

**OPTIMIZACIÓN DE DISTRIBUCIÓN DE CARGA EN ENCAJE DE PRÓTESIS
PARA AMPUTADO A NIVEL TRANSFEMORAL**

ANDRÉS FELIPE ESPINOSA OCAMPO

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE AUTOMÁTICA Y ELECTRÓNICA
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
SANTIAGO DE CALI
2012**

**OPTIMIZACIÓN DE DISTRIBUCIÓN DE CARGA EN ENCAJE DE PRÓTESIS
PARA AMPUTADO A NIVEL TRANSFEMORAL**

ANDRÉS FELIPE ESPINOSA OCAMPO

**Proyecto de grado para optar el título de
Ingeniero Biomédico**

**Director
OSCAR IVAN CAMPO PHD
Ingeniero Mecánico**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE AUTOMÁTICA Y ELECTRÓNICA
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
SANTIAGO DE CALI
2012**

Nota de Aceptación:

Aprobado por el comité de grado

En cumplimiento de los requisitos

exigidos por la Universidad

Autónoma de Occidente para optar

por el título de Ingeniero Biomédico

JUAN DIEGO PULGARÍN

Jurado

MAURICIO BARRERA

Jurado

Santiago de Cali, 10 de febrero de 2012

CONTENIDO

GLOSARIO	8
RESUMEN	10
INTRODUCCIÓN	11
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	15
JUSTIFICACIÓN	19
OBJETIVOS	21
1. MARCO TEÓRICO	22
2. METODOLOGÍA	27
3. DISPOSITIVO DE MEDICIÓN DE PRESIONES	28
3.1 CARACTERIZACIÓN DE SENSORES	32
3.2 MEDICIÓN DE PRESIÓN EN EL INTERIOR DEL ENCAJE	34
3.3 RESULTADO DE LA MEDICIÓN	36
4. ELABORACIÓN DEL MODELO COMPUTACIONAL	37
4.1 ESCANEADO DEL MUÑÓN Y DEL ENCAJE	41
5. EVALUACIÓN DEL ENCAJE UTILIZANDO MEF	44

6. COMPARACIÓN DE RESULTADOS	47
7. PROPUESTA DE DISEÑO	49
7.1 EVALUACIÓN DE LA PROPUESTA DE DISEÑO MEDIANTE MEF	50
8. CONCLUSIONES	51
9. RECOMENDACIONES	52
BIBLIOGRAFÍA	53
ANEXOS	57

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Etapas de úlceras provocadas por presión	16
Figura 2. Condiciones de la piel de la extremidad residual. (a) Condiciones óptimas de la piel del muñón en amputado a nivel transfemoral (b) Lesión provocada por mala distribución de presiones en encaje para amputado a nivel transfemoral.	17
Figura 3. Encaje cuadrilateral y encaje de contención isquiática	24
Figura 4. Ubicación anatómica de la tuberosidad isquiática	24
Figura 5. Sistema de medición de presión de 16 transductores fabricado por la universidad de Singapur	26
Figura 6. Configuración recomendada para transductor de presión	30
Figura 7. Implementación electrónica para los transductores de presión (a) Diagrama de bloques de PSocs (b) Diagrama eléctrico para el arreglo de 8 sensores, recomendado por TekScan para el transductor de presión.	31
Figura 8. Curva de caracterización para los sensores 1,2,3,4	33
Figura 9. Curva de caracterización para los sensores 5,6,7,8	34

Figura 10. Ubicación espacial. (a) Ubicación del arreglo de 8 sensores cada 45 grados (b) arreglo de 8 sensores (c) posición de sensores desde S1 hasta S8 en 135 grados.	35
Figura 11. Grafica de datos adquiridos sin realizar ningún tipo filtrado	36
Figura 12. Perfil con valores que toma D y d.	37
Figura 13. Perfiles para la construcción del encaje en Matlab	38
Figura 14. Mapa de Presiones Normalizadas en el interior del encaje de Prótesis sin realizar ningún tipo de filtrado en los valores de presión.	39
Figura 15. Mapa de presiones normalizado en el interior del encaje de prótesis (a) registro en fase de apoyo, promedio de los picos maximos (b) registro en fase de apoyo, promedio de los picos maximo y sensores S1 hasta S6	41
Figura 16. Escaneo utilizando FastScan® (a) Muñón del amputado (b) Encaje de prótesis	42
Figura 17. Imágenes de Rx (a) Rx cadera y fémur (b) Morfología del Fémur	43
Figura 18. Construcción de sólidos en SolidWorks (a) Encaje de prótesis (b) Hueso del fémur (c) Ensamble del encaje con el hueso del fémur.	43
Figura 19. Evaluación de la distribución de cargas utilizando Algor®.	44

Figura 20. Resultado de la evaluación del comportamiento de presiones utilizando Algor.	45
Figura 21. Distribución de presiones en el interior del encaje (a) Modelo experimental graficado en Matlab (b) Modelo construido con herramientas computacionales y simulado enAlgor.	47
Figura 22. Ubicación de cargas en el contorno del fémur.	49
Figura 23. Comparación de la distribución de presiones (a) Encaje sin modificaciones en el contorno (b) Encaje con modificaciones en el contorno	50

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Carga aplicada al sensor y número de muestras que se registraron.	29

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
ANEXO A. Contornos del encaje de prótesis evaluados mediante MEF	53
ANEXO B. Código para la construcción de puntos de presión usando Matlab	56
ANEXO C. Simulación utilizando un modelo Hyperelástico	59

GLOSARIO

ALGOR: software que permite realizar simulaciones mediante el método de elementos finitos.

AMPUTACIÓN: es el corte y separación de una extremidad del cuerpo mediante traumatismo o cirugía.

ENCAJE O SOCKET: parte de la prótesis que se amolda específica e individualmente a su miembro residual para que se adapte perfectamente.

FASTSCAN: software que integra laser de avanzada tecnología que permite realizar el escaneo 3D y obtener una nube de puntos para su posterior modelado.

MATLAB: matlab (abreviatura de MATrix LABoratory, "laboratorio de matrices") es un software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado (IDE) con un lenguaje de programación propio (lenguaje M).

MESHLAB: software de procesamiento en 3D específicamente para la reparación de mallas.

MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS MEF: el método de los elementos finitos (MEF en castellano o FEM en inglés) es un método numérico general para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales parciales muy utilizado en diversos problemas de ingeniería y física. El MEF está pensado para ser usado en computadoras y permite resolver ecuaciones diferenciales asociadas a un problema físico sobre geometrías complicadas. El MEF se usa en el diseño y mejora de productos y aplicaciones industriales, así como en la simulación de sistemas físicos y biológicos complejos.

MIEMBRO RESIDUAL O MUÑÓN: parte de un miembro amputado comprendido entre la cicatriz y la articulación inmediatamente por encima.

PICOS DE PRESIÓN: punto en el cual se concentra el valor máximo de presión en el interior del encaje de prótesis.

PRÓTESIS: extensión artificial que reemplaza o provee una parte del cuerpo que falta y trata de cumplir las mismas funciones que la parte faltante.

SOLIDEDGE: programa parametrizado de diseño asistido por computadora de piezas en 3D. Permite el modelado de piezas de distintos materiales, doblado de chapas, ensamblaje de conjuntos, soldadura, funciones de dibujo en plano para ingenieros.

SOLIDWORKS: es un programa de diseño asistido por computadora para modelado mecánico es un modelador de sólidos paramétrico, que usa el kernel de modelado geométrico Parasolid (Núcleo que pertenece a Siemens PLM Software, desarrollador de SolidEdge).

AMPUTAR: separar o cortar un miembro del cuerpo o parte de él, especialmente mediante operación quirúrgica.

TRANSFEMORAL: hace referencia al nivel de la amputación, específicamente que se encuentra por encima de la rodilla comprometiendo al hueso del femur.

TRANSDUCTOR: un transductor es un dispositivo capaz de transformar o convertir un determinado tipo de energía de entrada, en otra de diferente a la salida.

RESUMEN

Este proyecto busca generar parámetros de síntesis y forma para el diseño de un encaje de amputado a nivel transfemoral que optimice la distribución de cargas en el interior del encaje protésico.

Los parámetros de síntesis se definen como una combinación de fuerzas en una ubicación, dirección y magnitud específica, que debe ejercer el encaje de prótesis sobre la extremidad residual, con el objetivo de distribuir uniformemente las cargas en el interior del encaje protésico.

Estos parámetros permitirán proponer un rediseño que se adapte a las necesidades específicas del paciente. Para generar los parámetros, se realizó un análisis de distribución de presiones en un encaje de contención isquiática de manera experimental, midiendo las presiones en el interior del encaje y se comparó con un modelo simulado en Algor®. Con estos datos recopilados se identificaron las zonas críticas en las cuales la presión es máxima.

Para el desarrollo de este proyecto fue necesario utilizar las siguientes herramientas computacionales Solid Edge®, Algor®, LabView®, Matlab®, SimiMotion® entre otras, las cuales permitieron simular el comportamiento de las fuerzas en el interior del encaje de prótesis.

Con los resultados obtenidos y partiendo de bases biomecánicas se generó una metodología para medición de presiones en el interior del encaje de prótesis, con el objetivo de realizar un continuo seguimiento a la distribución de cargas en el interior del encaje cuando se realicen modificaciones en este.

Como primera etapa del proyecto se planteó una solución a la distribución de cargas utilizando herramientas computacionales, estas permitieron realizar la evaluación del encaje de prótesis mostrando los beneficios de la modificación propuesta de manera contundente.

Palabras Clave:

Amputación, Prótesis, Socket, Presiones, Transductor, Solid Edge, FastScan, Algor, Cargas.

INTRODUCCIÓN

A lo largo de toda la historia, el ser humano ha tenido que buscar soluciones a infinidad de problemas, dentro de los cuales se encuentra la pérdida de extremidades. Las enfermedades, los traumas y las alteraciones congénitas son las principales causas de amputación en el mundo actual. En Estados Unidos aproximadamente 1.7 millones de personas han perdido una de sus extremidades¹. Se estima que una de cada 200 personas en U.S. ha tenido una amputación². Cada año, la mayoría de nuevas amputaciones son causadas por complicaciones del sistema vascular, específicamente por diabetes, siguiendo el cáncer, el trauma, y por último las alteraciones congénitas.

Entre 1988 y 1996, las amputaciones de miembro inferior, presentaron un comportamiento en el cual, de 38.30 por cada 100.000 personas en 1988, pasaron a 46.19 por cada 100.000 personas en 1996. El 97% de problemas vasculares que involucra extremidad inferior 25.8% corresponde amputación por encima de la rodilla, el 27.6% amputación por debajo de la rodilla y un 42% amputación en otros niveles. Las amputaciones por trauma en un periodo determinado que comprometen miembro inferior corresponden al 31%, las amputaciones por cáncer que compromete miembro inferior 76.1%, por encima y por debajo de la rodilla y por alteraciones congénitas un 41.5% por cada 100.000 miembros perdidos relacionados con los egresos hospitalarios³.

Según información de la Asociación Colombiana de Diabetes, se estima que el 7% de la población colombiana mayor de 30 años que reside en área urbana tiene diabetes tipo 2. Para el municipio de Santiago de Cali, según datos de la oficina de estadística de la Secretaría de Salud Pública, en lo que hace referencia a mortalidad y clasificadas según sexo, se observa que la diabetes se encuentra entre las 10 primeras causas de muerte, ocupando el octavo lugar en el grupo de

¹ ZHANG Roberts. Comparison of Computational Analysis with Clinical Measurement of stress on Below Knee Residual Limb in a Prosthetic Socket. En: Med. Eng. Phys. Vol. 22, 2000; p.607-612.

² ZYEGLER Kathryn. Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States - 2005 to 2050. 2008, En: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. vol. 89 p 10-20.

³ DILLINGHAM, Timothy Limb Amputation and Limb Deficiency: Epidemiology and Recent Trends in the United States". En: Southern Medical Journal. Vol. 95, 2002; p.875-83.

hombres y el séptimo entre las mujeres⁴. La mayoría de amputaciones son causadas por complicaciones del sistema vascular específicamente por diabetes. Según el DANE el 29,32% de la población en Colombia presenta limitaciones permanentes para moverse ó caminar⁵.

En Colombia las amputaciones por trauma pueden estar por encima de las estadísticas de Estados Unidos, debido al problema de orden social que enfrenta el país. El 3 de diciembre de 1997 Colombia firmó el Tratado de Prohibición de Minas, ratificado el 6 de septiembre de 2000⁶. La industria Militar Colombiana (INDUMIL) canceló la producción de minas antipersona en septiembre de 1998, y destruyeron su equipo de producción el 18 de noviembre de 1999⁷. Sin embargo algunos grupos armados como el ELN consideran las minas como un instrumento de protección⁸. En enero de 2004 el observatorio *Landmine Monitor* informó que de los 32 departamentos del país solo dos, Amazonas y Guainía, no fueron afectados por las minas⁹. De 1990 a septiembre de 2004, el observatorio registró un total de 3.022 minas dejando como resultado un total de 732 muertos y 2295 heridos. Las actividades más comunes en el momento del accidente fueron actividades militares 61%, pasando cerca del lugar 9%, la agricultura 4%, jugando

⁴ Diabetes Mellitus. Una de las 10 causas de muerte de la población caleña[en línea]. [consultado en marzo de 2010]. Disponible en internet: http://calisaludable.cali.gov.co/saludPublica/Diabetes_2008.ph.

⁵ GOMEZ, Julio. Identificación de las personas con discapacidad en los territorios desde el rediseño del registro. En: DANE. Abril. 2008; p. 1-22.

⁶ Datos estadísticos Landmine Monitor. Reporte artículo 7, modelo A, 6 Mayo 2005; Reporte de Landmine Monitor 2005, p. 255 [en línea]. [consultado en marzo de 2010]. Disponible en internet: <http://www.icbl.org/lm/2008/countries/colombia.php#footnote-7757-1-backlink>.

⁷ Destrucción de reservas consultar LandMine Monitor reporte 2004, p.315. [en línea]. [consultado en marzo de 2010]. Disponible en internet: <http://www.icbl.org/lm/2008/countries/colombia.php#footnote-7757-7-backlink>.

⁸ Información proporcionada por LanMine Monitor, Marzo de 2004 [en línea]. [consultado en marzo de 2010]. Disponible en internet: <http://www.icbl.org/lm/2008/countries/colombia>.

⁹ Reporte proporcionado por Observatorio de Minas, Bogotá, Enero de 2004. [consultado en marzo de 2010]. Disponible en internet: <http://www.icbl.org/lm/2008/countries/colombia.php>.

2%, otras causas 2%, manipulación 1%, recolección de agua leña o comida 1%, desconocido 20%¹⁰.

Según la OMS Organización Mundial de la Salud, en su Informe Mundial sobre la Discapacidad, presentado en New York el 11 de junio de 2011, plantean lo siguiente. La discapacidad es compleja, y las intervenciones para superar las desventajas asociadas a ella son múltiples, sistémicas y varían según el contexto¹¹. Más de mil millones de personas viven en todo el mundo con alguna forma de discapacidad; de ellas, casi 200 millones experimentan dificultades considerables en su funcionamiento. En los años futuros, la discapacidad será un motivo de preocupación aún mayor, pues su prevalencia está aumentando. Ello se debe a que la población está envejeciendo y el riesgo de discapacidad es superior entre los adultos mayores, y también al aumento mundial de enfermedades crónicas tales como la diabetes, las enfermedades cardiovasculares, el cáncer y los trastornos de la salud mental¹². La discapacidad afecta de manera desproporcionada a las poblaciones vulnerables. Los países de ingresos bajos tienen una mayor prevalencia de discapacidades que los países de ingresos altos. Las personas con discapacidades no suelen recibir la atención de salud que necesitan. La mitad de las personas con discapacidades no pueden pagar la atención de salud, frente a un tercio de las personas sin discapacidades¹².

El principal problema de las personas con discapacidad física es la movilidad, pues de esta depende su relación con el medio que los rodea, es la que les

¹⁰ Eventos por minas antipersona (MAP)/Municipiones abandonadas sin explotar (MASE)", Septiembre de 2004. [consultado en marzo de 2010]. Disponible en internet: <http://www.icbl.org/lm/2008/countries/colombia.php>.

¹¹ Informe Mundial sobre la Discapacidad [en línea]. [consultado en junio de 2011] Disponible en internet: http://www.who.int/disabilities/world_report/2011/es/index.html.

¹² Diabetes Mellitus. Una de las 10 causas de muerte de la población caleña. [consultado en marzo de 2010]. Disponible en internet: http://calisaludable.cali.gov.co/saludPublica/Diabetes_2008.ph.

permite desenvolverse en sociedad sin necesidad de depender de otras personas. Como lo indica el artículo 9 de la Convención sobre los derechos de las Personas con Discapacidad firmado en 2007¹¹, a fin de que las personas con discapacidad puedan vivir en forma independiente y participar plenamente en todos los aspectos de la vida, los Estados Partes adoptarán medidas pertinentes para asegurar el acceso de las personas con discapacidad, en igualdad de condiciones con las demás, al entorno físico, el transporte, la información y las comunicaciones, incluidos los sistemas y las tecnologías de la información y las comunicaciones, y a otros servicios e instalaciones abiertos al público o de uso público, tanto en zonas urbanas como rurales. Estas medidas, incluirán la identificación y eliminación de obstáculos y barreras de acceso.

Existen diferentes tipos de discapacidad como se mencionaba anteriormente, este proyecto se enfoca en personas con discapacidad física de manera especial en amputados a nivel transfemoral y específicamente en el análisis de distribución de presiones en el interior del encaje de prótesis de un paciente amputado a nivel transfemoral.

Los encajes de prótesis o sockets son los encargados de unir la extremidad residual con el dispositivo protésico. En la interacción generada entre el encaje y la extremidad residual se genera fricción y se distribuyen cargas dentro del encaje, es en esta interacción en donde se centra este proyecto. La gran mayoría de pacientes con prótesis a nivel transfemoral presentan lesiones severas en su muñón, debido a la fricción generada en el encaje y aumentando la probabilidad de no uso de la misma.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En el desarrollo de dispositivos protésicos de miembro inferior resulta crucial la interacción que se genera entre el encaje (socket) y el muñón del amputado. Un mal diseño de este elemento puede generar serias complicaciones que comprometen los tejidos remanentes, algunas de las lesiones provocadas por una deficiente distribución de presiones son:

Úlceras por presión: Suelen ser secundarias a presiones o rozaduras con los encajes protésicos. En función de su localización y del momento de su detección, oscilarán entre ulceraciones superficiales leves y ulceraciones profundas, que pueden provocar la exteriorización de estructuras óseas adyacentes, requiriendo por ello un plastia o una reamputación ¹³.

Etapa I: La piel luce enrojecida por lo general sobre una prominencia ósea y cuando se presiona la coloración cutánea no se vuelve blanca.

Etapa II: Pérdida de espesor parcial de la dermis que se presenta como una úlcera poco profunda puede estar abierta y presentar una coloración roja. La profundidad de una úlcera de presión en etapa III varía según la localización anatómica.

Etapa III: Pérdida total de tejido grueso. La grasa subcutánea puede ser visible, pero los huesos, los tendones o los músculos no están expuestos.

Etapa IV: Pérdida total de la epidermis, dermis, tejido adiposo y en algunos casos músculo. Exteriorización de estructuras óseas.

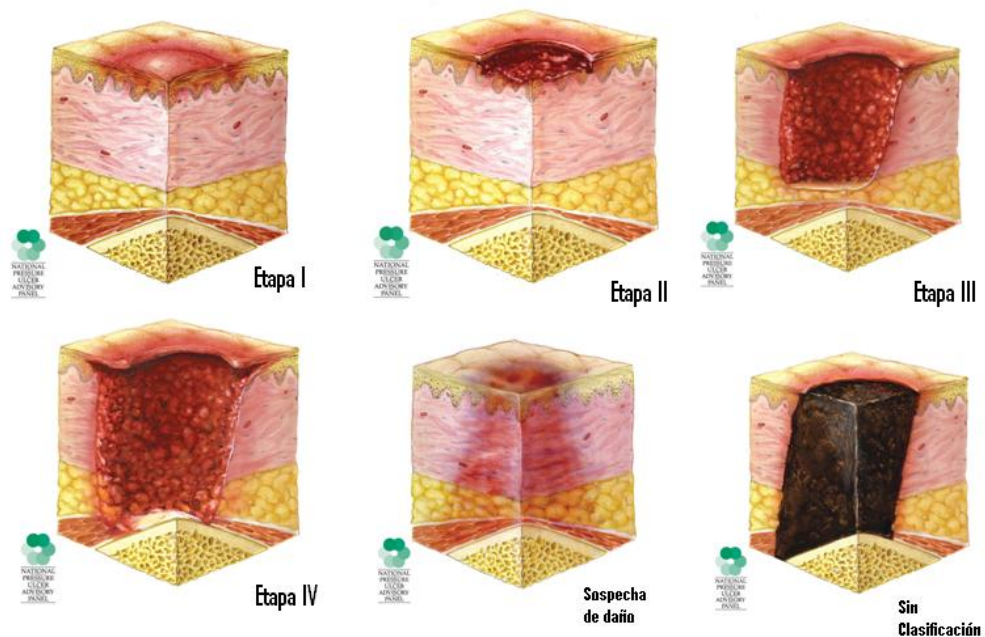
Sin clasificación: Pérdida total del tejido grueso y puede presentar la siguiente coloración amarillo, marrón, gris, verde o negro.

¹³ ALOS, Jesús. Amputaciones del miembro inferior en cirugía vascular. Barcelona: Glosa, 2007. P. 267.

Callosidades dérmicas y formaciones quísticas: Puede producirse inflamaciones de los tejidos blandos y bursitis dolorosas, que suelen tratarse con antiinflamatorios y revisando los puntos de roce de la prótesis¹³.

Hiperplasia verrugosa: Incremento de volumen de un tejido debido a un aumento anormal del número de células que lo conforman, generalmente redonda y rugosa. Tiene relación con la fijación deficitaria de la prótesis. Su tratamiento consiste en la revisión y modificación del encaje¹³.

Figura 1. Etapas de úlceras provocadas por presión



Fuente: National pressure ulcer advisory panel.[en línea] [consultado abril 10 2010] Disponible en internet: <http://www.npuap.org/biblio.htm>

Figura 2. Condiciones de la piel de la extremidad residual. (a) Condiciones óptimas de la piel del muñón en amputado a nivel transfemoral (b) Lesión provocada por mala distribución de presiones en encaje para amputado a nivel transfemoral.



(a)



(b)

Fuente: ORTIZ, Marlo. Socketología. Guadalajara Jalisco.[en línea] [consultado mayo 2010] Disponible en: <http://www.ortizinternacional.com/espanol/inicio.html>.

Actualmente el paciente debe asistir a controles en los cuales el ortesista y el médico fisiatra realizan pequeñas modificaciones al encaje, dependiendo de la información subjetiva que pueda suministrar el paciente¹⁴. Un diseño enfocado en la distribución de presiones en zonas apropiadas en el muñón, puede generar mayor control y confort al paciente. Aunque se han realizado avances importantes en esta área es necesario cuantificar los picos de presión que se generan en el encaje, para poder optimizar la distribución de cargas. Las herramientas computacionales permitirán detectar la variación y distribución de presiones en la superficie interior del encaje y con base en esta información realizar pequeños ajustes al encaje, al mismo tiempo que se evalúa la viabilidad del rediseño

¹⁴ ENTREVISTA con Néstor Álzate, Médico Fisiatra Fundación Ideal. Cali, 23 de Febrero de 2009.

propuesto. Teniendo presente las consecuencias de una mala distribución de presiones en el encaje de prótesis se plantea la siguiente incógnita ¿Es posible optimizar la distribución de cargas en el interior del encaje de prótesis utilizando experimentación y herramientas computacionales, generando una metodología para su evaluación?

2. JUSTIFICACIÓN

La mayoría de sobrevivientes viven en zonas rurales, los centros médicos y de rehabilitación para amputados están ubicados en los centros urbanos. Los sobrevivientes rurales carecen de los recursos necesarios para transporte, alojamiento y alimentación¹⁵. Los altos costos del tratamiento médico y posteriormente la adquisición de una prótesis, no permite que esté al alcance de la población afectada.

El proceso de adaptación de una prótesis es bastante largo, especialmente en la interacción que se genera entre el encaje y el muñón, pues esta garantiza el confort del paciente y tiene la función de distribuir cargas en el miembro protésico. En la gran mayoría de los casos los pacientes deben dar cumplimiento a las citas programadas con el médico fisiatra, ortesista y demás colaboradores, para evaluar su respectiva evolución e informar subjetivamente las posibles molestias. La solución que se le ofrece al paciente es la de realizar pequeñas modificaciones al encaje, que son evaluadas al cabo de un mes²⁴.

Las ventajas más relevantes con esta propuesta, la podrán experimentar los pacientes, cuando comiencen a utilizar el encaje; el alto grado de confort y la adecuada distribución de cargas se verán reflejados en la frecuencia de uso de la prótesis, pues una de las principales causas de la no utilización es la incomodidad y las úlceras que se pueden llegar a presentar. En nuestro medio los métodos utilizados son artesanales, no utilizan herramientas computacionales, es por esta razón que los resultados obtenidos no son los mejores, sin dejar de lado los altos costos de tiempo y dinero que este método genera. Las herramientas computacionales permitirían detectar posibles errores en el diseño propuesto y realizar su respectiva corrección a tiempo, antes de pasar al proceso de fabricación.

¹⁵ Comité para asistencia a las víctimas Reintegración socioeconómica, 28 May 2002; Consultar reporte Landmine Monitor 2001, p. 321. Disponible en: <http://www.icbl.org/lm/2008/countries/colombia.php>, consultado en marzo de 2010.

Beneficios:

Paciente:

- Alto grado de confort.
- Alto grado de control.
- Disminución de costos.
- Adecuada distribución de cargas.
- Aumento en la frecuencia de uso de la prótesis.
- Mejor calidad de vida del paciente.
- Disminución en el número de consultas.
- Condiciones optimas de la piel del miembro residual.

Médico:

- Objetividad en la evaluación.
- Disminución en la frecuencia de consultas.
- Optimización de tiempo en consulta.
- Disminución de costos de consulta y materiales.

Ortesista:

- Optimización de tiempo en la fabricación del encaje.
- Modificaciones sustentadas matemáticamente.
- Identificación de picos de presión.
- Evaluación objetiva.
- Disminución de costos de materiales.

Las herramientas computacionales permitirán realizar la simulación de pequeñas modificaciones en el encaje, corroborando cuantitativamente la viabilidad del rediseño propuesto, ahorrando tiempo, tanto para el paciente y el médico, eliminando en alto grado la subjetividad que se maneja actualmente y generando un encaje que se adapte a la morfología del miembro residual del paciente, con criterios de diseño como confort, control, estética y costos. Los fisiatras obtendrán como beneficio mayor objetividad en la evaluación del paciente y reducción en la cantidad de consultas relacionadas con molestias en producidas por el encaje.

3. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENERAL

Generar parámetros de síntesis y forma, que permitan la optimización de distribución de cargas en encaje de prótesis para amputado transfemoral.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Crear un dispositivo para realizar medición de presiones en muñón de amputado transfemoral.
- Cuantificar picos de presión.
- Comparar la distribución de cargas de las presiones obtenidas experimentalmente con el modelo computacional.
- Proponer un diseño de encaje para amputado transfemoral, que optimice la distribución de cargas.
- Obtener mediciones de presión objetivas en determinadas zonas del encaje.
- Optimizar la distribución de cargas en encaje para amputado transfemoral.

4. MARCO TEÓRICO

Una prótesis típica para amputado transfemoral está compuesta por cuatro componentes básicos, el encaje o socket, el sistema de rodilla, la pierna y el sistema pie-tobillo¹⁶. La gravedad el momento, y otras fuerzas inherentes en el ciclo de marcha causan un desplazamiento de la prótesis con respecto al miembro residual, particularmente en fase de balanceo del ciclo de marcha, por esta razón es importante realizar un análisis de alineamiento del fémur en el plano sagital y coronal, para un encaje de prótesis para amputado transfemoral. El sistema de suspensión que determina en gran medida el grado de ajuste, es el método que se utiliza para fijar la prótesis al cuerpo, este sistema evita que la prótesis se suelte e impide que la extremidad se mueva excesivamente en el interior del encaje manteniendo la alineación del fémur. Existen varios métodos de suspensión como suspensiones de presión atmosférica o sockets de succión, suspensión anatómica, correas de suspensión y suspensión por bisagras¹⁷

Los encajes por encima de la rodilla se clasifican de acuerdo a la forma interior de la parte superior del encaje. El encaje cuadrilateral fue introducido por la universidad de California en 1950, y en 1980 se desarrolló el encaje de contención isquiática¹⁸. También se dividen en encajes de contacto total, cuando el extremo del muñón está en contacto con el extremo distal del encaje, y en encajes de contacto parcial cuando este contacto distal no se presenta. Entre los tipos de encaje se puede encontrar el encaje cónico, que tiene una forma interior cónica y es un molde en negativo del muñón. En este tipo de encaje el peso de la persona está sobre la musculatura periférica del muñón. Este diseño ocasiona una atrofia del muñón y tiende a desplazar los tejidos hacia arriba, produciendo abultamientos por encima de los bordes¹⁹.

¹⁶ BENNET, Wilson. A primer on limb prosthetics. Springfield. Charles C Thomas, 1998. P. 43-60.

¹⁷ SMITH, Douglas. Atlas of Amputations and limb deficiencies. American Academy of orthopedic surgeons. 3 ed. North River Road, 2004. 409-564p.

¹⁸ SEYMOUR, Ron. Prosthetics and orthotics. New York. Lippincott Williams & Wilkins, 2002. 215p.

¹⁹ MARLO, Ortiz. Socket Design seminar. Guadalajara, Mexico, M.A.S.® 2009. [Consultado 20 de Febrero de 2009]. Disponible en internet: <http://www.opga.com/MAS/learn.asp>

El encaje cuadrilateral presenta áreas de presión y expansión en el interior, con el objetivo de mejorar la adherencia del muñón y la distribución adecuada de presiones en el encaje protésico. En este encaje el apoyo principal del peso se realiza sobre el isquion, zona del muñón con mayor tolerancia de carga, y otra parte importante en el extremo distal del muñón¹⁸. El encaje de contención isquiática se presenta como solución a problemas que se presentaron con el encaje cuadrilateral, el encaje de contención isquiática fue desarrollado con aumento en las dimensiones anteroposteriores (AP) y unas dimensiones medio laterales estrechas (ML)¹⁸.

Las siguientes son algunas de las características principales del encaje de contención isquiática:

- Mantiene una aducción femoral normal y contención de la tuberosidad isquiática y la rama púbica¹⁸.
- Optimización de la distribución de fuerzas a lo largo del asta²⁰.

El encaje de contención isquiática, resulta de un bloqueo entre el isquion, trocánter y paredes laterales y distales del fémur¹⁸. Esta contención puede proveer un mecanismo estable para el control medio lateral y la estabilidad rotacional²¹.

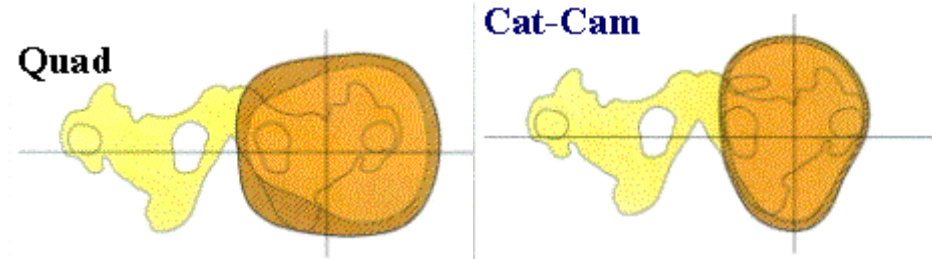
Uno de los diseños más relevantes es el M.A.S. ® (Marlo Anatomical Socket), este diseño fue destacado en la reunión anual y el simposio científico de la Academia Americana de Ortesistas y protesistas en 2004. Este diseño proporciona varias ventajas clínicas: los pacientes pueden sentarse más cómodamente; no presenta bordes bajo el glúteo; los pacientes disfrutan de la gama completa de movimiento, y mejora el ciclo de marcha. Este modelo presenta mejor contención isquiática y más rango de movimiento¹⁹. El M.A.S.® considera el ángulo de la rama isquiática y la tuberosidad isquiática, generando una excelente distribución de cargas en el socket, evitando posibles lesiones en el muñón del paciente. Este

²⁰ PRITHAM, C. Biomechanics and shape of the above knee socket considered in light of the ischial containment concept. En: Prosthetics orthotics international. Vol. 14, 1990; p. 9-21

²¹ BOWKER, Michael. Atlas of limb prosthetics. American Academy of orthopedic surgeon. 2 ed. St Louis, 1992. 320p

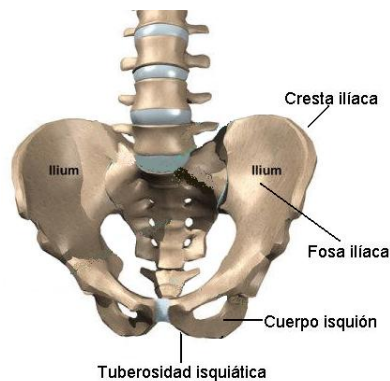
soporte elimina la necesidad del apoyo en la zona glútea y es una de las últimas tendencias en cuanto al diseño de encaje para amputado transfemoral¹⁹.

Figura 3. Encaje cuadrilateral y encaje de contención isquiática



Fuente: Prótesis de miembros inferiores, Tipos de encaje.[en línea][consultado mayo de 2010] Disponible en: <http://www.arcesw.com/pmi3.htm>.

Figura 4. Ubicación anatómica de la tuberosidad isquiática



Fuente: La cintura pélvica ó pelviana.[en línea] [consultado abril de 2010] Disponible en: http://www.redmetodopilates.com.ar/cintura_pelvica.html, Consultado en enero de 2011.

Para cumplir el primer objetivo específico se trabajó en la construcción del dispositivo de medición de presiones, inicialmente se realizó la búsqueda de referentes bibliográficos en cuanto a medición de presiones en el interior de encajes de prótesis, a continuación se mostraran algunos métodos utilizados para la medición de presiones en el interior del encaje de prótesis.

En 1997 Solomonidis y Spence de la Universidad de Glasgow, diseñaron un sistema para medir presiones en el interior de un socket utilizando transductores de presión, la comparación se realizó entre un encaje de contención isquiática y un encaje cuadrilateral, la presión máxima registrada fue de 34 Kpa en condiciones estáticas y 95 Kpa en condiciones dinámicas. En el encaje cuadrilateral se registró un aumento de presiones en el borde proximal, mientras que en el encaje de contención isquiático se presenta un perfil de distribución de presión más uniforme. La distribución de presiones en las paredes laterales son similares en los dos tipos de encaje, pero en las paredes anterior y posterior se observaron diferencias significativa²².

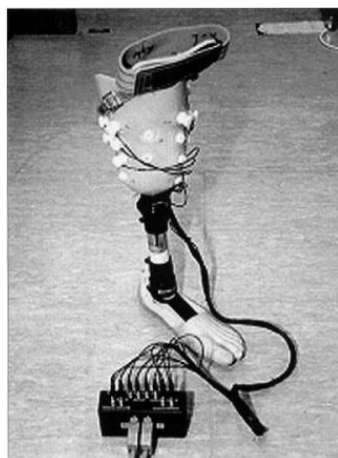
En el año de 2004, Cho Hong, et, al, de la Universidad Nacional de Singapur, fabricaron un socket con 16 sitios de medición de presión. Cada sitio incorporaba fibras de soporte, con una apertura para el montaje del transductor de presión, asegurando el contacto de este con la extremidad residual²³.

Este estudio usa mediciones de presión en determinadas zonas, basándose en la geometría de la extremidad residual de cada sujeto, específicamente en zonas anatómicas. Se debe tener en cuenta que no es posible una coincidencia exacta de los sitios de presión y que las distribuciones de presión se deben observar cualitativamente²³.

²² SOLOMONIDIS, W Stump–Socket Interface Pressure as an Aid to Socket Design in Prostheses for Transfemoral Amputees a Preliminary Study. En: Instn Mech Engrs. Vol 211, Part H.1997; p.167-179.

²³ CHO Hong. Comparative Study Between Patellar-Tendon-Bearing and Pressure Cast Prosthetics Sockets. En: Journal of Rehabilitation Reserch & Development. Vol 41, No 3B. (Mayo-Junio. 2004); p. 491-502.

Figura 5. Sistema de medición de presión de 16 transductores fabricado por la universidad de Singapur.



Fuente: Cho Hong J. Vee P. Yee Chong S. Comparative Study Between Patellar-Tendon-Bearing and Pressure Cast Prosthetics Sockets. En: Journal of Rehabilitation Reserch & Development. Vol 41, No 3B. (Mayo-Junio. 2004); p. 491-502.

5. METODOLOGÍA

Dentro de la metodología propuesta se desarrollo el paso a paso para alcanzar los objetivos del proyecto, teniendo como referente estudios realizados previamente en este campo. Las presiones generadas serán registradas y almacenadas mediante un dispositivo electrónico que estará conectado a un ordenador para su posterior análisis y con los datos recopilados realizar una propuesta de un prototipo virtual que optimice la distribución de presiones en el interior del encaje.

Basándose en la bibliografía encontrada se trabajara en la implementación electrónica para tener una herramienta de adquisición que permita capturar datos en el interior del encaje de prótesis. Posterior se procederá con el análisis de datos utilizando herramientas computacionales y obteniendo graficas con puntos específicos de presión. Con la información almacena se procederá a trabajar en el modelo computacional que permita realizar una comparación con el experimental.

6. DISPOSITIVO DE MEDICIÓN DE PRESIONES

Para dar cumplimiento al primer objetivo *crear un dispositivo para realizar medición de presiones en muñón de amputado transfemoral*, se realizó el registro de presiones utilizando sensores Flexiforce A201 de Tekscan. Se decidió trabajar con este tipo de sensor debido a que existen experiencias satisfactorias en su uso en la UAO, en proyectos en los cuales ha participado el Ingeniero Jhon Jairo Cabrera²⁴, además el espesor del sensor es de 0.208mm, ajustándose a la necesidad de ser introducido en el interior del encaje sin producir variaciones significativas en su interior, el material del sensor al ser plástico le permite cierto grado de flexibilidad y adaptabilidad a las condiciones generadas en el interior del encaje, una característica difícil de encontrar en los transductores de presión. En la literatura se ha reportado el uso de otros sensores los cuales, para su ubicación ha sido necesario practicar orificios en el encaje, cambiando de esta forma las condiciones reales del sistema. Adicionalmente la longitud de 197mm del sensor Flexiforce, permitió minimizar el cableado en el interior del encaje protésico. El rango de fuerza del sensor A 201 de TeckSacan se encuentra entre 0-100lb aproximadamente. Como la presión es una magnitud escalar igual a la fuerza ejercida sobre la unidad de superficie entonces se tiene $P = \frac{F}{A}$; en un caso general donde la fuerza puede tener cualquier dirección y no está distribuida uniformemente en cada punto la presión se define como $P = \frac{dF}{dA} * n$; donde n es un vector unitario y normal a la superficie en el punto donde se pretende medir la presión²⁵.

Partiendo de este principio físico y realizando pruebas de manera experimental se encontró que en ningún momento de la adquisición de datos los sensores llegaron al punto de saturación. Lo que refleja que el peso del paciente 80Kg se distribuye en el contorno del muñón de una manera no uniforme, con concentraciones de presión en la tuberosidad isquiática, debido al diseño del encaje, que está conformado para funcionar de esta manera.

²⁴ CABRERA Jhon. Diseño de un Microsistema para la Medición de Presión Plantar y Aceleración de la Pierna Utilizando PSoC. Revista Colombiana de Física, Vol. 43, No.1 de 2011.

²⁵ Serway Raymond, John Jewet. Serway Jewet Física I. California. Thomson, 2002, p.106-138.

En el proceso de calibración de sensores el valor máximo de peso conocido fue de 20Kg, debido a que la presión que se desea medir en el contorno del muñón tiene un área sensible de 0.375 in (pulgadas) y el valor máximo que puede alcanzar es de 2Kg. Adicionalmente, el comportamiento mecánico del tejido muscular absorbe cierta cantidad de presión convirtiéndola en deformación del mismo tejido, transmitiendo de esta forma una fuerza menor al sensor.

Características del sensor Flexiforce A201:

Propiedades del Sensor

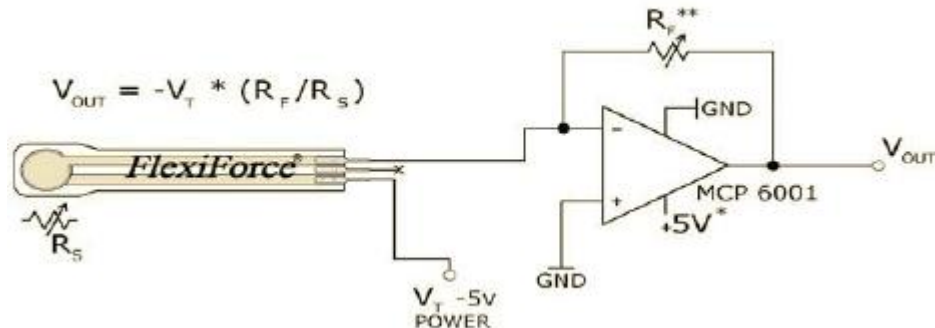
Espesor 0.008 (0.208 mm)
Longitud 8" (203 mm)
Ancho 0.55" (14 mm)
Area sensible 0.375" (9.53 mm) diametro
Connector 3-pines (pin del centro inactivo)

Rendimiento típico

Rango de Fuerzas
0-100 lbs (440 N)*
Temperatura de Operación
Rango 15°F a 140°F (-9°C a 60°C)
Linealidad (Error) +/- 3%
Repetibilidad +/- 2.5% a full escala (80% de la fuerza aplicada)
Hysteresis <4.5% a full escala (80%de la fuerza aplicada)
Drift <5% por tiempo de escala logaritmica (carga constante de 90%)
Tiempo de respuesta <5 microsegundos
Flexiforce user Manual

El fabricante recomienda una configuración basada en un circuito no inversor que recibe una variación de voltaje que depende de la presión que se genere sobre Rs. (Al presentarse una variación en la resistencia el voltaje de salida cambia significativamente).

Figura 6. Configuración recomendada para el transductor de presión



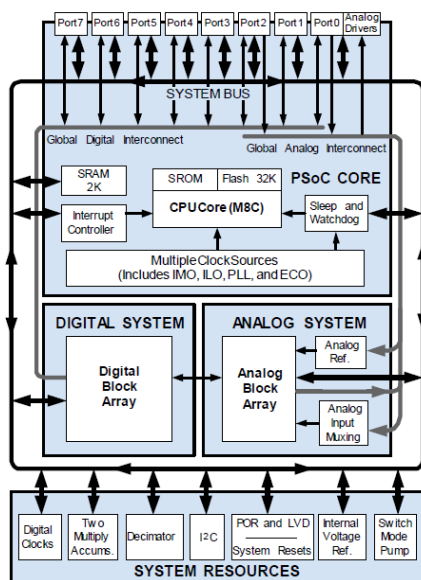
FUENTE: Data sheet FlexiForce® Standard Force & Load Sensors Model # A201, [en línea] [consultado abril 2010] Disponible en línea: <http://www.tekscan.com/flexible-force-sensors#specifications>.

Para la toma de presiones en el interior del encaje se utilizó un arreglo de 8 sensores A201 en línea recta con el fin de cubrir la mayor cantidad de zonas. Después de definir el tipo de sensor con el cual se trabajó, se realizó el proceso de caracterización de cada sensor. Este proceso consiste en someter el área sensible del transductor a un peso conocido, para poder conocer su respuesta ante determinado estímulo y corroborar su repetitividad. Inicialmente se realizaron pruebas básicas utilizando como instrumento de medición de voltaje el multímetro a la salida de cada amplificador y sometiendo cada sensor a pesos conocidos, durante este proceso se realizaron aproximadamente 10 repeticiones por cada peso conocido. Posteriormente se automatizó la toma de muestras y se diseñó el dispositivo de medición de presiones, con la colaboración del Ingeniero Jhon Jairo Cabrera, utilizando el sistema de PSoC para la conversión análogo digital y se utilizó el cable serial a usb para la conexión entre PsoCs e Hyperterminal. Con esta configuración se adquirieron los datos de calibración.

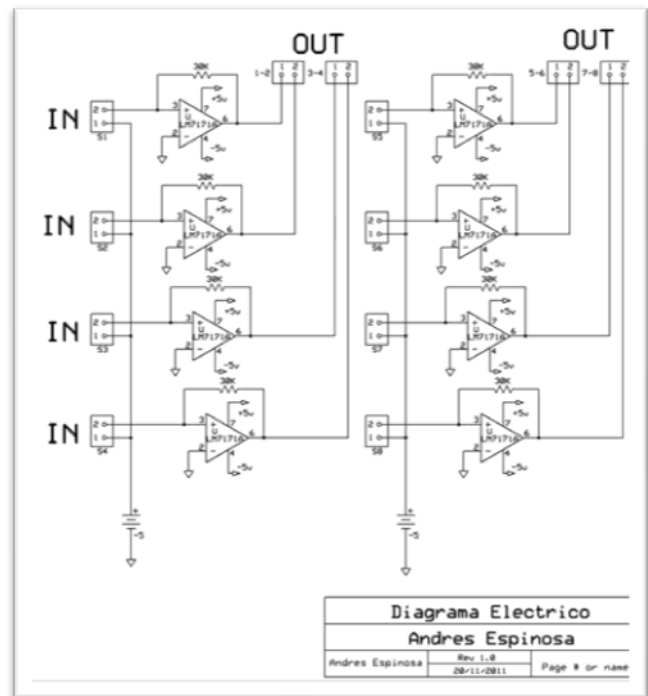
PSoC® Programmable System on Chip, es la denominación comercial de una familia de microcontroladores programables desarrollada por Cypress Semiconductor en 2002, esta tecnología incorpora un sistema configurable dentro de un único chip, comprende una matriz configurable de funciones analógicas, solapada con otra de funciones digitales, proveyendo al sistema la capacidad de asignar cualquier función a cualquier terminal del circuito integrado²⁶.

Para la adquisición de señales se utilizaron los cuatro canales del PSoC, y se ajustaron las ganancias de las PGA a 6.

Figura 7. Implementación electrónica para los transductores de presión (a) Diagrama de bloques de PSocs (b) Diagrama eléctrico para el arreglo de 8 sensores, recomendado por TekScan para el transductor de presión.



(a)



(b)

²⁶ PsoCs. Disponible en línea: <http://www.cypress.com/?id=1353>, Consultado febrero de 2011.

CARACTERIZACIÓN DE SENSORES

Para la construcción de la curva de respuesta de cada sensor se tomaron 500 muestras por cada punto de carga, después de obtener estos datos se promediaron y se obtuvo la curva de respuesta para cada sensor.

Para calcular el tamaño de la muestra se utilizó la siguiente ecuación:

$$n = \frac{(N - \sigma^2) * Z^2}{((N - 1) * err^2) + \sigma^2 + Z^2}$$

Donde N = Número de muestras, δ = Desviación estándar, $er r=0.01$, Z =cte del nivel de confianza, $Z=1.96$

$$n = \frac{(500 - 0.5^2) * 1.96^2}{((500 - 1) * 0.01^2) + 0.2^2 + 1.96^2}$$

$$n = 475.3044$$

Se aproximó el tamaño de la muestra a 500, y se tomó esta cantidad por cada punto de carga como lo muestra la Tabla 1.

Cuadro 1. Carga aplicada al sensor y numero de muestras que se registraron.

Carga (Kg)	N de Muestras
0	500
1,5	500
2,5	500
3,5	500
4,5	500
5,5	500
11,5	500
15,5	500
19,5	500

A continuación se muestran las curvas de respuesta de los 8 sensores. Al comparar las figuras 8 y 9 se observa que el comportamiento de cada sensor es completamente diferente por esto la importancia de realizar la caracterización para cada uno.

Figura 8. Curva de caracterización para los sensores 1, 2, 3, 4.

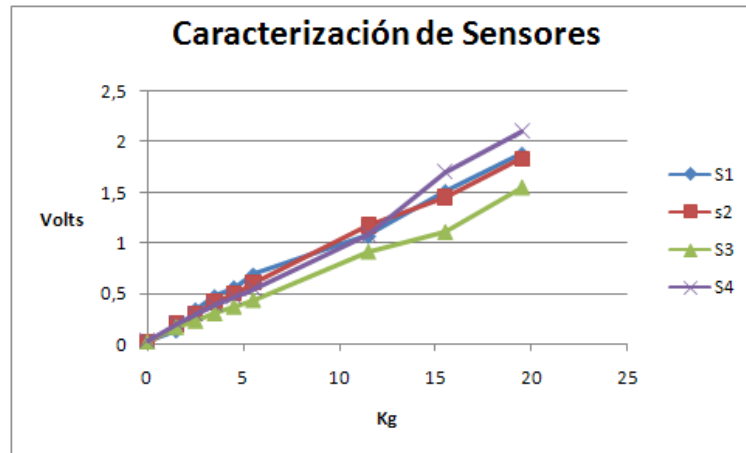
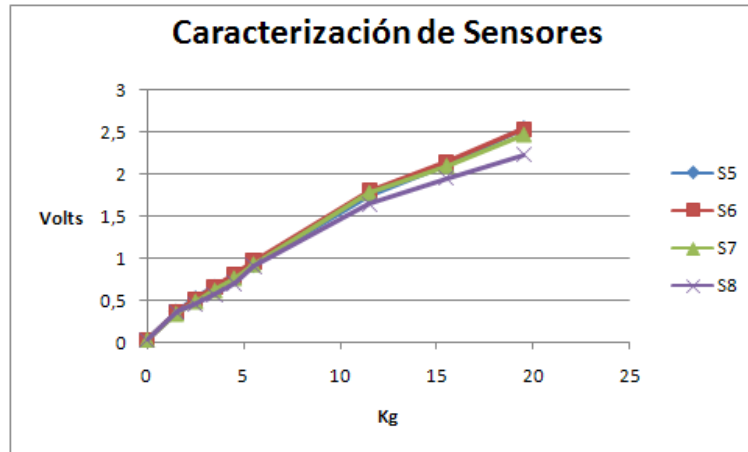


Figura 9. Curva de caracterización para los sensores 5, 6, 7, 8.



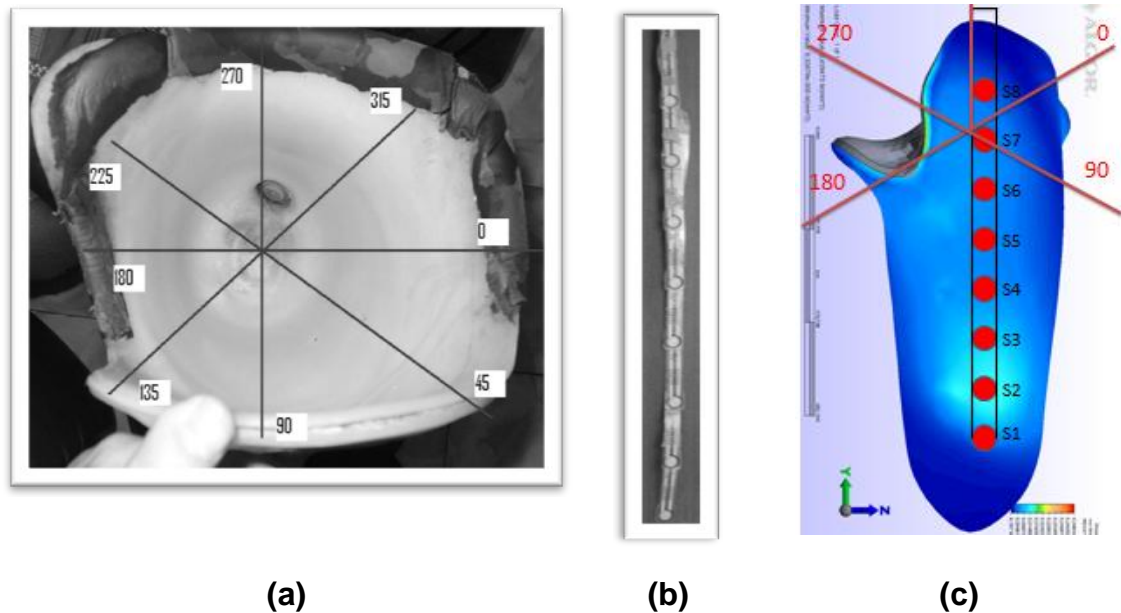
MEDICIÓN DE PRESIÓN EN EL INTERIOR DEL ENCAJE

Para dar cumplimiento al objetivo número dos, *cuantificar picos de presión*, se definió la ubicación del arreglo de 8 sensores en el interior del encaje de prótesis para amputado a nivel transfemoral. La distribución de sensores se realizó de manera simétrica con el objetivo de cubrir la mayor cantidad de zonas del muñón, las tolerables a presión y las no tolerables a presión, en busca de una diferencia bien marcada por el registro de sensores entre las dos zonas. El encaje se analizó como un todo y no se fraccionó la medición por zonas.

Se trabajó con un arreglo de 8 sensores y se tomaron muestras cada 45 grados para cubrir todas las zonas de la extremidad residual, como lo muestra la figura 8, con el registro de estos datos se realizó el mapeo de las presiones en el interior del encaje, el sensor 1 se ubicó en el extremo distal del encaje, y el sensor número 8 se ubicó en el extremo proximal, la separación entre los 8 sensores fue de 5 cm aproximadamente. La toma de datos se desarrolló sobre un paciente con amputación transfemoral en su extremidad inferior derecha, durante la realización del ciclo de marcha, en el laboratorio de biomecánica de la UAO. Un ciclo de marcha, está formado por fase de apoyo y fase balanceo de la extremidad derecha.

En este proyecto se evaluó el comportamiento de un encaje de prótesis de 1 paciente amputado a nivel transfemoral. Se realizaron 3 repeticiones (adquisición de datos), por cada ubicación del arreglo de sensores (por cada 45 grados) hasta lograr el cubrimiento total de la interface muñón encaje; de estas 3 repeticiones se tomaron los máximos de presión y se calculo el promedio de máximos de presión durante el ciclo de marcha.

Figura 10. Ubicación espacial. (a) Ubicación del arreglo de 8 sensores cada 45 grados (b) arreglo de 8 sensores (c) posición de sensores desde S1 hasta S8 en 135 grados.



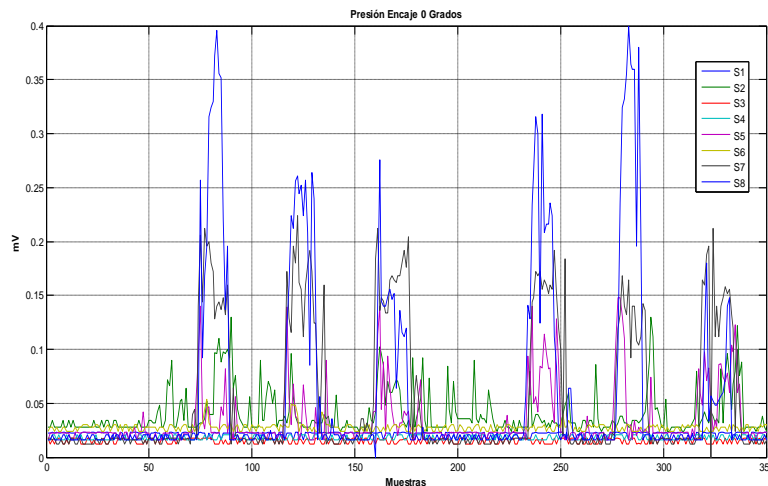
Para el desarrollo de la toma de datos se instrumento el encaje del paciente según se muestra en la figura 10, partiendo de la posición marcada como 0°. Inicialmente se ubicaron 8 sensores a cero grados y se inicio el registro de datos para cero grados durante un ciclo de marcha, posteriormente se cambia la ubicación de los 8 sensores a 45° y se procedió con el registro de datos y este procedimiento se repitió hasta llegar a 315° alcanzando el cubrimiento de todo el controno de la interface muñón encaje. Posteriormente se dio inicio a su respectivo análisis y tratamiento con el objetivo de construir una matriz que al graficarla mostrara el

comportamiento de las presiones en el interior del encaje de la manera más amigable para facilitar su comprensión.

RESULTADO DE LA MEDICIÓN

La siguiente es la gráfica de la matriz construida a partir de los datos registrados por los sensores, sin realizar ningún tipo de filtrado, esta gráfica muestra el comportamiento durante todo el ciclo de marcha de los 8 transductores de presión en el interior del encaje en la ubicación de 0 grados. El primer pico de presión en color azul, corresponde al contacto inicial de la fase de apoyo en la extremidad derecha, (miembro inferior amputado).

Figura 11. Gráfica de datos adquiridos sin realizar ningún tipo de filtrado.



Para conocer la ubicación exacta de los sensores se trabajó con herramientas computacionales y se realizó el cálculo para crear un mapa de presiones en el interior del encaje usando Matlab®.

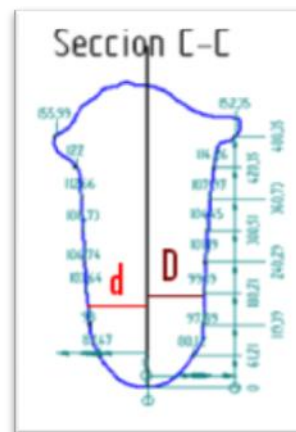
4.ELABORACIÓN DEL MODELO COMPUTACIONAL

Usando el Scanner 3D FastScan se obtuvo el modelo 3D tanto del muñón como del encaje del paciente. El modelo 3D del encaje se procesó en SolidWorks para obtener perfiles 2D correspondientes a las ubicaciones espaciales de los sensores según muestra la Figura 10C. De esta forma en la figura 13, la sección A-A muestra al lado derecho de la línea media las posiciones de los sensores ubicados en 0° y a la izquierda de la línea media los sensores ubicados en 180°. Consecutivamente, las secciones C-C y D-D y E-E muestran respectivamente a derecha e izquierda de la línea las ubicaciones de los sensores a XX°, YY°; XX⁴⁵, YY⁴⁵; XX⁹⁰, YY⁹⁰; XX¹³⁵, YY¹³⁵; XX¹⁸⁰, YY¹⁸⁰; XX²²⁵, YY²²⁵; XX²⁷⁰, YY²⁷⁰; XX³¹⁵, YY³¹⁵. En cada una de las secciones de la figura 10, la línea media corresponde al eje Z de un sistema de coordenadas dextrógiro, con su origen en el extremo distal del encaje, el eje X en dirección lateral-medial y el eje Y en dirección posterior-anterior. De esta forma, en la sección A-A se observa la posición x,y,z de cada sensor en la ubicación 0° y 180°. Por ejemplo, para el sensor 4 ubicado en 0°, su coordenada x,y,z sería (-275.08, 0, 85.36) mm. Para las secciones C-C, D-D y E-E, las coordenadas x,y se obtuvieron usando la siguiente ecuación:

Figura 12. Perfil con valores que toma D y d.

$$x = d * \text{Cos}(\alpha + 180)$$

$$y = D * \text{Sen}(\alpha + 180)$$

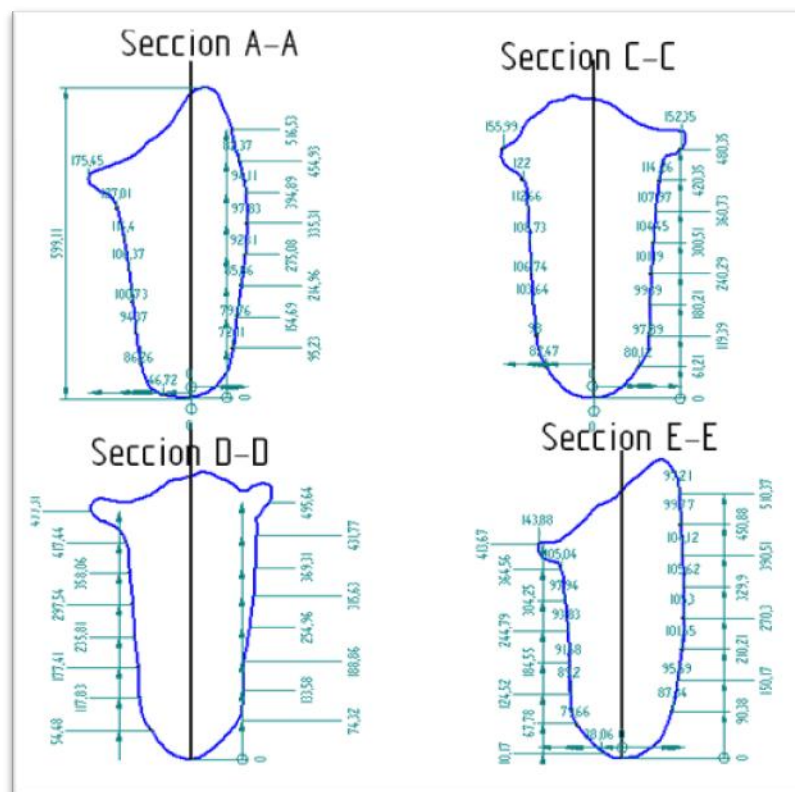


Donde D= distancia de la línea media del perfil al contorno y d= es la distancia de la línea media del perfil al contorno como se muestra en la Figura 12.

Este procedimiento permitió obtener las coordenadas x,y,z de la ubicación de cada sensor. Con esta ubicación espacial y los valores de presión de cada sensor, se procedió a crear un mapa de presiones usando como Matlab herramienta de visualización.

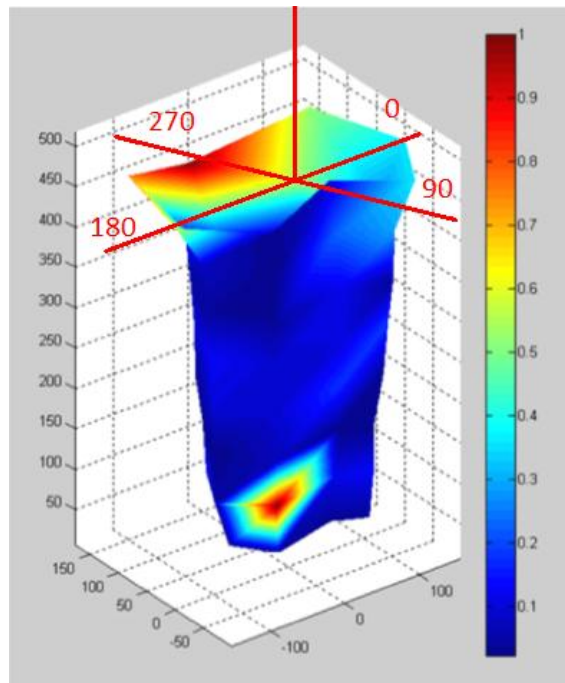
La Figura 13 se obtuvo partiendo del escaneo laser que se realizó utilizando el software de FastScan®. Después de realizar el respectivo escaneo y filtrado de esta nube de puntos, se convirtió el archivo de extensión .txt a uno .asm para poder trabajarlo en SolidEdge® y SolidWorks®, con estas herramientas se generaron los perfiles del encaje, que son las vistas que aportan información sobre la morfología del encaje. La siguiente es la gráfica de perfiles para la construcción del modelo 3D de la ubicación de transductores de presión. Los perfiles corresponden a cortes realizados para definir la ubicación espacial de los sensores cubriendo los 360° y definiendo valores en 2 dimensiones inicialmente.

Figura 13. Perfiles para la construcción del encaje en Matlab



Para la construcción de la Figura 14, primero se ingresaron las coordenadas x,y,z específicas para cada sensor que son los puntos específicos donde se ubicaron los transductores de presión, el cálculo fue realizado a partir de los registros de perfiles que se muestran en la Figura 13, posteriormente se le agregó el valor máximo registrado por los transductores en mV durante dos el ciclos de marcha para generar un mapa de colores, partiendo de la matriz en la que se almacenaron todos los datos cada 45 grados hasta cubrir la totalidad del encaje. Es la graficaa más significativa para el proyecto ya que permite identificar de una manera clara y precisa puntos en los cuales la presión alcanza un valor máximo y se da cumplimiento al objetivo número cinco *obtener mediciones de presión objetivas en determinadas zonas del encaje*.

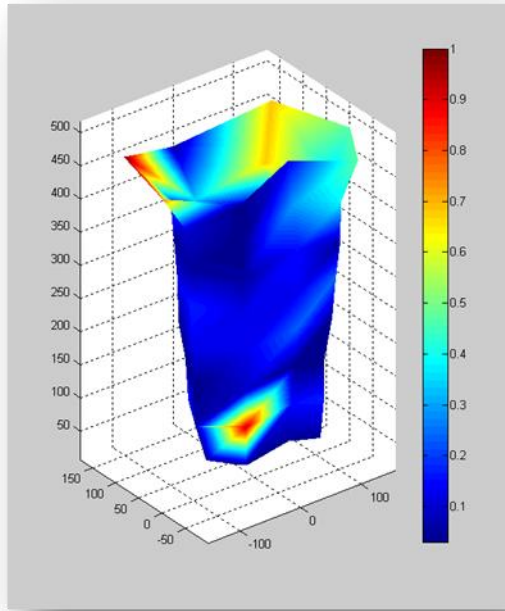
Figura 14. Mapa de Presiones Normalizadas en el interior del encaje de Prótesis sin realizar ningún tipo de filtrado en los valores de presión.



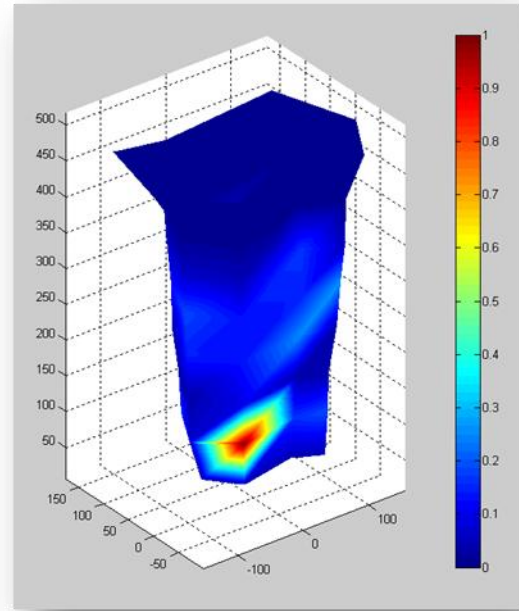
Con los resultados obtenidos se infiere que uno de los puntos de máxima presión se encuentra en el contorno proximal del anillo del encaje, haciendo referencia que el encaje evaluado es un encaje de contención isquiática; debido a que la tuberosidad isquiática es una zona con la capacidad de soportar altos picos de presión, también se observa muestra un pico de presión en el ángulo de 135 grados en el sensor 2.

En la Figura 15, se muestran los resultados normalizados. La Figura 15 (a) corresponde al promedio entre las 3 repeticiones (adquisición de datos durante el ciclo de marcha) y sus respectivos máximos de presión (máximos de las 3 repeticiones); tiene una variación significativa si se compara con la Figura 11, la cual no se encuentra promediada, en la Figura 15 (b) se eliminan los máximos de presión de los sensores S7 y S8, ya que se evidenció que este es el contorno de la contención de la tuberosidad isquiática y por esta razón los máximos de presión siempre se harán evidentes influyendo en los resultados de la gráfica.

Figura 15. Mapa de presiones normalizado en el interior del encaje de prótesis (a) registro en fase de apoyo, promedio de los picos maximos (b) registro en fase de apoyo, promedio de los picos maximo y sensores S1 hasta S6



(a)



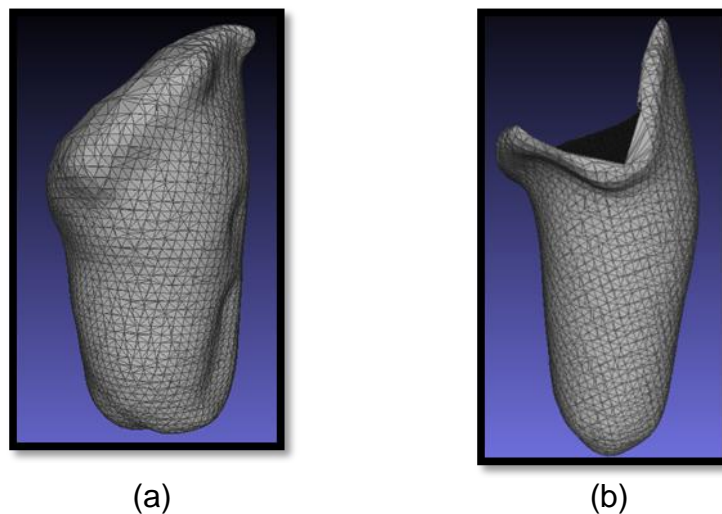
(b)

4.1 ESCANEO DEL MUÑÓN Y DEL ENCAJE

Para elaborar el preprocesamiento para el FEM se elaboró un modelo 3D del conjunto encaje-muñón-fémur, con el cual se simuló el estado de cargas en la condición en la cual se encontró experimentalmente el pico de presión esta condición corresponde a la fase de apoyo del ciclo de marcha.

Para realizar el análisis mediante MEF se realizó el escaneo del encaje de prótesis y del muñón del amputado utilizando el software de adquisición FastScan®, obteniendo como resultado una nube de puntos con formato .txt. Partiendo de esta nube de puntos y después de haber realizado su respectivo filtrado (eliminación de ruido en el momento del escaneo), se procedió a la construcción de una malla para la generación de sólidos utilizando SolidWorks®, SolidEdge® y MeshLab®.

Figura 16. Escaneo utilizando FastScan® (a) Muñón del amputado (b) Encaje de prótesis



Para la construcción y ubicación del fémur en el modelo 3D, fue necesario utilizar imágenes de Rx para conocer la morfología de la extensión del fémur, y conocer que tan cerca se encuentra de los tejidos remanentes. A partir de la imagen de Rx se construyó en SolidWorks el fémur, con el fin de realizar el respectivo ensamble entre el encaje muñón y fémur, se pasó de una imagen en 2D (imagen de Rx de cadera y fémur Figura 17 a), a una imagen en 3D con dimensiones reales des pues de haberla escalado con las dimensiones del encaje que fueron tomadas en el escaneo por medio del programa FastScan.

Figura 17. Imágenes de Rx (a) Rx cadera y fémur (b) Morfología del Fémur

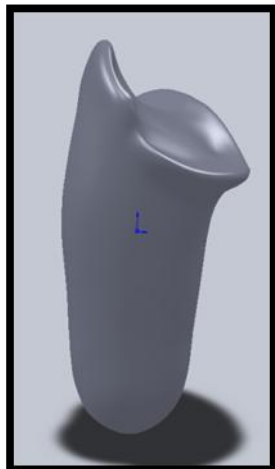


(a)

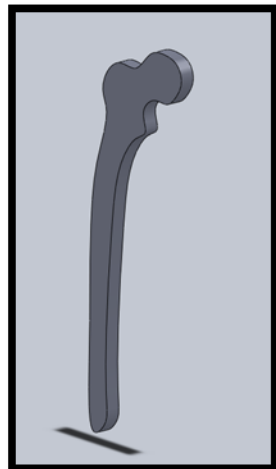


(b)

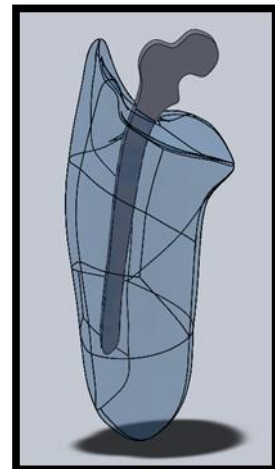
Figura 18. Construcción de sólidos en SolidWorks (a) Encaje de prótesis (b) Hueso del fémur (c) Ensamble del encaje con el hueso del fémur.



(a)



(b)



(c)

7. EVALUACIÓN DEL ENCAJE UTILIZANDO MEF

Para la evaluación del modelo se colocó una carga en la cabeza del fémur para simular la distribución de fuerzas en el interior del encaje, cuando el paciente se encuentra en apoyo (todo el peso del paciente recae sobre una sola extremidad), como lo muestra la Figura 19.

La carga aplicada en la cabeza del fémur se transmitirá a lo largo de la extensión del fémur pasando a los tejidos remanentes del muñón y posteriormente llegando a las paredes del encaje de prótesis viéndose reflejada en picos de presión.

La carga aplicada fue de 800N (paciente de 80Kg), simulando todo el peso del paciente sobre la extremidad derecha, como condición de frontera se asignaron cero grados de libertad a la superficie exterior del encaje, con lo anterior se asegura que la simulación arrojará los resultados de la presión sobre el encaje, pues se eliminan los efectos del desplazamiento por deformación.

Figura 19. Evaluación de la distribución de cargas utilizando Algor®.

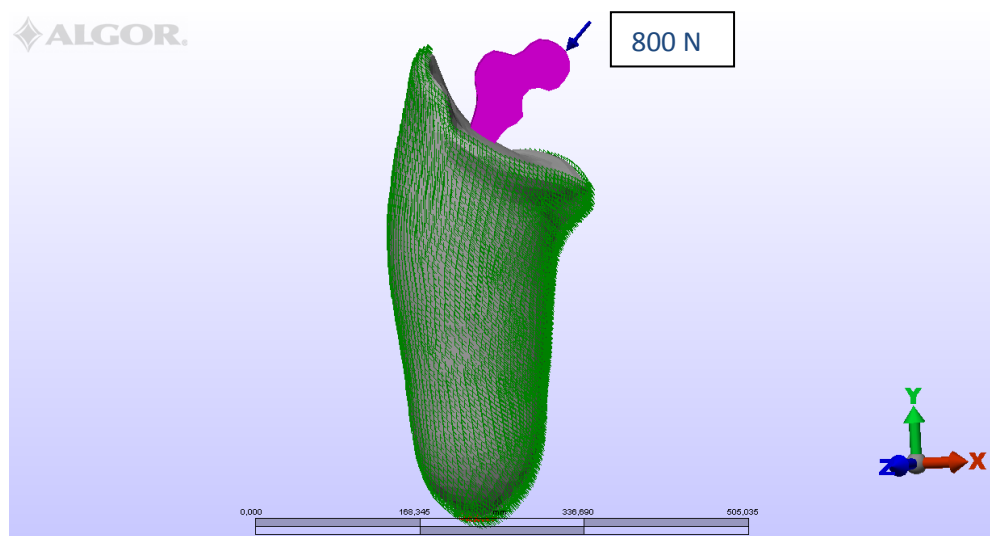
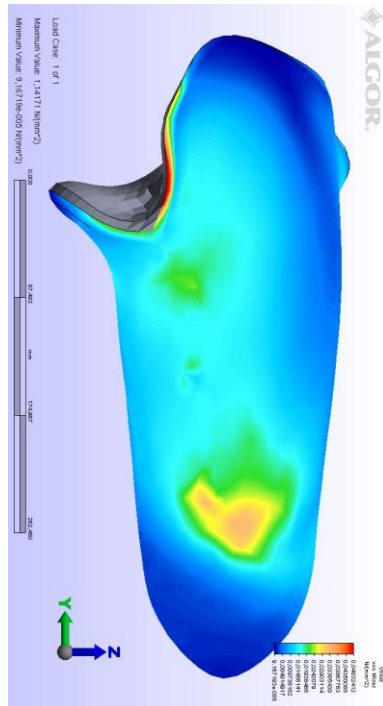


Figura 20. Resultado de la evaluación del comportamiento de presiones utilizando Algor ®



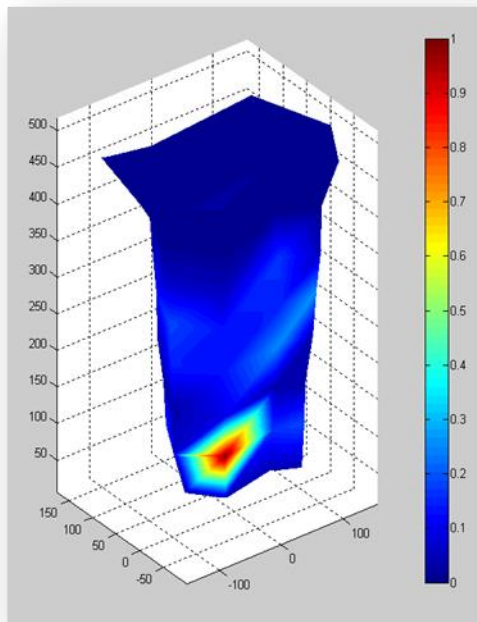
La Figura 20 muestra cómo se transmite la carga en el interior del encaje de prótesis cuando la carga aplicada es de 800N y esta tiene su origen en la cabeza del fémur como lo muestra la Figura 19.

Cabe resaltar que los materiales se aproximan a los reales y los tejidos remanentes fueron simulados como plásticos que experimentan altas deformaciones. La capa exterior del encaje se simuló como polipropileno de alta densidad y el hueso como aluminio. Se usaron estos materiales tratando de conservar las proporciones en cuanto al comportamiento de los materiales reales y más que un resultado cuantitativo, se desea un resultado cualitativo, ya que el objetivo de este trabajo es la obtención de parámetros que orienten la modificación de la geometría del encaje.

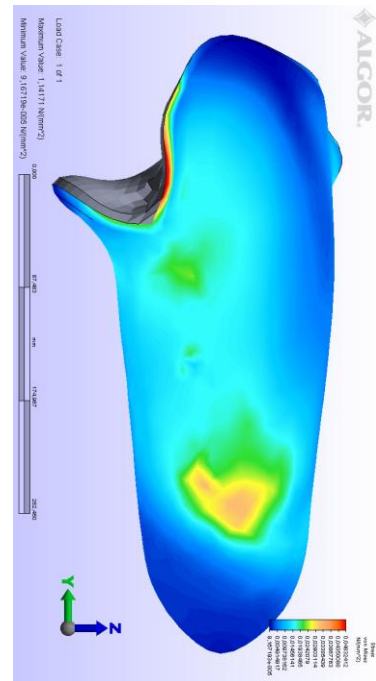
En la Figura 20 se encuentra una zona roja en el borde proximal del encaje haciendo referencia a la transmisión de carga generados sobre todo el material, al ser esta una pared muy delgada tiende a doblarse es por esta razón que es necesario hacer la exclusión ya que la información ahí representada no es objeto de este trabajo.

8. COMPARACIÓN DE RESULTADOS

Figura 21. Distribución de presiones en el interior del encaje (a) Modelo experimental graficado en Matlab (b) Modelo construido con herramientas computacionales y simulado enAlgor®.



(a)



(b)

Esta comparación es una comparación cualitativa y muestra en magnitud la distribución de cargas en el interior del encaje, partiendo del modelo experimental se esperaba un comportamiento similar.

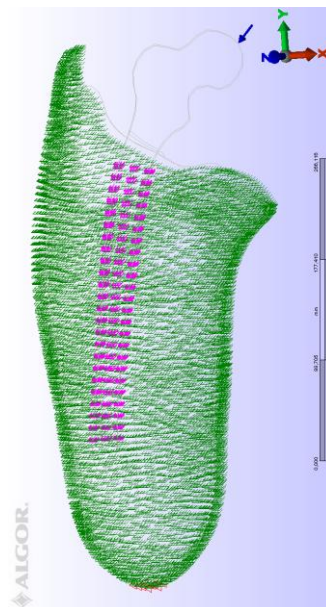
Si se observa la figura 21(a) se logra identificar un máximo de presión en el extremo distal en un ángulo de 135 grados, haciendo referencia a la transmisión de carga a lo largo de la extensión de fémur. Para corroborar esta información se tomaron imágenes de Rx con el fin de observar la morfología de la extensión del fémur y la proximidad existente entre el fémur y el tejido remanente. Con esta comparación se alcanza el objetivo número tres, *comparar la distribución de cargas de las presiones obtenidas experimentalmente con el modelo computacional.*

9. PROPUESTA DE DISEÑO

Para *optimizar la distribución de cargas en encaje para amputado transfemoral*, se partió de los resultados obtenidos de manera experimental (con el registro de datos a través de los sensores de presión en el interior del encaje), y con la evaluación del encaje construido a través de herramientas computacionales utilizando el programa Algor®. Después de su respectiva comparación y análisis de distribución de cargas, por observación directa se determinó que el fémur debería ser soportado lateralmente para restringir la presión ocasionada por el extremo distal sobre la pared del encaje. Para simular este soporte se adicionaron cargas laterales en diferentes ubicaciones a lo largo del fémur. Estas cargas simularían la presión ejercida por protrusiones al interior del encaje para lograr el soporte lateral del fémur. El encaje de prótesis evaluado es uniforme en el interior no tiene ningún tipo de zonas que ejerzan presión en el muñón y es liso.

Partiendo de esta premisa se propuso aplicar una presión uniforme a lo largo de todo el muñón con el fin de darle estabilidad a la extensión del fémur y evitar que la presión se recargue en zonas específicas, como lo muestra el resultado experimental. Si se aumenta el área en la cual se aplica presión, se evita la concentración de fuerzas en un punto.

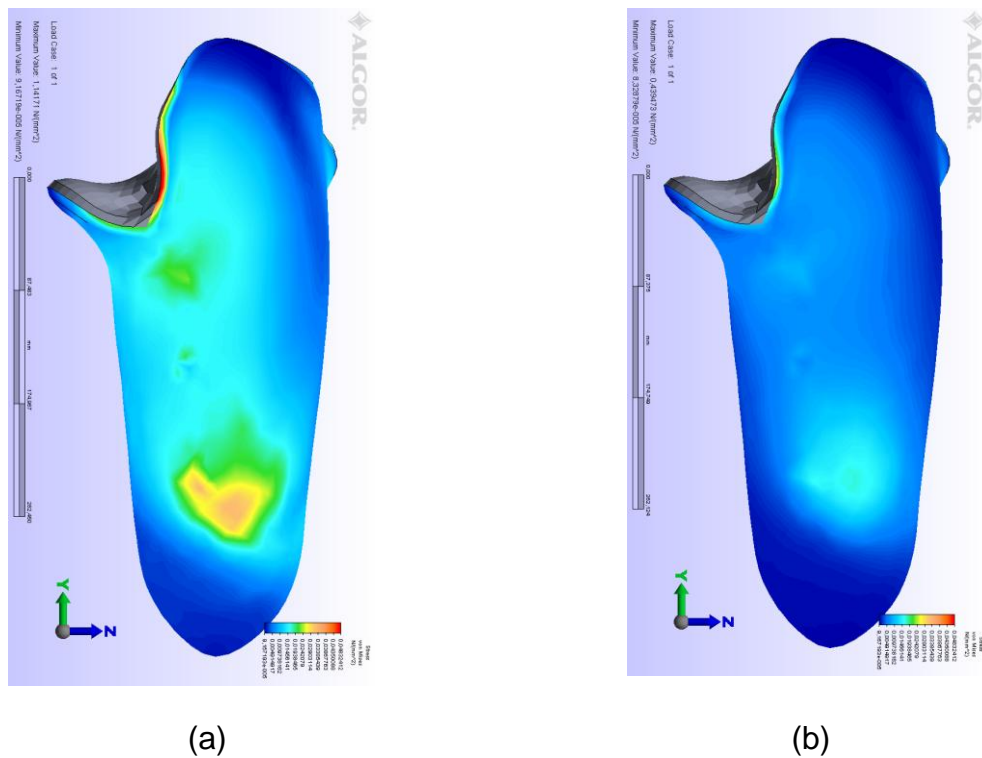
Figura 22. Ubicación de cargas en el contorno del fémur.



a. EVALUACIÓN DE LA PROPUESTA DE DISEÑO MEDIANTE MEF

Con el objetivo de optimizar la distribución de cargas en el interior del encaje de prótesis se realizó la evaluación de la propuesta mediante MEF. En la imagen (a) se observa la distribución de presiones en el encaje de prótesis sin ninguna modificación, en la imagen del lado derecho se observa la distribución de presión con su respectiva modificación se observa una disminución significativa de la presión experimentada y una uniformidad en el contorno del encaje, debido a la presión que se ejerció en el contorno del fémur, aumentando el área de presión. Esta propuesta demuestra que si se aumenta el área de presión a lo largo del contorno se disminuirá significativamente el pico de presión existente en la zona roja como se observa en la Figura 23. Para aumentar la presión en el contorno del muñón se plantea realizar un recubrimiento en espuma de poliuretano de alta densidad.

Figura 23. Comparación de la distribución de presiones (a) Encaje sin modificaciones en el contorno (b) Encaje con modificaciones en el contorno



10.CONCLUSIONES

El análisis de la gráfica de presiones permitió confirmar que el encaje de prótesis es un encaje de contención isquiática pues la mayor parte del peso recae sobre este contorno (anillo proximal del encaje de prótesis).

La recopilación de estos datos permitió encontrar que en el ángulo de 135 grados el sensor No 2 registro un pico de presión alto, este pico de presión está ubicado en la parte posterior lateral y hace referencia a que en la fase de apoyo el fémur ejerce una presión sobre el tejido remanente y este sobre la pared del encaje viéndose reflejada en las presiones registradas por los sensores.

En la evaluación del modelo mediante MEF se encontró un aumento de la presión en el mismo punto haciendo referencia al vástago del fémur. Esta aproximación permite inferir que los datos tomados experimentalmente coinciden con la simulación en MEF.

La propuesta de aumentar la presión en el contorno del encaje es viable debido a que permitiría una mejor ubicación del fémur y evitaría que la presión se concentrara en un solo punto, las presiones serian más uniformes en todo el contorno del encaje reduciendo así el riesgo de que el paciente amputado sufra úlceras por presión en la extremidad residual.

11.RECOMENDACIONES

Se recomienda en la medida de lo posible realizar la prueba utilizando un arreglo de 64 sensores, para cubrir una mayor cantidad de zonas y también realizar otra prueba tomando todos los datos de los diferentes ángulos al mismo tiempo.

Se propone realizar este mismo tipo de estudio utilizando papel térmico con el objetivo de corroborar las metodologías propuestas.

Se recomienda para estudios posteriores utilizar esta misma metodología para el registro y posterior análisis de datos, para establecer los diferentes mapas de presión en otros tipos de encajes utilizados actualmente.

Para una segunda etapa se recomienda realizar modificaciones en el interior del encaje inicialmente con polipropileno de alta densidad y evaluar la distribución de presiones de manera experimental.

BIBLIOGRAFÍA

ENTREVISTA con Néstor Álzate, Medico Fisiatra Fundación Ideal. Cali, 23 de Febrero de 2009.

ALOS, Jesús. Amputaciones del miembro inferior en cirugía vascular. Barcelona: Glosa, 2007. P. 267.

BENNET, Wilson. A primer on limb prosthetics. Springfield. Charles C Thomas, 1998. P. 43-60.

BOWKER, Michael. Atlas of limb prosthetics. American Academy of orthopedic surgeon. 2 ed. St Louis, 1992. 320p

Datos Cali saludable. Diabetes Mellitus. Una de las 10 causas de muerte de la población caleña. Disponible en internet: http://calisaludable.cali.gov.co/saludPublica/Diabetes_2008.ph, consultado en marzo de 2010.

Comité para asistencia a las victimas Reintegración socioeconómica, 28 May 2002; Consultar reporte Landmine Monitor 2001. Disponible en internet: <http://www.icbl.org/lm/2008/countries/colombia.php>, consultado en marzo de 2010.

CHO Hong. Comparative Study Between Patellar-Tendon-Bearing and Pressure Cast Prosthetics Sockets. En: Journal of Rehabilitation Reserch & Development. Vol 41, No 3B. (Mayo-Junio. 2004); p. 491-502.

PsoCs. Disponible en línea: <http://www.cypress.com/?id=1353>, Consultado febrero de 2011.

CABRERA Jhon. Diseño de un Microsistema para la Medición de Presión Plantar y Aceleración de la Pierna Utilizando PSoC. Revista Colombiana de Física, Vol. 43, No.1 de 2011.

Informe Mundial sobre la Discapacidad. Disponible en internet: http://www.who.int/disabilities/world_report/2011/es/index.html, consultado en junio de 2011.

Diabetes Mellitus. Una de las 10 causas de muerte de la población caleña. Disponible en: http://calisaludable.cali.gov.co/saludPublica/Diabetes_2008.ph, consultado en marzo de 2010.

Datos estadísticos Landmine Monitor .Reporte articulo 7, modelo A, 6 Mayo 2005; Reporte de Landmine Monitor 2005, p. 255. Disponible en <http://www.icbl.org/lm/2008/countries/colombia.php#footnote-7757-1-backlink>, consultado en marzo de 2010.

Destrucción de reservas consultar LandMine Monitor reporte 2004, p.315. Disponible en internet: <http://www.icbl.org/lm/2008/countries/colombia.php#footnote-7757-7-backlink>, consultado en marzo de 2010.

DILLINGHAM, Timothy Limb Amputation and Limb Deficiency: Epidemiology and Recent Trends in the United States”. En: Southern Medical Journal. Vol. 95, 2002; p.875-83.

ESPITIA, Alejandro. Informe situación de víctimas de minas antipersonal (MAP), artefactos explosivos improvisados (AEI) y municiones sin explotar (MUSE). En: Vicepresidencia de la República Programa presidencial para la acción integral contra las minas antipersonal PAICMA . D03. 2008; p.1-21.

Eventos por minas antipersona (MAP) / Municiones abandonadas sin explotar (MASE), Septiembre de 2004. Disponible en internet: <http://www.icbl.org/lm/2008/countries/colombia.php>, consultado en marzo de 2010.

FAUSTINI Mario. An Experimental and Theoretical Framework for Manufacturing Prosthetic Sockets for Transtibial Amputees. En: IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering. Vol. 14, No 3. Septiembre. 2006; p.304-310.

GOMEZ, Julio. Identificación de las personas con discapacidad en los territorios desde el rediseño del registro. En: DANE. Abril. 2008; p. 1-22

Datos estadísticos Landmine Monitor. Reporte artículo 7, modelo A, 6 Mayo 2005; Reporte de Landmine Monitor 2005, p. 255. Disponible en <http://www.icbl.org/lm/2008/countries/colombia.php#footnote-7757-1-backlink>, consultado en marzo de 2010.

Destrucción de reservas consultar LandMine Monitor reporte 2004, p.315. Disponible en: <http://www.icbl.org/lm/2008/countries/colombia.php#footnote-7757-7-backlink>, consultado en marzo de 2010.

[Landmine, 2004] Información proporcionada por LanMine Monitor, Marzo de 2004. Disponible en <http://www.icbl.org/lm/2008/countries/colombia>, consultado en marzo de 2010.

Reporte proporcionado por Observatorio de Minas, Bogotá, Enero de 2004. Disponible en: <http://www.icbl.org/lm/2008/countries/colombia.php>, consultado en marzo de 2010.

Eventos por minas antipersona (MAP)/Municiones abandonadas sin explotar (MASE)", Septiembre de 2004. Disponible en: <http://www.icbl.org/lm/2008/countries/colombia.php>, consultado en marzo de 2010.

Convención sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad, Disponible en línea: http://www.libreacceso.org/downloads/Derechos_de_las_personas_con_discapacidad_FIRMADA.pdf, consultado en junio de 2011.

MARLO, Ortiz. Socket Design seminar. Guadalajara, Mexico, M.A.S.® 2009. [Consultado 20 de Febrero de 2009]. Disponible en internet: <http://www.opga.com/MAS/learn.asp>

PRITHAM, C. Biomechanics and shape of the above knee socket considered in light of the ischial containment concept. En: Prosthetics orthotics international. Vol. 14, 1990; p. 9-21

Comité para asistencia a las victimas Reintegración socioeconómica, 28 May 2002; Consultar reporte Landmine Monitor 2001, p. 321. Disponible en: <http://www.icbl.org/lm/2008/countries/colombia.php>, consultado en marzo de 2010.

Observatorio de Minas, Bogotá, Enero de 2004. Disponible en: <http://www.icbl.org/lm/2008/countries/colombia.php>, consultado en marzo de 2010.

Serway Raymond, John Jewet. Serway Jewet Física I. California. Thomson, 2002, p.106-138.

SEYMOUR, Ron. Prosthetics and orthotics. New York. Lippincott Williams & Wilkins, 2002. 215p.

SMITH, Douglas. Atlas of Amputations and limb deficiencies. American Academy of orthopedic surgeons. 3 ed. North River Road, 2004. 409-564p.

SOLOMONIDIS, W Stump–Socket Interface Pressure as an Aid to Socket Design in Prostheses for Transfemoral Amputees a Preliminary Study. En: Instn Mech Engrs. Vol 211, Part H.1997; p.167-179.

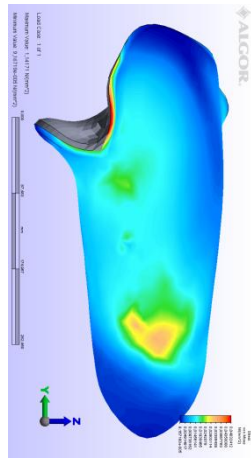
ZHANG Roberts. Comparision of Computational Analysis with Clinical Measurement of stress on Below Knee Residual Limb in a Prosthetic Socket. En: Med. Eng. Phys. Vol. 22, 2000; p.607-612.

ZYEGLER Kathryn. Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States - 2005 to 2050. 2008, En: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. vol. 89 p 10-20.

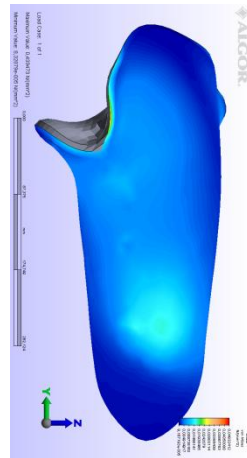
ANEXOS

ANEXO A. Contornos del encaje de prótesis evaluados mediante MEF

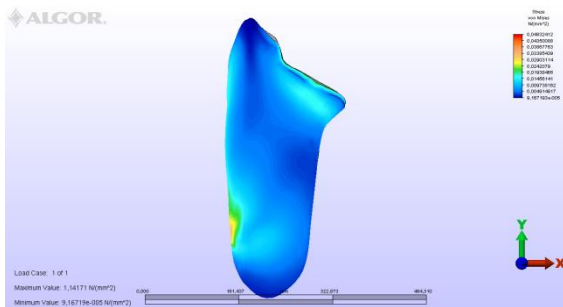
A1. Encaje de prótesis evaluado mediante MEF sin realizar modificaciones vista 135 grados



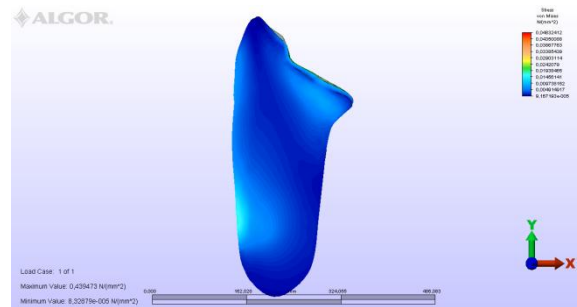
A2. Encaje de prótesis evaluado mediante MEF con modificaciones vista 135 grados



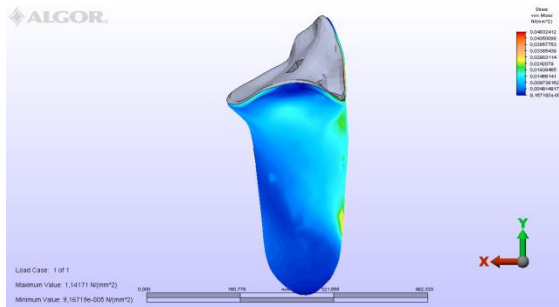
A3. Encaje de prótesis evaluado mediante MEF sin realizar modificaciones vista 0 grados



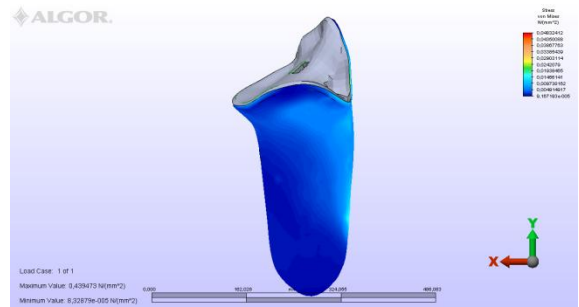
A4. Encaje de prótesis evaluado mediante MEF con modificaciones vista 0 grados



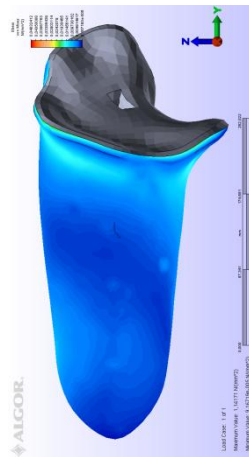
A5. Encaje de prótesis evaluado mediante MEF sin realizar modificaciones vista 180 grados



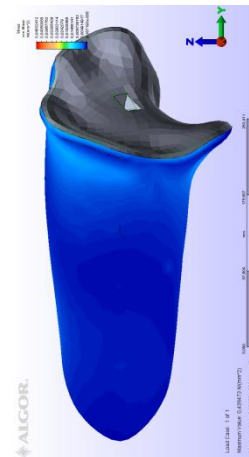
A6. Encaje de prótesis evaluado mediante MEF con modificaciones vista 180 grados



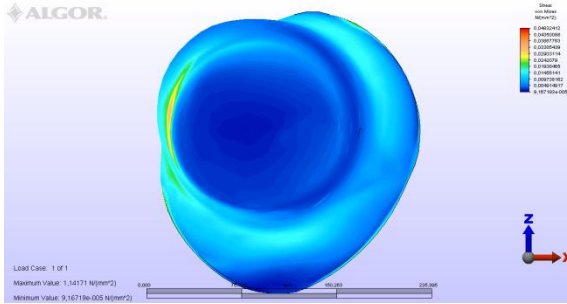
A7. Encaje de prótesis evaluado mediante MEF sin realizar modificaciones vista 225 grados



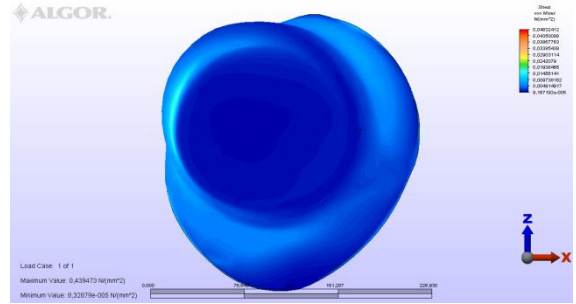
A8. Encaje de prótesis evaluado mediante MEF con modificaciones vista 225 grados



A9. Encaje de prótesis evaluado mediante MEF sin realizar modificaciones vista extremo distal



A10. Encaje de prótesis evaluado mediante MEF con modificaciones vista extremo distal



ANEXO B. Construcción de Mapa de presiones utilizando Matlab

```
% Angulos de la sección AA 90 & 270 grados

AA= [ 46.7200    6.6600    72.1100    95.2300
      86.2600    66.9100    79.7600   154.6900
      94.3700   126.9000    85.8600   214.9600
     100.7300   186.6900    92.3100   275.0800
     106.3700   246.9600    97.8300   335.3100
     114.4000   306.7100    94.1100   394.8900
     127.0100   366.7600    82.3700   454.9300
     175.4500   425.7600    71.5600   516.5300];

%Angulos de 90%Ubicación espacial en X,Y,Z para el ángulo de 90
Ax1=AA(:,1)*cos(90*pi/180);
Ay1=AA(:,1)*sin(90*pi/180);
Az1=AA(:,2);

%Angulo de 270 %Ubicación espacial en X,Y,Z para el ángulo de 270
Ax2=AA(:,3)*cos(270*pi/180);
Ay2=AA(:,3)*sin(270*pi/180);
Az2=AA(:,4);

%AnguloS de la sección CC 180 & 0 Grados

CC= [82.4700    61.2100    80.1200    61.2100
      98.0000   119.3900    97.8900   119.3900
     103.6400   180.2100    99.3900   180.2100
     106.7400   240.2900   101.1900   240.2900
     108.7300   300.5100   104.4500   300.5100
     112.6600   360.7300   107.9700   360.7300
     122.0000   420.3500   114.2600   420.3500
     155.9900   480.3500   152.3500   480.3500];

%Angulo de 0 %Ubicación espacial en X,Y,Z para el ángulo de 0
Ax3=CC(:,1)*cos(0*pi/180);
Ay3=CC(:,1)*sin(0*pi/180);
Az3=CC(:,2);

%Angulo de 180 %Ubicación espacial en X,Y,Z para el ángulo de 180
Ax4=CC(:,3)*cos(180*pi/180);
Ay4=CC(:,3)*sin(180*pi/180);
Az4=CC(:,4);
```

```
%Ángulos de la sección DD 135& 315
```

```
DD= [70.4400    54.4800    86.8100    74.3200  
      87.7600   117.8300    90.6400   133.5800  
      91.1100   177.4100    91.0600   188.8600  
      99.8500   235.8100   101.1400   254.9600  
     100.9800   297.5400   106.4700   315.6300  
     105.9000   358.0600   111.7900   369.3100  
     111.0400   417.4400   112.8400   431.7700  
     171.7800   477.3100   135.3400   495.6400];
```

```
%Ángulo de 135 %Ubicación espacial en X,Y,Z para el ángulo de 135
```

```
Ax5=DD(:,1)*cos(135*pi/180);  
Ay5=DD(:,1)*sin(135*pi/180);  
Az5=DD(:,2);
```

```
%Angulo de 315 %Ubicación espacial en X,Y,Z para el ángulo de 315
```

```
Ax6=DD(:,3)*cos(315*pi/180);  
Ay6=DD(:,3)*sin(315*pi/180);  
Az6=DD(:,4);
```

```
%Ángulos de la sección EE 45 & 225
```

```
EE= [38.0600    10.1700    87.3400    90.3800  
      79.6600    67.7800    95.5900   150.1700  
      89.2000   124.5200   101.5500   210.2100  
      91.5800   184.5500   105.3000   270.3000  
      93.8300   244.7900   105.6200   329.9000  
      97.9400   304.2500   104.1200   390.5100  
     105.0400   364.5600    99.7700   450.8800  
     143.8800   413.6700    97.2100   510.3700];
```

```
%Angulo de 45 %Ubicación espacial en X,Y,Z para el ángulo de 45
```

```
Ax7=DD(:,1)*cos(45*pi/180);  
Ay7=DD(:,1)*sin(45*pi/180);  
Az7=DD(:,2);
```

```
%Ángulo de 225 %Ubicación espacial en X,Y,Z para el ángulo de 225
```

```
Ax8=DD(:,3)*cos(225*pi/180);  
Ay8=DD(:,3)*sin(225*pi/180);  
Az8=DD(:,4);
```

```
%Agrupación de datos todas las X,Y,Z
```

```
AX=[Ax4,Ax8,Ax2,Ax6,Ax3,Ax7,Ax1,Ax5,Ax4];  
AY=[Ay4,Ay8,Ay2,Ay6,Ay3,Ay7,Ay1,Ay5,Ay4];  
AZ=[Az4,Az8,Az2,Az6,Az3,Az7,Az1,Az5,Az4];
```

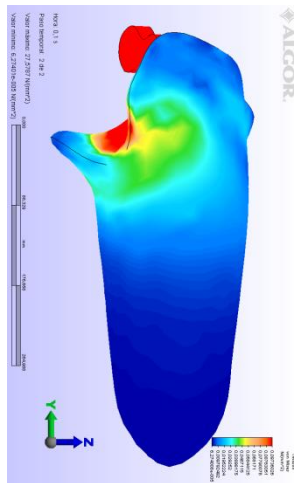

%valor registrado en mV por los transductores de presión

```
mV=[0.0230 0.0230 0.0230 0.0230 0.0230 0.0230
0.0230 0.0230 0.0230
0.0340 0.0360 0.7640 0.0880 0.1020 0.0960 0.0340
0.0340 0.0900 0.0360
0.0180 0.0180 0.0520 0.0180 0.0180 0.0180 0.0180
0.0180 0.0180 0.0180
0.0210 0.0770 0.0720 0.1360 0.0210 0.0210 0.0210
0.0210 0.0210 0.0770
0.0230 0.0990 0.0710 0.0780 0.1400 0.1400 0.1400
0.0230 0.0680 0.0990
0.0300 0.0300 0.0300 0.0900 0.0300 0.0300 0.0300
0.0300 0.0300 0.0300
0.2000 0.0600 0.0180 0.1720 0.2240 0.2120 0.3960
0.2000 0.1440 0.0600
0.7650 0.4520 0.0210 0.0760 0.2760 0.2760 0.4010
0.7650 0.5860 0.4520];
mV=mV/0.7650;
```

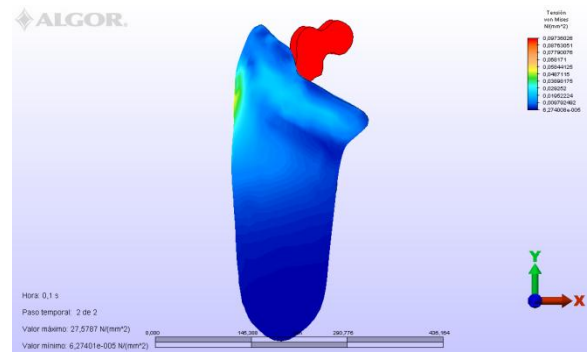
ANEXO C. simulación utilizando un modelo Hyperelástico.

Siguiendo las recomendaciones del ing. Mauricio Barrera se realizó la simulación utilizando un modelo no lineal Hyperelástico. Se encontró que el muñón al experimentar altas deformaciones no trasmite la carga a las paredes del encaje siendo esta absorbida en su totalidad por el muñón como se muestran en las figuras a continuación.

C1. Encaje de prótesis evaluado mediante MEF utilizando modelo Hyperelástico vista 135 grados

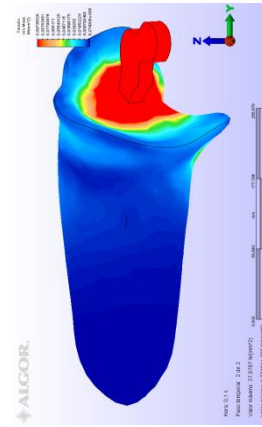
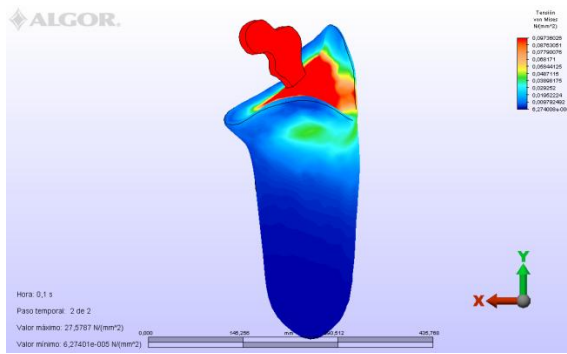


C2. Encaje de prótesis evaluado mediante MEF utilizando modelo Hyperelástico, vista 0 grados



C3. Encaje de prótesis evaluado mediante MEF utilizando modelo Hyperelástico, vista 180 grados

C4. Encaje de prótesis evaluado mediante MEF utilizando modelo Hyperelástico, vista 225 grados



A9. Encaje de prótesis evaluado mediante MEF sin realizar modificaciones vista extremo distal

