleccionados.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- En general, el centro de gravedad en los cuatro voluntarios tiende a ubicarse hacia el lado sano. En la modificación hacia valgo todos los voluntarios trasladaron el centro de gravedad hacia la pierna sana, lo que podría representar una forma de compensar la inestabilidad experimentada. Por el contrario en la modificación hacia valgo en tres de los cuatro voluntarios el centro de gravedad se trasladó hacia el talón; en esta misma prueba la mitad de los voluntarios presentaron una mejor distribución del peso en ambas extremidades, trasladando el centro de gravedad muy cerca del eje Y.
- En la mitad de los voluntarios la menor área de circunferencia fue en valgo y para la otra mitad en varo, pero en todos se presentó que teniendo en cuenta los dos cambios de alineación, hacia varo y hacia valgo, la distribución equitativa del peso corporal coincidía con la mayor área de circunferencia.
- No puede establecerse un patrón en las huellas plantares en los cambios de alineación, cada voluntario presenta características diferentes en cada una de ellas. Además la poca gama de colores del pseudocolor dificulta el análisis de presiones plantares.
- En cuanto a la marcha de los cuatro voluntarios, la amplitud del paso en la prueba dos disminuyó mientras que en la prueba tres aumentó, todo esto comparado con la alineación inicial.
- Tres de los cuatro voluntarios presentaron mayores rangos de aceleración promedio y máxima en su extremidad sana en comparación con la protésica. Esta misma proporción presentó una disminución del rango promedio de aceleración en varo, aunque todos mostraron aumento del mismo en valgo. La mitad de los voluntarios obtuvieron la mayor simetría con la alineación en varo y la misma proporción la menor simetría en valgo.

5. CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES

Mediante el estudio presentado pudo observarse que cambios en la alineación en el plano frontal alteran de manera importante características fisiológicas y biomecánicas de las personas amputadas de miembro inferior por encima de rodilla. Esto mismo se ha encontrado en varios estudios reportados en la literatura, en los cuales las modificaciones en la ubicación de los componentes en uno o más planos han presentado cambios en el consumo energético y parámetros de marcha (Zahedi, Spence, Solomonidis, & Paul, 1986) (Schmalz, Blumentritt, & Jarasch, 2002).

En cuanto al análisis del consumo energético, se observó que ésta variable se ve afectada por cambios en la alineación, lo que también fue obtenido por Schmalz y colaboradores, pero en el plano sagital (Schmalz, Blumentritt, & Jarasch, 2002). En el presente estudio, las calorías consumidas y la frecuencia cardiaca promedio con la alineación inicial realizada en el taller aumentó en comparación con los cambios de alineación hacia varo y hacia valgo, lo cual es contrario a lo obtenido por Schmalz y compañía, en donde la alineación inicial era la prueba que menor gasto energético presentaba (Schmalz, Blumentritt, & Jarasch, 2002). Esto sugiere que la alineación realizada en los talleres de la ciudad puede requerir de ciertos ajustes para lograr un desempeño de actividades de la vida diaria más eficiente y con menor gasto calórico. También puede concluirse que no es posible establecer que tipo de alineación, hacia varo o hacia valgo, es más eficiente metabólicamente para toda la población amputada de miembro inferior, ya que los resultados demuestran que se obtienen diferentes beneficios para cada persona. Para estudios posteriores en el tema se recomendaría utilizar dispositivos que determinen en forma directa el consumo de oxígeno y/o gasto energético de las personas evaluadas, como por ejemplo un ergoespirómetro, ya que esto llevaría a tener datos más precisos y objetivos, permitiendo una mejor análisis de esta variable.

El análisis del centro de gravedad demostró que éste se encuentra alterado en personas amputadas y que esta distribución no equitativa puede verse reflejada en un cambio en el gasto energético, lo que también fue encontrado por Correa y colaboradores y Detrembleur y compañía (Correa, Ávila, López, Pinzón, & Rodríguez, 2003) (Detrembleur, Vanmarsenille, De Cuyper, & Dierick, 2005) (Tesio, Lanzi, & Detrembleur, 1998). En el presente trabajo, dicha alteración se evidenció como un corrimiento del centro de gravedad hacia la extremidad sana, lo que lleva a pensar que es así como este tipo de personas alcanzan estabilidad. Lo anterior se ajusta a lo encontrado por Correa y colaboradores, en donde se observó que durante la marcha las personas amputadas no realizan un traslado completo del peso hacia la prótesis (Correa, Ávila, López, Pinzón, &

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Rodriguez, 2003). A pesar de las similitudes encontradas con otros autores en relación con el centro de gravedad, no se hallaron estudios en donde la medición de éste en bipedestación fuera tenido en cuenta para la elección de la alineación, lo que podría ser una contribución del presente trabajo al área de la rehabilitación y a la determinación de la ubicación de los componentes de las prótesis de miembro inferior.

Por otro lado pudo observarse que cuando se generan modificaciones en la estabilidad del cuerpo, las personas amputadas en algunos casos intentan compensarla liberando la pierna protésica de sostener parte del peso corporal y trasladando el centro de gravedad todavía más a su pierna sana. Además es importante determinar que ubicación del centro de gravedad sería la más eficiente para esta población, ya que si se intenta trasladarlo hacia el centro en el eje X para obtener una distribución más equitativa en ambos pies, se producirá un aumento en el área de circunferencia y un mayor gasto muscular debido a la inestabilidad causada. Sin embargo se sabe que la simetría del centro de gravedad en personas amputadas es deseable, debido a que representa mayor confianza del miembro amputado (Tesio, Lanzi, & Detrembleur, 1998). Lo anterior podría lograrse con una adecuada rehabilitación, fortaleciendo los músculos necesarios y entrenando correctamente al paciente.

Los resultados de la huella plantar muestran que los sitios donde se está generando el apoyo en el pie se ven afectados por los cambios de alineación realizados en la prótesis, lo que lleva a pensar que esta variable puede ser considerada para la elección de la alineación óptima. Sin embargo la forma como se realizó la medición y el equipo utilizado pueden requerir de ciertos ajustes para obtener mayor información. Las prótesis se encuentran alineadas teniendo en cuenta el calzado, ya que como éste generalmente posee tacón, debe realizarse una ligera plantiflexión del pie protésico para que los dos miembros se encuentren a la misma altura. El verdadero apoyo que se realiza en estas personas es entonces usando calzado, pero el realizar la prueba con éste no daría mucha información de lo que está sucediendo en su interior. Es por esto que se recomienda el uso de plantillas instrumentadas, las cuales podrían proporcionar una idea de como se realiza verdaderamente el apoyo plantar en personas amputadas de miembro inferior. Por otro lado, el software usado para la obtención del pseudocolor tiene poca gama de colores y no representan un valor de presión, por lo tanto solo es posible realizar un análisis cualitativo con éste.

Los videos en los planos frontal y sagital recogen una gran cantidad de información acerca de las características de la marcha en cada una de las pruebas, por lo tanto su análisis proporciona un mejor entendimiento de como se realiza cada fase. Esta actividad ha sido ampliamente estudiada para la elección de la alineación de prótesis de miembro inferior, comprobándose que efectivamente los parámetros de marcha se ven afectados cuando se realizan modificaciones en ésta (Schmalz, Blumentritt, & Jarasch, 2002)

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

(Chown, Holmes, Lee, & Sin, 2006). Sin embargo no ha sido posible comparar los resultados obtenidos con los proporcionados por la literatura ya que éstos estudios se han realizado de forma cuantitativa por medio de software especializado para análisis de marcha. Puede decirse entonces que el estudio de esta actividad de la vida diaria es una variable que puede tenerse en cuenta para la elección de la alineación óptima, además de que puede facilitar la generación de ideas y recomendaciones para que la marcha sea realizada de forma más eficiente. Sin embargo, para complementar el presente estudio, sería recomendable realizar este análisis de forma cuantitativa y objetiva, por medio de software especializado de marcha y además adicionarle electromiografía para tener una idea mas integral de la forma como se comporta cada músculo, segmento y extremidad en cada instante de tiempo.

Los resultados de acelerometría demuestran que los cambios de alineación afectan la simetría de los miembros sano y protésico en personas con amputación de miembro inferior y por lo tanto puede ser un buen parámetro para su elección, aunque debe tenerse en cuenta que por ambas piernas ser sistemas diferentes, nunca se logrará una simetría completa como podría presentarse en una persona sin amputación. Esta variable ha sido estudiada en personas sanas usando giroscopios como herramienta para el análisis de la marcha (Gouwanda & Senanayake , 2011), pero para la población amputada se ha realizado principalmente con software especializado de marcha (Chown, Holmes, Lee, & Sin, 2006). No se encontró en la literatura el uso de sensores de movimiento para la determinación de dicha variable en esta población, lo que podría ser una contribución importante del presente trabajo al área de la rehabilitación.

Lo obtenido con los acelerómetros demostró una alta consistencia con lo observado en los videos, lo que demuestra junto con estudios previos, la utilidad, versatilidad y precisión de este tipo de sensores en el análisis de marcha (Liu, Inoue, & Shibata, 2010) (Liu T. , Inoue, Shibata, & Zheng, 2007). Debido a que estos sensores presentan un costo reducido y fácil procesamiento, pueden ser más ampliamente utilizados que las cámaras y los software especializados de marcha, los cuales requieren de altas inversiones y grandes espacios físicos. Estos beneficios harían posible su uso en talleres de prótesis locales, los cual no cuentan con gran cantidad de recursos pero necesitan métodos cuantificables para la elección de la alineación óptima. Por otro lado pudo apreciarse un cierto patrón que se repite, que podría explicar las diferentes fases de la marcha, pero para esto sería necesario un estudio más detallado de las gráficas o mayor procesamiento de los datos obtenidos con estos dispositivos para obtener ángulos, velocidades y posiciones del segmento en cada instante de tiempo. Además se encontró que la extremidad sana en la mayoría de la población estudiada presenta mayores rangos de aceleración que la protésica, lo que se ajusta a lo encontrado por Tesio y colaboradores quienes concluyen según los resultados obtenidos que el miembro sano trabaja más que el amputado durante la marcha (Tesio, Lanzi, & Detrembleur, 1998).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Aunque el estudio proporcionó una idea de cómo afectan los cambios en la alineación en el plano frontal a personas amputadas, sería recomendable para futuros estudios en el tema aumentar el número de sujetos evaluados, con el fin de realizar un análisis estadístico que permita incluir mas variables y hacer correlaciones entre ellas.

En general puede decirse que la elección de la alineación óptima necesita de un análisis cuantitativo y cualitativo de variables que puede darse por medio de la interacción de un grupo de profesionales en el tema, en el cual se entiendan las características y necesidades del usuario y con base en ellas y teniendo en cuenta variables fisiológicas y biomecánicas, se defina la ubicación de los componentes más óptima para el mismo, pero complementado siempre con ejercicios y actividades dirigidos que lleven a fortalecer músculos y segmentos. El presente estudio podría servir entonces para establecer una metodología de elección de alineación, en donde se logre mayor eficiencia de la marcha y mejorar la calidad de vida de los usuarios.

6. BIBLIOGRAFÍA

Agencia de noticias UN. (10 de Septiembre de 2008). *Ingenieros de la UN diseñan sistema de alineación para prótesis de rodilla*. Recuperado el 2012 de Marzo de 25, de Centro Virtual de Noticias de la Educacion: <http://www.mineducacion.gov.co/cvn/1665/w3-article-170999.html>

Amador, B. T., Torrealba, R. R., & Muller-Karger, C. M. (1 de Abril de 2011). Diseño conceptual de una prótesis policéntrica de rodilla para amputados transfemorales en Venezuela. *IEEE* , 260-265.

Anderson prosthetics. (s.f.). *Services*. Recuperado el 1 de Octubre de 2012, de Anderson Prosthetics: <http://www.andersonprosthetics.com/services.asp>

Bussman, J. B., Culhane, K. M., Horemans, H. L., Lyons, G. M., & Stam, H. J. (2004). Validity of the Prosthetic Activity Monitor to Assess the Duration and Spatio–Temporal Characteristics of Prosthetic Walking. *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING* , 12 (4), 379-386.

Chown, D. H., Holmes, A. D., Lee, C. K., & Sin, S. (2006). The effect of prosthesis alignment on the symmetry of gait in subjects with unilateral transtibial amputation. *Prosthetics and Orthotics International* , 30 (2), 114-128.

Correa, J., Ávila, C., López, G. P., Pinzón, C. P., & Rodríguez, M. G. (2003). Análisis computarizado de la marcha de amputados transfemoral unilateral con prótesis endoesquelética y exoesquelética (estudio de caso). *Ciencias de la salud* , 1 (2), 135-150.

Cuesta López, L., & Lema Calidonio, J. (2009). *Manual de Funcionamiento para CgMED*. Manual, Escuela de Ingeniería de Antioquia – EIA Universidad CES.

Daza Lesmes, J. (2007). Examen de la marcha. En *Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano* (págs. 259-262). Bogotá: Panamericana.

Departamento Administrativo Nacional de Estadística. (Julio de 2004). *Discapacidad*. Recuperado el 06 de 03 de 2012, de DANE: Departamento Administrativo Nacional de Estadística:
http://www.dane.gov.co/index.php?option=com_content&view=article&id=74&Itemid=120

Detrembleur , C., Vanmarsenille , J.-M., De Cuyper , F., & Dierick , F. (2005). Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. *Gait and Posture* , 21, 333-340.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Díaz L, C., Torres, A., Ramírez G, J., García M, L., & Álvarez A, N. *Manual de usuario PodoMED*. Escuela de Ingeniería de Antioquia – EIA Universidad CES, Medellín.

Endolite. (s.f.). *Adaptador de pirámide hembra oscilante*. Recuperado el 29 de 09 de 2012, de Endolite: http://www.endolite.com/catalogue/feet/elite-blade/fitting/instructions_for_use_-_Proximal_adapters/938313WEB-ES%20Iss3.pdf

Giménez Bonastre, Alfred Raul. (2010). *Desarrollo de un Sistema Integrado de Navegación Inercial: Interficie IMU + FPGA*. Universidad Autónoma de Barcelona, Escuela técnica superior de Ingeniería.

Gouwanda, D., & Senanayake, A. S. (2011). Identifying gait asymmetry using gyroscopes—A cross-correlation and Normalized Symmetry Index approach. (Elsevier, Ed.) *Journal of biomechanics*, 972-978.

Kapp, S., & Miller, J. (2009). Lower Limb Prosthetics. En M. D. Army, *Care of the Combat Amputee* (págs. 553-575). Washington DC.

Liu, K., Inoue, Y., & Shibata, K. (4 de Agosto de 2010). Visual and Quantitative Analysis of Lower Limb 3D Gait Posture using Accelerometers and Magnetometers. *IEEE*, 1420-1425.

Liu, T., Inoue, Y., Shibata, K., & Zheng, R. (2007). Measurement of Human Lower Limb Orientations and Ground Reaction Forces Using Wearable Sensor Systems. *IEEE*.

López Chicharro, J., & Fernández Vaquero, A. (2006). *Fisiología del ejercicio* (3 ed.). Madrid: panamericana.

Mahavir Kmina. (2011). *Alineación*. Recuperado el 27 de 05 de 2012, de Mahavir Kmina Artificial Limb Center: <http://www.mahavir-kmina.org/public/technology/prothesisalignment.aspx>

Mahavir K-mina. (s.f.). *Nosotros*. Recuperado el 15 de Agosto de 2012, de Mahavir K-Mina: <http://www.mahavir-kmina.org/public/default.aspx>

Naranjo, J. J. (2008). *Patente nº 8 38533*. Colombia.

Ocampo, M., Henao, L., & Vasquez, L. (Marzo de 2010). Amputación de miembro inferior: cambios funcionales, inmovilización y actividad física.

Orthopraxis S.A.S. (s.f.). *Nosotros*. Recuperado el 15 de 08 de 2012, de Orthopraxis S.A.S: <http://www.orthopraxis.com.co>

Ortiz, M. (2005). Evolución del encaje de contención isquiática. *ISPO*, 30-33.

Ortopedica TAO. (s.f.). Recuperado el 15 de Agosto de 2012, de Ortopédica TAO Tecnología en aparatos ortopédicos: <http://www.ortopedicatao.com/home.html>

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Otto Bock Healthcare LP. (s.f.). *Alignment of Modular Leg Prosthesis*. Recuperado el 10 de 04 de 2012, de Ottobock: www.ottobockus.com

Otto Bock. (2000). Introducción. En *Compendio de prótesis: Prótesis para la extremidad inferior* (pág. 8). Berlín: Schiele & Schon.

Pitkin, M. (2010). *Biomechanics of lower limb prosthetics*. London: Springer.

Polar Electro Oy. (2007). *Manual de usuario F11*. Recuperado el 15 de 09 de 2012, de Polar: http://www.polar.fi/e_manuals/F11/Polar_F11_user_manual_Espanol.pdf

Presidencia de la república. (07 de Mayo de 2012). *Campaña de prevención y sensibilización sobre minas antipersonal*. Recuperado el 15 de Mayo de 2012, de Colombia: Presidencia de la república: <http://web.presidencia.gov.co/especial/minas/index.html>

Rayón, A. (2007). *Diseño de prótesis de pie*. Tesis, Universidad de las Americas, Puebla.

Reisinger, K. D., Casanova, H., Wu, Y., & Moorner, C. (2007). Comparison of a priori alignment techniques for transtibial prostheses in the developing world-pilot study. *Disability and Rehabilitation* , 29 (11), 863-872.

Reisinger, K. D., Casanova, H., Wu, Y., & Moorner, C. (2009). Evaluation and comparison of á priori alignment techniques for transtibial prostheses in the developing world - field trial in Nicaragua. 4 (6), 393-405.

Sanchez, A. (s.f.). *El pulsómetro y el entrenamiento BTT MTB*. Recuperado el 15 de 10 de 2012, de Granabike: <http://www.granabike.com/consejos/pulsometro.html>

Schmalz, T., Blumentritt, S., & Jarasch, R. (2002). Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait and Posture* , 16, 255-263.

Segura Falcó, R. (2007). El entrenamiento y uso del pulsómetro o monitor de Cardio. *Alto Rendimiento* , 6 (34), 6-13.

Serra Añó, P. *Tema 6: Prótesis*. Universidad de Valencia, Modulo Ortoprotésica.

Smith, D. (2004). Amputación transfemoral. Cuarta parte. *In Motion* , 14 (5).

Soma, A. (2007). *Proceso de elaboración de dispositivos ortopédicos para la marcha*. Trabajo de grado, Universidad Don Bosco, Soyapango.

Tesio, L., Lanzi, D., & Detrembleur, C. (1998). The 3-D motion of the center of gravity of the human body during level walking II. Lower limb amputees. *Clinical Biomechanics* , 13 (2), 83-90.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Trivisio. (s.f.). *Colibri Wireless - Inertial Motion Tracker*. Recuperado el 02 de 08 de 2012, de Trivisio: <http://trivisio.com/index.php/products/motiontracking/colibriwireless>

Trivisio. (s.f.). *TRIVISIO*. Recuperado el 5 de 08 de 2012, de Trivisio Colibri Wireless - Inertial Motion Tracker: <http://trivisio.com/index.php/products/motiontracking/colibriwireless>

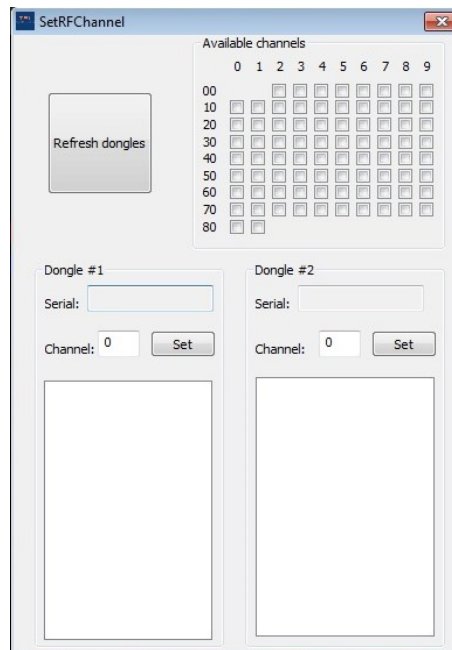
World Health Organization. (Abril de 2005). *World Health Assembly commits to strengthen rehabilitation services for people with disabilities*. Recuperado el Mayo de 2012, de World Health Organization: http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2005/pr_wha07/en/index.html

Zahedi, M., Spence, W., Solomonidis, S., & Paul, J. (1986). Alignment of lower-limb prostheses. *Journal of Rehabilitation Research and Development* , 23 (2), 2-19.

ANEXO 1: PROTOCOLO DE CAMBIO DE ALINEACIÓN

1. Preparación del equipo

Acelerómetros: Se debe asegurar que los acelerómetros estén cargados y listos para empezar a recolectar datos, esto se hace verificando que la luz de cada dispositivo se torne verde unos segundos después de ser movidos. En caso de que la luz no se encienda, conectarlos unos minutos al computador con el cable USB o al toma corriente con el cargador. Una vez verificado lo anterior, la antena receptora (dongle) debe ser conectada en el puerto USB del computador y se procede a la activación y reconocimiento de los dispositivos de la siguiente manera:



- Se abre el archivo con el nombre “SetRFChannel.exe” que se encuentra en la siguiente ruta: C:\Program Files (x86)\Trivisio Colibri 3.0a3\bin
- Click en “Ejecutar”
- Click en el botón de la parte superior izquierda “Refresh Dongles” y luego click en “SET” en el lado izquierdo “Dongle #1”. En las ventanas emergentes seleccionar “Aceptar”. Cuando los monitores sean reconocidos por el computador, aparecerá la palabra “OK” al frente del serial de cada uno (el

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

número de serial puede verificarse en la marquilla blanca en uno de los lados de cada dispositivo).

Banda caminadora: Asegurar que la banda esté funcionando correctamente encendiendo el botón ubicado al lado derecha de la banda, y verificando que al mover la perilla la velocidad efectivamente esté aumentando.

Monitor de frecuencia cardiaca: Verificar la batería del monitor de frecuencia cardiaca (ver manual Polar F11).

Cámara de video: Verificar la batería de la cámara de video en la parte superior izquierda de la pantalla.

2. Preparación del voluntario

Una vez llegue el voluntario, entregar consentimiento informado, explicar brevemente el procedimiento y preguntar si queda alguna duda. Una vez la persona acepte y firme, proceder a llenar la hoja de datos y medidas ANEXO 4: HOJA DE DATOS Y MEDIDAS.

Ingresar datos en el monitor de frecuencia cardiaca según información anterior, ubicar la banda alrededor del pecho del voluntario, debajo de los músculos pectorales y asegurar un contacto óptimo entre estos dos (ver manual Polar F11).

Ubicar los 2 acelerómetros en el muslo del voluntario asegurando que estos queden bien adheridos y que no haya riesgo de caída.

3. Medición del centro de gravedad

Con la prótesis en la alineación inicial, medir el centro de gravedad con el equipo CgMed obteniendo el posturo-grama y estato-kinesiograma (Ver protocolo CgMed).

4. Toma de datos con alineación hecha en el taller

Se enciende la banda en la menor velocidad, se pide al voluntario que comience a caminar y se va aumentando la velocidad hasta llegar a la que éste se sienta cómodo, se hará un acondicionamiento por 2 minutos. Pasado este tiempo, se comenzará la recolección de datos de la siguiente manera:

- Se encenderán el monitor de frecuencia cardiaca como se describe en el respectivo manual (Polar F11)
- Para los acelerómetros se debe abrir el archivo ejecutable *ColibriMultiCollect.exe* en la ruta *C:\Program Files (x86)\Trivisio\Release* para comenzar la recolección de datos.
- Ubicar la cámara en un sitio donde pueda obtenerse la mejor información del plano frontal, encender del botón rojo ubicado al lado derecho y tomar cuatro videos de 1 minuto cada uno en los planos frontal y sagital por ambos lados.

Luego de 10 minutos detener el monitor de frecuencia cardiaca como lo indica el manual, la banda del botón ubicado en el lado derecho de ésta, la cámara de video del botón rojo y los acelerómetros presionando la letra “q” en el archivo ejecutable (Los archivos creados se podrán encontrar en la misma ruta anterior en una carpeta que tiene como nombre la fecha en el que fueron tomados los datos)

Tomar los datos de frecuencia cardiaca promedio y máxima y calorías consumidas del monitor y verificar que los datos de los acelerómetros si hayan sido tomados y estén correctos, esto se puede hacer observando el tamaño del archivo y abriéndolo para asegurarse que haya contenido en este.

Dejar descansar al voluntario por 10 minutos.

5. Cambio de alineación 1: hacia varo

Con un marcador, trazar una línea en el plano frontal en el vástago de la prótesis y el socket que servirá como base para los dos cambios de alineación posteriores. Realizar el primer cambio de la siguiente manera: en la pirámide de la rodilla mover el tornillo lateral dos vueltas en contra de las manecillas del reloj y ajustar el tornillo medial hasta el tope.

Medir nuevamente el centro de gravedad con la nueva alineación (Paso 3) y realizar la toma de datos como se describe en el paso 4.

6. Cambio de alineación 2: hacia valgo

Se repiten los pasos 4 y 5 con la siguiente alineación: en la pirámide de la rodilla mover el tornillo medial cuatro vueltas en el sentido de las manecillas del reloj y ajustar el tornillo lateral hasta el tope.

ANEXO 2: CONSENTIMIENTO INFORMADO

Para la obtención del título en Ingeniería biomédica en la EIA-CES es requisito presentar un trabajo de grado que lleve a la aplicación de los conocimientos adquiridos durante los años de estudio. En mi caso este trabajo será la investigación “Alineación en prótesis de miembro inferior AK” que se llevará a cabo en el laboratorio del CES de Sabaneta.

Para las personas con amputación de miembro inferior, la actividad más influyente en la recuperación de su autonomía y calidad de vida, es el hecho de poder caminar y desplazarse y aunque el uso de prótesis lo ha posibilitado en gran medida, se siguen presentando inconformidades en la comodidad (52%), función (38%), estética (7%) y costo (4%), lo que demuestra lo mucho que aún debe avanzarse en el campo. Las dos primeras causas de rechazo están fuertemente relacionadas con la calidad y diseño del socket, el tipo de componentes usados y la alineación, siendo este último el más determinante a la hora de rechazar o aceptar una prótesis por parte del usuario.

En las prótesis de miembro inferior, la alineación se refiere a la ubicación espacial de sus componentes (socket, articulaciones, vástago y pie) de modo que simule el comportamiento dinámico y estático de una pierna sin amputación logrando, si se realiza de forma adecuada, distribuir el peso del miembro amputado de manera uniforme lo que lleva a una mejor circulación y menor riesgo de daños en el tejido cutáneo, desencadenar una marcha lo más natural posible, optimizar el gasto energético y proveer una mejor apariencia física. El concepto de la alineación debe tenerse en cuenta tanto para prótesis por encima como por debajo de rodilla, pero varios estudios han comprobado que son estas últimas las más sensibles a una correcta alineación debido a la ausencia de la compleja articulación de la rodilla.

En Colombia la elección de la alineación óptima de una prótesis de miembro inferior ha estado basado hasta ahora principalmente en la experiencia de las pocas personas conocedoras del tema y en técnicas de ensayo y error, lo que lleva a resultados empíricos y poco objetivos. Debido a este hecho se hace notoria la necesidad de realizar un estudio detallado de personas amputadas que determine el efecto de realizar diferentes modificaciones en la alineación de la prótesis proporcionando bases y argumentos objetivos para elegir las que garantizan un desplazamiento eficiente en términos físicos, fisiológicos y biomecánicos.

El objetivo principal del estudio es realizar pruebas en personas amputadas cambiando la alineación de la prótesis y evaluando el consumo energético, el centro de gravedad, la huella plantar, la marcha y la aceleración de ambos miembros con cada una de ellas.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Después de la obtención y el análisis de los datos podrá concluirse que tipo de alineación es la más eficiente en términos fisiológicos y biomecánicos. La evaluación del consumo energético se hará por medio de un monitor de frecuencia cardiaca que medirá el consumo calórico; el centro de gravedad y la huella plantar se evaluarán con los equipos CgMed y PodoMED respectivamente; para la marcha se obtendrán videos en los planos frontal y sagital y las medidas de aceleración se realizarán con la ayuda de 2 acelerómetros ubicados en ambos miembros inferiores para observar la diferencia entre el miembro sano y el miembro amputado.

El proceso se llevará a cabo en una única sesión en donde se desarrollará el siguiente protocolo:

- Toma de datos y medidas antropométricas y ubicación de sensores.
- Medición del centro gravedad y huella plantar con los equipos CgMed y PodoMED con la alineación hecha en el taller.
- Adecuación en la banda (2 min).
- Toma de variables de aceleración, consumo energético y marcha con la alineación hecha en el taller (10 min).
- Descanso (10 min).
- Cambio de alineación 1 y medida del centro de gravedad y huella plantar con esta.
- Adecuación en la banda (2 min).
- Toma de variables de aceleración, consumo energético y marcha con la alineación 1 (10 min).
- Descanso (10 min).
- Cambio de alineación 2 y medida del centro de gravedad y huella plantar con esta.
- Adecuación en la banda (2 min).
- Toma de variables de aceleración, consumo energético y marcha con la alineación 2 (10 min).

Las intervenciones y valoraciones que se realizarán no tendrán ningún costo para usted. A través de este documento espero contar con su autorización para ser parte del estudio, considerando que usted puede mejorar sus futuros tratamientos basados en los resultados del presente.

Usted se encuentra en la libertad de retirarse del estudio, sin que con ello se produzca algún perjuicio contra su salud.

Si decide participar por favor debe firmar este documento, su nombre no será usado en ningún informe derivado del proceso de investigación. Si no desea participar gracias por la colaboración.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Si usted tiene alguna duda puede comunicarse con Sara Salazar Salgado al teléfono 3116364 o al celular 3206997367.

Al firmar este documento usted declara que ha leído, comprendido y aceptado todos los procedimientos que se le realizarán y se encuentra disponible para hacer parte del estudio.

SI ACEPTO _____

NO ACEPTO _____

Nombre: _____

Firma: _____

Fecha: _____

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

ANEXO 3: FORMATO DE AUTORIZACIÓN DE ADULTOS PARA TOMA DE FOTOGRAFÍAS Y VIDEO

Sabaneta a ____ de _____ de _____

Por medio de la presente yo, _____, como participante voluntario (a) en el proyecto denominado “Alineación en prótesis de miembro inferior por encima de rodilla” que se desarrollará en la Escuela de Ingeniería de Antioquia y la Universidad CES, autorizo la toma de fotografías y video requeridas para documentar el desarrollo y término del mismo.

Estoy enterado, acepto y entiendo que este material es de carácter confidencial, por lo cual autorizo su uso exclusivamente para fines y eventos académicos de la Escuela de Ingeniería de Antioquia y la Universidad CES. Autorizo el uso de este material aún después de concluido el proyecto.

Nombre

Firma y Fecha

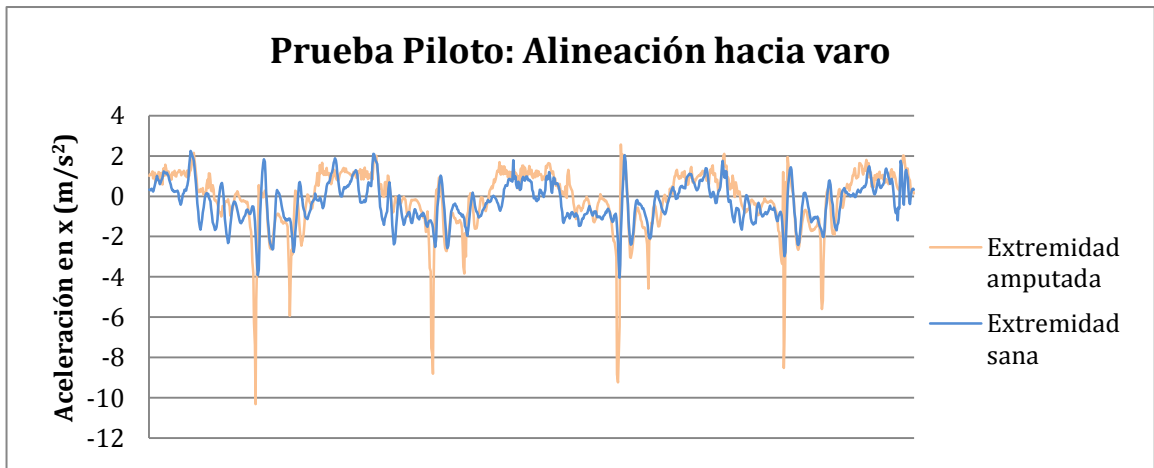
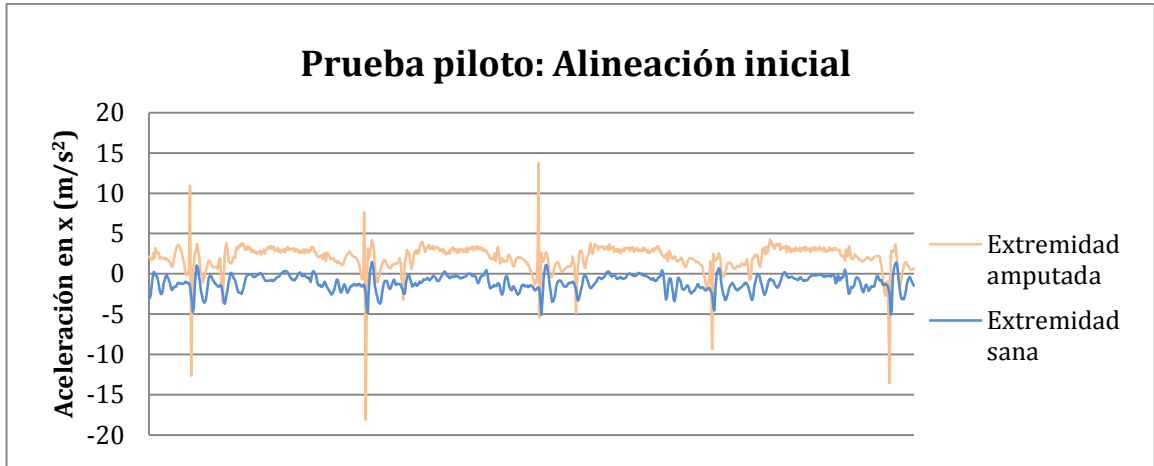
La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

ANEXO 4: HOJA DE DATOS Y MEDIDAS

Nombre:	_____		
Cédula:	_____		
Fecha de Nacimiento:	_____		
Peso:	_____		
Estatura:	_____		
Nivel de actividad:	_____		
Fecha de amputación:	_____		
Longitud del muñón:	_____		
Longitud pierna con prótesis:	_____		
Longitud pierna sana:	_____		
Largo pie prótesis:	_____		
Ancho pie prótesis:	_____		
Largo pie sano:	_____		
Ancho pie sano:	_____		
Tipo de rodilla:	_____		
Tipo de pie:	_____		
Nombre archivos			
Prueba 1:	_____		
Prueba 2:	_____		
Prueba 3:	_____		
Datos finales	Calorías	FC promedio	FC maxima
Prueba 1:	_____	_____	_____
Prueba 2:	_____	_____	_____
Prueba 3:	_____	_____	_____
Acelerómetro pierna izq:	_____		
Acelerómetro pierna der:	_____		
Observaciones:	_____		

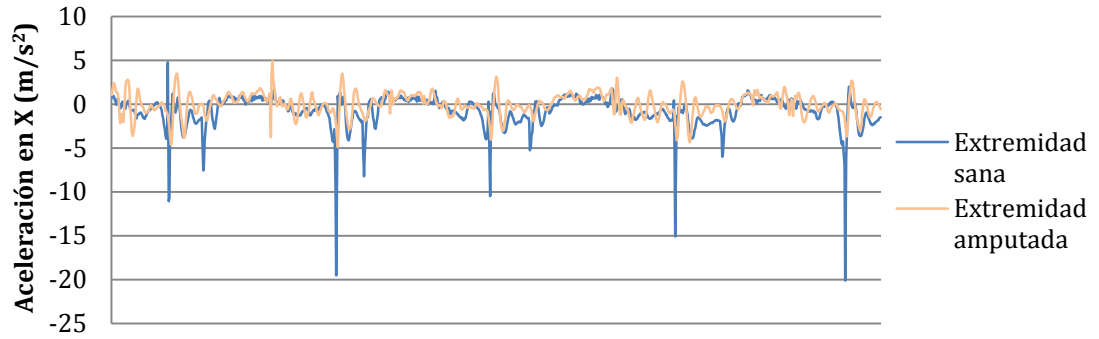
La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

ANEXO 5: GRÁFICAS DE ACELERÓMETROS

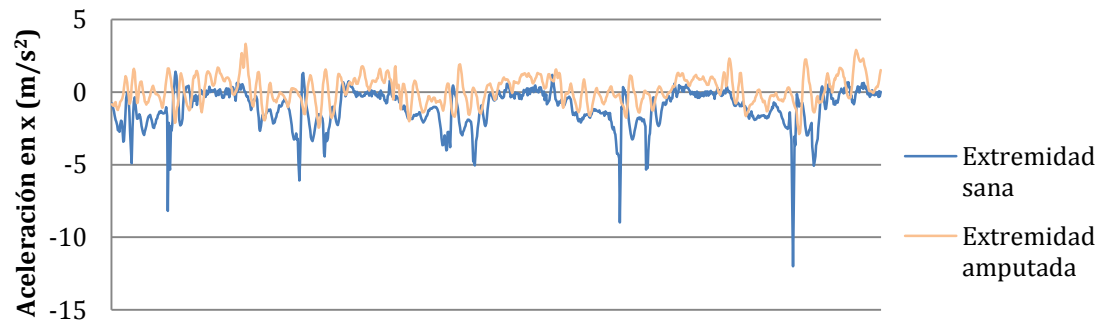


La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

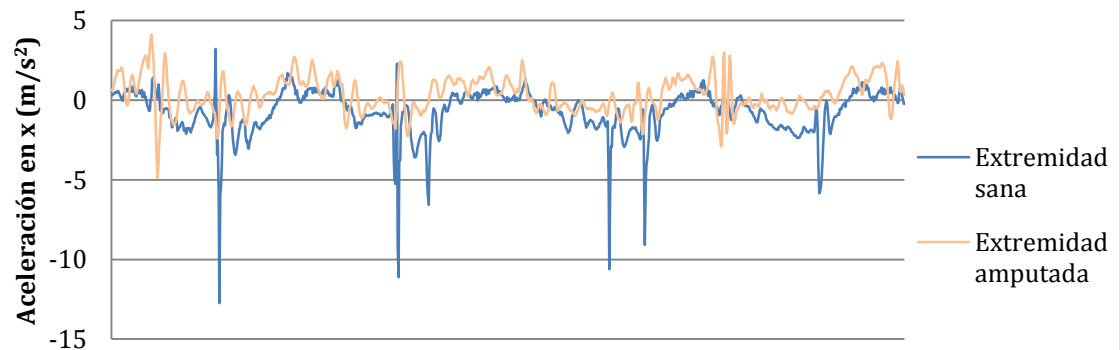
Voluntario 1: Alineación inicial



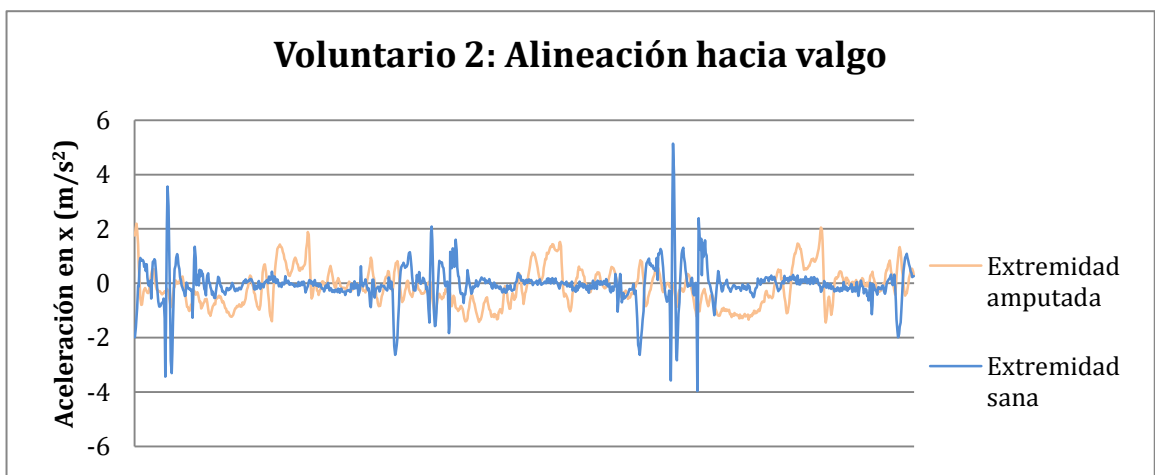
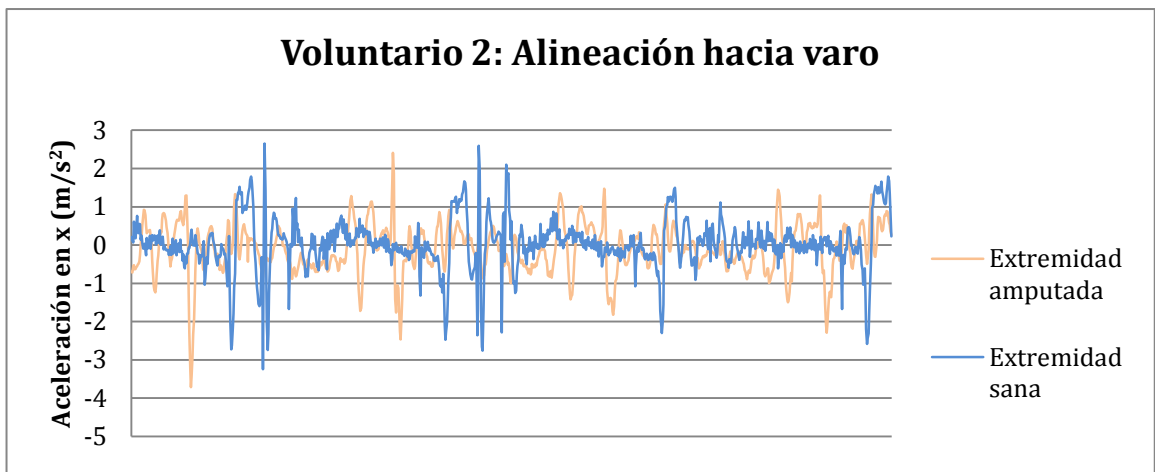
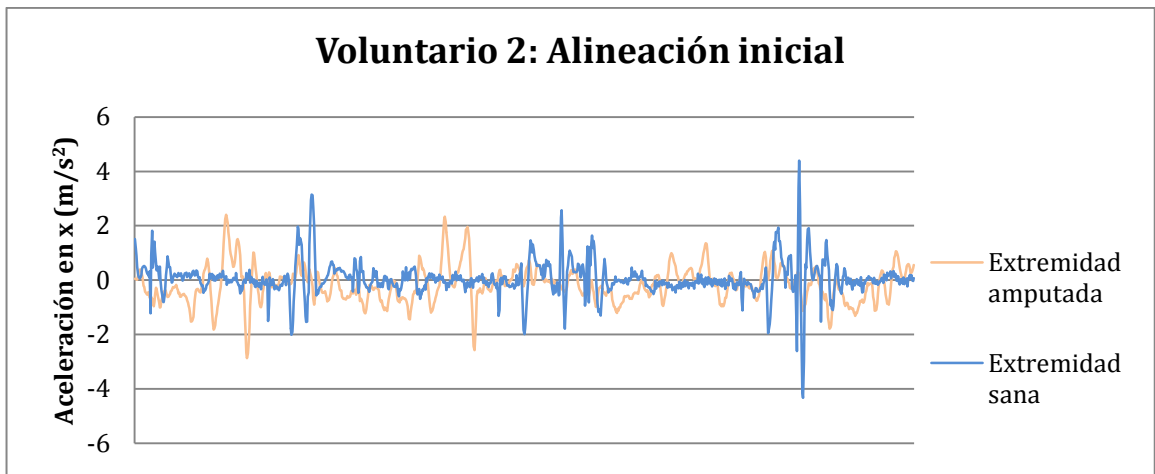
Voluntario 1: Alineación hacia varo



Voluntario 1: Alineación hacia valgo

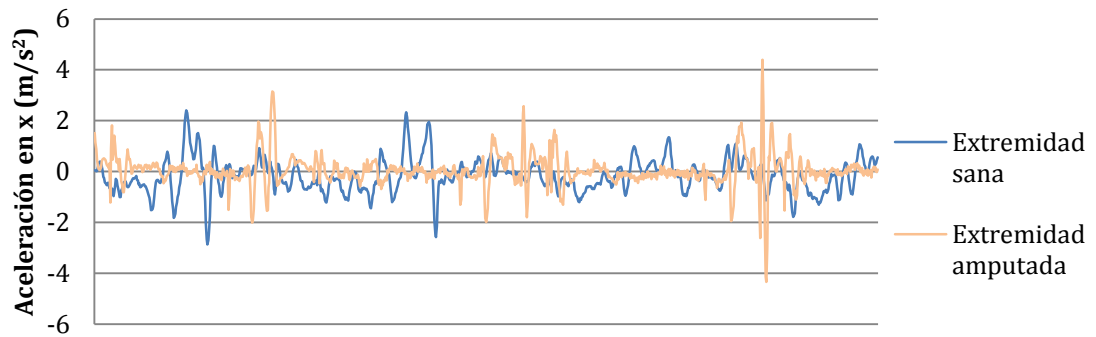


La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

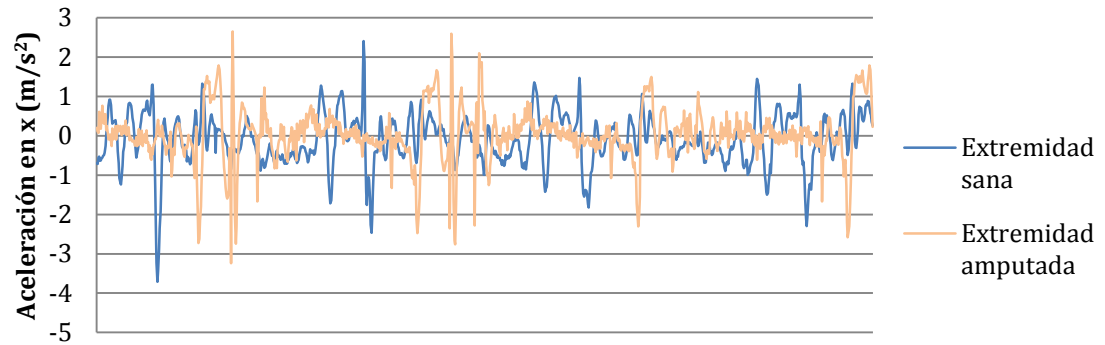


La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

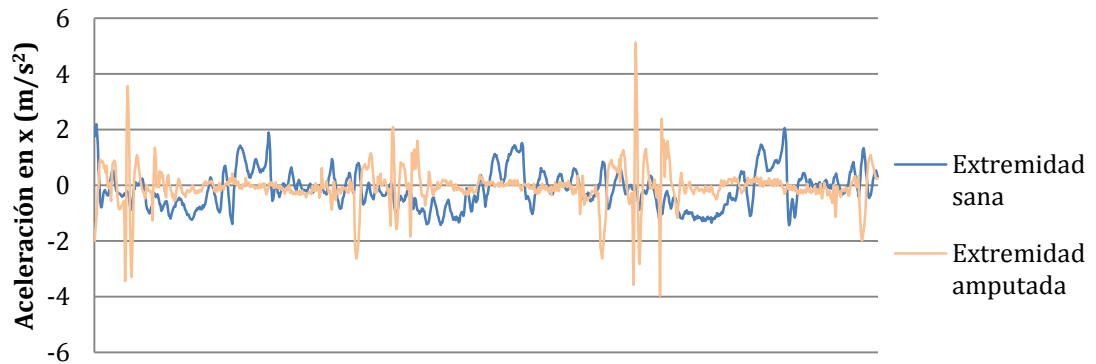
Voluntario 3: Alineación inicial



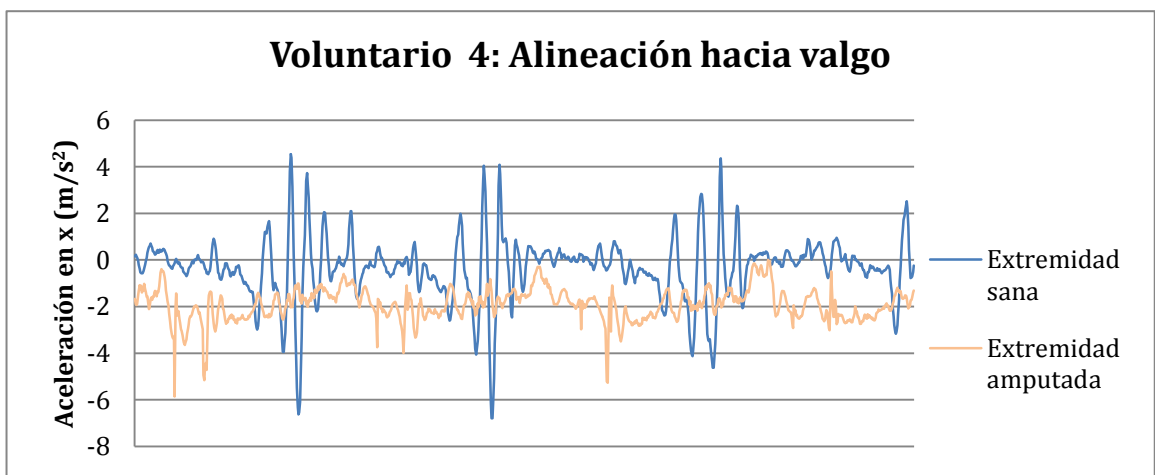
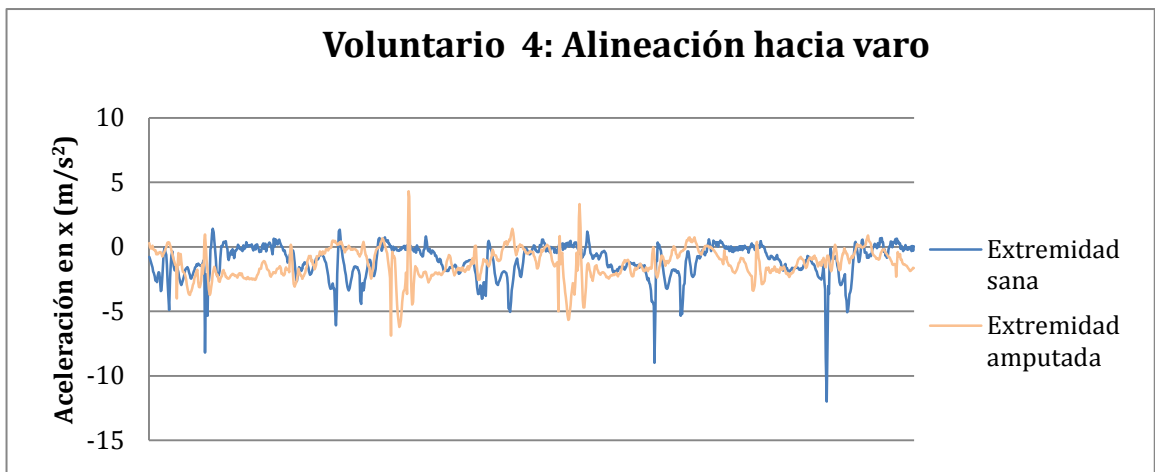
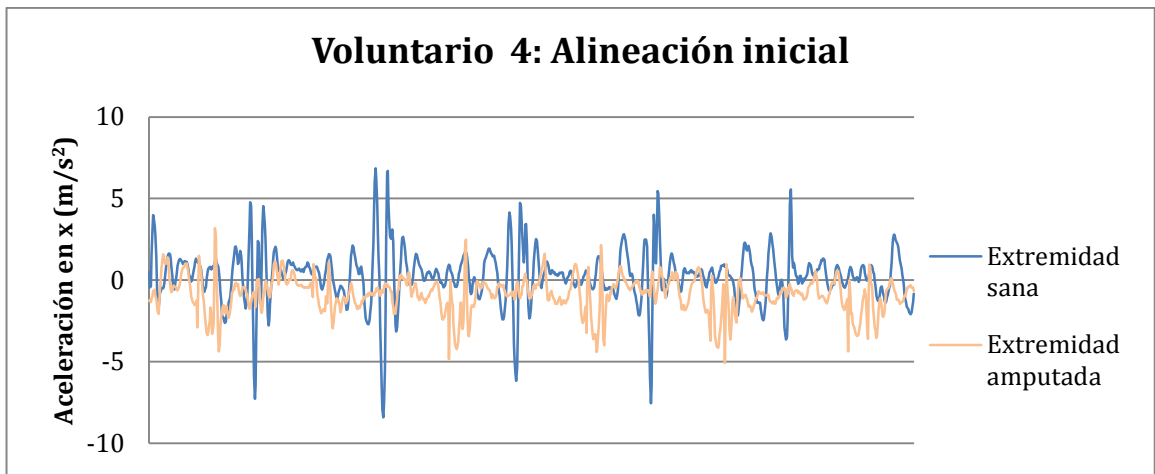
Voluntario 3: Alineación hacia varo



Voluntario 3: Alineación hacia valgo



La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



ESCUELA DE INGENIERÍA DE ANTIOQUIA

ACTA DE EVALUACIÓN FINAL DE TRABAJO DE GRADO

Fecha: (dd/mm/aa)	26 / 11 / 2012
Nombre del proyecto:	Alineación en prótesis de miembro inferior por encima de rodilla
Director del proyecto:	Andrés Torres Velásquez
Nombre del estudiante	Programa académico
Sara Salazar Salgado	Ingeniería Biomédica
Nombre del Jurado:	
Evaluación del proyecto: Espacio exclusivo para jurado	
___ No aprobado ___ Aprobado sin mención	
<input checked="" type="checkbox"/> con Mención Pública ___ con Mención honorífica ___ Trabajo laureado	
Justificación del reconocimiento: (Artículo 28 del Acuerdo 11: "El director del Programa presentará el acta final de evaluación al Consejo Académico, donde consta la solicitud de mención especial debidamente justificada y el Consejo determinará si se otorga o no"). <u>La justificación debe tener mínimo 500 palabras.</u>	
<i>Los objetivos se cumplen muy bien, muy buena propuesta La baja cantidad de pacientes no permiten obtener resultados más concretos y se queda en un estudio de caso PERO Es el inicio de un proyecto mas grande y se puede ver reflejado en los procesos y puentes.</i>	

DIRECTOR DEL PROGRAMA

DIRECTOR DEL TRABAJO DE GRADO

JURADO (Si lo hubo)