

ANEXO 1. INVESTIGACIÓN MUÑÓN

1. ANATOMÍA

Con el objeto de realizar un mejor análisis de las posiciones o posturas en las que debe ubicarse el usuario al momento de escanear el muñón y para dar una breve introducción a conceptos y términos anatómicos, se realiza a continuación una breve descripción de huesos, músculos y características de la amputación transfemoral que influyen en la locomoción humana y como consecuencia el desarrollo del encaje.

Fémur: Hueso del muslo, que se articula por uno de sus extremos con el coxis y por el otro con la tibia y el peroné.¹

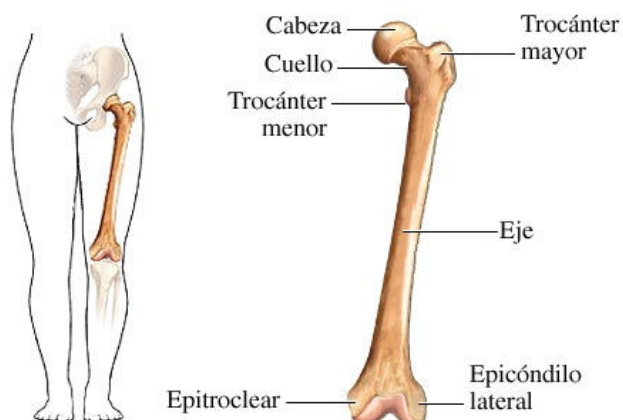


Figura 1. Imagen del fémur²

Isquion: m. Uno de los tres huesos fetales, que al unirse forman el hueso coxal. Se encuentra en la porción posterioinferior del coxal. Al isquion pertenece la tuberosidad isquiática (uno de los soportes en la posición sentada).³

¹ REAL ACADEMIA DE LA LENGUA ESPAÑOLA. Diccionario de la Lengua Española. Significado de fémur [en línea], http://buscon.rae.es/draei/SrvltConsulta?TIPO_BUS=3&LEMA=f%C3%A9mur [16/06/2009]

² NUCLEUS MEDICAL ART. Imagen del fémur [en línea], <http://catalog.nucleusinc.com/generateexhibit.php?ID=4282&ExhibitKeywordsRaw=&TL=&A=2> [16/06/2009]

³ HYGEEA. Significado de Isquion [en línea], <http://www.hygea.es/index.php?palabra=isquion&letra=&id=5&buscar=buscar> [28/06/2009]

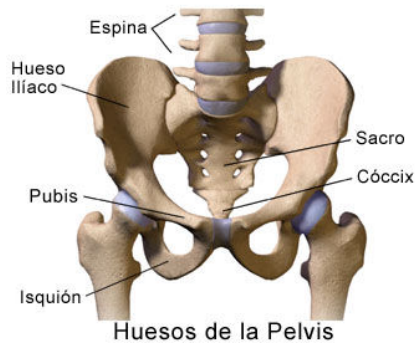


Figura 2. Huesos de la pelvis⁴

MÚSCULOS QUE MUEVEN LAS EXTREMIDADES INFERIORES.⁵

El **psaosilíaco** tiene un origen profundo en el interior de la pelvis y las vértebras inferiores y se inserta en el trocánter menor del fémur y la cápsula articular de la cadera. Se le suele considerar un flexor del muslo y un músculo postural importante, que estabiliza el tronco e impide que caiga hacia atrás en posición erecta. Sin embargo, si el muslo está fijo y no puede moverse, este músculo flexiona el tronco, por ejemplo al ponerse en cuclillas.

El **glúteo mayor** forma el contorno exterior y gran parte de la sustancia de la nalga. Es un extensor importante del muslo (figura 3) y proporciona soporte al torso en postura erecta.

Los **músculos aductores** se originan en la pelvis ósea y se insertan en el fémur. Están situados en el lado medial o interno de los muslos. Estos músculos aducen o presionan los muslos uno contra otro.

⁴ ALLINA Hospitals & Clinics. Imagen huesos de la pelvis [en línea], http://www.allina.com/mdex_sp/SD2136G.HTM [28/06/2009]

⁵ THIBODEAU, Gary A., Kevin T. Patton, Karen Howard. Estructura y función del cuerpo humano: Músculos que mueven las extremidades inferiores. Ed. Elsevier, Décima edición. Barcelona, España, 1998. p. 125, 127.

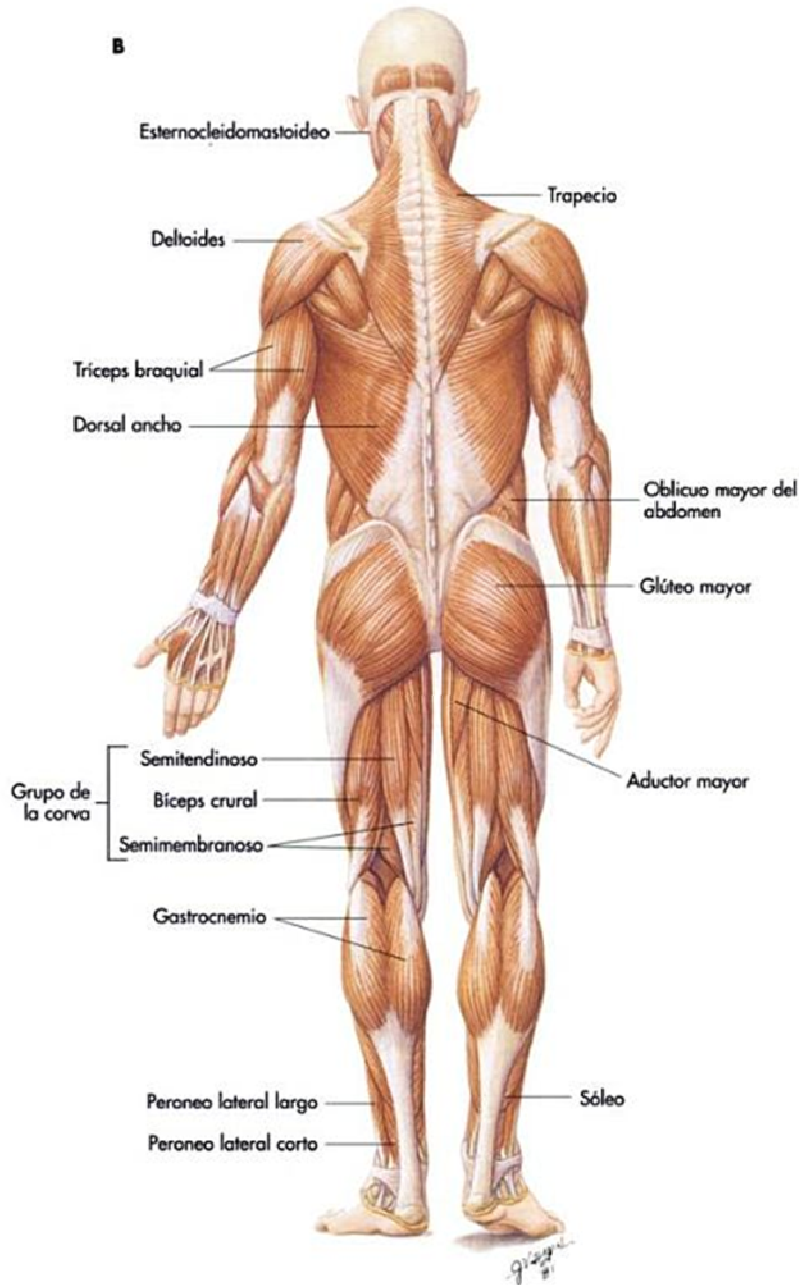


Figura 3. Vista general posterior de la musculatura corporal.

Los tres **músculos del hueco poplíteo** se conocen como *semimembranoso*, *semitendinoso* y *bíceps crural*. En conjunto actúan como flexores potentes de las piernas (figura 3). Se originan en el isquion y se insertan en la tibia o en el peroné. El grupo muscular **cuádriceps crural** cubre la parte anterosuperior del muslo. Los cuatro músculos del muslo: el recto anterior del muslo, el crural y los vastos

interno y externo, se extienden hasta la pierna (figura 3 y tabla 1). Un componente del cuádriceps tiene su origen en la pelvis y los otros tres se originan en el fémur; los cuatro se insertan en la tibia. En la figura sólo se ven el recto anterior y los vastos. El músculo crural se encuentra cubierto por el recto anterior del muslo y no es visible.

Músculo **tibial anterior** (figura 1) está situado en la superficie anterior o frontal de la pierna. Produce dorsiflexión del pie. El **gastrocnemio** es el músculo principal de la pantorrilla. En la figura 3, se aprecia que tiene dos componentes carnosos originados a ambos lados del fémur. Se inserta a través del tendón de Aquiles en el calcáneo o hueso del talón. El gastrocnemio es responsable de la flexión plantar del pie; puesto que se emplea para ponerse de puntillas.

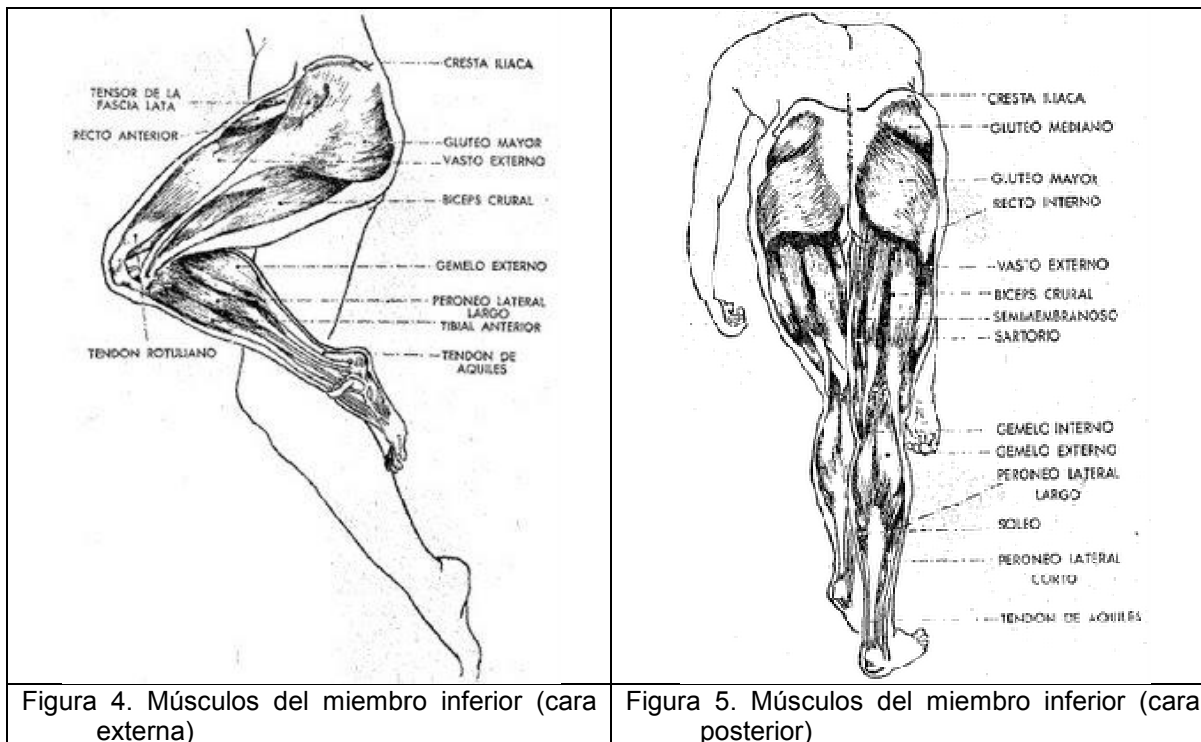
MÚSCULO	FUNCIÓN	INSERCIÓN	ORIGEN
MÚSCULOS QUE MUEVEN LAS EXTREMIDADES INFERIORES (cont.)			
<i>Grupo cuádriceps</i>			
Recto anterior del muslo	Extiende la pierna	Tibia	Ilion
Vasto externo, músculo crural y vasto interno	Extiende la pierna	Tibia	Fémur
TIBIAL ANTERIOR	Dorsiflexión del pie	Metatarsianos (pie)	Tibia
GASTROCNEMIO	Flexión plantar del pie	Calcáneo (talón)	Fémur
SÓLEO	Flexión plantar del pie	Calcáneo (talón)	Tibia y peroné
<i>Grupo peroneo</i>			
Peroneo lateral largo y peroneo lateral corto	Flexión plantar del pie	Tarsianos y metatarsianos (tobillo y pie)	Tibia y peroné

Tabla 1. Principales músculos del cuerpo.

MÚSCULOS DEL MIEMBRO INFERIOR⁶

Para el estudio del miembro inferior se adopta la división topográfica en sus distintos segmentos, a saber: *cadera, muslo, pierna y pie*.

⁶ SCJARINI, Ernesto G. Ciencias Naturales- Biología. Músculos del miembro inferior. [en línea]. <http://cienciasnaturales-bio.blogspot.com/> [22/07/2009].



A. Músculos de la cadera

La musculatura de cada cadera está integrada por nueve músculos, los cuales toman origen en la pelvis (huesos coxales y sacro) y vienen a terminar en la extremidad superior del fémur (trocánter mayor o en sus proximidades).

Entre los músculos más importantes de esta región figuran los tres *glúteos* (*mayor, mediano y menor*), que forman la *nalga*.

El **glúteo mayor** se inserta hacia arriba sobre la cresta del sacro y del cóccix y sobre el hueso coxal; hacia abajo se inserta sobre la línea áspera del fémur, también llamada *cresta del glúteo mayor*. Es el más superficial de los glúteos. En cuanto a la acción de este músculo, *si toma como punto fijo las inserciones superiores, comunica al fémur extensión y -rotación hacia afuera. Si tiene su punto fijo en el fémur, levanta la pelvis sobre el muslo*, cumpliendo así un importante papel en la estación vertical o bípeda; es por esto, que en el hombre se encuentra tan desarrollado.

El **glúteo mediano** se inserta, hacia arriba, en el hueso coxal y hacia abajo sobre el trocánter mayor (fémur). Este músculo está cubierto por el anterior. *Cuando su punto fijo coincide con sus inserciones superiores, el glúteo mediano hace girar el*

fémur hacia adentro. Cuando su inserción fija se encuentra a nivel de) fémur determina la inclinación de la pelvis y también la endereza.

El **glúteo menor**, de contorno triangular y el más profundo de los glúteos, tiene las mismas inserciones y acciones que el glúteo mediano.

Los restantes músculos de la cadera hacen girar el muslo hacia afuera.

B. Músculos del muslo

Los músculos del muslo se distribuyen en dos regiones: *anteroexterna* y *pósterointerna*.

En la REGIÓN ÁNTEROEXTERNA se encuentran tres músculos, de los cuales los más importantes son el *cuadriceps crural* y el sartorio.

El **cuadriceps crural** se llama así porque hacia arriba está formado por cuatro porciones independientes que se insertan sobre el hueso coxal y el fémur; estas porciones se unen hacia abajo en una masa común que termina a nivel de la rótula y de la tuberosidad anterior de la tibia por medio de un tendón. *Actúa como extensor de la pierna sobre el muslo.*

El sartorio es un músculo superficial, alargado en forma de cinta, que se extiende diagonalmente desde el hueso coxal (íleon) hasta la extremidad superior de la tibia (región interna). *Dobla la pierna y el muslo; rota y lleva el muslo hacia afuera, en la acción de cruzar un muslo sobre el otro* (posición común en los sastres y de ahí deriva su nombre).

Los músculos de la REGIÓN PÓSTEROINTERNA son flexores de la pierna sobre el muslo. El músculo más importante de esta región es el bíceps crural, llamado así por estar formado hacia arriba por dos porciones independientes: una de ellas es la *porción larga*, que se inserta a nivel del hueso coxal (isquion) y la otra es la *porción corta*, que se implanta sobre la línea áspera del fémur; hacia abajo, ambas porciones se unen y forman una masa común que termina sobre la apófisis estiloides del peroné por medio de un tendón.

C. Músculos de la pierna

En la musculatura de la pierna se distinguen tres regiones: *anterior*, *externa* y *posterior*.

La REGIÓN ANTERIOR comprende cuatro músculos, dos de ellos, el *tibial anterior* y el *peroneo anterior*, deben su nombre a los huesos de la pierna con los que se relacionan; en cambio, los dos son: el *extensor común de los dedos* y el *extensor propio del dedo gordo*. Todos estos músculos se insertan, hacia arriba, en la tibia o en el peroné, y, hacia abajo, en los metatarsianos o en las falanges. *Actúan como extensores del pie sobre la pierna.*

En la REGIÓN EXTERNA DE LA PIERNA se encuentran dos músculos, de los cuales el más importante es el **peroneo lateral largo**, que se fija a la cabeza del peroné y al primer metatarsiano cruzando diagonalmente la planta del pie. *Provoca en el pie movimiento de extensión, abducción y rotación hacia fuera.*

La REGIÓN POSTERIOR DE LA PIERNA comprende ocho músculos dispuestos en dos planos, uno *superficial* y otro *profundo*. En el PLANO SUPERFICIAL encontramos cuatro músculos, de los cuales nos interesan el *gemelo externo*, el *gemelo interno* y el *sóleo*, por formar la *pantorrilla*. Hacia arriba, el gemelo externo se implanta sobre el cóndilo externo del fémur, el gemelo interno sobre el cóndilo interno del mismo hueso y el sóleo (llamado así por su forma aplanada y semejante a la suela de un zapato) sobre la extremidad superior del peroné. Hacia abajo, estos tres músculos se fusionan y forman el *tendón de Aquiles*, que se inserta sobre el hueso calcáneo del pie. El tendón de Aquiles es el más vigoroso de todo el aparato locomotor. *Los músculos de la pantorrilla son fundamentales en el mecanismo de la marcha: elevan el talón y después lo bajan; levantan el tronco cuando el pie apoya sobre el suelo.*

De los cuatro músculos que forman el PLANO PROFUNDO DE LA REGIÓN POSTERIOR DE LA PIERNA mencionaremos el *flexor largo común de los dedos*, el *flexor propio del dedo gordo* y el *tibial posterior*, que se insertan, hacia arriba, sobre la tibia o el peroné y, hacia abajo, sobre las falanges o el tarso. El nombre de los dos primeros músculos indica su función; *el tibial posterior dirige el pie hacia adentro.*

Movimientos producidos por las contracciones del músculo esquelético.⁷

Los tipos de movimiento que pueden producir la contracción muscular en una articulación dependen en gran parte de la forma de los huesos participantes y del tipo de articulación. Los músculos que actúan sobre algunas articulaciones producen movimientos en varias direcciones, mientras que otras articulaciones sólo permiten movimientos limitados. Los términos utilizados con frecuencia para describir los movimientos corporales son:

- 1 Flexión
- 2 Extensión
- 3 Abducción
- 4 Aducción
- 5 Rotación
- 6 Supinación y pronación
- 7 Dorsiflección y flexión plantar

La **flexión** es un movimiento que disminuye el ángulo formado por dos huesos en su articulación. Los movimientos de **extensión** son los opuestos a los de flexión. Aumentan el ángulo formado por los dos huesos en su articulación en la figura 6 se ilustran los movimientos de flexión y extensión de la pierna.

Flexión y extensión de la pierna. **A** y **B**, Durante la flexión de la pierna en la rodilla se contraen los músculos del hueco poplíteo, mientras que se relajan sus antagonistas, los músculos del grupo cuádriceps. **B** y **C**, Durante la extensión de la pierna se relajan los músculos del hueco poplíteo y se contraen los del grupo cuádriceps.

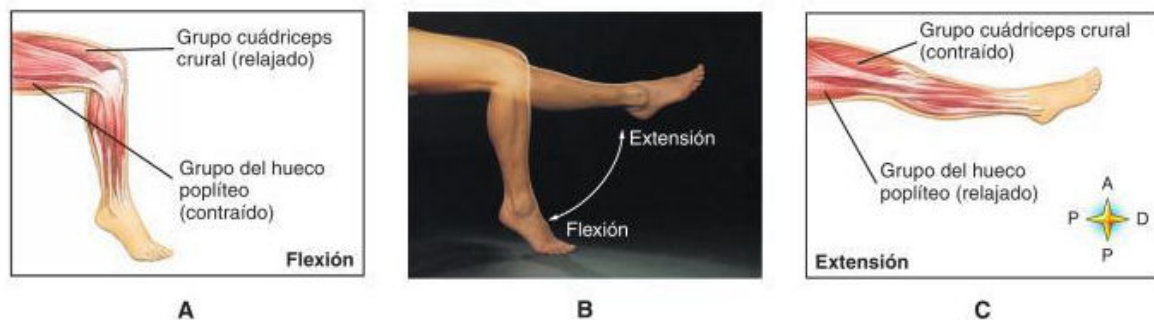


Figura 6. Flexión y extensión de la pierna

⁷ THIBODEAU, Op.Cit., p. 127

Abducción significa separar un aparte de la línea media del cuerpo. **Aducción** significa acercar una parte hacia la línea media del cuerpo.

Dorsiflexión y **flexión** plantar se refieren a movimientos del pie. En la dorsiflexión se eleva el dorso o parte superior del pie, con los dedos apuntando hacia arriba. En la flexión plantar se desplaza hacia abajo la planta del pie, con los dedos apuntando hacia abajo.

PARTE MOVIDA	FLEXORES	EXTENSORES	ABDUCTORES	ADUCTORES
Brazo	Pectoral mayor	Dorsal ancho	Deltoides	Contracción simultánea del pectoral mayor y dorsal ancho
Antebrazo	Bíceps braquial	Tríceps braquial	Ninguno	Ninguno
Muslo	Psoasiliaco y sartorio	Glúteo mayor	Glúteo mediano	Grupo aductor
Pierna	Músculos del hueso poplíteo	Grupo cuádriceps	Ninguno	Ninguno
Pie	Tibial anterior	Gastrocnemio y sóleo	Peroneo lateral largo	Tibial anterior

Tabla 2. Agrupamiento de los músculos de acuerdo con su función.

En la tabla se agrupan los músculos de acuerdo con su función. Los flexores producen muchos de los movimientos usados para caminar, sentarse, nadar y otras muchas actividades, Los extensores también actúan en esas actividades, pero quizá interpreten un papel más importante en el mantenimiento de la postura erecta.

CONSIDERACIONES DE LA AMPUTACIÓN

Cualquiera que sea la indicación para amputar, el resultado es un muñón en vez del miembro. El cirujano puede elegir cientos de procedimientos. Normalmente, la pregunta que se debe contestar es si la amputación tiene que ser por encima de la rodilla, a través de ésta o por debajo.

El hecho de la amputación de la pierna lleva directamente a la conclusión de que es una situación médica con implicaciones únicas. El reemplazo protésico de otras partes del cuerpo ofrece problemas bastante diferentes y normalmente más sencillos.⁸

⁸ MURDOCH, George. Protésica del miembro inferior: capítulo III: Niveles de amputación y factores restrictivos. [en línea]. <http://www.oandp.com/news/jmcomer/library/protésica/LLP-03.pdf> [30/07/2009]. p. 50

Los factores más relevantes que deben considerarse en la determinación del nivel de amputación más apropiado son los siguientes:⁹

- Patológico
- Anatómico
- Quirúrgico
- Protésico
- Personal (sexo, edad, ocupación, etc.)

La imposibilidad para restaurar o incorporar una extremidad afectada hasta un nivel compatible con la vida de los tejidos, constituye la razón fundamental de las amputaciones y, consecuentemente, de la transformación del objetivo inicial del cirujano de salvar la extremidad, por otro más elevado y humano y, por ende, imperativo, que es el de salvar la vida.¹⁰

Incidencia de amputación¹¹

Los estudios estadísticos efectuados por GLATTLY han permitido (en Estados Unidos) la obtención de las siguientes conclusiones:

1. Las amputaciones por accidentes en hombres son nueve veces más numerosas que en las mujeres, debido a las actividades de mayor riesgo que desarrolla el hombre.
2. Las amputaciones en hombres debidas a enfermedad son 2,6 veces más frecuentes que en las mujeres.
3. La frecuencia de amputaciones debidas a tumores es muy semejante en ambos sexos.
4. Las deformidades congénitas de extremidades son de frecuencia parecida en ambos sexos.
5. No hay una diferencia de incidencia en miembros derechos o izquierdos.

⁹ *Ibíd.*, p. 52-53.

¹⁰ LA O RAMOS, Raidel. Alfredo D Barylolo Cardoso. Rehabilitación del Amputado de Miembro Inferior. En: Medicina de Rehabilitación Cubana [en línea]. (septiembre, 2005) http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-bio/manual_de_amputados.pdf [30/07/2009]. p. 2.

¹¹ *Ibíd.*, p. 4.

6. La mayor frecuencia de amputaciones por traumatismo se encuentra en la década de los 41 a los 50 años; la debida a enfermedad, entre los 61 y 70 y, la debida a tumores, entre los 11 a 20 años.

Causas de amputación ¹²

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

1. Trauma: Lesiones accidentales (accidentes del tránsito -63%, con mayor incidencia en extremidades inferiores-; accidentes industriales -73 al 81%, con mayor incidencia en extremidades superiores-)
2. Enfermedades vasculares periféricas (muerte tisular por insuficiencia vascular periférica arteriosclerótica o diabética).
3. Muerte de los tejidos por estados vasospásticos periféricos como la de enfermedad de Buerger o Raynaud.
4. Neoplasias malignas (Tumores). Infecciones de larga duración de huesos y otros tejidos que no permiten el restablecimiento de la función (TB, gangrena, osteomielitis).
5. Lesiones térmicas por calor o frío.
6. Miembro deforme inútil que el paciente considera antiestético.
7. Estados no citados que puedan poner en peligro la vida del paciente, como accidente vascular o mordedura de serpiente.
8. Falta congénita de miembro.
9. Parálisis / Deformidad / Discrepancia de la pierna

Tradicionalmente se consideran tres amplios grupos etiológicos causantes de amputación: el accidente, la enfermedad y la malformación congénita. ¹³

A. Accidente

El accidente causante de amputación actúa ya produciendo una destrucción tan amplia de los tejidos que hace imposible la supervivencia del miembro y de su

¹² LA O RAMOS, Op.Cit., p. 4.

¹³ Ibid., p. 5

riego, originando la desaparición del hueso o imposibilidad de su sutura, o bien produciendo grandes lesiones nerviosas. Los accidentes más frecuentes son los de tráfico, industriales, incendios, congelaciones o descargas eléctricas. En términos generales, se considera que los accidentes de tráfico y las enfermedades tienen un porcentaje más elevado sobre las extremidades inferiores (63%).

B. Enfermedad

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

1. Enfermedad vascular o circulatoria, como la arteriosclerosis y la enfermedad de Buerger, que afecta sobre todo a las extremidades inferiores donde la presión sanguínea es más baja, y a los ancianos.
2. Cáncer.
3. Infección. La tuberculosis, gangrena por arteriosclerosis o diabética y osteomielitis, todavía constituyen causas amputadoras, si bien su frecuencia ha disminuido manifiestamente con un diagnóstico precoz y el empleo de antibióticos.

C. Malformaciones congénitas

ASPECTOS QUIRÚRGICOS

A continuación se ofrecen normas quirúrgicas generales para conseguir muñones sanos, fácilmente adaptables a las prótesis modernas, que puedan ser entrenados para el rendimiento óptimo del miembro artificial, para conseguir la rehabilitación rápida y eficaz del amputado.¹⁴

Cirugía de la amputación¹⁵

La amputación quirúrgica no supone la eliminación de miembro, sino la creación de un nuevo órgano compensador. Por ello, la amputación debe llenar las necesidades de la ortopedia protésica y de la rehabilitación. En general, puede afirmarse que es preferible una buena prótesis mecánica que una extremidad

¹⁴ LA O RAMOS, Op.Cit., p. 6.

¹⁵ Ibid., p. 6.

anat6mica nada funcional y creadora de problemas psicof6sicos. El valor pr6ctico y la utilidad del mu6n6n deben ser muy especialmente determinados por el cirujano, el cual estudiar6 de la forma m6s amplia y definida posible el sitio adecuado de la amputaci6n, la t6cnica adecuada y las condiciones reconstructivas para lograr un elemento anat6mico funcionalmente preparado para recibir y utilizar la pr6tesis.

Responsabilidades del cirujano ¹⁶

En el momento actual de la Medicina organizada y en equipo, el cirujano ortop6dico contrae las siguientes responsabilidades ante la amputaci6n quir6rgica:

1. Preparaci6n preoperatoria.
2. Determinaci6n del nivel electivo
3. Decisi6n respecto al tipo de amputaci6n quir6rgica.
4. Ejecuci6n de la t6cnica quir6rgica adecuada.
5. Supervisi6n del tratamiento postoperatorio.
6. Participaci6n en la prescripci6n de la pr6tesis.
7. Coordinaci6n con el m6dico rehabilitador

Principios quir6rgicos de amputaci6n ¹⁷

La amputaci6n «**cerrada**», que es aquella que puede plantearse de antemano para conseguir un mu6n6n eficaz para el ajuste de la pr6tesis.

Todo mu6n6n quir6rgicamente bueno debe reunir las tres condiciones siguientes:

- Forma suavemente c6nica.
- Sensibilidad normal.
- Cicatriz debidamente situada y m6vil.

Tratamiento del m6sculo y tend6n. ¹⁸

Los grupos musculares deben ser cuidadosamente disecados antes de su secci6n, la cual se realiza por planos y atendiendo a la hemostasia del vaso propio

¹⁶ Ibid., p. 6-7.

¹⁷ LA O RAMOS, Op.Cit., p. 7

¹⁸ Ibid., p. 8

que sangra en el momento del corte. En ningún caso es aconsejable la ligadura en masa de las fibras musculares. El nivel de sección muscular está situado a dos traveses de dedo distalmente al nivel de sección ósea, para que al retraerse quede el muñón de la forma adecuada.

En el momento de la construcción del muñón los cirujanos se encuentran dos tipos de extremos musculares. Los más internos que pueden estar anclados anatómicamente al hueso y, los más externos, sin inserción muscular alguna.

Las amputaciones a nivel tendinoso crean una situación distinta, dado que a veces pueden ser aprovechados para movilizar el extremo óseo distal de una articulación.

Deben seccionarse en la longitud adecuada que permita fijarlos a suficiente tensión, según la técnica normal de tenodesis.

Niveles de amputación

La detallada consideración de estos factores permite seleccionar uno de los siguientes niveles de sección de la pierna: ¹⁹

- Hemipelvectomía
- Desarticulación de cadera
- Amputación del muslo
- Desarticulación de rodilla
- Amputación por debajo de la rodilla
- Amputación Syme
- Amputaciones distales

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

¹⁹ MURDOCH, Op.Cit., p. 53-54.

deben discutirse con él antes de la intervención y en presencia del protésico y del rehabilitador.²⁰

Miembro inferior. Amputación de muslo²¹

Este tipo de amputación constituye la más característica y frecuente de la extremidad inferior. Por lo general, estas amputaciones se practican en la unión del tercio medio y superior. La longitud ideal de esta clase de muñones se considera la de 25 a 30 cm desde el trocánter mayor, no olvidándose que la pérdida de cada centímetro de fémur supone una disminución o alteración del equilibrio muscular. Así, persisten los abductores que se insertan en el trocánter mayor, desplazando a los aductores que han perdido su inserción distal, por lo que el muñón tiende a colocarse en abducción dando origen a una marcha débil e inefectiva. El muñón de muslo más corto que pueda conceptuarse eficaz funcionalmente es el de 7,5 cm por debajo del trocánter mayor. Si el muñón es muy voluminoso, su utilidad disminuye con el acortamiento. Pero, aun en aquellos casos en que tan solo persisten 2,5 cm de fémur por debajo del trocánter y es totalmente inefectivo desde el punto de vista funcional, todavía tiene una decisiva importancia como elemento protésico, ya que la sola persistencia de la cabeza de fémur y el gran trocánter supone una mejor adaptación y estabilidad de la prótesis. No obstante, por razones estéticas, en las mujeres es preferible practicar una desarticulación total.

El muñón excesivamente largo, superior a 32 cm, no añade ventaja alguna al paciente.

La práctica de esta amputación no presenta problemas quirúrgicos especiales.

La piel puede colocarse según dos técnicas. Bien mediante un amplio colgajo anterior que da una cicatriz posterior transversa, o efectuando dos colgajos iguales, anterior y posterior, que dan cicatriz transversa terminal, aun cuando este último procedimiento da al paciente más molestias por la presión de la prótesis y el efecto pistón de la misma. Los músculos se cortan 2,5 cm más que la piel para evitar su adherencia a la cicatriz, procurando suturar la fascia profunda sobre la

²⁰ LA O RAMOS, Op.Cit., p. 10

²¹ Ibid., p. 10-11

terminal ósea. La sección de nervios y hueso no reviste características específicas.

Dos factores protésicos requieren especial consideración: la deformidad en flexión de la cadera y la necesidad de dejar espacio para los aparatos protésicos. Si la deformidad de la flexión de la cadera es importante, p. ej. 30- 40 grados, puede que sea imposible adaptar una pierna artificial al paciente; y si es menos marcada puede afectar al nivel de amputación. En presencia de una deformidad en flexión de la cadera, se puede producir una tensión en la columna lumbar que limitará la capacidad y producirá dolor de espalda. Además, hay un límite del grado de flexión de la cadera que puede adaptarse a la prótesis, teniendo en cuenta el punto de vista cosmético y desde el aspecto biomecánico del borde del encaje. En general, si hay una deformidad en flexión de la cadera la sección de la pierna necesitará ser más proximal de lo que la patología sugiera. Otro factor que requiere también estudio es la necesidad de colocar algunos dispositivos encima del eje artificial de la rodilla. En todos los casos, hasta en los pacientes débiles, queremos que el paciente ande con una rodilla móvil y colocar algún dispositivo para ayudar o controlar la función durante la fase de apoyo o la fase de balanceo. Esto requiere que el muñón termina a un nivel que deje un espacio de 10 a 12 cm. Entre el final del muñón y el eje de la rodilla.²²

2. MOVIMIENTO²³

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

²² MURDOCH, Op.Cit., p. 53-54.

²³ ORTHOTICS AND PROSTHETICS. Protésica del miembro inferior: capítulo VI: Locomoción humana normal [en línea]. <http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protesica/LLP-06.pdf> [23/07/2009]. p.101-108.

La locomoción humana normal se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad.

El ciclo de la marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo (figura 7). Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo.

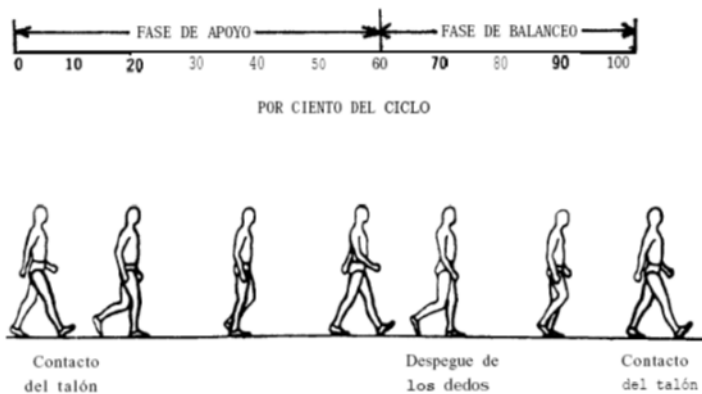


Figura 7. Ciclo de marcha

La longitud del paso completo es la distancia lineal entre los sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie. Longitud del paso es la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie (figura 8).

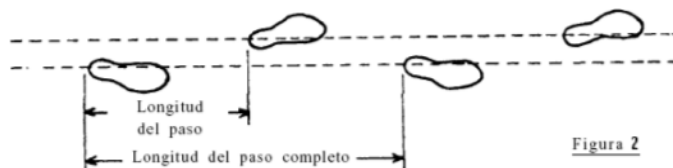


Figura 8. Longitud del paso completo.

Apoyo sencillo: Se refiere al período cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo. El período de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente. Para referencia del pie significa que por un corto período de tiempo, la primera parte de la fase de apoyo y la última parte de la fase de apoyo, el pie contralateral está también en contacto con el suelo (figura 9). La ausencia de un período de doble apoyo distingue el correr del andar.

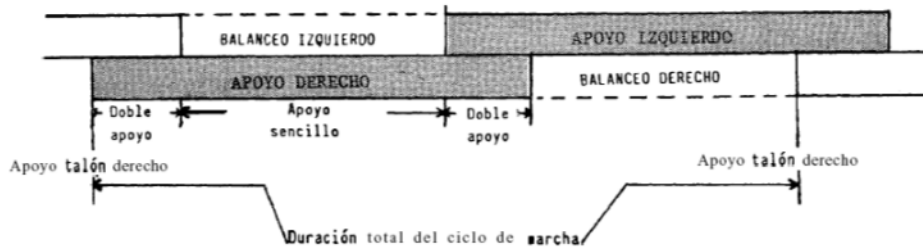


Figura 9. Apoyo del talón.

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

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

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

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

El intervalo de apoyo medio empieza con el apoyo plantar y termina con la elevación del talón al despegue de talón. El despegue se extiende desde la elevación de los dedos (figura 10).

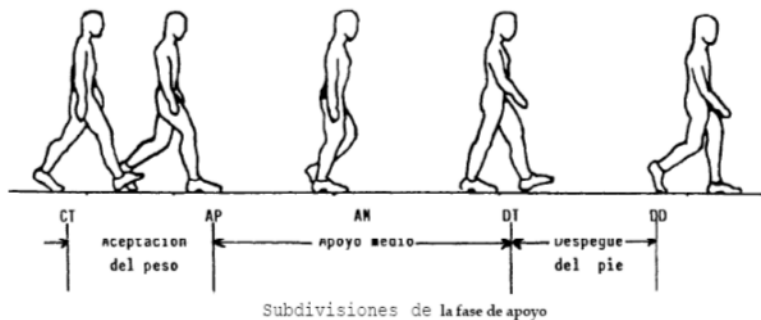


Figura 10. Apoyo y despegue

Subdivisiones de la fase de balanceo

La fase de balanceo puede dividirse en tres intervalos designados con los términos de aceleración, balanceo medio y deceleración. Cada una de estas subdivisiones constituye aproximadamente un tercio de la fase de balanceo. El primer tercio, referido como período de aceleración, se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo. Durante el tercio medio de la fase de balanceo, el intervalo del balanceo medio, la pierna balanceada pasa a la otra pierna, moviéndose hacia delante de la misma, ya que está en fase de apoyo. El tercio final de la fase de balanceo está caracterizado por la deceleración de la pierna que se mueve rápidamente cuando se acerca al final del intervalo (figura 11).

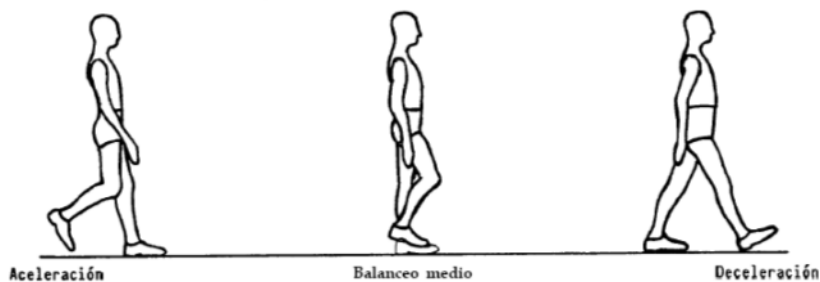


Figura 11. Fase de balanceo.

Línea del centro de gravedad

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

Desplazamiento vertical (figura 12)

En la marcha normal el centro de gravedad se mueve hacia arriba y hacia abajo, de manera rítmica, conforme se mueve hacia adelante. El punto más alto se

produce cuando la extremidad que carga el peso está en el centro de su fase de apoyo; el punto más bajo ocurre en el momento del apoyo doble, cuando ambos pies están en contacto con el suelo. El punto medio de este desplazamiento vertical en el adulto masculino es aproximadamente de 5 cm. La línea seguida por el centro de gravedad es muy suave sin cambios bruscos de desviación.



la línea dibujada en la ventana de cristal representa la línea de marcha del centro de gravedad del cuerpo.

Figura 12. Desplazamiento vertical.

Desplazamiento lateral (figura 13)

Cuando el peso se transfiere de una pierna a otra, hay una desviación de la pelvis y del tronco hacia el lado o extremidad en la que se apoya el peso del cuerpo. El centro de gravedad, al tiempo que se desplaza hacia adelante no sólo sufre un movimiento rítmico hacia arriba y abajo, sino que también oscila de un lado a otro. El desplazamiento total de este movimiento lateral es también aproximadamente de 5 cm. El límite de los movimientos laterales del centro de gravedad ocurre cuando cada extremidad está en el apoyo medio y la línea del centro de gravedad es también en este caso, de curvas muy suaves.

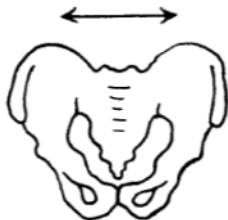


Figura 13. Movimiento de la pelvis.

Características de la marcha que influyen la línea del centro de gravedad.

Flexión de la rodilla durante la fase de apoyo inmediatamente después del contacto del talón, empieza la flexión de la rodilla y continúa durante la primera parte de la fase de apoyo hasta aproximadamente los 20 grados de flexión. Esta característica de la marcha normal ayuda a suavizar la línea del centro de gravedad y reduce su desplazamiento hacia arriba cuando el cuerpo se mueve apoyado sobre el pie en que se apoya.

Descenso horizontal de la pelvis (figura 14)

En la marcha normal la pelvis desciende alternativamente, primero alrededor de una articulación de la cadera y luego de la otra. El desplazamiento desde la horizontal es muy ligero y, generalmente, no pasa de los 5 grados. En la marcha es una característica normal que sirve para reducir la elevación del centro de gravedad.



Figura 14. Rotación de la pelvis.

Rotación de la pelvis

Además del descenso horizontal, la pelvis rota hacia adelante en el plano horizontal, aproximadamente 8 grados en el lado de la fase de balanceo (4 grados a cada lado de la línea central). Esta característica de la marcha normal permite un paso ligeramente más largo, sin bajar el centro de gravedad y reduciendo, por tanto, el desplazamiento vertical total.

Ancho de la base de sustentación

La figura 15 muestra dos líneas que van a través de los sucesivos puntos medios de la fase de apoyo de cada pie. La distancia entre las dos líneas representa la medida de la base de sustentación. En la marcha normal, el ancho entre las dos líneas queda en una media de 5 a 10 centímetros.

Como la pelvis debe desplazarse hacia el lado del apoyo del cuerpo para mantener la estabilidad en el apoyo medio, la estrecha base de sustentación reduce el desplazamiento lateral del centro de gravedad.

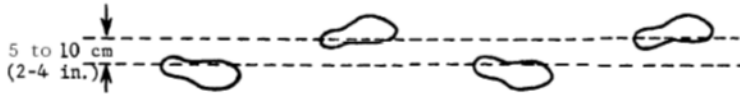


Figura 15. Puntos medios de la fase de apoyo de cada pie.

Métodos del estudio de la marcha

Los investigadores de la locomoción humana han estudiado dos métodos de investigación. Uno es la cinemática que describe los movimientos del cuerpo en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo durante las diferentes fases de la marcha. Un ejemplo de esto es el estudio de las relaciones angulares de los segmentos de la extremidad inferior durante el ciclo de la marcha.

El otro es del área de la cinética que se refiere a las fuerzas que producen el movimiento. Las fuerzas de mayor influencia en los movimientos del cuerpo en la marcha normal, son debidas a:

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

La figura 16 ilustra la influencia de varias fuerzas en la marcha.

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

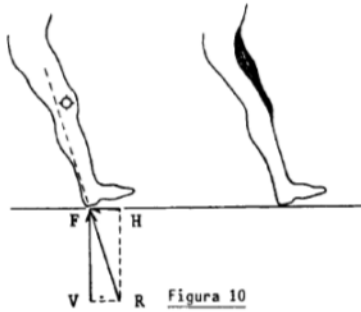


Figura 16. Influencia de varias fuerzas en la marcha.

INFLUENCIA DE LA AMPUTACIÓN EN LA MARCHA ²⁴

Defectos de marcha durante el empleo de prótesis de extremidad inferior

1. Pie

a. *Rotación del pie.* Interna o externa. Si la amputación es por encima de la rodilla, puede deberse a tensión muscular por un eje mal adaptado.

En otro caso, se deberá a un mal alineamiento protésico.

b. *Falta de simetría en la longitud de los pasos.* Por mal desarrollo del equilibrio y sensación de inestabilidad, escaso entrenamiento fisioterápico, debilidad muscular dolor, mal alineamiento de la prótesis, contracturas en flexión del muñón.

c. *Aumento de la base de sustentación.* Suele ser natural en niños y amputados dobles. En otro caso se deberá a un mal alineamiento protésico.

d. *Elevación excesiva del talón sobre el suelo* por poca resistencia en la articulación de la rodilla. (por debilidad de los flexoextensores de rodilla)

e. *Marcha de puntillas sobre la pierna indemne* como resultado de: prótesis muy larga, excesiva acción de pistón en la fase de pendulación, miedo a tropezar la prótesis e intento de aumento de la velocidad de marcha.

2. Rodilla

a. *Hiperextensión brusca de rodilla* durante la fase de balanceo y antes de llegar el talón al suelo como resultado de un eje de rodilla demasiado libre.

3. Cadera

a. *Marcha en abducción.* La prótesis se coloca en abducción durante la fase de apoyo por molestia o dolor (así en casos de amputados por encima de la rodilla,

²⁴ LA O RAMOS, Op.Cit., p. 34-36

debido a presión sobre la rama púbica). La abducción de la prótesis durante la fase de avance puede ser debido a: inseguridad en la marcha por miedo a un fallo de la articulación de la rodilla (durante la aducción la articulación de la rodilla sigue extendida), por debilidad del glúteo medio del lado sano, por lo que la pelvis descende en el lado de la amputación y la prótesis «parece más larga», con lo que es necesario abducirla para no encontrar gran resistencia en el suelo, por contractura intensa de abductores de cadera en el lado de la amputación.

b. *Marcha en circunducción* como resultado de una debilidad de flexores de cadera o molestia en parte anterior de cadera en amputaciones por encima de la rodilla.

4. Tronco

a. *Inclinación lateral de tronco* hacia el lado de la prótesis al apoyarse en la misma. Puede ser debido a una contractura de abductores de cadera (en casos de amputación por encima de la rodilla), por dolor, por escaso desarrollo muscular del muñón, por mal alineamiento o defecto en la longitud de la prótesis.

b. *Flexión de tronco excesiva durante la bipedestación o lordosis* debido a contractura de flexores de cadera.

Dificultades y problemas funcionales de la marcha protésica

En general, suelen ser las siguientes:

1. *Falta de la musculatura del tobillo*. Las prótesis tradicionales no suelen tener posibilidad dinámica de supino-pronación del pie, por lo que falta la adaptación automática a las nuevas situaciones (recuperar el equilibrio a punto de perderse, elevarse sobre las puntas de los pies para ejecutar algún trabajo especial, correr, etc.).

2. *Falta de gastronemio*. Este músculo impide que el cuerpo se incline hacia delante sobre la articulación del tobillo equilibrando las fuerzas de extensión de la rodilla producidas por la gravedad a la vez que evita que la rodilla llegue a la hiperextensión. En la prótesis hay que vigilar los dispositivos antihiperextensión para evitar que se produzca a cada paso.

3. *Falta de transmisión de peso por la tibia en amputados por debajo de la rodilla*.

La falta de apoyo o soporte corporal a través del muñón tibial produce cierta inestabilidad de rodilla. Además, la acción del cuádriceps durante el paso origina una presión contra la cara anterior del encaje, lo cual puede producir alteraciones, salvo si la presión se reparte muy bien en dicho encaje.

4. Cuando el peso cae sobre la prótesis, los *abductores de cadera* de ese lado entran en acción para equilibrar la pelvis. El muñón se mueve lateralmente hasta que aprieta firmemente contra el encaje. En este momento, los abductores intervienen para equilibrar la pelvis sobre la pierna soportadora. Para facilitar la estabilización del muñón, el amputado tiende a elevar el lado opuesto de la pelvis. Este movimiento pélvico origina una pérdida de tensión de los abductores, causando una desviación lateral del muñón. Ello origina una marcha semejante a la de Trendelenburg. Se evita en parte mediante un buen entrenamiento o cuando el muñón es largo.

5. *Extensores de cadera*. La extensión de cadera origina inclinación pélvica que será mayor cuanto más retracción de flexores exista (lordosis, manifiesta).

Suele disminuir conforme el muñón es más largo o anulando las retracciones.

6. *Miedo a la caída lateral*. En los amputados poco entrenados existe una sensación de inseguridad durante la marcha. El paso correcto debe hacerse adelantando el pie protésico en la dirección de la marcha (no en círculo), transfiriendo el peso corporal cuando el pie tiene una dirección oblicua (aducción). En los amputados por encima de la rodilla, este alineamiento requiere destreza por faltarles el efecto estabilizador de la banda iliotibial, las fuerzas activas del tobillo y la información propioceptiva. El miedo a caer hacia el lado de la prótesis le lleva a aducir ésta y, si emplea un bastón, el peso se distribuye entre éste y la extremidad indemne. Cuando se suprime el bastón, la prótesis permanece oblicua y el amputado dobla el tronco hacia el lado de la prótesis (marcha semejante a la del glúteo mediano). Esta marcha puede ser obligada si la articulación de cadera y el cinturón pélvico está mal adaptado y le obliga a ello o si el pie protésico está colocado en exagerada inversión.

7. *Marcha rápida*. En el amputado de muslo, la rodilla permanece en extensión después de que el talón toca el suelo, mientras que en el individuo normal, este

apoyo se efectúa mediante una pequeña flexo-extensión que absorbe el impacto del peso corporal sobre el suelo. La marcha a 70 pasos por minuto demuestra electromiográficamente escasa actividad del cuádriceps, pero si esta marcha llega a velocidades de 95 a 120 pasos por minuto, dicha actividad muscular se incrementa considerablemente. Por ello, la falta del cuádriceps se patentiza en el amputado durante la marcha rápida, obligando al mismo a caminar deprisa con la rodilla protésica en extensión, lo cual da lugar a una marcha claramente antiestética. Muy pocos amputados de muslo llegan a adquirir la habilidad para efectuar una ligera flexoextensión de rodilla al ir de prisa, dando con la prótesis un «paso más largo» que con la pierna indemne. Al caminar deprisa, el amputado levanta excesivamente el brazo opuesto a la prótesis, seguido de un vigoroso movimiento hacia atrás y abajo.

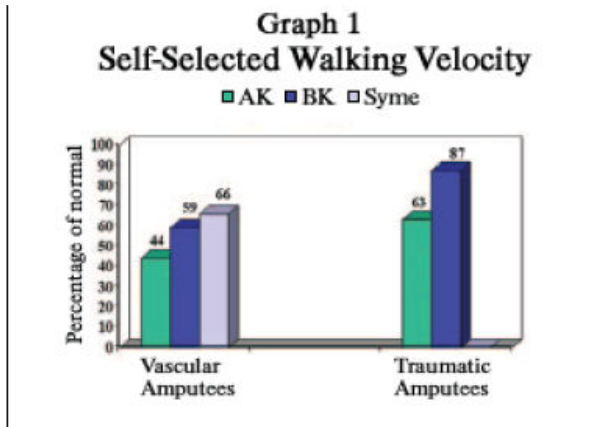
Energía y velocidad ²⁵

Ninguna amputación ofrece una "fácil" adaptación, pero la transfemoral ciertamente ofrece más desafíos que las amputaciones en la pantorrilla o el pie. Los estudios muestran que cuanto más alto es el nivel de la amputación, más energía es necesaria para caminar.

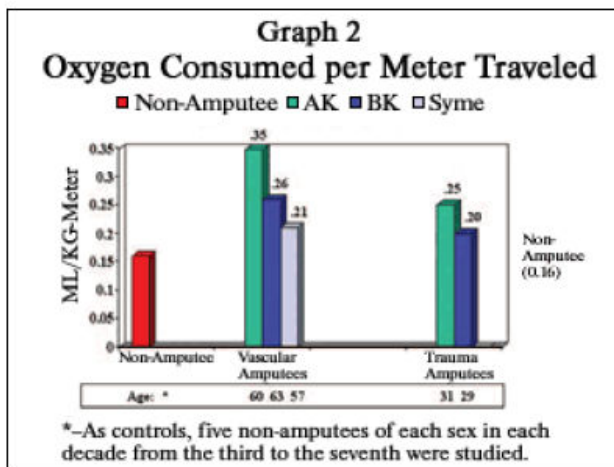
Un estudio del Dr. Robert L. Waters y sus colaboradores, titulado Energy Cost of Walking of Amputees: The Influence of Level of Amputation ("Costos de energía del caminar de amputados: la influencia del nivel de la amputación"), que se publicó en The Journal of Bone and Joint Surgery (1976), observó la manera de caminar y la energía en 70 personas con amputaciones bajas de extremidades. Las amputaciones a nivel transfemoral, transtibial y de Syme que resultaron de enfermedades y traumas vasculares fueron comparadas entre los participantes con pérdida de extremidades y un grupo de individuos sin amputaciones. Como ilustra el gráfico 1 de la figura 17, la velocidad escogida para caminar por los amputados vascular era de 66 por ciento con relación a los no-amputados en el nivel de Syme, 59 por ciento en el nivel transtibial y 44 por ciento en el nivel

²⁵ SMITH, Douglas G. La amputación transfemoral: Primera parte. En: In Motion -Amputee coalition of America- [en línea], Volumen 14, Número 2, (Marzo/Abril 2004) http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/mar_apr_04/transfemoral.pdf [20/04/2009] p. 2-4.

transfemoral. Entre los amputados por trauma, la velocidad era de 87 por ciento para el nivel transtibial y 63 por ciento para el nivel transfemoral. En resumen, cuanto más alto el nivel de la amputación, más lenta es la velocidad de marcha. Amputados por trauma caminaron más rápido que los amputados por causas vasculares principalmente debido a diferencias de edad y al estado general de salud. Según la duración de la enfermedad de los vasos sanguíneos de las piernas antes de que la amputación sea necesaria, los individuos con enfermedades vasculares tienen también enfermedades significativas de los vasos sanguíneos del corazón y de los pulmones. El modo de andar mejoraba y la energía necesaria para la marcha protésica disminuía significativamente según la amputación se había practicado más cerca del pie.



Graph 1 – Gráfica 1
Self-Selected Walking Velocity – Velocidad de marcha seleccionada por el paciente
 AK - Transfemoral
 BK - Transtibial
 Syme - Syme
 Percentage of normal – Porcentaje normal
 Vascular Amputees – Amputados vasculares
 Traumatic Amputees – Amputados por traumatismo



Graph 2 – Gráfica 2
Oxygen Consumed per Meter Traveled – Oxígeno consumido por metro de desplazamiento
 Non-Amputee – No amputados
 AK - Transfemoral
 BK - Transtibia
 Syme - Syme
 ML/KG- Meter – ml/kg por metro
 Non Amputee
 Vascular Amputee
 Trauma Amputee
 Age* - Edad

*-As controls, five non-amputees of each sex in each decade from the third to the seventh were studied. – Como grupo de control, se estudió a cinco personas sin amputaciones de cada sexo y de cada década entre los treinta y los sesenta años.

Figura 17. Gráficas estudio Costos de energía del caminar de amputados: la influencia del nivel de la amputación

Para medir la energía requerida para caminar se cuenta la energía necesitada para cada paso y la energía usada para cierta distancia. En algunas circunstancias, cada paso de una persona amputada a nivel transfemoral requiere más energía que una persona amputada a nivel transtibial; pero en otras circunstancias, la energía por paso puede ser la misma o aún un poco menor. Porque la longitud de la zancada de una persona de amputación transfemoral es más corta, sin embargo, toma muchos más pasos para cubrir la distancia. Por lo tanto, cuando la energía total usada por un persona con amputación transfemoral para recorrer del punto A al punto B es sumada, probablemente habrá costado a esa persona mucha más energía que a otra persona con amputación transtibial para recorrer la misma distancia, aunque el gasto de energía de persona con amputación transfemoral por cada paso puede ser menor a causa de la zancada más corta.

Para medir la energía, los sujetos son equipados con una máscara y una mochila que contienen un tanque de oxígeno. Cuando la persona aspira y exhala, un equipo sensible controlado mide la cantidad de oxígeno que se aspira y se exhala por la máscara durante una distancia fija. Este uso del oxígeno entonces es convertido en la cantidad de energía que se requiere para cubrir esa distancia. Si sus requisitos de energía aumentan, la persona respira más rápidamente y usa más oxígeno. El gráfico 2 de la figura 17, muestra que cuanto más alto es el nivel de amputación, más energía se gasta en recorrer la distancia medida.

No es raro disminuir la velocidad al extremo en que el uso de energía por minuto se aproxima a lo normal, pero el uso de energía por distancia caminada – ya sea medida por metro, por 10 yardas o por milla- aumenta substancialmente. Pero la persona no puede sentirse fatigada porque quema esa energía en un período más largo de tiempo.

Una persona con una amputación transfemoral camina generalmente más lentamente que antes, pero gasta más energía en un lapso de tiempo más largo porque le toma un esfuerzo más grande caminar con una amputación en el muslo. Para ilustrar esto, piense en cómo usted se siente cuando corre una distancia corta tan rápido como usted pueda y cuando camina la misma distancia

A una persona con amputación transfemoral que camina 100 yardas le tomará, por supuesto, más tiempo cubrir esa distancia. Pero necesitarán gastar más energía para recorrer esa distancia que una persona con un nivel más bajo de amputación o sin amputación. El factor que deja a uno sin aliento no es la energía total que gasta; sino cuán rápido gasta esa energía.

Otro factor que hay que considerar es cómo el gasto de energía les hace sentir al final del día. Una persona con una amputación transfemoral emplea más energía para caminar, aunque no usa tanta energía por segundo.

Clasificación funcional de los amputados ²⁶

(Según RusK para amputados de extremidades inferiores).

Grupo I

Restablecimiento completo, equivalente a la normalidad. Puede desarrollarse el trabajo anterior sin limitaciones, así como los deportes y la vida social tan normalmente como antes de la amputación.

Grupo II

Restablecimiento parcial. La capacidad funcional es completa, pero no hará trabajos pesados. Puede bailar y caminar menos tiempo. No puede participar en algunas actividades como el tenis o el golf.

Grupo III

Independencia general completa. Actividades generales normales. Empleo que no exija permanecer mucho tiempo de pie ni caminar. No pueden bailar, transportar cosas pesadas ni andar mucho. Pueden ser independientes y vivir con la familia. Necesitan cambios frecuentes en los encajes protésicos.

Grupo IV

Autonomía limitada. Se sienten mejor sin prótesis. Necesitan cierta ayuda ajena para las escaleras y salidas a la calle. Pueden viajar.

Grupo V

Prótesis estética. No pueden satisfacer sus necesidades personales.

²⁶ LA O RAMOS, Op. Cit., p.37

Grupo VI

Prótesis impracticable. Hay que entrenarle para que se independice en la silla de ruedas.

3. INTERFASE

En el nivel más básico, la comodidad dentro del encaje protésico es obtenida mediante una buena distribución de la presión y el manejo de las fuerzas de fricción (corte).

Las medias y forros (liners) pertenecen a los elementos de interfase, en contacto con la extremidad residual, y son un componente crítico del sistema protésico e impacta dramáticamente la comodidad. Cuando se utilizan apropiadamente proporcionan un efecto de amortiguación dentro del encaje, ayudan a minimizar fuerzas de fricción y proveen una distribución más uniforme de la presión; mientras, también absorben transpiración con una acción igual a una mecha y permiten ventilación. La selección de las calcetas y forros más apropiados depende de una variedad de factores que son mejor explorados y estudiados con su protesista.²⁷

Las medias protésicas están disponibles en diversos materiales incluyendo lana, algodón y sintéticos. El grosor de la medias es medido mediante la clasificación de capas, siendo lo más común de 1 capa a 6 capas. Mediante la variación del número de capas y / o el número de medias utilizadas, las personas amputadas pueden ajustar el encaje debido a cambios en la dimensión de la extremidad residual.²⁸

²⁷ UELLEND AHL, Jack E. ¿Esta Usted Listo para Una Prótesis?: Forros y Calcetas Protésicas. En: First Step [en línea]. Volumen 2, (2001) http://www.amputecoalition.org/spanish/first_step/firststepv2_prosthetic_socks_liners.html [23/07/2009] p. 4-5.

²⁸ *Ibid.*, p. 1

Manejo del Volumen ²⁹

Todas las personas amputadas están prevenidas de que la dimensión de su extremidad residual cambiará a través del tiempo. Algunos experimentan sutiles y algunas veces no tan sutiles cambios de volumen, a través del curso de un día. Los factores que afectan el volumen de la extremidad incluye reducción del edema postquirúrgico, atrofia muscular, cambios en el peso corporal y la reducción temporal de fluidos dentro de la extremidad, causada mediante la normal acción de bombeo de la caminata, dentro de una prótesis. Para mantener un ajuste uniforme y cómodo, es necesario acomodarse a los cambios de volumen, mediante el ajuste del espesor de las medias protésicas. Si son utilizadas demasiadas medias, el encaje no se adaptará apropiadamente y puede causar incomodidad y rotura del tejido.

El volumen del miembro residual cambia entre -11% y +7% durante el día.³⁰ Un aumento de volumen de 3% a 5% puede causar gran dificultad al amputado para colocarse la prótesis.³¹ La fluctuación en el volumen varía según la persona amputada y depende del ajuste del encaje, el nivel de actividad, las condiciones ambientales, la composición del cuerpo, los hábitos alimenticios y para las mujeres los ciclos menstruales.

La estabilidad y el confort de la prótesis están relacionados con la calidad del ajustem, y la interfase entre el muñón y el encaje. La pérdida de volumen puede generar un movimiento de pistón o de bombeo entre el tejido y el encaje, el cual puede disminuir la seguridad de retención durante la marcha y causar lesiones en la piel; y en caso de sujeción por succión, pérdida de la presión negativa.³²

²⁹ UELLEND AHL, Op. Cit., p. 3.

³⁰ BOARD WJ, Street GM, Caspers C. A comparison of trans-tibial amputee suction and vacuum socket conditions. *Prosthet Orthot Int.* 2001;25:202-209.

³¹ FERNIE GR, Holliday PJ. Volume fluctuations in the residual limbs of lower limb amputees. *Arch Phys Med Rehabil.* 1982;63:162-165.

³² MAK AFT, Zhang M, Boone DA. State-of-the-art research in lower-limb prosthetic biomechanics-socket interface. *Rehabil Res Dev.* 2001;38:161-173.

Para prevenir los movimientos del encaje, se requiere un método que mantenga un nivel de ajuste consistente y confortable, que sea independiente de factores intrínsecos individuales (niveles de hormona, retención de líquidos, cambios de peso a corto plazo) y factores extrínsecos (temperatura del aire, nivel de actividad). Por otro lado, el tejido de la piel no puede ser sujeto a constantes cambios de presión (>8 kPa or ~1 psig) por periodos continuos sin generar necrosis en los tejidos.³³ El nivel deseado de ajuste del encaje durante las variadas actividades es usualmente una preferencia personal para el amputado; éste puede cambiar para diferentes actividades, como trabajo de oficina y deportes.

4. EFECTOS DE LA PRÓTESIS EN EL USUARIO

Las personas amputadas de una extremidad inferior suelen tener problemas de piel. Una amputación a cualquier nivel puede estar acompañada de claros problemas de pérdida funcional, ajuste y alineación de la prótesis, y también de afecciones médicas o de la piel derivada del uso de una extremidad artificial.³⁴

Un protésico experimentado y observador puede saber mucho de la extremidad con solo ver el color de la piel. Un buen protésico examina la extremidad detenidamente y simula cargar peso sobre ella para buscar cualquier sensibilidad nerviosa o anomalía cutánea que pueda afectar a la fijación. El reconocimiento médico es necesario porque la persona debe soportar peso sobre una piel que no está hecha para ello. Puesto que el extremo de la extremidad no puede soportar todo el peso de la persona, otras zonas laterales, frontales y traseras de la extremidad deben compartir la carga. También se debe examinar la elasticidad y el grosor de la piel. El tejido cicatricial (sobre todo de injertos y granulación) carece

³³ DALY CH, Chimoskey JE, Holloway GA, Kennedy D. The effect of pressure loading on the blood flow rate in human skin. In: Kenedi RM, Cowden JM, Scales JY, eds. *Bedsore Biomechanics*. London: Macmillan; 1976:69-77.

³⁴ LEVY, S. William. Manual protésico: El cuidado de la piel determina la comodidad protésica. En: In Motion- -Amputee coalition of America- [en línea], Volumen 10, Número 1 (Enero/Febrero, 2000) http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/jan_feb_00/skin.html [03/08/2009]

de elasticidad y puede adherirse a los huesos ubicados debajo. Si la piel no puede moverse y está fija al hueso, puede excoriarse rápidamente debido a la transferencia de peso y al esfuerzo cortante. La piel que cuenta con una capa adiposa subcutánea moderada y un buen músculo protegen y reduce el esfuerzo cortante, mientras que la piel fina y brillante puede necesitar protección exterior y/o reducción del esfuerzo cortante.³⁵

Después, el protésico examinará la anatomía esquelética subyacente, que se utiliza como soporte mecánico para mantenerse en pie y caminar. Las prominencias óseas que se encuentran justo debajo de la piel necesitan ser marcadas para la reducción. Las zonas que toleran carga pueden utilizarse para la transferencia de peso. Se deben localizar y proteger los nervios sensitivos y los neuromas para evitar una posible carga sobre ellos y malestar. También debe examinarse la musculatura de la extremidad residual, así como de la zona situada por encima de ella. Para ver si algún bulto muscular modifica la forma general de la extremidad, se contrae la musculatura del miembro residual. La fuerza de los músculos situados por encima de la articulación es decisiva a la hora de elegir los componentes. Puede que los músculos más débiles necesiten componentes que proporcionan estabilidad mientras que los músculos más fuertes pueden tolerar componentes que maximizan la funcionalidad.³⁶

³⁵ STARK, Gerald. Manual protésico: plan de juego para obtener el ajuste perfecto En: In motion -Amputee coalition of America- [en línea], Volumen 9. Número 9 (enero/febrero, 1999) http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/jan_feb_99/prosthetic_primer.pdf [03/08/2009] p. 2

³⁶ *Ibid.*, p. 3

5. REUNIÓN ESPECIALISTA

Para obtener información sobre el proceso de fabricación del encaje se visitó la Ortopédica TAO (Tecnología en Aparatos Ortopédicos) Medellín, Colombia; el 5 de agosto de 2009. Allí el Técnico Ortopédico Luis Mario Hurtado Grisales realizó un breve recorrido por el lugar y respondió algunas preguntas. En seguida se presenta una transcripción de dicha entrevista.

¿Cuánto tiempo se demoran fabricando un socket para amputación transfemoral?

Si tengo el paciente y tengo el espacio para dedicárselo solo a él: en la toma de medidas me puedo demorar de 30 a 40 minutos, el vaciado del molde para que quede macizo se toma 30 minutos, el pulido del molde 40 minutos (un muñón fácil de trabajar), porque depende de las condiciones del muñón, no todos los muñones son iguales ni llevan la misma reducción; el plastificado se toma 30 minutos (mientras la lámina se derrite) y de ahí se llevan más o menos 3 horas para la prueba del socket.

Posteriormente se tiene el socket ya con la válvula instalada y si uno tiene el paciente acá, ancla el socket y mira si tiene una buena succión y buen contacto. En las partes donde no hay buen contacto se señala y se vuelve al molde positivo para hacer una reducción.

Entonces se toma más o menos entre 2 y 3 horas para llegar a la prueba del socket. Por ejemplo, en el día tomo de 3 a 5 medidas de prótesis y para el siguiente día puedo estar llamando para prueba.

Yo hago una prótesis de un día para otro si tengo todos los componentes, si los componentes son importados tengo que esperar a que lleguen por ejemplo de Alemania, Estados Unidos o Francia. Eso depende, si en la casa ortopédica que hay en Bogotá los tienen en stock me los envían, si hay que esperarlos es más

demorado el proceso. Uno teniendo todos los elementos para la prótesis por encima o por debajo de rodilla, la fabrica en dos o tres días.

Si el paciente ya camina o ha utilizado prótesis es un terreno que se gana porque uno se dedica a la alineación y a mejorar unas fallas que le ve a la prótesis anterior. Si es paciente de primera vez se toma mucho más tiempo, hay que hacer el entrenamiento; la prótesis no se termina hasta que el paciente no se esté defendiendo con mínimo una sola muleta o con un caminador.

¿Cómo se desarrolla el proceso de toma de molde?

La técnica que manejamos acá y la técnica que se maneja a nivel nacional es la toma de molde de yeso, para eso se necesitan unas medidas especiales, inicialmente unas medidas métricas.

En la parte lateral se basa a nivel de trocánter mayor y de ahí se parte a tomar medidas de cinco en cinco dependiendo del largo del muñón. Se toma el diámetro perineal, más o menos 5 cm por debajo del trocánter y se sube la cinta métrica para coincidir con el trocánter; se tiene en cuenta si el muñón es duro, semiblando o blando y dependiendo de eso va la reducción del molde positivo; después se toman medidas a la pierna contralateral (a la pierna buena), la altura de la rodilla, el apoyo isquiático y eso da más o menos la base para acercarse la prótesis.

Para la toma del molde en yeso, la persona debe estar en ropa interior, son unas medidas bastante incómodas de tomar sobre todo en el caso de una mujer. Porque hay que llegar a la parte inguinal y hacer buenos ajustes para poder liberar la parte isquiática.

¿Cuántas personas hacen presión en la toma de yeso del muñón?

Una persona con ambas manos hace el ajuste sobre la venda de yeso sobre el apoyo isquiático y el trocanter. En el caso de ser una mujer es muy incómodo para ellas, prefiero que esté el papá y la mamá. Con el paso de los años se va ganando

confianza con el paciente pero si de entrada no le brinda la confianza es muy difícil trabajar con el paciente.

Después del molde negativo trato de nivelar y hacer ajustes generales; se prepara yeso y se nivela el apoyo.

Al momento de poner la venda de yeso se cubre primero el muñón con vinilpel y hay unos lápices especiales que se usan para marcar las medidas métricas y quedan registradas al vaciar el molde positivo en yeso.

Antes de hacer el vaciado en yeso para obtener el molde positivo se van mejorando los cortes, se tiene en cuenta la parte lateral y el apoyo isquiático, y se gana mucho terreno.

¿Que piensas de los moldes o patrones que se ajustan para fabricar el encaje?

Para mi profesor y para mi lo mejor es lo manual, pero cuando se usa un sistema como el de contenimiento isquiático hay moldes como los brim que vienen en varias tallas, ahí se observa cual es el que mejor se acerca a la persona y en el resto del muñón se pone la venda de yeso. Sin embargo, eso no da fe de que se va a hacer un buen socket. Al socket hay que hacerle muchas modificaciones, nosotros somos amigos de hacer una prueba de socket, se hace un molde completo que se le mide al paciente para que se adapte bien.

En k-mina intentan hacer un cuadrilátero, yo he visto los cortes de ellos. Nosotros nos graduamos hace más o menos 4 años en la universidad de en Don Bosco en el Salvador con profesores capacitados en Alemania, y el diseño que nos enseñan va muy delante de lo que tienen en k-mina. Constantemente se están cambiando mucho las formas del socket y nosotros lo que hacemos acá es un híbrido más o menos un contenimiento isquiático y una parte de cuadrilateral, además se hace presión a nivel trocánter.

Uno aprende de los profesores, sin embargo uno le aplica el conocimiento que adquiere con la experiencia. Por ejemplo a una mujer no le va a gustar que se le hagan bolsillos a los lados cuando vaya caminando y eso lo he aprendido a modificar con el tiempo.

Nosotros hemos tomado algunas medidas métricas, se señala el trocánter el cual se toma como el punto cero o inicial, de ahí se hacen unas marcas hacia abajo que van de cinco en cinco y en cada marca debe hacerse una reducción específica. Hay unas tablas de reducción que se utilizan para eso, yo ya casi no las utilizo porque la experiencia me permite memorizar y reducir las medidas con mayor facilidad.

Soy muy amigo de manejar la forma anatómica del muñón, no raspar por raspar. Voy diseñando la pared del apoyo isquiático, la parte lateral que es lo que más crea bolsillos en los pacientes, el apoyo del trocánter, la pared anterior (la parte de adelante) y la zona medial. La parte inguinal es un punto muy crítico que hay saberlo trabajar, se debe liberar muy bien porque es una zona que genera mucha presión. Y finalmente está el punto donde se ubica el sistema de válvula.

¿Todo lo hace con válvula?

Si, nosotros lo que más trabajamos es sistema de succión. Muchas veces el paciente viene para válvula y cinturón de neopreno, y se logra tan buena succión que no se coloca la correa, se la lleva y no la utiliza porque queda muy bien; además, queda incómodo para los pacientes usar correas sobretodo las correas de cuero.

En el molde positivo lo que se busca es llegar a tener un molde liso. El lijado se hace con limas metálicas y mallas que logran acabados cada vez más lisos. Yo tengo un profesor se llama Carlos Roballos es de Bogotá, un excelente protesista, una excelente persona y yo voy siempre detrás de él. Cuando se va a montar una prótesis de alta tecnología le compramos los componentes a él y él viene a dar la charla. Entonces uno va detrás de él aprendiendo.

Se busca que el encaje sea de contacto total, cuando la válvula esté puesta se toque la piel del muñón del paciente, el muñón debe alojarse, cuando ya tenemos el molde totalmente liso y anatómico se pasa a la parte del plastificado.

Los socket se hacen de diferentes materiales. En otras partes hacen los socket todos en resina, nosotros también pero con las cosas de la EPS hacemos el interior en PP y el exterior en resina.

¿Manejan interfase entre la piel y el encaje?

De pronto cuando es un sistema de silicona con pin, se hace un socket duro y la interfase sería la silicona.

La interfase más que todo es bajo rodilla ahí se utiliza media; sobre rodilla se ponen un vendaje largo que se sacan a través de la válvula; la venda se va halando y la piel se va acomodando en el socket.

Luego de tener el encaje se pone espuma de PU para conectarlo con las demás piezas de la prótesis. También se hace un recubrimiento que se llama laminado y le da el acabado externo.

Si el socket se acondiciona se viene a hacer el pegue, se ha analizado la altura de rodilla y se viene a hacer la alineación. Para la alineación se tiene el sistema montado para que se lo pruebe el paciente.

¿Has oído de un encaje que se llama MAS?

Yo me lo encontré en Panamá en un congreso, a mi me lo presento Roballos. Ese señor tiene muchos conocimientos y tiene mucha suerte porque está muy cerca de la tecnología de EEUU.

Para nosotros es muy difícil llegar a esa tecnología, en cambio para ellos no, los mexicanos son los paisas en esto. A Marlo Ortiz le vi unos diseños, unos anclajes

y unas formas tan anatómicas...espectaculares. Con él están planeando una capacitación en Bogotá.

Las técnicas que utilizan son muy buenas; tiene una gran ventaja y es que las prótesis que desarrolla cuestan mucho y se puede hacer la inversión en los componentes protésicos.

Sin embargo la Osur está muy avanzada y prácticamente tienen sistemas computarizados, la alineación se desarrolla de esa manera y se evita usar llaves para el proceso. Las prótesis y la alineación son de una precisión tremenda. Por ejemplo en el caso de la mujer, cuando se monta en el tacón la prótesis se alinea sola y dicen que todo esto manual tiene que desaparecer. Y para allá vamos, nosotros estamos al día con lo que va saliendo.

En la prueba del socket se pone al paciente a hacer apoyo y se palpa y observa si se generan vacíos, a veces uno nota que la piel no se está acercando completamente al socket y vuelve al positivo a hacer los ajustes. Un socket de contacto total consiste en que cuando se palpe no se sientan vacíos.

Cuando se hace el laminado casi siempre se salva el molde en yeso; si se daña se viene a hacer un vaciado sobre el socket y se obtiene un positivo para seguir haciendo ajustes. Casi siempre pegamos en el primer socket, pero hay muñones muy difíciles: muñones cortos, mal amputados, sensibles y muñones diabéticos. Para los recién amputados debe existir un muy buen vendaje; los muñones al caminar se van soltando y hay que repetir el socket, entonces se preparan muy bien con un buen vendaje para moldear el muñón o se concientizan de que a los 5 o 6 meses debe cambiarse el socket.

6. BIBLIOGRAFÍA

- REAL ACADEMIA DE LA LENGUA ESPAÑOLA. Diccionario de la Lengua Española. Significado de fémur [en línea], http://buscon.rae.es/draeI/SrvltConsulta?TIPO_BUS=3&LEMA=f%C3%A9mur [16/06/2009]
- NUCLEUS MEDICAL ART. Imagen del fémur [en línea], <http://catalog.nucleusinc.com/generateexhibit.php?ID=4282&ExhibitKeywordsRaw=&TL=&A=2> [16/06/2009]
- HYGEA. Significado de Isquion [en línea], <http://www.hygea.es/index.php?palabra=isquion&letra=&id=5&buscar=buscar> [28/06/2009]
- ALLINA Hospitals & Clinics. Imagen huesos de la pelvis [en línea], http://www.allina.com/mdex_sp/SD2136G.HTM [28/06/2009]
- THIBODEAU, Gary A., Kevin T. Patton, Karen Howard. Estructura y función del cuerpo humano: Músculos que mueven las extremidades inferiores. Ed. Elsevier, Décima edición. Barcelona, España, 1998
- SCIARINI, Ernesto G. Ciencias Naturales- Biología. Músculos del miembro inferior. [en línea]. <http://cienciasnaturales-bio.blogspot.com/> [22/07/2009].
- MURDOCH, George. Protésica del miembro inferior: capítulo III: Niveles de amputación y factores restrictivos. [en línea]. <http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protetica/LLP-03.pdf> [30/07/2009].
- LA O RAMOS, Raidel. Alfredo D Barylolo Cardoso. Rehabilitación del Amputado de Miembro Inferior. En: Medicina de Rehabilitación Cubana [en línea]. (septiembre, 2005) http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-bio/manual_de_amputados.pdf [30/07/2009].

- ORTHOTICS AND PROSTHETICS. Protésica del miembro inferior: capítulo VI: Locomoción humana normal [en línea].
<http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protesica/LLP-06.pdf>
[23/07/2009].
- SMITH, Douglas G. La amputación transfemoral: Primera parte. En: In Motion -Amputee coalition of America- [en línea], Volumen 14, Número 2, (Marzo/Abril 2004) http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/mar_apr_04/transfemoral.pdf [20/04/2009]
- UELLEND AHL, Jack E. ¿Esta Usted Listo para Una Prótesis?: Forros y Calcetas Protésicas. En: First Step [en línea]. Volumen 2, (2001)
http://www.amputeecoalition.org/spanish/first_step/firststepv2_prosthetic_socks_liners.html [23/07/2009]
- GREENWALD, Richard M. Volume Management: Smart Variable Geometry Socket (SVGS). En: Journal of Prosthetics & Orthotics. [en línea]. Volumen 15, Número 3. http://www.oandp.org/jpo/library/2003_03_107.asp
[30/07/2009]
- LEVY, S. William. Manual protésico: El cuidado de la piel determina la comodidad protésica. En: In Motion -Amputee coalition of America- [en línea], Volumen 10, Número 1 (Enero/Febrero, 2000) http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/jan_feb_00/skin.html [03/08/2009]
- STARK, Gerald. Manual protésico: plan de juego para obtener el ajuste perfecto En: In motion -Amputee coalition of America- [en línea], Volumen 9. Número 9 (enero/febrero, 1999) http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/jan_feb_99/prosthetic_primer.pdf
[03/08/2009]
- ENTREVISTA Luis Mario Hurtado Grisales, Técnico Ortopédico, Ortopédica TAO. Medellín, 5 de agosto de 2009.

ANEXO 2. INVESTIGACIÓN ENCAJE

1. ENCAJES EN EL MERCADO

La fabricación del encaje es uno de los pasos más importantes cuando se elabora la prótesis. Una excelente prótesis no funciona de forma óptima si el encaje no se ajusta bien y la alineación no es la correcta.¹

La geometría del encaje no solo dicta el bienestar, sino que también debe proporcionar soporte y la superficie necesaria para realizar la transferencia de peso. El encaje debe transferir el peso del cuerpo a las zonas de carga (desde el extremo del miembro hasta el lateral del muslo y la pelvis) y proporcionar suficiente espacio para las partes óseas y sensibles. Éste no se adapta perfectamente a la forma de la extremidad residual porque hay que realizar modificaciones especiales para permitir la carga y descarga.²

Usualmente, el encaje transfemoral se ha rediseñado pensando en la acción de caminar y en conseguir que la prótesis se mantenga firme cuando la persona se encuentre de pie o en movimiento. Este diseño no es el mejor para sentarse, ya que el encaje se amolda al isquion para transferir peso cuando la persona está de pie. Por lo cual el encaje puede hincarse en la ingle y en las nalgas cuando la persona está sentada.³

Los encajes se clasifican de acuerdo a la forma interior de la porción superior o a la del extremo distal.⁴ Usualmente se consideran cuatro secciones: la pared anterior, la pared medial, la pared posterior y la pared lateral. A continuación se muestra una tabla comparativa de algunos tipos de encajes clasificados de

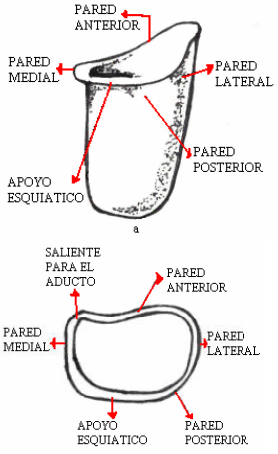
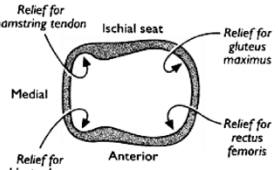

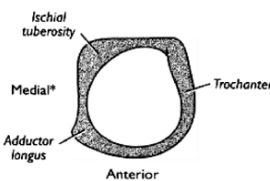

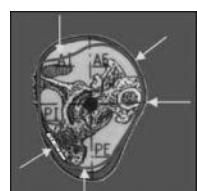
¹ SMITH, Douglas G. La amputación transfemoral: Cuarta parte. En: In Motion, [en línea], Volumen 14, Número 5, (Septiembre/Octubre 2004). http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/sep_oct_04/transfemoral4.pdf. [20/04/2009]. p. 2

² STARK, Gerald. Manual protésico: plan de juego para obtener el ajuste perfecto En: In motion -Amputee coalition of America- [en línea], Volumen 9. Número 9 (enero/febrero, 1999) http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/jan_feb_99/prosthetic_primer.pdf [03/08/2009] p.3

³ *Ibíd.* p. 4

⁴ ORTHOTICS AND PROSTHETICS. Protésica del miembro inferior: capítulo II: Componentes de las prótesis por encima de la rodilla [en línea]. <http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protesica/LLP-11.pdf> [15/06/2009]. p.190.

acuerdo a la forma de la porción superior, también conocido como anillo de mando.

<p>Tipo de Socket</p> <p>Características</p>	<p>ENCAJE CUADRILATERAL (quad-quadrilateral)</p>  <p>Figura. Encaje cuadrilateral y sección transversal.⁵</p>  <p>Figura. Sección transversal encaje cuadrilateral.⁶</p>	<p>ENCAJE ESTRECHO ML O DE CONTENIMIENTO ISQUIÁTICO</p>  <p>Figura. Encaje contenido isquiático⁷</p>  <p>Figura. Sección transversal encaje de contenido isquiático.⁸</p>	<p>ENCAJE MAS. Marlo Anatomical Socket</p>  <p>Figura. Comparación encaje contenido isquiático y encaje MAS⁹</p>  <p>figura¹⁰</p>
--	---	--	--

⁵ VILADOT, COHÍ, CLAVELL. Órtesis y prótesis del aparato locomotor. Vol.2., Extremidad inferior. Ed. Masson. Barcelona, 1984. p. 252-254.

⁶ R Munarriz, H Kulaksizoglu, L Hakim, S Gholami, A Nehra and I Goldstein. Lower extremity above knee-prosthesis-associated erectile dysfunction. En: International Journal of Impotence Research.[en línea] Número 15, (2003) pp.290–292. http://www.nature.com/ijir/journal/v15/n4/fig_tab/3901015f1.html [09/09/2009]

⁷ KOWAGISHI LABORATORY CO. LTD. Ischial Containment socket .[en línea] <http://www.kowagishi.com/product/socket.html> [09/09/2009]

⁸R Munarriz,. Op. Cit.,

⁹ PIKE, AI. Un Nuevo Concepto en el Diseño de Socket Arriba de Rodilla [en línea]. http://www.oandp.com/edge/issues/articles/2002-11_01.asp [20/02/2009].

¹⁰ *Ibíd.*,

Descripción del sistema	La forma de su interior describe cuatro lados, presentando partes entrantes y salientes, éstas facilitan sujetar y presionar algunas áreas del muñón. Además, contiene una zona moldeada para colocar el isquion, denominada apoyo isquiático.	Es más estrecho por los lados, desde el medial (la parte interior del muslo) hasta el lateral (la parte exterior).	Se corta hacia abajo la pared posterior de un encaje de contención isquiática. Se disminuye el borde posterior. El área de la rama isquiática es más fácil de contener, cuando no existe interferencia del glúteo mayor.
Funcionamiento	Soporta el peso y al mismo tiempo las partes salientes de los lados del encaje, alivian esas presiones excesivas sobre los músculos en contracción. El encaje es más estrecho desde la zona anterior a la posterior de manera que pueda contener el muñón y mantener el isquion sobre el apoyo isquiático. (S)	El isquion, no reposa sobre el apoyo isquiático, se queda en el interior del encaje. El fémur, no se apoya directamente en el encaje, se queda inclinado para distribuir algo de peso en el lateral (aducción) (S)	Con el soporte glúteo cortado, ninguna descarga de peso ocurre en esta área, y las fuerzas de soporte de peso son aplicadas desde el aspecto medial capturado de la rama, con una fuerza resultante proyectándose al área antero lateral del encaje.
Fácil de colocar	El cuadrilátero y el contenimiento isquiático se colocan con la misma facilidad, lo único que cambia es que el cuadrilateral tiene una meseta sobre la cual se apoya ... y la forma busca evitar rotaciones del encaje, mientras que en el contenimiento isquiático se aloja el isquio dentro del encaje.		Más fácil de colocar que los demás encajes. Se reduce la cantidad de valores de tensión necesarios para la succión, y obtiene mayor comodidad y una mejor suspensión.
Diseño gentil con la piel	Si los ajustes se logran bien, el diseño funciona adecuadamente.	Cambia la distribución y es más gentil con la piel que el cuadrilateral.	Gentil con la piel a pesar del ajuste íntimo en sus contornos. No existe irritación en la piel. La distribución del peso se reparte sobre toda la superficie de tejido blando del muñón, evitando presiones inadecuadas que mejoran el efecto de succión.
Aceptación e independencia del paciente	Depende del tipo de sistema usado previamente.		Se obtiene un ajuste más estrecho. Desaparecen algunos inconvenientes existentes con el encaje previo. Puede utilizarse por varias horas al día sin causar molestias y sin lesionar la piel del muñón.
Seguridad: control sobre la	Si la pared frontal es más baja (para evitar molestias al sentarse), la pierna se resbala hacia delante y el isquion se sale del apoyo isquiático (S)	Se puede ejercer más peso sobre el lateral del muslo y los músculos de la cadera están colocados para proporcionar un mejor equilibrio. (S)	La prótesis se mantiene estable, permitiendo que el paciente corra o practique algún deporte, sin causar molestia alguna.

Permite sentarse cómodamente	La persona se sienta sobre el borde trasero del encaje que es más alto para mantener el isquion sobre el apoyo isquiático. La pared frontal del encaje suele hincarse en la zona de la ingle, sobre todo cuando la persona está sentada. (S) Es más complicado sentarse porque tiene una parte recta	el paciente puede buscar una posición sobre la cual se acomoda para sentarse. Ofrece mayor confort	Permite sentarse cómodamente ya que no hay línea de corte en el glúteo.
Estética	En ocasiones se extiende mucho a los lados y queda abultado, entre más ajustado mejor.		No se percibe alguna discrepancia en los glúteos, los bordes del encaje se integran a la piel permitiendo utilizar ropa ajustada, incluyendo prendas de licra sin que se note.
Rango de movimiento	No se enfoca mucho en la anatomía, hacen estudios en el triángulo de escarpa. En el cudrilátero se monta con un poco de adicción.	La aducción en el fémur también ayuda a estirar un poco los aductores de la cadera, fortaleciéndolos y mejorando su ventaja mecánica. Si el fémur no está afianzado y se sale, estos músculos se debilitan. (S) (si no hay buen ajuste)	Permite un mayor rango de movimiento. Todas las líneas de corte son más bajas que la tuberosidad isquiática, con la única excepción del aspecto medial de la rama y la pared lateral. El encaje permanece en contacto total con flexión, extensión, aducción y abducción.
Marcha funcional		Si se logra muy bien el contenimiento, se mejora la marcha.	No produce ningún desplazamiento lateral del tronco, no presenta rotación involuntaria del pie, no ocasiona un caminado con las piernas separadas, propiciando un movimiento natural al andar.
Disponibilidad comercial	Alta. Es bastante común. Pero tiene tendencia a desaparecer.	Alta. En la actualidad la mayoría de los encajes son diseños ML.	Baja en Colombia. El diseño se lo vendió Marlo Ortiz a la Ortopédica Ossur.

Tabla 1. Comparación de tipos de encaje

Los encajes actuales se desarrollan con el concepto de contacto total (figura 14), el cual presenta mejoras en tanto a la circulación sanguínea del muñón, evitando formación de edemas y problemas dermatológicos. Contribuye a la distribución de la presión, estimula la respuesta sensorial del muñón mejorando el control de la prótesis; distribuye la carga del peso soportado por la prótesis.

A menos de que haya una excepción desde la receta médica se hace contacto total para que el muñón se encuentre completamente alojado y ajustado al encaje.

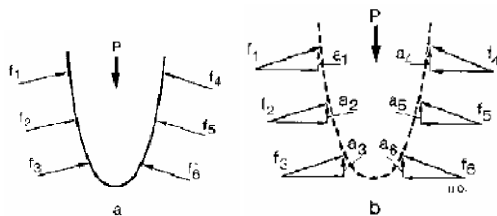


Figura 14. Características de contacto total.

Fuentes:

- VILADOT, COHÍ, CLAVELL. Órtesis y prótesis del aparato locomotor. Vol.2., Extremidad inferior. Ed. Masson. Barcelona, 1984. p. 252-254.
- SMITH, Douglas G. La amputación transfemoral: Cuarta parte. En: In Motion, [en línea], Volumen 14, Número 5, (Septiembre/Octubre 2004). http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/sep_oct_04/transfemoral4.pdf. [20/04/2009]. p. 2-4.
- ORTHOTICS AND PROSTHETICS. Protésica del miembro inferior: capítulo II: Componentes de las prótesis por encima de la rodilla [en línea]. <http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protesica/LLP-11.pdf> [15/06/2009]. p.190-191.
- PIKE, AI. Un Nuevo Concepto en el Diseño de Socket Arriba de Rodilla [en línea]. http://www.oandp.com/edge/issues/articles/2002-11_01.asp [20/02/2009].
- VARGAS, Enrique. MAS, calidad y reflejo de evolución. El socket anatómico combina lo cosmético, la funcionalidad y el confort [en línea]. http://www.rehabilitacionintegral.com.mx/noticias/revista08/op_03.htm [20/02/2009].
- FARLEY, Miki. Socket M. A. S: Una Revolución Transfemoral [en línea]. http://www.oandp.com/edge/issues/articles/2004-06_03.asp [20/02/2009].
- ENTREVISTA Luis Mario Hurtado Grisales, Técnico Ortopédico, Ortopédica TAO. Medellín, 11 de septiembre de 2009.

2. MATERIALES Y PROCESOS DE FABRICACIÓN DEL ENCAJE

A continuación se muestra el proceso seguido para la fabricación de un encaje para amputación transfemoral usando un método tradicional. Se toman como referencia dos entidades de gran impacto en la producción de prótesis en el medio Colombiano. Por una parte la empresa TAO y por otra la corporación Mahavir K-Mina.

Proceso TAO

Las fotografías pertenecen a la elaboración de la pieza con la empresa TAO, tomadas del proyecto de grado: Desarrollo de un sistema protésico para personas con amputación transfemoral en Colombia. ¹¹

		
<p>1. Se lleva a cabo la valoración del paciente y la toma de medidas.</p>	<p>2. Se ubica el trocánter mayor y ese punto es el cero del sistema, se mide el largo del muñón.</p>	<p>3. Se envuelve en película vinílica como desmoldante para el sistema.</p>
		
<p>4. A partir de la medida del cero del sistema se traza una línea cada 5 cm.</p>	<p>5. Se libera el tendón abductor. Con el dedo se hace presión para liberar los esfuerzos. Se recubre con gasa y yeso.</p>	<p>6. Después de sacar el molde de gasa y yeso, Se recorta la forma del cuadrilátero según tanteo y experiencia del protesista</p>

¹¹ CORREAL, Sara. PALACIO, Lía Judith. SALAZAR, Isabel Cristina. Desarrollo de un sistema protésico para personas con amputación transfemoral en Colombia. Medellín, Colombia, 2006. Proyecto de Grado (Ingeniería de Diseño de Producto). Universidad EAFIT. p. 85-94.

		
<p>7. Se corrige mediante resane manual los ángulos para mejor precisión.</p>	<p>8. Se hace el vaciado de yeso y se introduce un inserto que sirva de agarre para la manipulación posterior.</p>	<p>9. Se obtiene el molde positivo primario del encaje y se lija, siguiendo las medidas del paciente y una tabla de reducción.</p>
		
<p>10. Al tener el molde ya pulido, se adhiere la válvula que luego durante el termoformado se fija al encaje.</p>	<p>11. Se envuelve el molde con media velada que hace las veces de desmoldante</p>	<p>12. Se calienta una lámina de polipropileno en un horno de refracción, hasta el estado plástico</p>
		
<p>13. Se adhiere la lámina al molde y se aplica succión para mejorar el copiado del encaje del paciente.</p>	<p>14. Antes de que la lámina se enfríe, se retira y elimina la rebaba.</p>	<p>15. Se extrae el encaje aplicando aire comprimido y golpeando.</p>
		
<p>16. Encaje preliminar, que posteriormente se pule para medírselo al paciente y elaborar las correcciones pertinentes.</p>	<p>17. El muñón se envuelve con una venda como parte del proceso de colocación del encaje.</p>	<p>18. Se introduce el encaje y se saca la punta inferior de la venda por el agujero de la válvula. Esto va creando un vacío entre la piel y el encaje.</p>



		<p>21. Se une el encaje a las demás partes de la prótesis y se realiza una alineación previa para realizar los últimos ajustes antes del laminado del encaje y la alineación definitiva de la prótesis.</p>
<p>19. Se evalúa el encaje y la comodidad del muñón. Para ello se simula la carga del peso al apoyarse sobre la prótesis.</p>	<p>20. Se marcan los puntos y ángulos a corregir en el cuadrilátero.</p>	

Tabla 3. Proceso de fabricación TAO.

A continuación se extiende la descripción de los puntos 1 y 5 de la tabla anterior.

1. Hay que hacer un examen meticuloso del paciente y de su muñón para identificar las áreas sensibles, las limitaciones del movimiento de la articulación de la cadera, el estado de la musculatura del muñón, y otros detalles que puedan afectar al diseño del encaje.

Se toman medidas lineales de circunferencia y otras angulares, que sirven de guía en la fabricación. Entre las más importantes que influyen en el tamaño, forma y alineamiento del encaje, figuran:

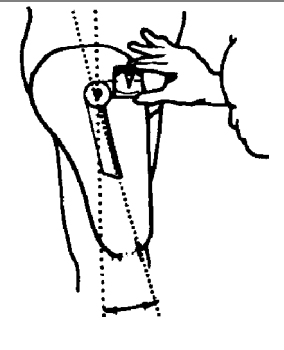
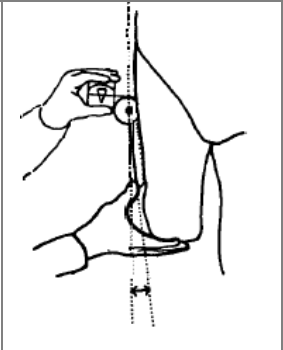
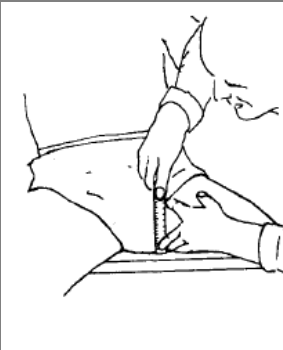
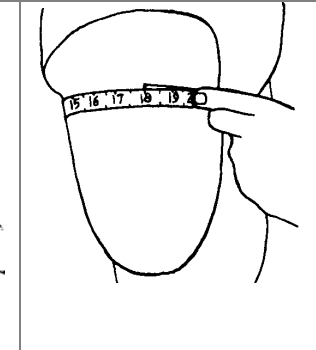
			
<p>a. El ángulo de flexión del muñón.</p>	<p>b. Ángulo de aducción del muñón.</p>	<p>c. Dimensión A-P</p>	<p>d. Perímetro del muñón</p>

Tabla 4. Medidas del muñón.

Fuente: Elaboración propia.

ORTHOTICS AND PROSTHETICS. Protésica del miembro inferior: capítulo XIV: Fabricación, adaptación, alineamiento y suspensión de la prótesis por encima de la rodilla [en línea], <http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protésica/LLP-14.pdf> [28/06/2009]. p. 219.

5. Aunque algunos protésicos pueden dar la forma y la presión con las manos, es preferible, para mayor precisión y realismo, hacer la deformación del molde por medio de un conformador adaptable, de los cuales hay varios diseños. El objetivo es el mismo: crear un molde que sea tan parecido como sea posible a la forma del muñón.

Proceso Mahavir K-Mina

Mahavir Kmina es una corporación sin ánimo de lucro con un acuerdo de cooperación con la fundación Jaipur Foot de India, que pone 30 mil prótesis al año y es la encargada de mandar los pies y algunos de los materiales a la entidad en Colombia.¹² 'Mahavir Kmina' entrega gratuitamente las prótesis. La única condición de sus beneficiarios es que sean personas pobres que no puedan comprarla.¹³

Las características del encaje elaborado difieren del elaborado por TAO en la medida en que permiten ajustar a éste la rodilla protésica compuesta por una bisagra y en algunos casos un resorte. Además la necesidad de producción a bajo costo se ve satisfecha con la variación en el proceso y la rapidez de su elaboración. Es importante resaltar que en la fundación capacitan periódicamente a personas quienes no han tenido acercamiento previo a la fabricación de prótesis; Un protesista capacitado en la India por la fundación Jaipur Foot supervisa su aprendizaje mientras los aprendices elaboran las prótesis.

¹² PREMIO EL COLOMBIANO EJEMPLAR. Mahavir Kmina da un paso adelante. [en línea], <http://www.elcolombianoejemplar.org/genteejemplar/2007/mahair.htm> [02/08/2009]

¹³ ECO DIARIO. Fundación colombiana pone a caminar a los más pobres con apoyo de India. [en línea], <http://ecodiario.economista.es/internacional/noticias/1093173/03/09/Fundacion-colombiana-pone-a-caminar-a-los-mas-pobres-con-apoyo-de-India.html> [02/08/2009]

		
<p>1. Se lleva a cabo la valoración del paciente y la toma de medidas.</p>	<p>2. Se coloca una media en el muñón y el usuario se mide varios patrones hasta que sienta la presión adecuada.</p>	<p>3. Sobre el patrón y la media se pone una venda enyesada y se deja secar para luego retirar el molde.</p>
		
<p>4. El molde se alinea con medidas tomadas previamente, se le vierte yeso y se pone una matriz metálica.</p>	<p>5. Se deja secar el yeso y se retira la venda enyesada y el patrón.</p>	<p>6. Se toma la medida de la longitud de la rodilla y determina lo que debe extenderse el yeso</p>
		
<p>7. Se cubre el molde con un acetato y una venda. Se vierte más yeso.</p>	<p>8. Se recorta el excedente de yeso según las medidas.</p>	<p>9. Se pule el extremo del yeso con una lima metálica y se busca aplanar dos caras.</p>
		
<p>10. Se buscan líneas paralelas a una distancia de 7cm.</p>	<p>11. se añade más yeso para pulir la forma</p>	<p>12. Se pule con un angeo metálico doblado.</p>

		
<p>13. A mano se le aplica una capa más de yeso para darle suavidad y se deja secar.</p>	<p>14. Se corta la medida del polímero que se va a termoformar.</p>	<p>15. Se pone el material en el horno cubierto con una media</p>
		
<p>16. Se termoforma sobre el molde de yeso.</p>	<p>17. Queda el encaje listo para perforar y construir la rodilla (bisagra)</p>	<p>18. Se ajusta al sistema de suspensión por correas y se une a las demás partes de la prótesis.</p>

Tabla 5. Proceso de fabricación Mahavir K-Mina.

Fuente: elaboración propia.

3. CARACTERÍSTICAS DE DISEÑO DEL ENCAJE

Una de las características primordiales para el diseño del encaje artesanal, es la necesidad de conocimiento y habilidad de un protesista, que permita obtener excelentes resultados de forma sistemática. Un especialista en este campo, experimentado y observador puede saber mucho de la extremidad con solo ver el color de la piel. Además de examinar la extremidad, el protesista simula carga sobre ella para buscar cualquier sensibilidad nerviosa o anomalía cutánea que pueda afectar a la fijación, explora la anatomía esquelética subyacente, toma la impresión del muñón, rectifica el molde, realiza modificaciones especiales en el encaje para permitir la carga y descarga (incluyendo la liberación del tendón

abductor), y ejecuta una continua autoevaluación en cuanto a la presión aplicada, la ubicación de la zona de alivio y la homogeneidad global.¹⁴

Para la elaboración del encaje es necesaria la reducción del molde negativo y posteriormente del positivo, debido a las características del yeso y a la contextura del muñón. Esta reducción se lleva a cabo mediante una tabla avalada por la ISPO (International Society for Prosthetics and Orthotics), en donde según el tipo de flacidez y largo del muñón se elaboran reducciones en el molde negativo que posteriormente conforma el encaje. Para controlar el tamaño del molde se utilizan las marcaciones previas sobre las cuales se toman los perímetros.¹⁵

Muñón	Duro	Medio	Blando
Largo	Columna A	Columna B	Columna C
Mediano	Columna A	Columna B	Columna C
Corto	Columna B	Columna C	Columna D

Perímetro base		Columna A		Columna B		Columna C		Columna D	
<i>pulg</i>	<i>cm</i>	<i>pulg</i>	<i>cm</i>	<i>pulg</i>	<i>cm</i>	<i>pulg</i>	<i>cm</i>	<i>pulg</i>	<i>cm</i>
14	35.56	3/8	0.95	1/2	0.95	5/8	1.6	11/16	1.75
15	38.1	1/2	1.27	5/8	1.27	3/4	1.9	7/8	2.2
16	40.64	5/8	1.6	3/4	1.6	7/8	2.2	1 1/16	2.7
17	43.18	11/16	1.75	7/8	1.75	1 1/16	2.7	1 1/4	3.2
18	45.72	13/16	2.1	1	2.1	1 3/16	3.0	1 3/8	3.5
19	48.26	7/8	2.2	1 1/8	2.2	1 3/8	3.5	1 9/16	3.95
20	50.8	1	2.54	1 1/4	2.54	1 1/2	3.8	1 3/4	4.4
21	53.34	1 1/4	3.2	1 1/2	3.2	1 3/4	4.4	2	5.1
22	55.88	1 1/2	3.8	1 3/4	3.8	2	5.1	2 1/4	5.7
23	58.42	1 3/4	4.4	2	4.4	2 1/4	5.7	2 1/2	6.35
24	60.96	2	5.1	2 1/4	5.1	2 1/2	6.35	2 3/4	6.95
25	63.5	2 1/4	5.7	2 1/2	5.7	2 3/4	6.95	3	7.65

Tabla 6. Reducción según el tipo de muñón.

Fuente: Tabla de la ISOP (Internacional society of prosthetics and orthotics) utilizada en La universidad de Don Bosco – Salvador y TAO.

Debido a que el tamaño y forma del encaje es ajustado de acuerdo a las características anatómicas particulares del paciente, hay que hacer ciertas

¹⁴ STARK, Op. Cit., p.2-4.

¹⁵ CORREAL, Op.Cit., p. 92.

correcciones sobre el molde de yeso. Para esto se usa una tabla de reducción (ver tabla) de la siguiente manera: ¹⁶

1. Se define la flacidez del muñón (duro, medio o blando) y la clasificación en longitud (largo, medio o corto).
2. Esta información se ubica en la primera tabla y así se selecciona la columna de la tabla de reducción con la que se va a trabajar (A, B, C, o D).
3. Cada perímetro de a, b, c, d, y e se compara con la primera columna “perímetro base” y se escoge el número más cercano; guiados por esta fila, se llega a la columna seleccionada previamente y se halla un valor. A este valor se le resta a la medida inicial.
4. Se siguen los mismos pasos con los demás perímetros. De esta manera se obtienen unas medidas guía para el molde y el técnico basado en su experiencia puede trabajar con algunos milímetros más o menos.

Además de revisar las características anatómicas del paciente de acuerdo a las medidas tomadas, es importante mantener el espesor homogéneo, el peso adecuado, una concavidad lisa y la forma del cuadrilátero según la experiencia y la anatomía. Para ello se revisan cuatro regiones: anterior del muslo, lateral externa, glútea y lateral interna.

Finalmente se debe tener en cuenta el sistema de sujeción por si es necesario adaptarlo durante la fabricación del encaje o luego de termoformarlo.

4. SISTEMA DE SUSPENSIÓN

El Sistema de suspensión es el método que se utiliza para fijar la prótesis al cuerpo. Un sistema de suspensión adecuado evita que la prótesis se suelte e impide que la extremidad residual se mueva excesivamente en el interior del encaje. También ayuda a prevenir el repiqueteo (cuando el fémur residual se mueve en el interior del encaje como el badajo de una campana). Un buen sistema

¹⁶ *Ibíd.* p. 92-94.

de suspensión y un buen encaje hacen que el fémur se mantenga en la posición correcta.¹⁷

Los siguientes sistemas de suspensión son los que se usan con más frecuencia:¹⁸

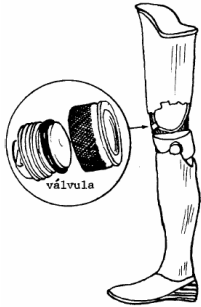
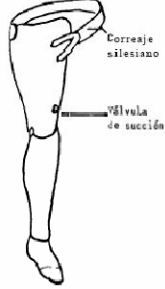
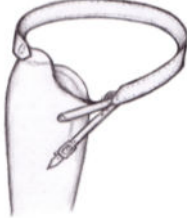
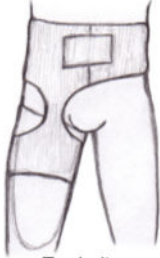


- Válvula de succión
- Fundas elásticas con clavijas de bloqueo
- Correas o cinturones flexibles que rodean la cintura (cinturón de Velcro TES o cinturón silesiano)
- Un cinturón rígido que afianza la zona de la pelvis y utiliza una bisagra mecánica para sujetar la extremidad y sostener la zona de la pelvis.

Se recomienda que los proveedores de atención médica informen a sus pacientes sobre los avances en los diseños y a la vez les recuerden las ventajas de métodos más antiguos.¹⁹

¹⁷ SMITH, Douglas G. La amputación transfemoral: Cuarta parte. Los mejores componentes son buenos, pero un buen encaje es lo mejor. En: In Motion -Amputee coalition of America- [en línea], Volumen 14, Número 5, (Septiembre/Octubre 2004) http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/sep_oct_04/transfemoral4.pdf [20/04/2009]. p.2.

¹⁸ Ibid., p. 5

¹⁹ Ibid., p. 6

Sistema de suspensión Características	<p>VÁLVULA DE SUCCIÓN</p>  <p>figura 20</p>	<p>CORREAS O CINTURONES FLEXIBLES QUE RODEAN LA</p>  <p>CINTURA</p>  <p>Silesian belt</p>  <p>Tes belt (total elastic suspension)</p>	<p>CINTURONES RÍGIDOS</p>   <p>Pelvic belt and band and hip joint</p>
	<p>Descripción</p> <p>La succión se consigue mediante una válvula de expulsión del aire situada en el extremo distal de un encaje que se adopta estrecha y totalmente a la piel del muñón.²¹</p>	<p>Se usan materiales blandos, como el neopreno, distintos tipos de tela y cuero. Se sujetan con una parte la prótesis, mientras la otra parte es atada alrededor de la cintura, y se asegura con Velcro o hebillas.</p>	<p>Son más estables que los flexibles, y pueden ayudar a que las personas se sientan más seguras. Se compone de cinturón rígido que sujeta la cresta ilíaca (cadera) opuesta y una bisagra mecánica.²²</p>

²⁰ <http://emedicine.medscape.com/article/317358-overview> [09/09/2009]

²¹ GONZÁLEZ, Rafael. Rehabilitación Médica. España. Ed. Elsevier. 1997. p.424

²² SMITH. Op. Cit. p. 4-6.

Funcionamiento	<p>Se crea un vacío entre la piel de la extremidad residual y el interior del encaje. Cuando se introduce por completo la extremidad en el encaje, la piel de la parte superior del muslo y el plástico del encaje crean un cierre hermético. La presión negativa que se crea mantiene el encaje fijo a la extremidad.</p>	<p>Un extremo está sujeto a la cara lateral proximal del encaje en la región del trocánter, luego rodea a la pelvis, y por el otro extremo se sujeta a la pared anterior del encaje, sobre la línea media vertical, a nivel del apoyo isquiático. (oandp p193) El cinturón de suspensión elástica puede también utilizarse como suspensión auxiliar en casos de succión. (rehab-médica-p424)</p>	<p>El cinturón pélvico es de cuero semi-rígido, sujeto a una pieza metálica que contornea la pelvis, y esta conectado a la prótesis por medio de una articulación de cadera unida a la cara lateral superior del encaje. Mantener la prótesis en el muñón, controlar la rotación, ayudar a reducir las fuerzas que actúan en el miembro y proporcionar la estabilidad mediolateral. Para evitar que se produzcan movimientos indeseables y presiones del cinturón pélvico, la articulación de la cadera debe colocarse exactamente un poco por encima del trocánter mayor, con el fin de que se correspondan en lo posible a la articulación de la cadera normal. (oandp p194)</p>
Desventaja	<p>Puede fallar si no se logra un buen ajuste entre la parte superior del muslo y el encaje, donde se crea el cierre hermético de la piel con el plástico. Si se produce una drástica variación de peso, de volumen del muñón o si el tejido de la persona tiene demasiados pliegues, el aire puede introducirse y hacer que el encaje se suelte.²³ Para encajar bien el muñón se necesitan una serie de maniobras, las cuales no son posibles en algunos pacientes, como amputados de edad avanzada. En algunos casos, se necesita una suspensión adicional para controlar el movimiento, particularmente la rotación o abducción. (oandp p192)</p>	<p>Añade peso al dispositivo protésico y puede ser incómodo. Para el cinturón pélvico... la tendencia de la articulación de la cadera a restringir los movimientos de la cadera y la incomodidad del paciente cuando está sentado. Las articulaciones de la cadera pueden producir ruidos, romper la ropa, presentar problemas de mantenimiento y contribuir a una acción de pistón excesiva del muñón en el encaje. El cuero del cinturón pélvico tiende a absorber el sudor, pudiendo irritar la piel. La apariencia física de la prótesis y la calidad de la marcha del amputado, son, normalmente, inferiores a los de una buena prótesis de succión. Además, el cinturón pélvico aumenta el peso de la prótesis. Recientemente, se han fabricado bandas pélvicas y articulaciones de polipropileno ligeras y ligeramente flexibles. No valen para pacientes gruesos o muy activos. (oandp p-194)</p>	

²³ GONZÁLEZ. Op.cit. p. 424

ventajas	<p>Disminuye la acción de pistón del muñón dando al amputado la sensación de ser una prótesis más ligera.²⁴ Es el mejor para amputados con buena musculatura y bastante fuerza, y para el paciente joven y sano. (oandp-p191)</p> <p>Permite mayor libertad de movimientos del paciente, mejor uso de la musculatura del muñón, disminución de la acción de pistón entre el muñón y el encaje, más comodidad debido a la eliminación de correas y cinturones, y una mejor estética. (oandp p191)</p>	<p>El cinturón silesiano produce muy poca restricción de movimiento en el tronco; es también muy útil en individuos activos con encajes de succión que escalan o realizan actividades similares, y se ha usado con éxito como una ayuda psicológica en amputados que se encuentran inseguros con la suspensión de succión para que se logre la confianza y use sólo la succión. (oandp p193)</p>	<p>La suspensión con cinturón pélvico está indicada en amputados con muñones cortos o mal conformados, pacientes tímidos, débiles o que poseen una mala coordinación, los que ya han utilizado esta suspensión durante años y los amputados en los cuales hay que hacer frecuentes ajustes para colocar el encaje de succión que dan lugar a problemas. (oandp p194)</p>
nota	<p>Un calcetín hipobárico puede adaptar un muñón de volumen variable para la suspensión por succión, especialmente en el caso de amputados ancianos.²⁵</p>	<p>Normalmente, el correaje silesiano se usa con un encaje de succión o de succión parcial, para ayudar a controlar la rotación de la prótesis y la inestabilidad lateral en amputados con musculatura débil o muñones cortos y flácidos. (oandp p193)</p>	<p>En aquellos casos en que está contraindicada la suspensión por succión, se puede utilizar un cinturón pélvico.</p>

Tabla 7. Comparación sistemas de suspensión más frecuentes en la ortopedia TAO.

Fuente: Elaboración propia.

- SMITH, Douglas G. La amputación transfemoral: Cuarta parte. En: In Motion, [en línea], Volumen 14, Número 5, (Septiembre/Octubre 2004). http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/sep_oct_04/transfemoral4.pdf. [20/04/2009]. p. 4-6.
- GONZÁLEZ, Rafael. Rehabilitación Médica. España. Ed. Elsevier. 1997. p.424

²⁴ Ibid., p. 424

²⁵ GONZÁLEZ. Op.cit. p. 424

- ORTHOTICS AND PROSTHETICS. Protésica del miembro inferior: capítulo II: Componentes de las prótesis por encima de la rodilla [en línea]. <http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protesica/LLP-11.pdf> [15/06/2009]. p.191-195.

Dispositivos especiales

En algunos casos, ninguno de los aparatos anteriormente descritos, se pueden usar, a causa de la obesidad, embarazo, heridas en los tejidos, desórdenes en la piel o deformidades. En estas circunstancias, la prótesis se debe suspender por medio de una correa de suspensión por los hombros, por sujeción a una faja, o por una combinación de métodos.²⁶

5. ADAPTACIÓN AL SISTEMA PROTÉSICO

Para ensamblar en encaje a las demás partes del sistema protésico, es necesario contar con los elementos que hacen parte de la prótesis previa del usuario, debido a que de esta manera se puede realizar una mejor comparación de la comodidad del encaje.²⁷ Se toma como base la descripción de la unión de los componentes realizada en el proyecto de grado: Desarrollo de un sistema protésico para personas con amputación transfemoral en Colombia; lo que será adaptado al usuario. Seguidamente se enuncian las uniones de una manera general:

1. Unión encaje-interfase: Se elabora un soporte de madera que va sujeto al encaje. En su interior tiene roscas para los tornillos que sujetan la interfase de la rodilla.
2. Unión interfase-rodilla: La parte interior de la interfase se atornilla con la rodilla.
3. Unión rodilla-caña (parte que conecta la rodilla con el pie)
4. Unión caña-pie.

²⁶ ORTHOTICS AND PROSTHETICS. Protésica del miembro inferior: capítulo II: Componentes de las prótesis por encima de la rodilla. [en línea]. <http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protesica/LLP-11.pdf> [15/06/2009]. p. 195.

²⁷ CORREAL, Op. Cit., p. 112-115.

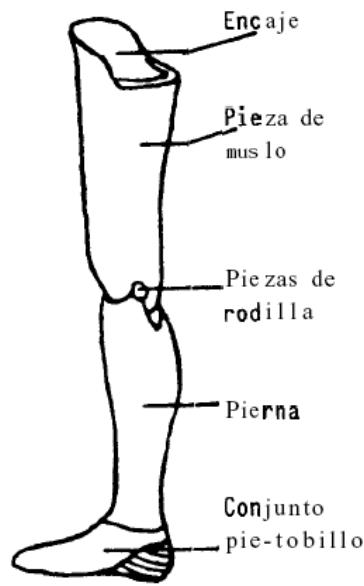


Figura 1. Componentes de la prótesis por encima de la rodilla.²⁸

6. CONSIDERACIONES DEL ESTADO DEL ARTE EN LOS ENCAJES

Los encajes ofrecen características variables, sin embargo, se pueden resaltar algunos aspectos que deben tenerse en cuenta al momento de rediseñar el encaje y desarrollar el protocolo inicial de ingeniería Inversa.

Esos aspectos incluyen:

- La geometría del encaje debe proporcionar soporte y la superficie necesaria para realizar la transferencia de peso.
- El encaje no se adapta perfectamente al muñón porque hay que realizar modificaciones para permitir la carga y descarga. Las modificaciones pueden realizarse tomando como base una tabla de reducción o a partir de la experiencia del protesista. Allí se consideran las diferencias de la forma de los muñones debido a la causa de amputación y a la cirugía realizada.
- En encaje a rediseñar debe considerar la acción de caminar y el ajuste mientras se realiza el movimiento, sin embargo, debe tener en cuenta la

²⁸ ORTHOTICS AND PROSTHETICS. Op.cit., p.181.

posición sentada y en consecuencia, la forma en la que el encaje va a amoldarse al isquion.

- El tipo de encaje conveniente para el usuario debe ser sugerido por un especialista y para el proyecto se tomará como base el tipo de encaje y sistema de suspensión previos del usuario.
- El protocolo inicial de Ingeniería Inversa debe apoyarse en la fabricación artesanal de cada entidad. Debido a las diferencias encontradas en los procesos de fabricación, se debe elegir no solo la entidad a quien pueda resultarle más beneficioso el conocimiento y puedan continuar su desarrollo, sino también a quien obtenga rentabilidad a largo plazo ya sea por obtener mayor velocidad de producción, reducir costos de materia prima y residuos del proceso, trazar proyecciones en el cambio del volumen del muñón y evolución con el uso de la prótesis, fácil transferencia y almacenamiento de datos del muñón y obteniendo como consecuencia, mejorar el estilo de vida del paciente, permitiendo un estudio previo, un seguimiento y una proyección, evitando problemas de salud derivados del uso de la prótesis inadecuada, problemas emocionales y mayores costos.
- En casos como el de la fundación Mahavir K-Mina, donde la producción semanal es de 10 prótesis de miembros inferiores, se desarrolla una metodología diferente, los procesos y sistemas son de menor complejidad, el tiempo de entrega es de 2 a 3 días, el costo de la prótesis es de \$2.000.000²⁹ y el seguimiento a los pacientes es poco, se reconoce que la aplicación de la Ingeniería Inversa puede no resultar lo suficientemente rentable.
- El protocolo inicial de Ingeniería Inversa debe considerar los puntos donde generalmente se realiza el aumento y la disminución de la capa de yeso del molde positivo. Además debe buscar aplicarse con mayor fuerza en algunos pasos del proceso donde genere mayores beneficios y no en modificar todo el proceso.

²⁹ ENTREVISTA con John Jairo Tobón, ingeniero de I+D y gerente de Kmina, Corporación Mahavir Kmina. Medellín, 27 de julio de 2009.

- Para la aceptación del protocolo inicial, se debe aclarar que éste no pretende eliminar del proceso a los protesistas, sino aplicar su conocimiento de una forma más eficiente para lograr una mayor productividad a menor costo tanto para los fabricantes como para los usuarios.
- Se reconoce la dificultad de simular la liberación del tendón abductor, sin embargo pueden utilizarse herramientas como los patrones usados en la fundación Mahavir K-Mina que permitan un acercamiento a la estandarización de un proceso.
- A pesar de que las dos entidades analizadas fabrican diferentes tipos de prótesis para diferentes usuarios, la calidad de la prótesis y el cambio en el estilo de vida del usuario debe ser un aspecto a analizar para que permita realizar una comparación costo-beneficio y reconocer en qué proceso puede ser más útil la existencia de un protocolo inicial de Ingeniería Inversa.
- El sistema de suspensión elegido afecta parcialmente en el ajuste del encaje. Para citar un ejemplo, un encaje sujeto por correas puede tener una adaptación al muñón diferente a una sujeción por válvula de succión.

7. BIBLIOGRAFÍA

- CAMELO, Katherine J. Construcción de un encaje o socket para prótesis de miembro Inferior con amputación transfemoral. Bogotá, Colombia, 2007. Proyecto de Grado (Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica). Universidad de la Salle.
- SMITH, Douglas G. La amputación transfemoral: Cuarta parte. En: In Motion, [en línea], Volumen 14, Número 5, (Septiembre/Octubre 2004). http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/sep_oct_04/transfemoral4.pdf. [20/04/2009].
- STARK, Gerald. Manual protésico: plan de juego para obtener el ajuste perfecto En: In motion -Amputee coalition of America- [en línea], Volumen 9. Número 9 (enero/febrero, 1999) http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/jan_feb_99/prosthetic_primer.html [03/08/2009]
- ORTHOTICS AND PROSTHETICS. Protésica del miembro inferior: capítulo II: Componentes de las prótesis por encima de la rodilla [en línea]. <http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protesica/LLP-11.pdf> [15/06/2009].
- VILADOT, COHÍ, CLAVELL. Órtesis y prótesis del aparato locomotor. Vol.2., Extremidad inferior. Ed. Masson. Barcelona, 1984. p.,252
- SMITH, Douglas G. La amputación transfemoral: Cuarta parte. En: In Motion, [en línea], Volumen 14, Número 5, (Septiembre/Octubre 2004). http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/sep_oct_04/transfemoral4.pdf. [20/04/2009].
- PIKE, Al. Un Nuevo Concepto en el Diseño de Socket Arriba de Rodilla [en línea]. http://www.oandp.com/edge/issues/articles/2002-11_01.asp [20/02/2009].
- VARGAS, Enrique. MAS, calidad y reflejo de evolución. En: Rehabilitación Integral [en línea]. Número 8 (Enero /Febrero 2005) http://www.rehabilitacionintegral.com.mx/noticias/revista08/op_03.htm [09/09/2009]

- FARLEY, Miki. Socket M. A. S: Una Revolución Transfemoral [en línea]
http://www.oandp.com/edge/issues/articles/2004-06_03.asp [20/02/2009].
- ENTREVISTA Luis Mario Hurtado Grisales, Técnico Ortopédico, Ortopédica TAO. Medellín, 11 de septiembre de 2009.
- CORREAL, Sara. PALACIO, Lía Judith y SALAZAR, Isabel Cristina. Desarrollo de un sistema protésico para personas con amputación transfemoral en Colombia. Medellín, Colombia, 2006. Proyecto de Grado (Ingeniería de Diseño de Producto). Universidad EAFIT.
- ORTHOTICS AND PROSTHETICS. Protésica del miembro inferior: capítulo XIV: Fabricación, adaptación, alineamiento y suspensión de la prótesis por encima de la rodilla [en línea],
<http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protesica/LLP-14.pdf>
[28/06/2009].
- PREMIO EL COLOMBIANO EJEMPLAR. Mahavir Kmina da un paso adelante. [en línea],
<http://www.elcolombianoejemplar.org/genteejemplar/2007/mahair.htm>
[02/08/2009]
- ECO DIARIO. Fundación colombiana pone a caminar a los más pobres con apoyo de India. [en línea],
<http://ecodiario.eleconomista.es/internacional/noticias/1093173/03/09/Fundacion-colombiana-pone-a-caminar-a-los-mas-pobres-con-apoyo-de-India.html>
[02/08/2009]
- SMITH, Douglas G. La amputación transfemoral: Cuarta parte. Los mejores componentes son buenos, pero un buen encaje es lo mejor. En: In Motion - Amputee coalition of America- [en línea], Volumen 14, Número 5, (Septiembre/Octubre 2004) http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/sep_oct_04/transfemoral4.pdf [20/04/2009]
- GONZÁLEZ, Rafael. Rehabilitación Médica. España. Ed. Elsevier. 1997.
- ENTREVISTA con John Jairo Tobón, ingeniero de I+D y gerente de Kmina, Corporación Mahavir Kmina. Medellín, 27 de julio de 2009.

ANEXO 3. INVESTIGACIÓN MODELOS Y PROTOTIPOS

1. TÉCNICAS DE MANUFACTURA MOLDE Y ENCAJE

A partir de la experimentación en el proyecto de grado: Desarrollo de un sistema protésico para personas con amputación transfemoral en Colombia¹, la investigación del encaje (ver anexo 2) y la revisión de las técnicas utilizadas en TAO y en la fundación Mahavir K-Mina; se reconoce que, la técnica más utilizada y con mejores resultados comprende el uso de venda de yeso para tomar el molde negativo del muñón y yeso para elaborar el positivo; el cual es finalmente termoformado utilizando una lámina de polímero termoplástico.

A continuación se elabora una descripción general de algunas técnicas y materiales que pueden ser útiles y accesibles para la fabricación del molde y el encaje para el proyecto de grado.

1.1. TÉCNICA DE ELABORACIÓN DEL MOLDE

Debido al uso de la técnica de Ingeniería inversa, se pretende eliminar el paso del molde negativo y fabricar el molde positivo utilizando una técnica de prototipaje rápido disponible en la Universidad EAFIT. Esto requiere ciertas condiciones de los materiales utilizados para mecanizar. A continuación se describen las opciones más utilizadas para el desarrollo de moldes para el formado con macho, el mecanizado CNC y la máquina de prototipaje FDM.

1.1.1. MECANIZADO CNC

Madera: se fabrica a partir de maderas duras secadas al horno para evitar deformaciones debidas al ciclo térmico del proceso. Si deben construirse en piezas, éstas se juntan a cola de milano o se encolan con resorcinol o adhesivo epoxi. Los taladros de ventilado se efectúan con pequeño diámetro desde la cara

¹ CORREAL, Sara. Lía Judith Palacio. Isabel Cristina Salazar. Desarrollo de un sistema protésico para personas con amputación transfemoral en Colombia. Medellín, Colombia, 2006. Proyecto de Grado (Ingeniería de Diseño de Producto). Universidad EAFIT. p. 57-92.

de trabajo y se aumenta el diámetro hasta cerca de la superficie taladrando desde la otra cara. Pueden terminarse con barnices epoxi o poliuretanos.²

En la manufactura por CNC para proyectos académicos, se utiliza el MDF.³ Las placas MDF (Medium Density Fiberboard), son construidas con una mezcla de pequeñas partículas de madera (generalmente pinos) y colas especiales, prensadas en condiciones de presión y temperatura controladas. Obteniéndose planchas, de medidas fijas estandarizadas, con características mecánicas y físicas uniformes y bien definidas. Estas placas MDF, a diferencia del Aglomerado, pueden ser mecanizadas obteniendo excelentes terminaciones.⁴

Debido al tamaño del molde y a las medidas fijas de las placas de MDF, es necesario tomar varias y aglomerarlas con cola para obtener una pieza del tamaño requerido para mecanizar.

Éste molde puede ser inconveniente debido a la forma de unión entre las placas y las fuerzas que se ejercen sobre éstas al momento del mecanizado. Además puede requerir su destrucción según lo mencionado en el proceso de termoformado.

Mixto: Se utiliza un centro de madera y exterior de resina epóxica que permita fracturar la resina y sacar el molde con facilidad en caso de que el termoformado se ajuste a los ángulos de salida negativos.

Escayola: Para realizarlos se requiere un modelo con suficiente resistencia para soportar la temperatura de fraguado del yeso (100 °C), en el que se insertan alambres rígidos recubiertos con desmoldante, que sirven para formar los taladros de ventilado. Una primera capa fina relativamente rica en agua proporciona una buena calidad de superficie. A continuación se prepara y vierte sobre esta capa el resto de la colada, vertiendo la cantidad adecuada de yeso sobre el agua (y no al

² CAPELLA, Fermín. Termoformado: Procedimiento, maquinaria y materiales. [en línea] <http://www.interempresas.net/Plastico/Articulos/Articulo.asp?A=3765> [05/08/2009]

³ ENTREVISTA Juan Diego Maya Valencia, asistente técnico Taller de máquinas-herramientas Universidad EAFIT. Medellín, 5 de agosto de 2009.

⁴ MADEREROS. Placas MDF. [en línea] <http://www.madereros.com/placas/placasmdf.html> [05/08/2009]

revés), mezclando cuidadosamente y eliminando por vibración el aire atrapado. Como desmoldante se suelen emplear jabones o parafina disuelta en aguarrás (aceite de trementina). El molde endurece en unos 30-50 minutos y puede extraerse, pero debe dejarse secar, para que adquiera suficiente consistencia, hasta que pueda encenderse una cerilla raspando sobre su superficie. Debe tenerse en cuenta que la escayola sufre una expansión importante durante el fraguado. Los moldes pueden barnizarse, después de aplicar un tapaporos (goma laca).⁵

Plásticos Universales No. 33 y 34: puede hallarse una descripción muy extensa de los sistemas de fabricación de moldes para RTM, tanto en composite como por galvanotecnia, que pueden considerarse igualmente adecuados para el termoformado. Las series que pueden producirse con los **moldes composite de matriz poliéster** llegarán normalmente a 500 piezas sin daños, que pueden eventualmente repararse con masilla poliéster para carrocería. Hay en el mercado formulaciones para fabricar **moldes epoxi de colada** que pueden soportar calefacción y tienen una duración importante.⁶

Plásticos de Ingeniería; Prolón: como producto semiacabado de Ipinea se suministra en forma de: láminas, barras-cilindros, cilindros perforados, discos sólidos, perfiles y platinas en una amplia medida⁷

1.1.2. MÁQUINA DE PROTOTIPAJE RÁPIDO FDM

En la Universidad EAFIT poseen una impresora 3D Dimension SST 1200es. Las impresoras transforman los archivos CAD 3D en modelos 3D funcionales para analizarlos y probarlos bajo condiciones reales.⁸

⁵ CAPELLA, Op. Cit.

⁶ Ibíd.

⁷ CARBOPLAST. S.A. Plásticos de ingeniería, PROLON® [en línea] <http://www.carboplast.com/prolon02.htm> [10/09/09]

Los modelos se imprimen desde abajo hacia arriba con capas de material de modelado y de soporte depositadas con precisión. Los cuales están listos para que se quite el soporte apenas salen de la impresora.⁹

ABS:

Las impresoras 3D Dimension 1200es utilizan material de modelado ABSplus™, un termoplástico de calidad industrial que es lo suficientemente duradero como para desempeñarse virtualmente del mismo modo que las piezas finales.¹⁰ Las propiedades del material se citan en la tablas a continuación.

Mechanical Properties ¹	Test Method	Imperial	Metric
Tensile Strength, Type 1, 0.2 in/min	ASTM D638	5,295 psi	36 MPa
Tensile Modulus, Type 1, 0.2 in/min	ASTM D638	329,500 psi	2,265 MPa
Tensile Elongation, Type 1, 0.125 in/min	ASTM D638	4 %	4 %
Flexural Strength	ASTM D790	7,604 psi	52 MPa
Flexural Modulus	ASTM D790	319,737 psi	2,198 MPa
IZOD Impact, notched	ASTM D256	1.8 ft-lb/in	96 J/m

Thermal Properties	Test Method	Imperial	Metric
Heat Deflection Temperature @ 66 psi	ASTM D648	204° F	96° C
Heat Deflection Temperature @ 264 psi	ASTM D648	180° F	82° C
Coefficient of Thermal Expansion	ASTM D696	4.90-05 in/in/F	-----
Melt Point	-----	Not Applicable ²	Not Applicable ²

Other	Test Method	Value
Specific Gravity	ASTM D792	1.04

Tabla 1. Propiedades ABS Plus.¹¹

⁸ DIMENSION PRINTING. Dimension 1200es Series 3D Printers Specifications [en línea] <http://www.dimensionprinting.com/pdfs/prodspecs1200es/1200es-prodspecs-SP-LA.pdf> [26/09/2009] p.1

⁹ Ibid. P.2

¹⁰ Ibid. P. 2

¹¹ STRATASYS. ABS plus.

1.2. TÉCNICA DE ELABORACIÓN DEL ENCAJE

Termoformado¹²: Consiste en el calentamiento de una lámina de plástico extruida, que luego es forzada a tomar la forma de un molde ya sea por medios neumáticos (creando un vacío entre la lámina y el molde, o aplicándole aire a presión contra la cavidad), mecánicos (molde macho y hembra), o una combinación de los dos.

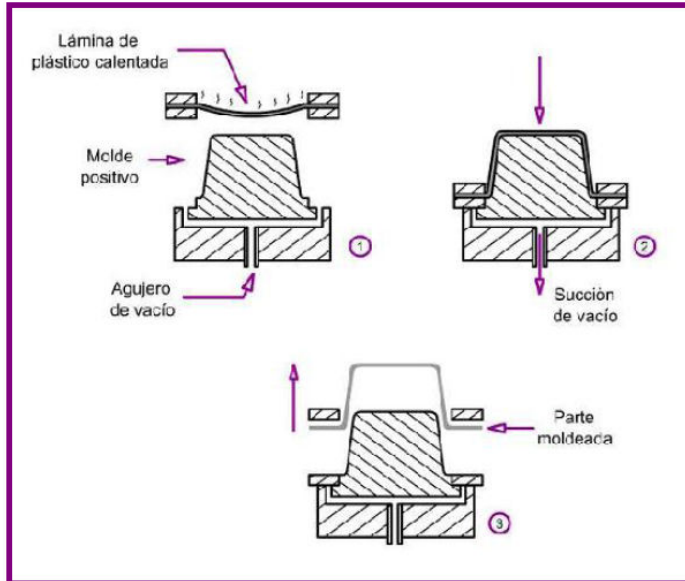
El termoformado consta principalmente de dos etapas: el calentamiento y el formado de la lámina. En primer lugar, la lámina se sujeta a unas guías mediante unos pisadores que la transportan al sistema de calentamiento, el cual generalmente consta de resistencias en uno o ambos lados de la lámina, donde se alcanzan temperaturas entre 55°C a 90°C¹³. El tiempo de calentamiento debe ser suficiente para ablandarla y depende del espesor y el tipo de material. Después, la lámina se sujeta sobre el molde y pasa a la etapa de formado.

Existen varios métodos de termoformado: Formado al vacío, formado con presión positiva, formado mecánico.

Tanto en el termoformado al vacío como en el termoformado a presión se puede realizar el *formado con macho* (molde positivo), aplicando presión o vacío para forzar el plástico contra la superficie del molde. Ver figura 1

¹² AYUDAS DE CLASE, Termoformado polímeros de Luis Fernando Patiño, Profesor del curso de Ingeniería de Diseño de Producto "Procesos y Productos" de la Universidad EAFIT. Medellín, semestre 2005-2. p. 115

¹³ SCHEY, John. Procesos de Manufactura. México: Ed. Mc Graw Hill, 3ra ed, 2000. p. 601



a. Formado con macho: 1) calentamiento de la lámina, 2) lámina de plástico sobre el molde positivo para tomar la forma, 3) apertura de las mordazas y expulsión de la pieza.

Figura 1. Formado con macho. ¹⁴

En el proceso se pueden usar tanto moldes positivos como negativos. Los moldes negativos tienen cavidades cóncavas (molde hembra); los positivos, convexas (molde macho).

Se pueden fabricar en una gran variedad de materiales. El más utilizado es el aluminio debido a su alta conductividad térmica y fácil mecanizado. Se utiliza la madera o yeso para bajos lotes de producción, y resinas de poliéster, epóxicas, espumas de poliuretano y aleaciones de aluminio para altos volúmenes.

Su bajo costo permite utilizar el termoformado para hacer prototipos y producir pequeñas cantidades.

Prácticamente todos los materiales utilizados para termoformar son termoplásticos extruidos. Algunos termoplásticos son más fáciles de usar, permitiendo grandes profundidades sin rasgarse o adelgazarse excesivamente en áreas como las esquinas.

Debido a que el material debe calentarse de nuevo para volverlo a formar, el proceso se restringe a los termoplásticos como el ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno), PA (Poliamida), PP (Polipropileno) , PVC (Poli cloro de vinilo), PS

¹⁴ AYUDAS DE CLASE. Op.Cit., 121

(poliestireno), PET (PolietilenTereftalato), PBT (Poli butilen-terftalato), PC (Policarbonato), HDPE (Polietileno de alta densidad) y las espumas. Casi todos los materiales que se termoforman carecen de cargas o refuerzo de fibras.

Para el termoformado del encaje es indispensable considerar que el proceso requiere de ángulos de salida para facilitar la remoción de la parte del molde. Algunas de las características del diseño del encaje mencionadas en la investigación del encaje (ver anexo 2), se refiere a la liberación del tendón abductor, a la presión sobre el apoyo isquiático y a la búsqueda de formas anatómicas, lo cual requiere ejercer presión en ciertos puntos clave y genera ángulos de salida negativos que pueden amarrar el molde y obligar a que sea destruido para retirar la pieza termoformada.

2. MATERIALES EN CONTACTO CON EL CUERPO HUMANO

Una consideración importante en el diseño y la fabricación de una prótesis de extremidad es el tipo de material que se usa para su construcción debido a que la calidad de los materiales de la superficie de contacto influirá en la comodidad del encaje y los materiales de la estructura afectarán la resistencia y el peso de la prótesis completa. En el momento de seleccionar los materiales el protésico dispone de una gran variedad de los cuales puede escoger para diseñar la prótesis óptima para cada individuo.¹⁵ En Colombia el desarrollo de prótesis depende en gran medida de la prestación de servicios de la EPS del usuario amputado, quien en la mayoría de casos debe presentar una tutela para reclamar por el derecho a obtener una prótesis; por tales razones en la mayoría de los casos los materiales y componentes de la prótesis son de bajo costo, y en consecuencia de menor tecnología.¹⁶ Sin embargo, por cuestiones de

¹⁵ UELLEND AHL, Jack E. Manual protésico: Materiales usados en la protésica. Primera parte. En: FirstStep [en línea]. Volumen 8 , Número 5, (Septiembre/Octubre, 1998). http://www.amputee-coalition.org/spanish/first_step/firststepv2_prosthetic_socks_liners.pdf [2/08/2009] p.1.

¹⁶ ENTREVISTA con Luis Mario Hurtado Grisales, Técnico Ortopédico, Ortopédica TAO. Medellín, el 5 de agosto de 2009.

investigación e informativas, en este documento se presentan materiales de alta y baja gama que se encuentran documentados en la bibliografía de la técnica protésica y ortopédica.

Laminado de plástico polímero ¹⁷

El laminado de plástico polímero es usado ampliamente para la fabricación de encajes protésicos. El plástico empieza con un líquido, que luego se mezcla con un catalizador y se usa para saturar los textiles de refuerzo que se han aplicado sobre un modelo de la extremidad residual. El plástico polímero pega las capas de tela para crear una laminación. Este proceso se realiza bajo presión en vacío para crear un producto ligero y fuerte.

Los tipos comunes de laminado plástico polímero usados en protésica son acrílico, epoxi y poliéster. La ventaja del laminado de plástico es que el protésico tiene muchísimo control sobre la resistencia, rigidez y grosor del producto terminado. Estas variables se pueden controlar tanto que el producto terminado puede ser fuerte y grueso en ciertas áreas y delgado y relativamente liviano en otras. En la prótesis de arriba de la rodilla es importante que las áreas que llevan el peso sean suficientemente rígidas para prevenir que se doblen bajo la carga del peso del cuerpo; por lo tanto, se puede aplicar materiales adicionales de refuerzo en estas áreas. Con la mayoría de los encajes, sin embargo, los requisitos de resistencia no son exigentes y el laminado puede ser delgado con poco refuerzo para proporcionar una prótesis más liviana. También, al ajustar la resina y la tela, la construcción puede ser bastante rígida o flexible.

Una desventaja significativa de estas resinas termofijas (thermoset), comparadas con hojas de termoplástico, es que el laminado es difícil y limitado en su habilidad de ser reparado después de la fabricación original. Esto significa que si un área específica del encaje es incómoda debido a la tensión después de que la prótesis está en el uso, será más difícil para el protésico calentar y modificar esa área.

¹⁷ Ibid., p.1-2

Material termoplástico¹⁸

Los polímeros termoplásticos se componen de largas cadenas producidas al unir moléculas pequeñas o monómeros y típicamente se comportan de una manera plástica dúctil. Al ser calentados a temperaturas elevadas, estos polímeros se ablandan y se conforman por flujo viscoso.¹⁹

Las láminas termoplásticas se usan mucho en el campo de la prótesis para fabricar conexiones protésicas y componentes estructurales. Estos materiales están disponibles en láminas de varios grosores y colores. Los tipos más básicos son el polipropileno y polietileno. El polipropileno (PP) es un plástico muy rígido para el que se han encontrado varios usos en prótesis. La estructura de soporte de la conexión protésica suele fabricarse con polipropileno. El polietileno (PE) de baja densidad es un termoplástico blando y flexible que puede usarse para las conexiones protésicas.

Una de las ventajas de estos y otros tipos de termoplástico es que se pueden remodelar. Para remodelar el material se utiliza una pistola de aire caliente que calienta la zona deseada hasta conseguir la temperatura necesaria para poder darle forma. Ésta puede ser una gran ventaja cuando existe alguna zona de presión en el encaje.

Además del PP y del PE, hay una gran cantidad de “combinaciones” de plásticos disponibles. Las características de estos materiales varían en cuanto a rigidez y flexibilidad. Un buen ejemplo es el copolímero, una mezcla de polipropileno y etileno que crea un material bastante rígido pero más flexible y resistente a las grietas que el polipropileno puro. Los materiales rígidos suelen utilizarse como soporte para que las fuerzas asociadas a la marcha puedan transmitirse de la persona amputada al piso. Los materiales flexibles ofrecen ventajas cuando se usan como materiales de conexión (aquellos en contacto con la extremidad

¹⁸ UELLEND AHL, Jack E. Manual protésico: Materiales usados en la prótesis. Segunda parte. En: In Motion [en línea]. Volumen 8 , Número 6 , (Noviembre/Diciembre, 1998). http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_98/primer.pdf [3/08/2009] p.1

¹⁹ ASKELAND, Ronald R. Ciencia e Ingeniería de los materiales. International Thomson Editores.1998. p. 450

residual). Estos materiales proporcionan un encaje más cómodo y ajustable. Recientemente, las combinaciones de plástico flexible han incluido la silicona, que proporciona una suave sensación.

Cuando el protésico escoge el plástico adecuado para una aplicación determinada, debe buscar que el material sea flexible, lo que ha de aumentar la comodidad, pero también que ofrezca cierta resistencia cuando se dobla con el fin de sostener la extremidad de forma cómoda. A veces se puede usar un material transparente para evaluar el ajuste previo a la fabricación final. Estos "encajes de prueba" se han convertido en un valioso e indispensable instrumento para el protésico. El material más común para encajes de prueba hoy en día es el termoplástico de copoliéster transparente.

El material elegido se moldea sobre un molde de yeso de la extremidad residual tras ser calentado en un horno a la temperatura necesaria para poder darle forma, generalmente alrededor de 149-204° centígrados. El plástico caliente se moldea utilizando el molde de yeso mediante presión de vacío para asegurar que se fabrica un ajuste idéntico.

La silicona y otros materiales similares ²⁰

La silicona se usa como material de relleno para encajes, como sistema de suspensión del encaje de succión de silicona.

El encaje de succión de silicona utiliza lo que podría llamarse un "calcetín" de silicona que se pone directamente sobre la piel y que incorpora una clavija de fijación en la parte inferior, fijando así el calcetín, y la persona amputada, a la prótesis. Este sistema de suspensión es tan eficaz que se usa mucho en prótesis de extremidades inferiores y superiores. Los "calcetines" 3S están ahora disponibles en varios grosores, lo que ofrece un relleno complementario en las zonas críticas. Otros materiales que actúan de manera similar a la silicona son el uretano que se utiliza en la funda TEC y el gel de aceite mineral que se usa en la funda Alpha.

²⁰ UELLEND AHL, Segunda parte. Op. Cit. p.2

Acabado cosmético ²¹

Las prótesis endoesqueléticas suelen estar revestidas de un material de espuma para que tengan la misma forma que la pierna sana. Las fundas de espuma están disponibles en poliuretano y polietileno. Pueden ser muy blandas, para prótesis por encima de la rodilla con funda de una sola pieza, o bastante sólidas, para prótesis por debajo de la rodilla y fundas cosméticas discontinuas por encima de la rodilla. Estos materiales vienen en piezas extra grandes hechas a medida para conseguir una óptima apariencia cosmética.

El material más tradicional y común para la funda cosmética es la media de nailon. Recientemente se han lanzado al mercado pieles protésicas hechas a medida que ofrecen un acabado más natural. Las pieles protésicas tienen el mismo color que la piel de la persona y también pueden mostrar algunos detalles, como los vellos de la pierna. Estas pieles protésicas suelen estar hechas de un material parecido al látex. La ventaja de una piel hecha a medida es obviamente su apariencia más “real”. Los inconvenientes son: el aumento del costo, la mayor dificultad para hacer ajustes después de terminar la prótesis, y en el caso de articulaciones como la rodilla protésica de una prótesis por encima de rodilla o un tobillo ajustable a la altura del talón, la piel puede arrugarse o impedir un óptimo funcionamiento de los componentes subyacentes.

En la empresa Otto Bock constantemente realizan procesos de investigación y desarrollo de nuevos materiales para órtesis y prótesis; sin embargo el alto costo de éstos para el medio colombiano reduce su uso a prótesis para personas con amplios recursos económicos. Seguidamente se describen algunos de los materiales de su catálogo “Materiales para la técnica ortopédica 2008” ²².

²¹ *Ibid.*, p.3-4.

²² OTTO BOCK. Materiales para la técnica ortopédica 2008. [en línea]
http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_es/im_646k1_e_materials.pdf [08/08/2009]

Termoplásticos en la técnica ortopédica.²³

Los termoplásticos ocupan un espacio cada vez mayor en la fabricación de medios ortopédicos auxiliares. Esto se atribuye, sobre todo, a las propiedades especiales de los plásticos como la fácil y rápida aptitud para el moldeo, el escaso peso, las buenas propiedades higiénicas, así como a su resistencia, rigidez y memoria. Además, es posible realizar cambios con calor en cualquier momento.

La continua ampliación de los ámbitos de aplicación de los termoplásticos en la fabricación de prótesis y de órtesis requiere una diversidad de materiales cada vez mayor. Al mismo tiempo, el desarrollo de materiales sintéticos de cada vez más calidad con estructuras moleculares más complejas permite una variación más amplia de los métodos de procesamiento.

Descripción técnica de las materias plásticas²⁴

Las materias plásticas están indicadas y descritas conforme a su composición química:

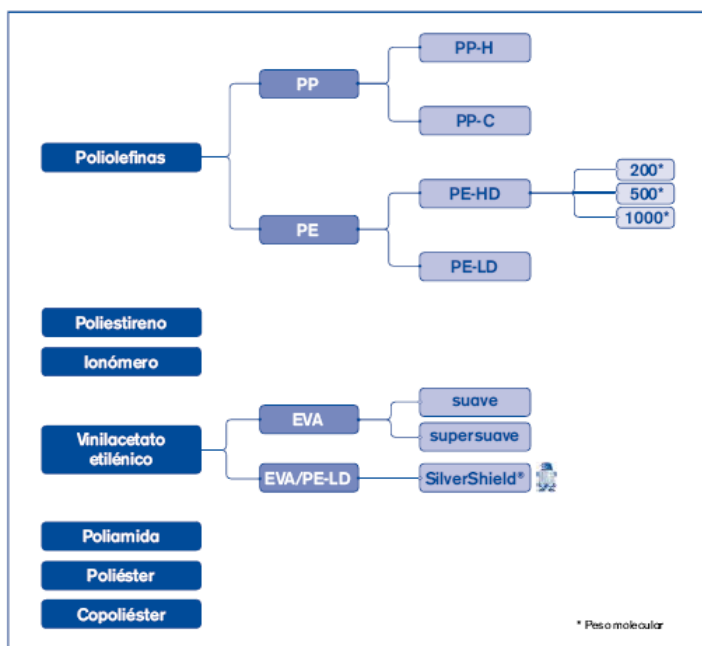


Figura 2: Descripción de materiales plásticos.²⁵

²³ Ibid., p.3

²⁴ Ibid., p.4

²⁵ Ibid., p.4

Poliiolefinas

Las poliolefinas son enlaces de hidrocarbano puro. Son el plástico procesado con mayor frecuencia por los a ortopédicos. Los tipos de plásticos más importantes dentro del grupo de las poliolefinas son el polipropileno y el polietileno.

Polipropileno: El polipropileno se caracteriza por un peso específico reducido y su excelente rigidez. Gracias a su elasticidad y fuerza, este tipo de plástico se usa con mucha frecuencia, por ejemplo, en órtesis para elevación del pie. Sin embargo el proceso se dificulta debido a un estrecho margen de temperatura y a una especial sensibilidad de la superficie. Para lograr buenos resultados, deben usarse aparatos de calentamiento de alto rendimiento y una técnica exacta de aplicación. El polipropileno se puede usar para fabricar componentes ortésicos finos, ligeros y estables, especialmente cuando se usa con elementos de perfilación.

- **ThermoLyn® Polipropileno Homopolímero (PP-H)**

El PP es un homopolímero, es decir, los polímeros (cadenas de moléculas) sólo están formados por un enlace monomérico. Son muy fuertes y rígidas y tienen un valor de impacto bajo. Esto significa que hay que poner gran cuidado durante el tratamiento por tensado para evitar fracturas (efecto de muesca). Los componentes ortésicos expuestos a grandes esfuerzos se fabrican preferentemente de este plástico. Las placas de 400 × 400 mm de tamaño son apropiadas para la fabricación de encajes definitivos.

Polietileno: Las características que hacen tan atractivo al polietileno como material de ingeniería son: bajo costo, pasividad química y fácil procesado. Se encuentra disponible en varios grados, los más comunes son el polietileno de baja densidad (LDPE por sus siglas en inglés) y el polietileno de alta densidad (HDPE en inglés).²⁶

²⁶ GROOVER, Mikell P. Fundamentos de Manufactura Moderna. Materiales, Procesos y Sistemas. Primera edición. México: Ed. Prentice Hall Hispanoamericana, S.A., 1997. p.202

- **ThermoLyn® Trolen (PE-LD)**

Este material es un PE-LD (polietileno de baja densidad) flexible con una buena aptitud para el moldeo. Un peso molecular bajo y una buena transparencia son otras características. Es especialmente adecuado para componentes ortésicos que necesiten ser poco rígidos y muy flexibles. Además, se utiliza para la fabricación de lengüetas en el marco de la técnica de encajes.

Poliestireno

Hay varios polímeros, copolímeros y terpolímeros basados en el monómero de estireno, de los cuales el poliestireno se usa en mayor volumen. Es un homopolímero lineal, con estructura amorfa, notable por su fragilidad. El PS es transparente, fácilmente coloreable y moldeable, pero se degrada a temperaturas elevadas y se disuelve en varios solventes. Debido a su fragilidad algunos grados de PS contienen de 5 a 15% de hule y se les conoce con el nombre de poliestireno de alto impacto (HIPS en inglés). Poseen alta tenacidad pero reducida transparencia y resistencia a la tensión. Además de sus aplicaciones en el moldeo por inyección, el PS también se utiliza en empaques, bajo la forma de espumas de PS. ²⁷

- **ThermoLyn® rígido (PS)**

El material se distingue por su elevada rigidez y seguridad contra roturas. Este plástico también se caracteriza por sus buenas propiedades para el moldeo al vacío y por su transparencia. Si se desea una calidad elevada de la superficie, o si la costura soldada tiene que volver a abrirse, es posible el tratamiento de este material con la lámina de protección. El ThermoLyn® rígido se utiliza principalmente en encajes de prueba (tiempo limitado de aplicación).

²⁷ Ibid., p.206

Ionómero

Los Ionómeros son copolímeros de etilenos con ácido acrílico (EAA) en los que también actúan enlaces de iones. Este material presenta una elevada flexibilidad y buena transparencia. Las excelentes propiedades de tratamiento hacen posible un amplio espectro de aplicaciones.

- **ThermoLyn® flexible**

El hecho de que presente una elevada flexibilidad a temperatura corporal, es muy útil sobre todo para su aplicación en encajes protésicos. El material no es sensible a los modelos de yeso fríos y húmedos, con lo que siempre se garantiza una alta calidad de la superficie al tratarlo.

Vinilacetato etilénico

Este material es un copolímero de etileno con vinilacetato (EVA). El material presenta una contracción mayor si se enfría demasiado rápido.

- **ThermoLyn® suave, ThermoLyn® supersuave (EVA)**

La buena flexibilidad y transparencia de ThermoLyn® suave se emplean sobre todo para la fabricación de encajes protésicos interiores flexibles. El material también se caracteriza por su excelente calidad de superficie y comodidad de uso.

El ThermoLyn® supersuave se ha acreditado, en cambio, en la fabricación de encajes interiores femorales flexibles de pared blanda.

- **ThermoLyn® SilverShield®**

ThermoLyn® EVA/LPDE SilverShield® se suministra en forma de placas “prensadas”. Este material es un polietileno suave (76% PE-LD) y un copolímero de etilenos con vinilacetato (24% EVA) con una buena aptitud para el moldeo y gran flexibilidad. La escasa contracción, el volumen constante y las excelentes propiedades de tratamiento hacen posible la fabricación de encajes protésicos interiores muy flexibles. Con la tecnología SilverShield®

empleada se consigue el equipamiento antimicrobiano mediante el uso de plata en la fabricación del plástico. La plata unida al material plástico actúa de manera eficaz contra un amplio espectro de bacterias patógenas y garantiza una excelente tolerancia cutánea. Además, el efecto antibacteriano es muy adecuado para reducir la formación de olores no deseados.

Copoliéster

Material a prueba de rotura y altamente transparente de politereftalato de etileno (PETG). Este material se caracteriza por una excelente fuerza de impacto y excelentes propiedades de formación al vacío.

- **ThermoLyn® clear y ThermoLyn® PETG clear**

El ThermoLyn® clear es excelente para la fabricación de encajes y órtesis de prueba (tiempo limitado de aplicación).

El ThermoLyn® PETG clear, en cambio, se emplea como primera capa en los encajes definitivos.

Ejemplos de aplicación/ denominación del producto		Encaje protésico de prueba	Encaje Harmony*	Encaje interior definitivo	Encaje interior para prótesis de brazo	Placa de calentamiento	Horno de aire	Horno infrarrojos
ThermoLyn® rígido 616T52	Poliestireno	●				-	170 °C	170 °C
ThermoLyn® clear 616T83	Copoliéster	●				165 °C	165 °C	165 °C
ThermoLyn® flexible 616T39, 5Z3	Ianómero			●		-	165 °C	165 °C
ThermoLyn® suave 616T53	EVA			●		-	160 °C	160 °C
ThermoLyn® supersuave 616T59	EVA			●		-	155 °C	155 °C
ThermoLyn® suave (color piel) 616T69	EVA				●	-	160 °C	160 °C
ThermoLyn® SilverShield® 616T200	EVA/LPDE			●		-	150 °C	150 °C
ThermoLyn® Europlex 616T70	Poliamida					-	135 °C	135 °C
ThermoLyn® PETG 616T183	Copoliéster		●			-	170 °C	160 °C

► Esta tabla indica la temperatura de calor óptima para cada tipo de plástico.
 * Estas indicaciones sólo son válidas para las materias sintéticas de Otto Bock HealthCare GmbH en Duderstadt (Alemania).
 ** Los datos referidos a las temperaturas sólo son recomendaciones de Otto Bock HealthCare GmbH, que necesitan, no obstante, un ajuste individual a sus aparatos de calentamiento.
 *** Caliente el ThermoLyn® Pedilon al baño María a 60 °C.

Información* sobre zonas de aplicación y recomendaciones** de temperatura** para termoplásticos. Otto Bock

3. SELECCIÓN MATERIALES Y PROCESOS

Debido a que el proyecto pretende plantear un protocolo inicial, el encaje que se obtendrá puede considerarse como encaje de prueba. Éste puede utilizarse posteriormente para ser modificado y adaptado a la prótesis del usuario. Por las razones mencionadas, se utilizará PP ó PE los cuales son materiales de bajo costo, fácil consecución, ampliamente utilizados en el campo de la ortopedia y

específicamente en la fabricación del encaje para amputación transfemoral en la ortopédica TAO²⁸, quienes asesoran el proyecto.

4. REUNIÓN ESPECIALISTA EN ORTOPEDIA

Para obtener información complementaria se realizó una segunda entrevista el 18 de agosto de 2009 con el Técnico Ortopédico categoría II ISPO Luis Mario Hurtado Grisales de Ortopédica TAO (Tecnología en Aparatos Ortopédicos), Medellín-Colombia. En seguida se presenta una transcripción de dicha entrevista.

¿Que consideraciones se deben tener en la posición del usuario para tomar el molde?

Si vamos a hablar por amputación por encima de la rodilla el paciente debe estar de pie sostenido por unas barras, para uno conservar la anatomía en cuestiones de molde no se debe dejar que el muñón tome una posición hacia afuera, debe haber una aducción porque el fémur baja y para cuestión de alineamiento todo eso influye, debe estar lo más ajustado, lo más anatómico posible, y uno busca tener un poco de flexión, el muñón debe conservar la misma dirección de la otra pierna suelto y tal vez un poco aducido. La flexión se considera al momento del montaje de frente, lateral, posterior. Es importante que el muñón conserve la misma dirección que la otra pierna.

¿Recomiendas que sea sostenida por una barra o sobre una silla donde posicione el muñón?

El muñón debe estar libre, no apoyando en nada y el sistema debe permitir la posición vertical del muñón.

²⁸ ENTREVISTA con Luis Mario Hurtado Grisales, Técnico Ortopédico, Ortopédica TAO. Medellín, el 18 de agosto de 2009.

Hay que asegurar la liberación del tendón abductor ¿Qué opinas de utilizar el BS para escanearlo?

Yo no utilizo casi esos sistemas, tengo algunos que me quedan de los que voy tomando, pero no es como yo quisiera trabajarlo, hay unos con unas medidas muy precisas por decir algo con unas 50 medidas.

Constantemente están cambiando los diseños del socket, yo estoy saliendo del cuadrilátero a un sistema diferente y es lo que trabajamos en Antioquia pero está mandado a recoger, si ustedes van a hacer una reducción deben cogerlo por partes. Porque para llegar a tener un BS, que le ajuste en la parte superior tendríamos que tomarle un molde no al muñón completo sino en el punto de ajuste y lo modifico, lo plastifico, lo corto, le pongo unas correas y le hago algunas correcciones para que ustedes lo acondicionen. La paciente tiene muchos problemas con el socket actual, está en vueltas y quiere un nuevo socket, yo ya le conozco un poco las partes en las que tiene molestia y creo que le voy a solucionar.

Me parece que deben tratar de llegar a ese punto, es que la parte difícil es esa, ya ustedes le hacen las reducciones y que complique tan grande que la pared anterior, que la pared medial, que la pared posterior, que la pared lateral, el apoyo en la parte del isquiático, lo que vos me decís de la liberación del tendón aductor uno hace un aumento y trata de alojar en el tendón.

En la reducción yo lo que busco muchas veces es llegar a la forma anatómica.

No nos da para estar mirando siempre las medidas de las tablas porque hay demasiado trabajo, pero con el tiempo uno se va a prendiendo las medidas, si ustedes tienen una buena pared medial o anterior es mucho lo que avanzan.

El yeso es muy bueno porque si a la paciente le está maltratando hago el vaciado y cojo una lima y lo organizo. En cambio en otro material como en madera hay que hacer otro tipo de mezclas para poder añadir. Y eso serviría para hacer las modificaciones si le está maltratando.

5. BIBLIOGRAFÍA

- CORREAL, Sara. Lía Judith Palacio. Isabel Cristina Salazar. Desarrollo de un sistema protésico para personas con amputación transfemoral en Colombia. Medellín, Colombia, 2006. Proyecto de Grado (Ingeniería de Diseño de Producto). Universidad EAFIT.
- CAPELLA, Fermín. Termoformado: Procedimiento, maquinaria y materiales. [en línea] <http://www.interempresas.net/Plastico/Articulos/Articulo.asp?A=3765> [05/08/2009]
- ENTREVISTA Juan Diego Maya Valencia, asistente técnico Taller de máquinas-herramientas Universidad EAFIT. Medellín, 5 de agosto de 2009.
- MADEREROS. Placas MDF. [en línea] <http://www.madereros.com/placas/placasmdf.html> [05/08/2009]
- CARBOPLAST. S.A. Plásticos de ingeniería, PROLON® [en línea] <http://www.carboplast.com/prolon02.htm> [10/09/09]
- AYUDAS DE CLASE, Termoformado polímeros de Luis Fernando Patiño, Profesor del curso de Ingeniería de Diseño de Producto “Procesos y Productos” de la Universidad EAFIT. Medellín, semestre 2005-2.
- SCHEY, John. Procesos de Manufactura. México: Ed. Mc Graw Hill, 3ra ed, 2000.
- UELLEND AHL, Jack E. Manual protésico: Materiales usados en la protésica. Primera parte. En: FirstStep [en línea]. Volumen 8 , Número 5, (Septiembre/Octubre, 1998). http://www.amputee-coalition.org/spanish/first_step/firststepv2_prosthetic_socks_liners.pdf [2/08/2009]
- UELLEND AHL, Jack E. Manual protésico: Materiales usados en la protésica. Segunda parte. En: In Motion [en línea]. Volumen 8, Número 6, (Noviembre/Diciembre, 1998). http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_98/primer.pdf [3/08/2009]
- ASKELAND, Ronald R. Ciencia e Ingeniería de los materiales. International Thomson Editores. 1998.

- OTTO BOCK. Materiales para la técnica ortopédica 2008. [en línea]
http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_es/im_646k1_e_materials.pdf
[08/08/2009]
- GROOVER, Mikell P. Fundamentos de Manufactura Moderna. Materiales, Procesos y Sistemas. Primera edición. México: Ed. Prentice Hall Hispanoamericana, S.A., 1997.
- ENTREVISTA con Luis Mario Hurtado Grisales, Técnico Ortopédico, Ortopédica TAO. Medellín, el 18 de agosto de 2009.

ANEXO 4. INVESTIGACIÓN RE

1. SISTEMAS DE INGENIERÍA INVERSA

Se conoce como Ingeniería Inversa o *Reverse Engineering* al proceso de duplicar una pieza, componente o conjunto, sin la ayuda de planos, documentación o modelos auxiliares. Se parte siempre de un modelo físico y se usan métodos de ingeniería de medida, análisis, diseño y adquisición de datos para finalmente obtener una réplica idéntica o mejorada del objeto.¹

La ingeniería Inversa permite digitalizar analizar, modificar y fabricar productos basados en objetos existentes. El primer paso en un proceso de ingeniería inversa consiste en la digitalización del elemento,² la cual genera una nube de puntos coordinados que describen la superficie del objeto.

Actualmente existen sistemas de adquisición de datos (digitalizadores y equipos de medición de coordenadas) de muchos tipos para obtener las coordenadas de objetos sólidos y seguir estrategias de reconstrucción de los mismos. Los métodos tradicionales pasan por capturar un conjunto de puntos (x, y, z) que representan la forma del objeto. Esta nube de puntos se transfiere a un sistema CAD y se filtra y manipula con productos de software específicos para trabajar con estos datos. La nube de puntos puede contener millones de datos, y su manipulación precisa gran potencia de cálculo y muchas horas de trabajo. La nube de puntos que a simple vista parecen puntos aislados en el espacio se deben convertir en una superficie que represente el objeto real, para lo cual se mallan como facetas de triángulos,³ con las cuales pueden generarse archivos STL o CAD que pueden ser procesados posteriormente en un sistema CAD paramétrico.

¹ UNIVERSIDAD EAFIT. Ingeniería Inversa. [en línea].
<http://bdigital.eafit.edu.co/bdigital/PROYECTO/P621.9023F634/capitulo1.pdf>, [12/02/2009] p.8

² ACOSTA ROJAS, Jairo Andrés, Carlos Alberto Duque Daza, Carlos Humberto Galeano Urueña, Juan Miguel Mantilla González. Digitalización 3D del rodete de un compresor centrífugo: Un procedimiento alternativo. En: *Ingeniare. Reviste chilena de ingeniería* [en línea] volumen 15, número 3 (2007). <http://www.scielo.cl/pdf/ingeniare/v15n3/art04.pdf> [15/08/2009] p. 237

³ UNIVERSIDAD EAFIT, Op. Cit., p.12-13

Existe gran variedad de sistemas de adquisición de datos, los cuales permiten adquirir las mediciones dimensionales de un objeto; las técnicas se pueden dividir en dos grupos generales: de contacto y las técnicas de no-contacto (o sin contacto). Una clasificación un poco más detallada se relaciona con la metodología empleada para la digitalización de la pieza. De acuerdo con esta clasificación existen tres tipos de técnicas: el palpado (*tracking*), la reconstrucción por imágenes (*imaging*) y la técnica de detección de rango (*range finding*).

La digitalización por palpado o *tracking*, consiste normalmente en la localización tridimensional de las coordenadas de un conjunto de puntos ubicados en la superficie de la pieza. Dicho conjunto normalmente se denomina nube de puntos. Para la localización de estos puntos es muy frecuente el uso de máquinas de medición computarizada (CMM, computer measurement machine),⁴ esta máquina se encuentra equipada con sondas (zafiros) que funcionan como un sensor de medición, usualmente producen resultados precisos hasta 1 micrómetros o mejor. El empleo de esta técnica implica varias limitantes; la baja velocidad de digitalización, la imposibilidad de palpar piezas de geometría compleja, la necesidad de aplicar una compensación del radio de la sonda a los puntos medidos y la restricción para digitalizar ciertos cuerpos blandos o frágiles.⁵ Un problema adicional asociado a las nubes de puntos obtenidas con las técnicas de palpado radica en los procedimientos, computacionalmente costosos, necesarios para lograr los ajustes de las superficies necesarias en la reconstrucción del modelo 3D.⁶

El segundo grupo de técnicas, denominado reconstrucción por imágenes, emplea diferentes formas de procesamiento de imagen para obtener la información necesaria para la reconstrucción del modelo 3D. Se distinguen dos formas principales: la reconstrucción con imágenes de superficie y la reconstrucción con imágenes por capas. En el primer método se emplean imágenes del objeto

⁴ ACOSTA ROJAS, Op. Cit., p. 237

⁵ SHUXIAN, Zheng. Zhao Wanhua. Lu Bingheng. 3D reconstruction of the structure of a residual limb for customising the design of a prosthetic socket. *En: Medical Engineerind & Physics*. [base de datos en línea] Volumen 27 (2005); p. 68 [08/08/2009] Disponible en SCIENCE DIRECT Research Databases.

⁶ ACOSTA ROJAS, Op. Cit., p. 237

obtenidas desde diferentes ángulos (imágenes estereoscópicas) para reunir toda la información exterior de la pieza. Un software especializado se encarga de convertir esta información en una representación sólida.⁷

La reconstrucción con imágenes por medio de capas busca solucionar el problema de la captura de las características geométricas internas de una pieza, así como detalles externos que se pierden con el empleo de otras técnicas.

Las imágenes pueden ser capturadas empleando una técnica no destructiva para la captura de la imagen de la sección transversal, tal como tomografías computarizadas (CT ó TAC),⁸ imágenes de resonancia magnética (MRI) e imágenes generadas por ordenador (CGI).⁹ Al tomar las imágenes de las diferentes secciones se obtiene un conjunto de estas en gris, las cuales representan más o menos la distribución de la densidad de un objeto medido en secciones paralelas sucesivas.¹⁰ Las imágenes deben ser procesadas con algoritmos de detección de contornos, los cuales permiten expresar matemáticamente los bordes de cada sección e identificar el contorno de las superficies del objeto. Esta información puede ser empleada posteriormente por un software CAD para la construcción del sólido.

Las principales desventajas para estas técnicas se evidencian cuando resulta imposible cortar o fresar piezas de materiales blandos o elementos únicos que no puedan ser destruidos. Por otro lado, los métodos que emplean CT o RM implican costos más elevados y el empleo de personal altamente capacitado.¹¹

El tercer y último tipo de metodologías empleado para la digitalización de piezas en ingeniería inversa (detección de rango) se asemeja mucho a la reconstrucción por imágenes, excepto que en este método se guarda la información relacionada

⁷ ACOSTA, Op.cit. p. 237

⁸ ACOSTA, Op.cit. p. 237

⁹LIU, Zhenkai. Lihui Wang. Bingheng Lu. Integrating cross-sectional imaging based reverse engineering with rapid prototyping. En: Computers in Industry. [base de datos en línea] Volumen 27 (2006). pp. 131-140 [09/08/2009] Disponible en SCIENCE DIRECT Research Databases. p. 131

¹⁰ LIU, Op. Cit., p. 536–571

¹¹ ACOSTA, Op.cit. p. 237

con la profundidad de cada uno de los puntos de la imagen. Esta medición de rango o profundidad se hace normalmente empleando instrumentos láser.¹² Estos instrumentos proyectan un rayo láser en la superficie de la parte y el rayo reflejado es recibido por el sensor óptico, obteniendo una nube de puntos. Aplicando un proceso de triangulación, las coordenadas 3D de la nube de puntos de la superficie de la pieza son calculadas a gran velocidad comparada con las técnicas con contacto. Como la detección por laser es sensible a las superficies brillantes y oscuras, deben utilizarse otras técnicas de iluminación y recubrimiento de los objetos con espray.¹³

La siguiente tabla muestra la comparación de algunos sistemas de escaneo con contacto y sin contacto denotando las ventajas y desventajas:

Tipo	ventajas	Desventajas
Cámaras CCD	Rápido Es posible usar dos o tres cámaras simultáneamente. Insensible al color de las partes. Método sin contacto; es posible escanear materiales suaves En el caso de iluminación especial coaxial es posible escanear áreas muy pequeñas 1 mm ² y la precisión es de algunos micrómetros. El escaneo de superficies planes es muy rápido.	Alto precio de los equipos. La disminución de precisión lineal depende de la distancia de la cámara. El ángulo de escaneado es equivalente sin importar la forma de la superficie de la parte; en el caso de ángulos muy agudos se desfigura la medición. Se requiere alta nitidez en la imagen; el escaneado simultáneo de detalles de superficies lejanas y cercanas muestra desviación lineal de los resultados respecto a las diferentes distancias de enfoque. En el caso de partes grasosas o húmedas se obtienen resultados desfigurados. El polvo causa problemas de escaneo.
Láser	Rápido y preciso escaneo en el eje Z (0.001 mm o mejor) Método sin contacto: es posible escanear materiales suaves (incluso líquidos)	Alto costo de los equipos. No es posible escanear materiales reflectivos. El escaneo en el eje X y el Y es poco preciso (0,0035- 0.060 mm). No es posible escanear en áreas con muescas o superficies muy empinadas debido al reflejo. Sensible a las corrientes y al polvo en el aire.

¹² ACOSTA, Op.cit. p. 237

¹³ LIN, Yan-Ping. Cheng-Tao Wang. Ke-Rong Dai. Reverse engineering in CAD model reconstruction of customized artificial joint. *En: Medical Engineerind & Physics*. [base de datos en línea] Volumen 27 (2005); p. 190 [08/08/2009] Disponible en SCIENCE DIRECT Research Databases.

Contact (classical)	<p>Muy preciso en todos los ejes (depende del equipo de escaneo). Alta velocidad de escaneo de partes geométricas conocidas. Escaneo preciso de monedas y relieves similares. Posibilidad de escaneo automático o manual. Equipos de escáner portátiles es útil para escanear productos muy grandes.</p>	<p>No es apropiado para materiales suaves. No es oportuno para el escaneo de superficies desconocidas o el proceso de escaneo resulta lento e impreciso.</p>
---------------------	--	---

Tabla1. Revisión de diferentes sistemas de escaneo. ¹⁴

Para la mayoría de las aplicaciones los mejores resultados en términos de precisión y calidad del acabado superficial son obtenidos usando sensores con contacto. Sin embargo, cuando deben ser escaneados materiales muy blandos o frágiles (y superficies no reflectivas), debe usarse sistemas sin contacto. ¹⁵

CARACTERÍSTICAS DE LA PIEZA A DIGITALIZAR

La pieza a digitalizar consiste en un muñón de un usuario con amputación transfemoral, como las partes sin sombrear en la figura 1, el cual posee varias características que hacen compleja la construcción de un modelo sólido computacional. Generalmente el muñón tiene una forma poco definida debido a que los elementos del esqueleto, el fémur y los huesos de la pelvis, se encuentran enterrados dentro de una gran cantidad de tejido blando móvil de condición flexible y suave. Además, es necesario reconocer la posición del isquion y el trocánter mayor como puntos clave para la fabricación del encaje.

¹⁴ SOKOVIC, M. J., Kopac . RE (reverse engineering) as necessary phase by rapid product development. En: Journal of Materials Processing Technology [base de datos en línea]. Volumen 175 (2006). p.402. [06/08/2009] Disponible en SCIENCE DIRECT Research Databases.

¹⁵ SOKOVIC, Op. Cit., p.403

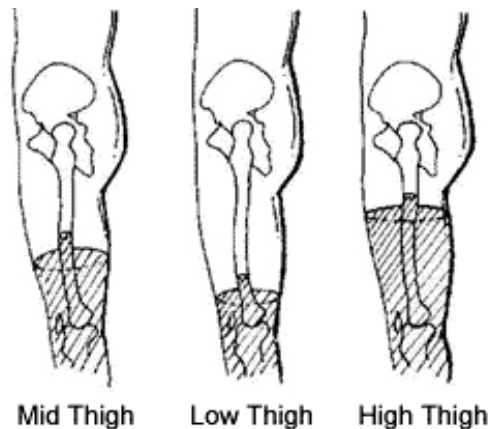


Figura1. Amputación por encima de la rodilla. ¹⁶

Según lo citado con anterioridad, debe considerarse la utilización de una técnica de adquisición de datos que reduzca el nivel de contacto y en consecuencia, no afecte los resultados al medir sobre la piel del usuario. Asimismo, la técnica debe ofrecer opciones para registrar los puntos de referencia al momento de digitalizar el muñón. Por tal motivo, en adelante se desarrollará el análisis de sistemas de adquisición de datos sin contacto, los cuales se acercan a la primera consideración mencionada.

SISTEMAS DE INGENIERÍA INVERSA EN COLOMBIA

En Colombia se están utilizando muy poco éstas tecnologías¹⁷; a nivel industrial, se están comenzando a usar sistemas de adquisición de datos de diferentes tipos; entre ellos el REVscan de Handyscan 3D (Universidad EAFIT), NextEngine Desktop 3D Scanner (Universidad EAFIT y OC Design Ltda. en Bogotá), Polhemus Fastscan (EIA y Fantiplas Ltda. En Bogota. Distribuidos por USM en Medellín)¹⁸ y entre otros; los cuales son utilizados directamente por las empresas para la digitalización de productos o como servicio externo que ofrecen empresas y universidades. En el campo de la medicina, se utilizan sistemas TAC y MRI para la adquisición de imágenes; sin embargo, el uso principal se desarrolla en el

¹⁶ APPLE HILL VASCULAR ASSOCIATES LTD. Health & Disease Info. Above Knee Amputation [en línea]. <http://www.vascdocs.com/health/amputation.shtml> [12/08/2009]

¹⁷ ENTREVISTA con Juan Felipe Isaza, Profesor-Investigador Universidad EAFIT – Universidad CES, Medellín, 12 de agosto de 2009.

¹⁸ ENTREVISTA con Leonardo Arbelaez, Ingeniero USM Colombia S.A. Medellín, 10 de agosto de 2009.

diagnóstico médico y en menor escala para el procesamiento de imágenes y la reconstrucción 3D.^{19 20}

Para el proceso de reconstrucción 3D se utilizan diferentes tipos de software, entre los cuales se encuentran ProEngineer, Geomagic, Rapidform, Mimmics y Matlab entre otros. La universidad EAFIT posee licencia de uso de Geomagic y un periodo de prueba de Rapidform, por lo cual ambos sistemas se describen brevemente a continuación:

Geomagic: Software de inspección automatizado que acelera los procesos, proporciona un análisis en profundidad y garantiza la repetibilidad. Geomagic es el eslabón entre CAD y CAM, cumpliendo su misión como entorno de fabricación totalmente digital. Permite realizar comparaciones gráficas rápidas y fáciles de entender entre modelos CAD y piezas terminadas para inspección del primer artículo, inspección en línea o inspección en taller, análisis de tendencias, modelado geométrico 2D y 3D y generación automática de informes.²¹

Rapidform: Permite la manipulación de nube de puntos, procesamiento de datos de escaneo 3D, modelado y optimización de la malla, modelado de curva/superficie, funcionalidades generalizadas de RE dentro de un marco integrado. Las capacidades de cálculo de la geometría 3D, permite a los desarrolladores de aplicaciones y usuarios aprovechar el alto rendimiento, la alta precisión de la tecnología digital de la duplicación a través de las múltiples etapas del diseño de producto y manufactura actuales.²²

¹⁹ ENTREVISTA con Juan Felipe Isaza, Op. Cit.

²⁰ Ibid.

²¹ GEOMAGIC. Productos [en línea]. <http://www.geomagic.com/es/> [12/08/2009]

²² RAPIDFORM. Products overview [en línea]. http://www.rapidform.com/portal/default/Products/index?Category=Products_Rapidformdll_DllSub1 [12/08/2009]

2. PROTOCOLOS DE INGENIERÍA INVERSA

2.1. RECONSTRUCCIÓN POR IMÁGENES

A grandes rasgos, el proceso se desarrolla en tres pasos: La adquisición de datos, el procesamiento de las imágenes y la reconstrucción 3D (ver figura 2); donde se genera un modelo sólido para trabajos posteriores.

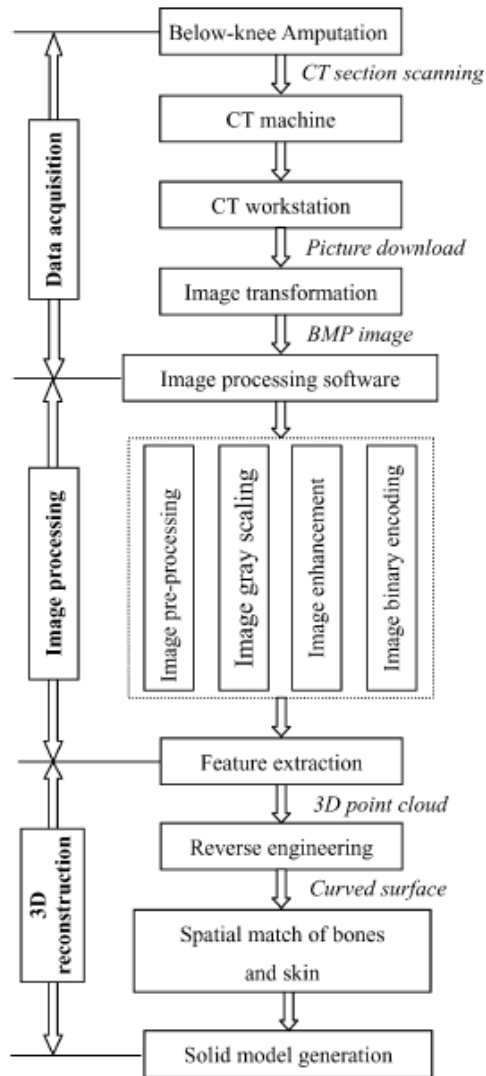


Figura 2. Pasos en el proceso de reconstrucción. ²³

2.2. DETECCIÓN DE RANGO

²³ SHUXIAN, Op. Cit., p. 68

En el artículo RE (reverse engineering) as necessary phase by rapid product development, Sokovic y Kopac presentan y describen una comparación entre un proceso tradicional de diseño versus el no tradicional (ver figura 3). Más adelante se encuentra la reseña de los mismos autores sobre el proceso de ingeniería inversa.

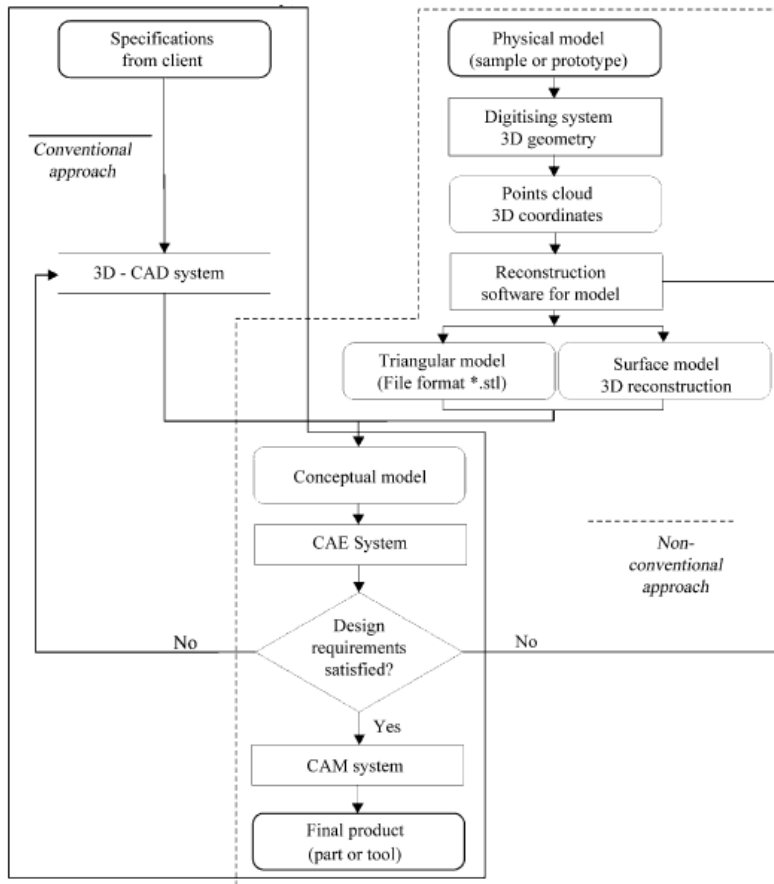


Figura 3. Secuencia de manufactura de productos de ingeniería. (partes/ moldes/ herramientas)

El proceso de RE puede dividirse en tres pasos: ²⁴

- Digitalización
- Segmentación de datos
- Conexión de datos (data fitting)

²⁴ SOKOVIC, Op. Cit., p. 400

El primero objetivo de la metodología de RE es generar un modelo conceptual de un modelo físico: una muestra o prototipo. En este sentido, las técnicas de escaneo 3D (digitalización) requieren la ayuda de un software especializado en la reconstrucción del modelo.

El escaneo 3D es el proceso de recolectar datos de una superficie tridimensional indefinida; durante este proceso, una sonda análoga de escaneo es dirigida para moverse hacia adelante y hacia atrás (contacto y sin contacto) a través de la superficie desconocida, mientras que el sistema graba la información sobre la superficie en forma de datos numéricos y genera una matriz de nube de puntos que pueden ser usados luego para crear un programa para mecanizar en CNC una réplica o una variación de la geometría de la forma. Alternativamente, los datos pueden ser exportados en varios formatos a un sistema CAD/CAM para procesamientos posteriores.^{25 26}

Cuando se digitaliza una parte deben ser considerarse por lo menos los siguientes factores:²⁷

- ¿De qué está hecho el modelo?
- ¿Cuáles son las condiciones físicas del modelo?
- Necesidad de accesorios
- Requerimientos de alineación
- Errores de digitalización
- Digitalizadores disponibles
- ¿Cuál es el uso requerido para el modelo geométrico resultante?

De estos factores el último es probablemente el más importante.

²⁵ SOKOVIC, M. 3D-scanning—main phase by reverse engineering, Euroteh 3 (3) (2004) 83–90 (in Slovene).

²⁶ N.N., Scanning Systems for Reverse Engineering, Renishaw Apply Innovation, H-2000-3120-04-B, Renishaw plc, UK.

²⁷ HERBERTSON, T. Reverse engineering, in: Fourth International Conference on Industrial Tools ICIT 2003, April 8th–12th, Bled, Slovenia, 2003, pp. 419–422.

En el artículo Computer-aided socket design for trans-femoral amputees²⁸ se propone una metodología para el desarrollo del encaje y se describe a continuación:

El objetivo del trabajo es desarrollar un sistema CAD/CAM que sea aplicable al diseño de encaje para amputación transfemoral. La aproximación sigue la filosofía convencional como la descrita por Foort (1963), la cual involucra el desarrollo de un molde y sistema de medición junto con un sistema de medición usando un patrón de ajuste (Brim Shape o BS por sus siglas en inglés) y un software computacional para unir ambas formas, asegurando la suavidad del encaje generado.

FORMA DEL PATRÓN DE AJUSTE (BRIM SHAPE - BS -)

El BS consiste en una pieza que forma la porción proximal (el punto de ajuste y soporte) del encaje. En algunos procedimientos de producción de encajes AK el protesista tiene disponibles un número de BS de una forma similar pero de diferentes tamaños, de los cuales elige y ajusta uno al paciente luego de una serie de mediciones tomadas al muñón; es probable que ningún BS se ajuste exactamente a las medidas del paciente pero se elige el mejor ajuste dentro del rango de tamaños.

En la aproximación CASD (Computer Aided Socket Design) aplican el escalado del BS. Para ello digitalizan un BS, lo guardan en el ordenador y lo escalan según las medidas tomadas del paciente. Se toman cuatro medidas (ver figura 4), tres de ellas son usadas para escalar el BS correctamente, la cuarta es usada para determinar la longitud proximal-distal del encaje final. Las medidas son las siguientes:

²⁸ TRAVIS, R. P., M. E. Dewar. Computer-aided socket design for trans-femoral amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, Volumen 17, número 3 (1993) pp. 172-179. [en línea] http://www.oandplibrary.org/poi/pdf/1993_03_172.pdf [23/08/2009] p. 173

- a) Dimensión anteroposterior (AP): se toma con el paciente sentado sobre una superficie dura. Se mide desde el extremo superior del tendón aductor hasta la tuberosidad isquiática.
- b) Dimensión mediolateral (ML): se toma desde el tendón aductor hasta el extremo superior de la cabeza del trocánter.
- c) Circunferencia (Circ): se mide con una cinta métrica tensionada a la altura del perineo.
- d) Longitud (Len): se mide desde el perineo hasta el extremo distal del muñón.

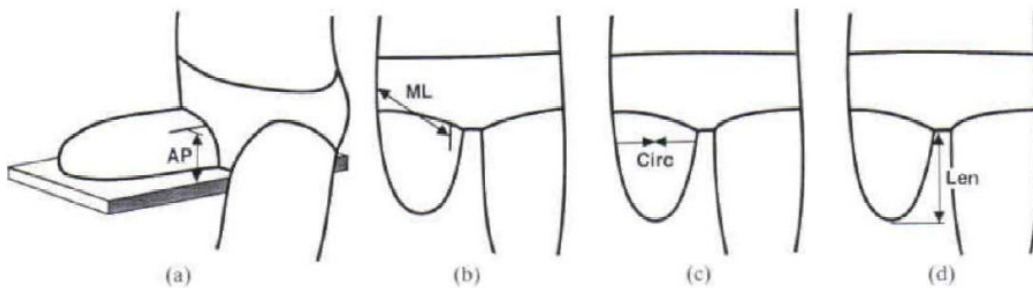


Figura 4. Medidas del paciente.

TOMA DE MOLDE

En el procedimiento convencional el protesista ajusta el BS al paciente y luego se realiza un molde a la porción restante del muñón. El objetivo del sistema CASD para encaje AK es evitar el proceso de ajuste del BS físicamente; sin embargo, el BS altera considerablemente la forma del muñón y este cambio debe ser permitido en los medios digitales. El procedimiento adoptado involucra el uso de la porción del BS que en la práctica transmite gran parte del peso a través de la tuberosidad isquiática. Para permitir la alteración de la forma del muñón, el segmento del BS es posicionado en el paciente luego de que se pone una media sobre el muñón: sobre el extremo distal del muñón se hace una marca horizontal y una señal para indicar el punto central de la vista posterior. Después de remover el BS se hace un molde de yeso hasta la marca horizontal el cual es digitalizado. La señal se usa como punto de referencia para orientar el archivo de datos cuando se genere la forma.

GENERACIÓN DE LA FORMA DEL ENCAJE

Luego de los procesos anteriores el computador contiene dos archivos de datos, el BS escalado y la digitalización de la porción del muñón. Usando el punto de referencia, se orientan ambos archivos correctamente y se re-calculan las coordenadas para obtener valores radiales desde un eje central, ver figura 5.

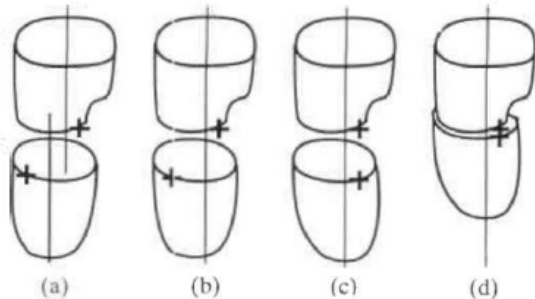


Figura 5. Pasos de creación de la forma de un encaje inicial desde el BS y la porción distal. (a) Dos archivos, diferentes ejes verticales (b) ejes alineados (c) parte distal orientada y coincidencia de los puntos de referencia (d) unión de los archivos listos para suavizar.

El software mezcla ambos archivos y si es necesario ajusta la longitud de la forma para coincidir con la dimensión de la longitud tomada previamente. El resultado es un encaje suavizado que se muestra gráficamente en el computador.

MODIFICACIONES Y MODELACIÓN

Las modificaciones son ajustes que afectan largas áreas de la forma del encaje. Al protesista se le muestra gráficamente seis modificaciones posibles. Estas corresponden a ajustes a las dimensiones tomadas y la introducción de flexión/extensión y aducción/abducción al encaje. Después el encaje es rediseñado para adaptarse a los nuevos requerimientos.

Modelación es un proceso que afecta un punto del encaje en un solo tiempo. El protesista puede alterar el valor radial en cualquier punto de la forma recibiendo retroalimentación visual de los cambios en el encaje y le permite obtener la forma deseada. Las modificaciones se guardan para que encajes posteriores puedan usar la forma como un punto de inicio y aumentar la repetitividad.

PRODUCCIÓN DEL ENCAJE

Se fabrican a partir de moldes de yeso y por un proceso de maquinado.

El archivo que contiene los datos del encaje se envía a un centro de maquinado de tres ejes el cual talla la forma en un blanco de yeso (material no procesado en la forma final). Seguidamente el molde se termo-forma con una lámina de polipropileno usando una bomba de vaciado. Cuando se enfría, se quiebra el yeso y se recorta el plástico para conservar la forma deseada. A continuación se le adapta al paciente y se hacen los ajustes necesarios.

RESULTADOS

Una parte clave del proceso es diseñar la porción del BS del encaje. La relación entre el BS y las dimensiones medidas se demuestra en la figura.

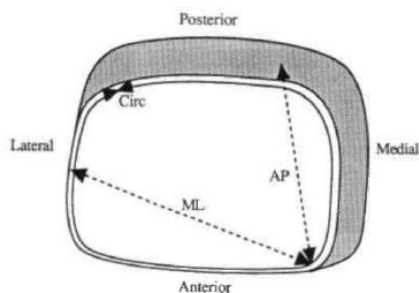


Fig. 8. The relationship between the anteroposterior, mediolateral and circumference dimensions and the brim shape.

Una guía aproximada para los tamaños relativos de estas dimensiones es como se cita a continuación, y de hecho el programa de computador permite ingresar el valor de Circ únicamente, los otros valores se estiman mediante esta fórmula:

$$AP = (1/5)Circ$$

$$ML = (1/3)Circ$$

En experimentaciones previas, se realizó una comparación y se observó buen grado de correlación entre las dimensiones AP, ML y Circ medidas en el paciente para ingresar en el computador, y las dimensiones que se encuentran en un BS ajustado por un protesista para encajar en el paciente bajo la práctica convencional. Se encontró que las dimensiones del BS fueron correctas dentro de la precisión de las mediciones medidas con el calibrador y con la cinta métrica, y la dimensión Circ es particularmente difícil de medir exactamente, se encontró que para el primer encaje medido para cada paciente, el valor de Circ requirió ajustes. Sin embargo, debido a la habilidad del programa de computador de construir sobre diseños previos de encaje, en cada caso el segundo encaje ajusto satisfactoriamente. Esto muestra que aunque el protesista puede necesitar experiencia con el sistema, por ejemplo para saber que tan apretado debe tirar de la cinta métrica para producir un tamaño de encaje predecible, la consistencia del sistema construido en la memoria de diseños previos puede permitirle producir diseños predecibles.

DISCUSIÓN

El método adoptado tiene ventajas en la aproximación de la porción proximal del encaje, debido a que un BS predeterminado se ajusta a ciertas dimensiones anatómicas tomadas del muñón del paciente, pero también utiliza la forma de la porción distal del encaje como punto de partida para la porción distal del encaje, con la ventaja de el ajuste preciso que esto implica.

Las ventajas de una aproximación grafica computacional incluyen la posibilidad de ver el encaje antes de producirlo, lo que permite detectar defectos grandes y removerlos. La habilidad de basar un diseño en un encaje previo y utilizar una técnica de modificación o modelación es una ventaja considerable sobre los métodos convencionales donde la forma de yeso se destruye en la manufactura

del encaje. Esto significa que si el encaje tiene buen ajuste excepto en áreas localizadas, por ejemplo, un encaje nuevo puede ser diseñado y puede producirse un ajuste predecible. Además, si el primer encaje no es correcto, entonces el segundo tiene mayores posibilidades de ser satisfactorio.

Las dimensiones medidas escogidas fueron elegidas porque son las cuales los protesistas toman comúnmente, permitiendo una adaptación más rápida al nuevo sistema. Sin embargo, puede ser que otros protesistas decidan que medidas diferentes puedan resultar en una predicción mejor para el BS deseado. Estas pueden ser incluidas dentro del software de computador.

Solamente se usó un tipo de BS para ajustarlo a la mayoría de pacientes. Sería sencillo introducir estilos posteriores produciendo un molde de yeso del BS deseado y digitalizarlo. Una ventaja de la aproximación CASD es que no limita al protesista a un rango estándar de tamaños de un estilo de BS elegido. En vez de esto dispone de un rango completo de tamaños. Además, el enfoque permite a los protesistas individuales la libertad de desarrollar sus propios estilos de BS, o estilos particulares para acomodarlos a tipos particulares de pacientes.

Una etapa posterior de esta investigación está siendo investigada, y es la posibilidad de introducir modelación de superficies del tipo descrito por Travis (1991) en el diseño del encaje y determinar el alcance hasta el cual la modelación de superficies es una ventaja y hasta cual es una característica innecesaria cuyo efecto es retardar la representación gráfica por el requerimiento de cálculos posteriores.

CONCLUSIONES

Las mayores ventajas de CAD sobre un diseño convencional son porque la forma complete es guardada en el computador de manera digital, un registro preciso de la forma y las modificaciones hechas puede conservarse. Esto tiene el beneficio de incrementar la predictibilidad del ajuste del encaje, especialmente donde el

diseño de un encaje nuevo para el paciente se basa en el diseño de un previo encaje para el paciente pero con alteraciones menores. Por otra parte, la visualización del encaje antes de su manufactura y las técnicas de “parchado” y “modelación” de la forma por el cual regiones (“parches”) o puntos individuales de la superficie pueden ser modificados en su forma de una manera predecible y consistente, introduce una amplia flexibilidad en el sistema.

3. REUNIÓN ESPECIALISTA EN RE

Para obtener información complementaria se realizó una entrevista el 12 de agosto de 2009 con el Ingeniero mecánico Juan Felipe Isaza, profesor, investigador, Universidad EAFIT- Universidad CES, Medellín-Colombia. En seguida se presenta una transcripción de dicha entrevista.

¿Qué tecnologías de digitalización para realizar RE se están utilizando en Colombia?

En Colombia se están utilizando muy poco éstas tecnologías; a nivel industrial, lo que se está empezando a trabajar es escáner 3D y muy pocas personas están trabajando con procesamiento de imágenes médicas, es decir TAC y RM, de hecho solo conozco dos empresas.

A nivel de investigación o académico probablemente se está trabajando con escáner.

¿Cómo es la aceptación de la gente a estas tecnologías?

No, Muy poca, primero por desconocimiento, segundo por que no hay muchos escáner 3D en Medellín y básicamente los servicios los prestan las universidades como es el caso de EAFIT y el costo no es barato. Todo el mundo quiere todo regalado y más si es con una Universidad porque piensan que se pone un monitor o alguien y sale muy fácil.

El procesamiento de imágenes se utiliza para hacer desarrollos de la parte médica y no hay industrias que hagan eso, unas industrias se están metiendo en el desarrollo, pero amarrados de la parte académica y quienes poseen los escáner lo utilizan muy poco.

También hay desconocimiento de la tecnología o se ve como una cosa muy inasequible y muy complicada de manejar.

¿Qué tipo de escáner sabes que están funcionando?

En EAFIT hay 3 escáner, uno que hace contacto que es muy limitado en cuanto a las piezas que se van a escanear, son piezas pequeñas es muy demorado porque hay que coger punto por punto y si se equivoca hay que volver a empezar y es el más viejo que conozco .

Hay otro que es láser, el Handyscan que tiene el problema de que necesita target, son caros y se acaban. Además, ponerlos y volverlos a quitar es un enredo y necesita condiciones especiales de luz, debe estar oscuro. Tiene de bueno que se puede mover la pieza y el escáner, si se mueve algo no se pierde la referencia y no hay que volver a empezar.

Tienen otro que el escáner es fijo y la pieza rota, no recuerdo como se llama nunca lo he utilizado.

Por último está el flashscan, lo tienen en la EIA y una empresa en Medellín lo vende y lo maneja y es mejor porque no necesita target, no necesita que esté oscuro y se puede mover el escáner y la pieza, tiene varios accesorios y es sencillo.

¿Respecto a los sistemas de reconstrucción cuál ha sido tu experiencia?

Los que conozco están los que uno debe tener la nube de puntos (sea cual sea el proceso por el cual se obtuvo) y la puede procesar. Por ejemplo el módulo

de RE de ProEngineer y Geomagic, estos reconstruyen y manipulan la nube de puntos.

Y existen los que tienen un módulo de procesamiento de imágenes incluidas, uno mete la imagen DICOM y él la procesa y saca la nube de puntos, que son el Rapidform y el Mimics básicamente; el Matlab tiene librerías que hacen eso, pero uno tiene que hacer la programación, entonces procesa las imágenes y saca los puntos pero creo que no hace la reconstrucción. Siendo Mimics el más conocido y el que más se reporta en la literatura técnica.

Si fueras a recomendar un software para el procesamiento de imágenes para una persona menos especializada, ¿cuál recomendarías?

Llevar las imágenes hasta superficies es hablar de algo especializado. El programa que haga eso ya es muy especializado, no veo lo sencillo, lo medio y lo especializado, sólo veo lo último que son Rapidform y Mimics si uno necesita hacerlo utiliza alguno de esos dos.

La otra opción es programar usted su rutina, eso requiere mucho conocimiento y mucho tiempo.

¿Has escuchado de técnicas donde se realice escaneo, triangulación y luego el prototipo?

Todas, eso depende de lo que usted quiera hacer. Se hizo un escaneo, una nube de puntos y lo primero que usted saca es un Shell o una superficie triangularizada con ambas técnicas escáner y procesamiento de imágenes.

De entrada con esa triangularización si está cerrada puede hacer un archivo STL que lo recibe una máquina de prototipaje rápido. Si quiere un prototipo, ver algo real impreso el paso real es de una. Creo que algunas máquinas de CNC aceptan el STL para maquinar y también sale directo. En mi experiencia cuando usted necesita hacer superficies es porque necesita modificar y hacer

análisis de elementos finitos. Entonces los análisis de elementos finitos no se pueden hacer sobre archivos STL.

4. ESTADO DEL ARTE RE EN COLOMBIA

A continuación se describen 3 sistemas de digitalización sin contacto utilizados en Colombia.

SISTEMA	POLHEMUS SCORPIO FASTSCAN	HANDYSCAN 3D	TAC
DESCRIPCIÓN	<p>FastSCAN adquiere instantáneamente imágenes de una superficie 3D cuando se realiza un barrido con el láser sobre un objeto, de forma similar a la pintura de aerosol. Funciona proyectando un abanico de luz láser en el objeto mientras la cámara registra secciones transversales de la profundidad. La imagen del objeto aparece inmediatamente en la pantalla del ordenador.</p> <p>FastSCAN provee información visual en tiempo real y permite monitorear y controlar el proceso de escaneo. Además, une automáticamente los escaneos ahorrando tiempo.</p>	<p>Digitalizador láser en 3D con auto-posicionamiento, se utiliza principalmente para la digitalización y la recopilación de datos. El digitalizador "lee" una forma física, determina su posición en el espacio y transmite esta información a un software de recopilación de datos y tratamiento posterior.</p> <p>El sistema está diseñado para permitir una digitalización rápida y fácil, no requiere conocimientos específicos en el campo de digitalización con láser.</p> <p>Su principio está basado en la alineación de curvas 3D de la parte escaneada. La superficie creada generará un modelo que será exportado para su modificación.</p>	<p>El paciente se acuesta en una mesa que se desliza hacia el centro del escáner, el haz de rayos X de la máquina rota a su alrededor mientras pequeños detectores dentro del escáner miden la cantidad de rayos X que pasan a través de la parte del cuerpo objeto de estudio.</p> <p>Una computadora toma esta información y la utiliza para crear varias imágenes individuales llamadas cortes; estas imágenes se pueden almacenar, observar en un monitor o imprimirse en una película; además, al juntar los cortes individuales se pueden crear modelos tridimensionales de órganos.</p> <p>Cada perfil tomado es convertido por un computador en una imagen bidimensional de la sección que fue escaneada.</p>

COMPONENTES	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Wand</i> • unidad de procesamiento (PU) • Transmisor 2". (cubo largo) • Receptor de referencia 1/2" (cubo pequeño) • Cable de la barra "wand" (código de color) • Fuente de alimentación PU y cable • pad • Cable USB 	<ul style="list-style-type: none"> • escáner Handyscan • Soporte ergonómico • targets (objetivos reflectivos) • Placa de verificación de la calibración • estuche • cable firewire • Fuente de alimentación firewire • VXscan software 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Cardiac</i> • 1 GB O2 Memory • <i>Fast Reconstruction</i> • 762 MB Computer • <i>Cardiac Scoring</i> • <i>Gating</i> • <i>V-Endo</i> • <i>Angio</i> • <i>DICOM CR</i> • <i>MPR</i> <p>Se utilizan varios computadores para controlar el sistema. El computador principal "<i>the host computer</i>" dirige la operación de todo el sistema. También se usa un computador que reconstruye los datos en una imagen. Otra estación de trabajo con mouse y teclado y otros controles permite al controlar y monitorear el examen.</p>
REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA	<ul style="list-style-type: none"> • Windows 2000 SP4, Windows XP SP2, Windows Vista. – Mínimo 1 GHz Intel Pentium III (recomendado 2 GHz Intel Pentium IV o mayor) – 512 MB RAM or mayor. – Puerto USB. • OpenGL -compatible hardware accelerated graphics adapter- en modo 32-bit (mínima resolución 1024 x 768). 	<ul style="list-style-type: none"> • Procesador Dual Core • Tarjeta gráfica dedicada con mínimo 128 Mb de memoria • Windows XP • 1 Gb RAM • IEEE 1394a puerto 6-pins 	No disponible

RESOLUCIÓN Y ALCANCE	<p>La resolución a lo largo de la línea del láser depende del alcance del objeto, usualmente 0.5mm a un rango/alcance 200mm y tan bueno como 0.1mm.</p> <p>Frecuencia: 50 líneas/segundo, la resolución línea-a-línea depende del movimiento de la barra (wand), usualmente 1mm a 50mm/segundo.</p> <p>Radio seleccionable por el usuario hasta 75cm de la barra hasta el transmisor y/o receptor hasta el alcance del transmisor.</p>	<p>Resolución en el eje z: 0,1 mm (0,004 pulgadas).</p> <p>ISO 20µm + 0,2 L /1000</p> <p>Mediciones: 18.000 mediciones por segundo.</p> <p>Profundidad del campo 30 cm</p>	<p>Generalmente, los exámenes completos toman sólo unos cuantos minutos. Los escáneres multidetectores más nuevos pueden tomar imágenes de todo el cuerpo, de los pies a la cabeza, en menos de 30 segundos. Puede capturar hasta 16 imágenes por Segundo y lograr un escaneo de cuerpo completo en 30 segundos.</p> <p>El usuario debe recostarse sobre la plataforma que se desliza dentro del escáner. La abertura para la entrada del paciente es de 60 cm a 70 cm de diámetro.</p>
PRECISIÓN	<p>Precisión absoluta en una esfera de 60" centrada alrededor de la fuente de referencia: 0.75mm.</p> <p>Precisión práctica determinada escaneando una bola de boliche y calculando la variación en un radio sobre la nube de puntos: 0.13mm</p>	<p>Precisión: hasta 50 µm 0,05 mm</p> <p>Exactitud: un máximo de 50 µm</p>	<p>Generalmente, en un giro de 360°, se toman cerca de 1000 perfiles. Lo que se construye como una imagen de sección transversal o corte. La sección es enfocada a un espesor entre 1 mm y 10 mm.</p>
AMBIENTE	<p>Objetos largos de metal pueden interferir el rastreo del escáner, y disminuir el rendimiento.</p> <p>Algunas superficies no son adecuadas para el escaneo: traslúcidas, transparentes, reflexivas, oscuras o superficies intrincadas de mucha profundidad. Las superficies deben ser transformadas para mejorar la reflexividad del láser.</p>	<p>Para mejorar la digitalización, cualquier objeto brillante, negro, transparente o reflexivo debe ser cubierto con un polvo blanco para darle acabado mate.</p>	<p>Espacio suficiente para alojar el sistema y los computadores.</p>

SOFTWARE	<p>Digitalización: FastSCAN. Exporta en formatos: 3D Studio Max® (.3ds), ASCII (.txt), AutoCAD® (.dxf), IGES® (.igs), LightWave® (.lwo), MATLAB® (.mat), STL (.stl), Virtual Reality Modeling Language (.vrl), Wavefront® (.obj), Open Inventor® (.iv), Visualization Toolkit (.vtk) Polyworks® Scan (.psl), Stanford Polygon (.ply) y optional AAOP file format.</p>	<p>Recopilación de datos: VxScan. Software compatible: Geomagic; Qualify, Shape; Fashion y Wrap. Rapidform-XOScan, XORedesign y XOverifier- Polyworks Software modelador y de inspección - Complemento Handyscan Scanning Module™ (HSM) para CATIA V5 Complemento diseñado expresamente por Dassault Systems para facilitar el trabajo con el software CATIA V5.</p>	<p>Se obtienen imágenes DICOM</p>
COSTO	USD \$32000	USD \$ 45,000	<p>USD \$140,000-300,000²⁹ Costo de un diagnóstico TAC: COP \$220,000 sin medicina \$540,000 incluye medicina de contraste.³⁰</p>
VENTAJAS	<p>La adición de elementos accesorios como el lápiz mecánico (mechanical stylus) permite crear puntos de referencia en la superficie del modelo digitalizado.</p>	<p>Alta precisión para escaneo de piezas industriales.</p>	<p>Se obtiene la parte externa e interna de partes del cuerpo humano.</p>

²⁹ WIKIANSWERS, CT Scan Machine cost [en línea] http://wiki.answers.com/Q/How_much_does_CT_Scan_machine_cost
³⁰ ENTREVISTA con Gloria García, secretaria Escanografía Neurología LTDA. Medellín, 26 de agosto de 2009.

DESVENTAJAS	<p>Necesita buenas condiciones de luz que iluminen adecuadamente el objeto a digitalizar.</p>	<p>Las emisiones láser del sistema pueden causar daños en los ojos si se exponen directamente durante un tiempo prolongado. No debe mirarse directamente al rayo láser ni a través de una superficie reflexiva. El objeto a escanear debe prepararse antes del escaneo. Deben ponerse unos targets con una distancia mínima de 20mm entre ellos. La distribución adecuada de los targets puede ser difícil en superficies pequeñas.</p>	<p>Es necesario inyectar un líquido contrastante en una vena para hacer que los órganos o los vasos sanguíneos aparezcan con más brillo en las fotos.</p>
-------------	---	---	---

Fuentes imágenes:

- SESTOSENSO. 3D Laser Scanner. Polhemus FastSCAN Scorpio System [en línea]
http://www.sestosenso3d.com/home/en/component/virtuemart/?page=shop.browse&category_id=40 [11/08/2009]
- CREAFORM. Products. Handyscan 3D, REVscan laser scanner. [en línea]
<http://www.creaform3d.com/en/handyscan3d/products/revscan.aspx>
[11/08/2009]
- HOSPITEN. Grupo hospitalario. Special Services: CT [en línea]
http://www.hospiten.es/hospiten/HOSPITEN/published_en/DEFAULT/node_379.shtml [11/08/2009]
- LDI Laser Design Inc. Laser Design Products. Portable laser scanner. [en línea],
http://www.laserdesign.com/products/scanners_and_software/portable_laser_scanners/fa-series/ [21/08/2009]

Fuentes de información:

- FASTSCAN, Polhemus. Downloads: FastSCAN Manual [en línea]
<http://www.fastscan.com/download/software/FastScanManual.pdf>
[12/08/2009]
- POLHEMUS. Scanning: FastSCAN [en línea]
http://www.polhemus.com/?page=Scanning_FastSCAN [12/08/2009]
- POLHEMUS. Scanning: FastSCAN [en línea]
http://www.polhemus.com/polhemus_editor/assets/New%20FastSCAN%20Cobra&Scorpion%20brochure.pdf [12/08/2009]
- CREAFORM. Products. Handyscan 3D, Software. [en línea]
<http://www.creaform3d.com/es/handyscan3d/software/default.aspx>
[12/08/2009]
- HANDYSCAN, Self - Positioning Handheld 3D Scanner. Handyscan instruction Manual. Version 06-03-16. Canadá. pp.45.

- MEDLINEPLUS. Enciclopedia médica, significado Tomografía Computarizada [en línea]
<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003330.htm>
[13/08/2009]
- LDI Laser Design Inc. Laser Design Products. Portable laser scanner. [en línea],
http://www.laserdesign.com/products/scanners_and_software/portable_laser_scanners/fa-series/ [21/08/2009]
- HOSPITEN. Grupo hospitalario. Special Services: CT [en línea]
http://www.hospiten.es/hospiten/HOSPITEN/published_en/DEFAULT/node_379.shtml [11/08/2009]
- COAST TO COAST MEDICAL, INC. CT Scan. [en línea]
http://www.coast2coastmedical.com/radiology_ctscan.htm [26/08/2009]
- KAISER PERMANENTE, Tomografía Axial Computarizada, o CT. [en línea]
<http://www.permanente.net/homepage/kaiser/pdf/7545.pdf> [26/08/2009]
- IMAGINIS. How Does CT Work? [en línea] http://imaginis.com/ct-scan/how_ct.asp [26/08/2009]

5. BIBLIOGRAFÍA

- UNIVERSIDAD EAFIT. Ingeniería Inversa. [en línea].
<http://bdigital.eafit.edu.co/bdigital/PROYECTO/P621.9023F634/capitulo1.pdf>,
[12/02/2009]
- TRAVIS, R. P., M. E. Dewar. Computer-aided socket design for trans-femoral amputees. Prosthetics and Orthotics International, Volumen 17, número 3 (1993) pp. 172-179. [en línea]
http://www.oandplibrary.org/poi/pdf/1993_03_172.pdf [23/08/2009] p. 173
- SESTOSENSO. 3D Laser Scanner. Polhemus FastSCAN Scorpio System [en línea]
http://www.sestosenso3d.com/home/en/component/virtuemart/?page=shop.browse&category_id=40 [11/08/2009]
- CREAFORM. Products. Handyscan 3D, REVscan laser scanner. [en línea]
<http://www.creaform3d.com/en/handyscan3d/products/revscan.aspx>
[11/08/2009]
- HOSPITEN. Grupo hospitalario. Special Services: CT [en línea]
http://www.hospiten.es/hospiten/HOSPITEN/published_en/DEFAULT/node_379.shtml [11/08/2009]
- LDI Laser Design Inc. Laser Design Products. Portable laser scanner. [en línea],
http://www.laserdesign.com/products/scanners_and_software/portable_laser_scanners/fa-series/ [21/08/2009]
- FASTSCAN, Polhemus. Downloads: FastSCAN Manual [en línea]
<http://www.fastscan.com/download/software/FastScanManual.pdf>
[12/08/2009]
- POLHEMUS. Scanning: FastSCAN [en línea]
http://www.polhemus.com/?page=Scanning_FastSCAN [12/08/2009]

- POLHEMUS. Scanning: FastSCAN [en línea]
http://www.polhemus.com/polhemus_editor/assets/New%20FastSCAN%20Cobra&Scorpion%20brochure.pdf [12/08/2009]
- CREAFORM. Products. Handyscan 3D, Software. [en línea]
<http://www.creaform3d.com/es/handyscan3d/software/default.aspx>
 [12/08/2009]
- HANDYSCAN, Self - Positioning Handheld 3D Scanner. Handyscan instruction Manual. Version 06-03-16. Canadá. pp.45.
- MEDLINEPLUS. Enciclopedia médica, significado Tomografía Computarizada [en línea]
<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003330.htm>
 [13/08/2009]
- LDI Laser Design Inc. Laser Design Products. Portable laser scanner. [en línea],
http://www.laserdesign.com/products/scanners_and_software/portable_laser_scanners/fa-series/ [21/08/2009]
- HOSPITEN. Grupo hospitalario. Special Services: CT [en línea]
http://www.hospiten.es/hospiten/HOSPITEN/published_en/DEFAULT/node_379.shtml [11/08/2009]
- COAST TO COAST MEDICAL, INC. CT Scan. [en línea]
http://www.coast2coastmedical.com/radiology_ctscan.htm [26/08/2009]
- KAISER PERMANENTE, Tomografía Axial Computarizada, o CT. [en línea]
<http://www.permanente.net/homepage/kaiser/pdf/7545.pdf> [26/08/2009]
- IMAGINIS. How Does CT Work? [en línea] http://imaginis.com/ct-scan/how_ct.asp [26/08/2009]

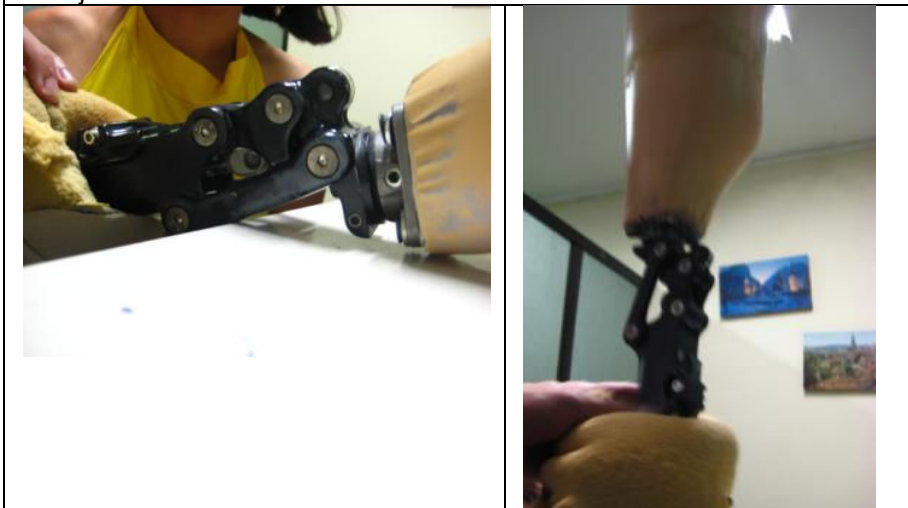
ANEXO 5. DIGITALIZACIÓN 3D

1. DESCRIPCIÓN PROCESO

El 25 de agosto de 2009 se realiza la digitalización en ortopedia TAO. El proceso toma aproximadamente dos horas. Se comienza con la introducción del proyecto al usuario y la recopilación de la información y los formatos “Ficha técnica” de los cuales se hablará más adelante.



Encaje cuadrilateral



Rodilla

FICHA TÉCNICA USUARIO

A continuación se muestra la información recopilada sobre la paciente con amputación transfemoral. Se toma como referencia los formularios de información sobre prótesis por encima de la rodilla y medidas protésicas de la publicación: Protésica del miembro inferior: capítulo XIV: Fabricación, adaptación, alineamiento y suspensión de la prótesis por encima de la rodilla. ¹ Los datos sirven de guía para la fabricación artesanal del muñón y se muestran a continuación.


INFORMACION SOBRE PROTESIS POR ENCIMA DE LA RODILLA

Nombre _____ Fecha _____
 Altura _____ Peso _____ Edad _____ Sexo _____ Raza _____


Descripción del muñón: Indicar la posición de los siguientes detalles del muñón. Identificarlos con las letras del código siguiente.

AD = Aductor	M = Abultamiento muscular
A = Abrasión	F = Punto de presión
BS = Espolón óseo	R = Tejido redundante
D = Decoloración	S = Cicatriz
E = Edema	T = Punto de acción
I = Irritación	


LATERAL




ANTERIOR



POSTERIOR



MEDIAL



Area isquiática: Almohadillado muscular () Sensibilidad ()
 Endurecimiento () Prominente ()
 Previo apoyo isquiático: Si () No ()

Tejido subcutáneo: Consistencia del tejido: Blando () Medio () Firme ()

Contorno lateral del muñón: Convexo () Plano () Cóncavo ()

Musculatura del muñón:

	Media	Dura	Blanda	
General				
Grupos isquiotibiales				Revisar resistencia a extensión.
Grupo glúteo				Revisar resistencia a extensión.
Recto anterior				Revisar resistencia a flexión.
Aductores				Revisar resistencia a flexión.

Angulo de flexión: _____ grados. Angulo de aducción: _____ grados.

Figura 1. Información sobre prótesis por encima de la rodilla.

¹ ORTHOTICS AND PROSTHETICS. Protésica del miembro inferior: capítulo XIV: Fabricación, adaptación, alineamiento y suspensión de la prótesis por encima de la rodilla [en línea], <http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protesica/LLP-14.pdf> [28/06/2009]. p. 220-221.

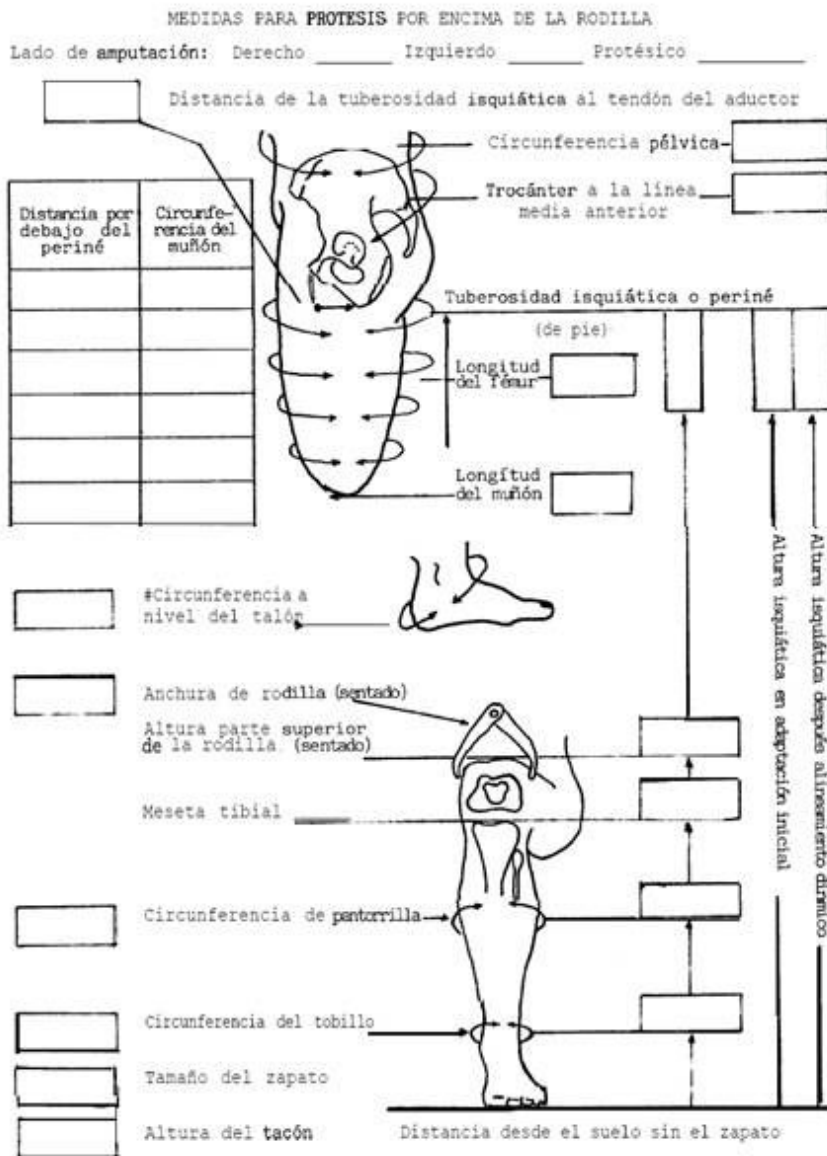


Figura 1. Medidas para prótesis por encima de la rodilla.

De la información anterior se recopilan únicamente algunos de los datos, sin embargo se considera necesario desarrollar un formulario para la obtención de datos necesarios para el proceso de ingeniería inversa con la asesoría del ortopedista que sea complementaria a la que se utiliza actualmente en la ortopedia TAO (en este caso); y más adelante en las entidades que pretendan utilizar la técnica que se pretende plantear. Es importante también revisar la

documentación de diferentes lugares y reconocer si los formularios que se realizan tienen similitudes o son estandarizadas.

Para el contexto del proyecto se propone un formato de información general que se presenta a continuación.

INFORMACIÓN GENERAL		INFORMACIÓN PROTÉSICA	
IDENTIFICACIÓN		PRÓTESIS INICIAL	
Nombres:	Edad:	Fecha:	
Apellidos:	Género:	Fabricante primera prótesis:	
C.C. No.	De	Descripción:	
FECHA Y LUGAR DE NACIMIENTO		INVENTARIO ELEMENTOS FUNCIONALES	
Fecha (dd/mm/aa)	Departamento	Socket/Encaje:	
Municipio		Rodilla:	
UBICACIÓN		Pie:	
Dirección	Barrio		
Teléfono	Celular :		
Email			
INFORMACIÓN ACADÉMICA/ LABORAL		ANOTACIONES	
CAUSA AMPUTACIÓN			
Causa:			
Fecha:			

Fecha (dd/mm/aaaa):

Durante la implementación del protocolo inicial se reconocen unas necesidades y se enuncian a continuación:

Iluminación adecuada con respecto a cada sistema de digitalización. El sistema utilizado requiere buena luz sin embargo el handyscan funciona mejor con menor luz.

Adecuación del espacio en el lugar disponible en ortopédica TAO que permite tener fácil acceso a los conocimientos y aportes del protesista Luis Mario.

El usuario debe estar en ropa interior, cuando la paciente es una mujer es más incómodo para ella, sin embargo puede facilitarse vendando desde la cintura hasta el muñón.

La posición del muñón debe separarse de la pierna contralateral. El muñón debe permanecer en posición vertical para no modificar la forma de los músculos ni la piel. Esta posición exige un esfuerzo bastante grande de parte de la paciente quien necesita suspender el proceso ocasionalmente para descansar, momento en el cual debe terminarse la digitalización y comenzar de nuevo el proceso. La persona que realice la digitalización debe ser preferiblemente ágil, descomplicada y adquirir una experiencia en estos proyectos. El pudor y la pena en los participantes influyen en el desarrollo de la digitalización.