



UNIVERSIDAD
NACIONAL
DE COLOMBIA

**Análisis de Sensibilidad de Parámetros Tribológicos en
el Sistema Muñón-*Socket* en la Distribución de Esfuerzos
en Amputados Transfemorales**

Junes Abdul Villarraga Ossa

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Minas

Medellín, Colombia

2017

Análisis de Sensibilidad de Parámetros Tribológicos en el Sistema Muñón-Socket en la Distribución de Esfuerzos en Amputados Transfemorales

Junes Abdul Villarraga Ossa

Tesis presentada como requisito parcial para optar al título de:
Doctor en Ingeniería

Director:

Ph.D. Juan José Pavón Palacio QEPD

Directora:

Ph.D. María Esperanza López Gómez

Codirectora:

Ph.D. Diana María López Ochoa

Grupo de Investigación:

Grupo de Tribología y Superficies

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Minas

Medellín, Colombia

2017

Agradecimientos

A todas las personas que de alguna manera han ayudado a culminar exitosamente esta etapa de mi vida y este logro.

Una mención especial para las siguientes personas, que con su apoyo y sus acciones estuvieron siempre presentes y ayudaron a finalizar esta meta.

Juan José Pavón Palacio QEPD

María Esperanza López Gómez

Sergio Agudelo Flórez

Diana López Ochoa

Jésica Andrea Isaza López

A todos los integrantes de los grupos de investigación de Diseño Mecánico y de Biomateriales Avanzados y Medicina Regenerativa, de la Universidad de Antioquia, en especial a:

Carlos Mejía Blandón

Vanessa Restrepo Pérez

Juan Gustavo Diosa Peña

Daniel Felipe Tobón

Liliana Marcela Bustamante Góez

Y por último, a las instituciones que colaboran y creen en este tipo de proyectos, que buscan mejorar la vida de personas que muchas veces no son escuchadas o tenidas en cuenta por no representar números suficientes para ser considerados.

Tabla Contenido

1. Introducción	1
2. Objetivos.....	4
2.1 Objetivo General	4
2.2 Objetivos Específicos	4
3. Amputación Transfemoral	5
3.1 Prótesis Transfemoral	6
3.1.1 Prótesis Exoesqueléticas	6
3.1.2 Prótesis Endoesqueléticas o Modulares	6
3.1.3 Partes de una Prótesis Transfemoral.....	7
3.1.4 Materiales de Fabricación para <i>Sockets</i>	12
3.1.5 Polipropileno	13
3.2 Marcha en Amputados Transfemorales.....	13
4. Tribología.....	21
4.1.1 Parámetros Tribológicos	22
4.1.2 Coeficiente de Fricción	25
5. Piel.....	30
5.1 Capas de la Piel	31
5.2 Comportamiento Mecánico de la Piel	33
5.3 Tribología de la Piel en Contacto con Superficies Rígidas.....	35
5.3.1 Superficie de la Piel	37
5.3.2 Efecto de la Rugosidad Superficial de la Piel Sobre la Fricción	38
5.3.3 Otros Factores que Afectan el Coeficiente de Fricción de la Piel	38
5.4 La fricción de la Piel en la Percepción de Confort	39
5.5 Métodos Numéricos	40
5.5.1 Método de Elementos Finitos en Bioingeniería	40
5.6 Modelos Computacionales de Amputaciones Transfemorales.....	41
6. Método	43
6.1 Influencia de la Textura Superficial del Polipropileno sobre el Coeficiente de Fricción con la Piel.....	44

6.2	Influencia del Coeficiente de Fricción entre el Polipropileno y la Piel en la Distribución de Esfuerzos sobre el Muñón.....	48
6.2.1	Modelos Numéricos de la Interacción <i>Socket</i> -Muñón.....	49
6.3	Selección de Parámetros Tribológicos de <i>Sockets</i> Elaborados en Polipropileno	58
6.4	Modelos Numéricos de la Interacción Piel-Polipropileno	59
6.4.1	Modelos a Escala Micrométrica	59
6.4.2	Modelos a Escala Nanométrica	63
6.4.3	Validación experimental.....	65
7.	Resultados y Discusión	69
7.1	Influencia de la Textura Superficial del Polipropileno sobre el Coeficiente de Fricción con la Piel.....	69
7.2	Influencia del Coeficiente de Fricción entre el Polipropileno y la Piel en la Distribución de Esfuerzos sobre el Muñón	70
7.2.1	Análisis del Estado de Esfuerzos sobre la Piel y el Músculo	83
7.3	Selección de Parámetros Tribológicos de <i>Sockets</i> Elaborados en Polipropileno	88
7.4	Modelos Numéricos de la Interacción Piel-Polipropileno	93
7.4.1	Modelos Escala Micrométrica	94
7.4.2	Modelos a Escala Nanométrica	100
7.4.3	Validación Experimental	101
7.4.4	Relación entre los Esfuerzos y las Presiones en la Piel con Respecto a la Variación del HSC y el CF.....	102
8.	Conclusiones y recomendaciones.....	105
8.1	Conclusiones.....	105
8.2	Recomendaciones.....	108
9.	Referencias.....	109
	Anexos	121

Lista de figuras

Figura 1-1. Frecuencia anual de eventos por minas antipersonal MAP y municiones sin explotar MUSE. [14]	2
Figura 3-1. Amputación Transfemoral [26].....	5
Figura 3-2. Tipos de Prótesis Transfemorales a) exoesqueletica y b) endoesqueletica [27]	6
Figura 3-3. Partes principales de una prótesis transfemoral	7
Figura 3-4. Sistemas de sujeción del socket mediante a) válvula de succión y b) correas [27].....	9
Figura 3-5. Rodillas mecánicas a) Rodilla de un sólo eje y b) Rodilla policéntrica [31], [32]	10
Figura 3-6. Rodilla computarizada [34]	11
Figura 3-7. Tipos de pies protésicos a) SACH, b) de eje sencillo, c) de eje múltiple y d) de respuesta dinámica [39]	12
Figura 3-8. Ciclo de la Marcha Humana [43]	14
Figura 3-9. Fuerzas de reacción del piso durante la fase de apoyo de la marcha a) fuerza vertical y b) fuerza horizontal [47].....	19
Figura 3-10. Características de la marcha normal vs. Marcha con prótesis transfemoral a) Flexión y extensión de cadera, b) Flexión y extensión de rodilla y c) Dorsiflexión y plantiflexión de tobillo [45]	20
Figura 4-1. Ejemplo de medición parámetro Ra.....	22
Figura 4-2. Ejemplo de medición parámetros Rv, Rp y Rt	24
Figura 4-3. Medida parámetro HSC.....	25
Figura 4-4. Área real (Ar) y área aparente de contacto (A)	28
Figura 5-1. Principales capas de la piel [63]	31
Figura 5-2. <i>Stratum corneum</i> y descamación de Corneocitos [68].....	32

Figura 5-3. Factores que influyen el coeficiente de fricción de la Piel	37
Figura 6-1. Esquema de la metodología empleada	44
Figura 6-2. Indentador con recubrimiento de PP empleado en el esclerómetro para cuantificar COF con la piel	45
Figura 6-3. Perfiles de los indentadores empleados en el esclerómetro, a) textura alta y b) textura baja	46
Figura 6-4. a) Esclerómetro Universidad Nacional de Colombia Sede Medellín, b) Montaje para realizar las mediciones sobre la piel.....	47
Figura 6-5. Esquema de la indentación de la piel para cuantificar el CF.....	48
Figura 6-6. Modelo multicapa del muñón.....	50
Figura 6-7. Ejemplo de modelos CAD finales a) Socket, b) Muñón multicapa y c) Hueso51	
Figura 6-8. Ensamble del modelo.....	51
Figura 6-9. Fijación de la cabeza femoral.....	53
Figura 6-10. Postura del <i>socket</i>	54
Figura 6-11. Fase de apoyo durante la marcha	55
Figura 6-12. Diagrama de cargas sobre la prótesis	56
Figura 6-13. Ejemplo del mallado final.....	58
Figura 6-14. Ejemplos de geometrías de los perfiles encontrados en sockets fabricados nacionalmente y su semejanza con a) perfil triangular, b) perfil rectangular y/o trapezoidal y c) perfil sinusoidal.....	61
Figura 6-15. Perfiles modelados para el PP a) Rectangular, b) Sinusoidal, c) Triangular y d) Trapezoidal	62
Figura 6-16. Ejemplo de mallado, probeta de PP parte inferior y piel en la parte superior	63
Figura 6-17. Superficie sinusoidal obtenida mediante MatLab.....	64
Figura 6-18. Centro de micromecanizado Kern Evo empleado para elaborar probetas de PP	66
Figura 7-1. Detalle de la distribución de esfuerzos y presión sobre el muñón del individuo I para un CF de 0.5	71
Figura 7-2. Deformación del tejido adiposo, a) al inicio de la simulación 0 segundos, b) 5 segundos, c) a los 10 segundos y d) un contorno de la deformación total.....	72
Figura 7-3. Esfuerzo cortante promedio para todos los individuos en función del CF	77

X Análisis de Sensibilidad de Parámetros Tribológicos en el Sistema Muñón-Socket en la Distribución de Esfuerzos en Amputados Transfemorales

Figura 7-4. Presión promedio sobre el muñón para todos los individuos en función del CF	78
Figura 7-5. Franja sobre la cual se realizó la variación del CF.....	79
Figura 7-6. Variación del cortante promedio sobre el muñón al variar el CF en la franja propuesta	81
Figura 7-7. Variación de la presión promedio sobre el muñón al variar el CF en la franja propuesta	82
Figura 7-8. Perfiles promedio para cada uno de los sockets analizados con bandas para los valores máximos y mínimos.....	91
Figura 7-9. Matriz de dispersión con variables transformadas y cajas y bigotes de las variables analizadas	93
Figura 7-10. Diagrama de caja del CF respecto al Ra, HSC y la geometría del perfil	96
Figura 7-11. Gráfico de medias comparativo para el CF según la geometría del perfil ...	97
Figura 7-12. Gráfico de medias comparativo para el CF según el HSC	98
Figura 7-13. Gráfico de medias comparativo para el CF según Ra.....	99
Figura 7-14. Gráfico de interacción entre el Ra y las geometrías del perfil para el valor promedio del CF.....	100
Figura 7-15. Variación del CF con respecto al valor Sa	101
Figura 7-16. CF entre el PP y la piel humana, respecto a la fuerza Normal aplicada para probetas micromecanizadas Ra 10 μ m HSC 10 y Ra 50 μ m HSC 10.....	102
Figura 7-17. Esfuerzos cortantes sobre el muñón en función de los parámetros a) HSC y b) Ra	103
Figura 7-18. Presiones sobre el muñón en función de los parámetros a) HSC y b) Ra..	104

Lista de tablas

Tabla 1. Principales desviaciones de la marcha humana en un amputado transfemoral	16
Tabla 2. Propiedades mecánicas de la piel reportadas en diferentes investigaciones	34
Tabla 3. Comportamiento cualitativo del coeficiente de fricción de la piel como función de algunos factores [63]	36
Tabla 4. Parámetros de rugosidad para los factores de textura alto y bajo.....	45
Tabla 5. Mediciones a realizar dadas por el diseño experimental.....	47
Tabla 6. Información de los diferentes pacientes.....	49
Tabla 7. Parámetros constitutivos de los tejidos blandos.....	52
Tabla 8. Propiedades de los materiales elásticos	52
Tabla 9. Condiciones de carga para cada paciente	56
Tabla 10. Información del mallado para cada individuo	57
Tabla 11. Variación de los parámetros Ra y HSC para el análisis de sensibilidad.....	59
Tabla 12. Características AFM	64
Tabla 13. Información del mallado de modelos a escala nanométrica	65
Tabla 14. Características Tribológicas de las probetas empleadas para realizar la validación experimental	65
Tabla 15. Características del centro de micromecanizado empleado para elaborar las probetas de PP.....	67
Tabla 16. Herramientas y condiciones de operación utilizadas en la elaboración de probetas micromecanizadas.....	67
Tabla 17. Valores del CF medidos para la variación de los factores vellosoidad, sudoración y textura	69
Tabla 18. Significancia de los Factores	70
Tabla 19. Resultados de la distribuciones de presiones, esfuerzos cortantes y de von Mises para el individuo I, variando el CF entre la piel y el <i>socket</i>	73

XII Análisis de Sensibilidad de Parámetros Tribológicos en el Sistema Muñón-Socket en la Distribución de Esfuerzos en Amputados Transfemorales

Tabla 20. Distribuciones de presiones, esfuerzos cortantes y de von Mises para el individuo I, variando el CF entre la piel y el <i>socket</i> , en la franja propuesta	80
Tabla 21. Porcentaje de la variación de los esfuerzos sobre el muñón.....	83
Tabla 22. Esfuerzos cortantes (shear 1 y shear 2), esfuerzo cortante promedio (shear 1+shear 2) y presiones (cpres) sobre la piel.	84
Tabla 23. Esfuerzos de von Mises y esfuerzos compresivos máximos (S min) sobre el músculo.....	85
Tabla 24. Datos adquiridos de las doce zonas de seis sockets elaborados nacionalmente	88
Tabla 25. Valores de la transformación de potencia para cada parámetro tribológico	92
Tabla 26. Matriz de correlaciones.....	92
Tabla 27. Coeficientes de fricción obtenidos por simulación numérica para las diferentes geometrías variando el Ra y el HSC de la geometría de la superficie	94
Tabla 28. Promedio del CF para las simulaciones realizadas.....	95
Tabla 29. Valor promedio del CF según HSC.....	97
Tabla 30. Valor promedio del CF según Ra.....	99
Tabla 31. Resultados del CF entre piel humana y probetas micromecanizadas	101

Resumen

El confort en pacientes con amputación de miembro inferior y especialmente con amputación transfemoral es un tema con poco desarrollo y que involucra un gran impacto social, son muchos los factores que afectan la percepción de bienestar de los usuarios de este tipo de prótesis. Desde el punto de vista ingenieril se trabaja en la interacción del muñón con el *socket*, para tratar de mejorar la adaptación del paciente y para disminuir la posibilidad de crear lesiones en los tejidos blandos que en el peor de los casos conllevan a una nueva amputación.

En esta investigación se realizó el análisis de sensibilidad de los parámetros tribológicos Ra y HSC sobre la magnitud de los esfuerzos en la piel del muñón de amputados Transfemorales. Se verificó mediante un diseño experimental y mediciones en un esclerómetro, que la textura superficial influencia la medición del coeficiente de fricción entre la piel y el polipropileno. Posteriormente empleando el método de los elementos finitos y modelos multicapa se determinó como la variación del coeficiente de fricción influencia la distribución y la magnitud de los esfuerzos sobre el muñón, se encontraron variaciones en los esfuerzos cortantes entre el 5 y el 35 % y para la presión entre el 10 y el 16 %, se estableció que el emplear materiales hiperelásticos y modelos multicapa para modelar los tejidos blandos es un procedimiento válido que se acerca al comportamiento real. Con el fin de seleccionar los parámetros tribológicos más adecuados, se realizó un análisis estadístico entre los valores de Ra, Rq, Rv, Rt y HSC, medidos en sockets fabricados en seis diferentes empresas nacionales. Se propuso una metodología empleando la ley de Amontons y nuevamente el método de los elementos finitos para calcular de forma inversa el coeficiente de fricción entre la piel y el polipropileno, teniendo en cuenta las cargas generadas durante el proceso de postura del socket, las cargas generadas durante la fase de apoyo de la marcha humana, las variables tribológicas y cuatro geometrías de la superficie del polipropileno.

XI Análisis de Sensibilidad de Parámetros Tribológicos en el Sistema Muñón- v Socket en la Distribución de Esfuerzos en Amputados Transfemorales

Por último se realizó el análisis descriptivo y de sensibilidad de las variables analizadas y se concluyó que para mejorar el confort de los usuarios de prótesis transfemorales es recomendable obtener superficies con valores de Ra mayores a $10\ \mu\text{m}$ y de HSC menores a cinco.

1. Introducción

La calidad de vida de los pacientes amputados está muy influenciada por la adaptación que logren tener con el socket de su prótesis [1]–[6], al ser éste el único elemento en contacto directo con el paciente, se requiere comprender claramente la fenomenología de las interacciones entre el socket y el muñón para poder realizar propuestas que ayuden a optimizar dicho sistema.

En Colombia no existen estadísticas sobre la población con discapacidades ocasionadas por la amputación de miembros inferiores, pero se sabe que la amputación transfemoral es la segunda en frecuencia después de la amputación transtibial y que su etiología aproximada a nivel mundial [7], [8] es la siguiente:

- 85% enfermedad vascular periférica con o sin diabetes.
- 10 - 12% origen traumático.
- 3 - 5% otra índole.

Cabe anotar que en nuestro medio el origen traumático cobra una mayor importancia, debido, a la utilización de minas antipersonales, utilizadas por los diferentes grupos armados al margen de la ley [9], una estadística llevada por el departamento administrativo nacional de estadística se puede apreciar en la Figura 1-1, en donde se observa que el número de incidentes es elevado, inclusive con el fin del conflicto armado con uno de los actores más importantes, el país es aún el segundo con mayor número de minas antipersonales plantadas, las cuales se encuentran distribuidas en amplias zonas y las cuales requieren del proceso de desminado humanitario, el cual por la geografía de las zonas debe realizarse mediante la desactivación manual y la ayuda de perros entrenados en la detección de explosivos.

En cuanto a las prótesis se puede decir que a partir de 1970 el desarrollo de este tipo de soluciones ha tenido un avance vertiginoso [10], ya que éstas no sólo deben ir enfocadas a la funcionalidad sino también a la capacidad de brindar a su usuario una buena sensación

de confort; varios autores coinciden en la falta de una escala cuantificable para este parámetro [1], [5], [10]–[13], que permita una mejor valoración por parte de los pacientes y sirva de retroalimentación para el proceso de diseño y fabricación.

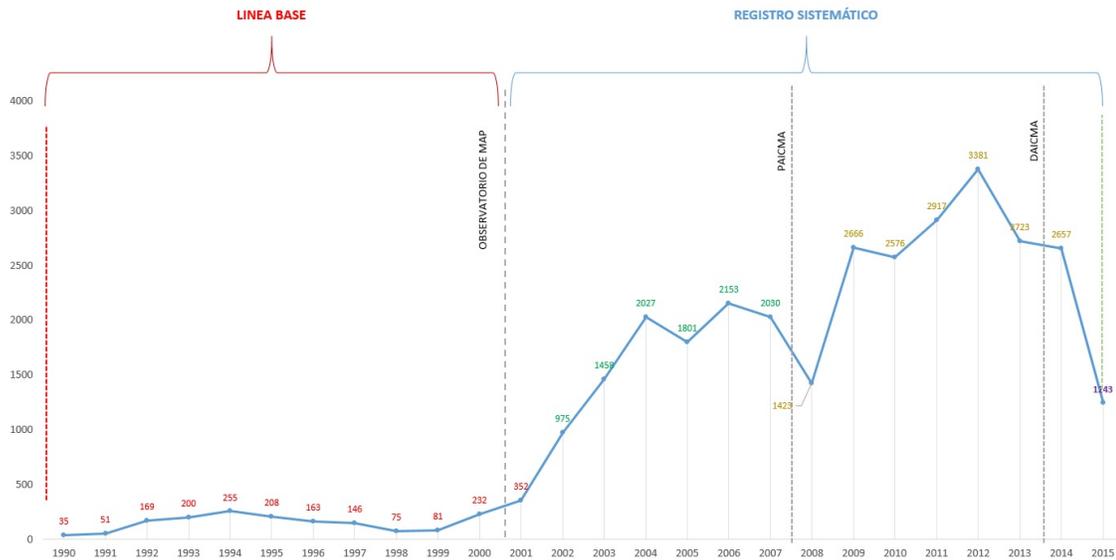


Figura 1-1. Frecuencia anual de eventos por minas antipersonal MAP y municiones sin explotar MUSE. [14]

Para realizar un diseño en el cual la sensación de confort del paciente sea un aspecto importante, se deben determinar cuáles son los principales factores que alteran dicha percepción [15], enfocados en este aspecto se encuentran algunas de las investigaciones realizadas por el grupo de investigación en biomecánica e ingeniería de rehabilitación (GI-BIR) [3], [16]–[18], entre los aspectos que pueden modificar la percepción del confort se ha identificado la distribución de esfuerzos en la interfaz muñón-socket, en la cual se debe buscar la mayor homogeneidad posible y que no presente concentraciones de esfuerzos o gradientes elevados, que ocasionen lesiones y/o generen sensaciones de incomodidad al paciente, durante su desplazamiento, o al estar simplemente sentado o de pie. La piel puede presentar ruptura cuando se presentan deformaciones entre el 35 y el 115% [19], [20], con una resistencia última a la tracción de 21.6 ± 8.4 MPa [20], al envejecer su módulo de Young puede aumentar cerca de un 30% y para evitar daños es recomendable estar en valores de esfuerzos inferiores a 0.2 MPa [21], por su parte el tejido muscular puede soportar deformaciones por debajo del 65 % y presiones menores a 32 kPa antes de presentar daño o necrosis [22], [23].

Varias investigaciones previas han determinado que el coeficiente de fricción (CF) de la piel en contacto con el *socket* juega un papel importante en la distribución final de esfuerzos que se obtiene en el muñón del paciente [24], [25], y por consiguiente puede afectar la creación de lesiones o las sensaciones incómodas del paciente, las cuales afectan directamente la percepción de confort. El objetivo de este proyecto es entonces, evidenciar la incidencia del CF en la generación de esfuerzos sobre el muñón y proponer parámetros superficiales para el polipropileno, que minimicen los esfuerzos generados en la piel. Estas consideraciones podrán ser utilizadas posteriormente para proponer parámetros de diseño geométrico, de manufactura y/o materiales, con los cuales se espera reducir la sensación de disconfort generada en el usuario de la prótesis.

Para lograr este objetivo se plantea el uso de la herramienta computacional del método de elementos finitos, el cual es ampliamente utilizado en bioingeniería para el cálculo de los esfuerzos y deformaciones en tejidos, este método brinda gran flexibilidad en las geometrías estudiadas y comportamientos mecánicos de los tejidos, adicionalmente permite realizar investigaciones sin necesidad de realizar ensayos *in vivo*, en los cuales se pueden causar incómodidades en los pacientes, estas características lo hacen una herramienta muy versátil y útil, en este caso, para el cálculo de los esfuerzos en la interfaz socket-muñón y para plantear modelos que permitan variar características de las superficies para observar su incidencia en el CF y por consiguiente en las distribuciones de esfuerzos en las superficies en contacto.

2. Objetivos

2.1 Objetivo General

Establecer una relación entre algunas variables topográficas de la interfaz muñón-socket de un amputado transfemoral y el coeficiente de fricción, que permitan obtener una distribución homogénea de esfuerzos cortantes.

2.2 Objetivos Específicos

- Determinar la influencia del coeficiente de fricción en la distribución de esfuerzos sobre el muñón en un amputado transfemoral y la influencia de la textura superficial del polipropileno en el coeficiente de fricción con la piel.
- Seleccionar parámetros tribológicos y geométricos del polipropileno que puedan afectar el coeficiente de fricción con la piel y analizar su sensibilidad empleando simulaciones numéricas.
- Establecer las relaciones entre el coeficiente de fricción y los parámetros tribológicos estudiados que permitan obtener una disminución en la magnitud de los esfuerzos sobre el muñón.

3. Amputación Transfemoral

Para comprender como los esfuerzos en la interfaz socket—muñón de un amputado transfemoral se ven afectados por el coeficiente de fricción se presenta la definición de lo que es una amputación y específicamente transfemoral, así como los tipos y partes que conforman los sockets y los materiales que se emplean para su fabricación [5].

Una amputación se define como la pérdida o ausencia total o parcial de un miembro o de una extremidad. La amputación es una operación destructiva que extirpa pero no cura, aunque puede convertirse en constructiva cuando suprime la enfermedad; ésta consiste en la separación quirúrgica de una parte o de toda una extremidad, por una lesión traumática o por alguna enfermedad, y debe distinguirse de la desarticulación, que separa una parte a través de una articulación. La amputación transfemoral, se refiere a la amputación que ocurre en el muslo, a través del hueso femoral (fémur) [26].



Figura 3-1. Amputación Transfemoral [27]

3.1 Prótesis Transfemoral

Las prótesis transfemorales son usadas con el objetivo de restituir tanto la apariencia como la movilidad funcional del individuo amputado. La Figura 3-2 muestra los dos tipos de prótesis transfemorales que existen: la exoesquelética y la endoesquelética o modular.



Figura 3-2. Tipos de Prótesis Transfemorales a) exoesquelética y b) endoesquelética [28]

3.1.1 Prótesis Exoesqueléticas

Externamente no llevan funda y su acabado es a base de plástico laminado (Figura 3-2-a). Los elementos de la rodilla y del tobillo-pie quedan a la vista, formando una estructura sólida del conjunto de la prótesis. Son generalmente más resistentes y por lo tanto más durables; son algo más pesadas y no tan estéticas como las modulares.

3.1.2 Prótesis Endoesqueléticas o Modulares

Compuestas por una pieza tubular, con adaptadores ajustables a los extremos, que conectan la unidad de la rodilla y las piezas tobillo-pie (Figura 3-2-b). Igualmente, un tubo de muslo con adaptadores en ambos extremos conecta la pieza de rodilla con el socket. Todo este conjunto queda alojado dentro de un tubo de poliuretano, al que le dan la forma

y las dimensiones de la extremidad sana, para recubrir toda la prótesis (desde la punta del pie hasta la zona proximal del socket) con una media elástica [28].

3.1.3 Partes de una Prótesis Transfemoral

Las prótesis transfemorales están constituidas generalmente de los mismos elementos (Figura 3-3): *socket* o encaje, rodilla protésica, pilones o tubos, adaptadores, placas de sujeción y conjunto pie-tobillo [27].

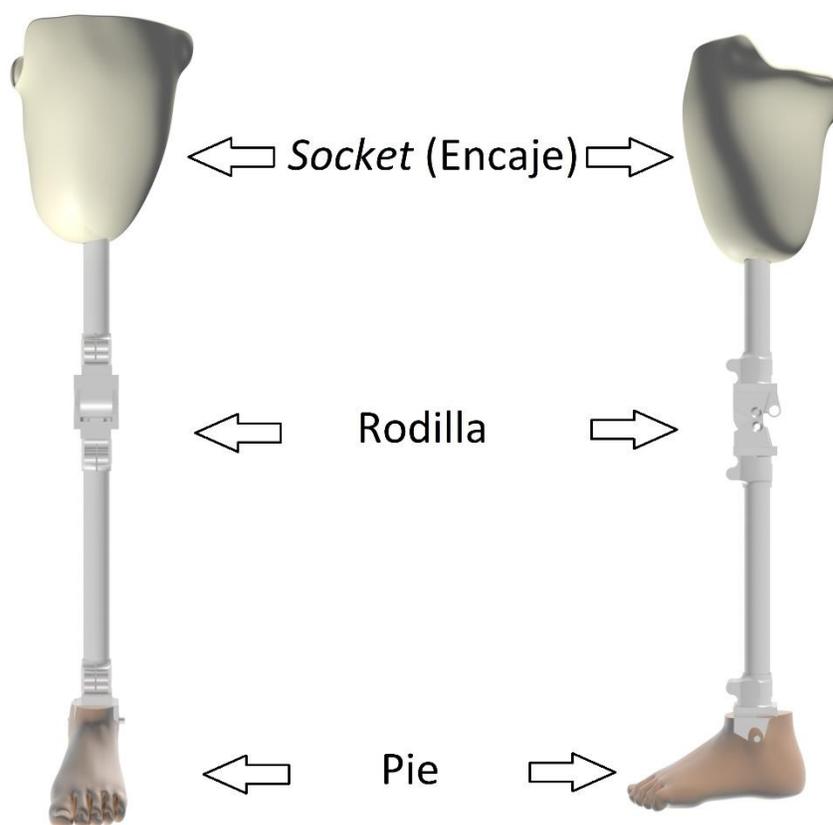


Figura 3-3. Partes principales de una prótesis transfemoral

Socket

Es la parte de la prótesis que hace que ésta se fije al cuerpo y la que determina en gran medida si el ajuste es bueno o no, transmite el peso hacia el suelo, pasando por toda la prótesis y permite que las unidades de pie y rodilla funcionen, adicionalmente es la única

parte de la prótesis que está en contacto con el amputado, lo que lo convierten en el componente más importante de la prótesis.

Su forma es de suma importancia para el confort y la funcionalidad de la prótesis, debe estar perfectamente ajustado al muñón, sin cortar la circulación, pero sin quedar flojo, la mayoría de los sockets cubren todo el muñón y su diseño debe ser capaz de tomar ventaja de los músculos del muñón para poder controlar la prótesis y transmitir el peso del amputado hasta el suelo.

Un fémur cortado transversalmente puede soportar muy poco peso sobre su extremo, por lo tanto el diseño del socket debe ser tal, que permita transferir peso desde el extremo del muñón hasta el lateral del muslo y la pelvis.

El ajuste del socket y su calidad son mucho más importantes que el pie o la rodilla protésica, una excelente prótesis no funciona de forma óptima si el socket no se ajusta bien y la alineación no es la correcta [26].

Los sockets deben ser más estrechos por los lados (parte medial lateral y parte exterior). El fémur, en vez de apoyarse directamente en el socket, queda inclinado para distribuir algo de peso en el lateral, esto ayuda a estirar un poco los aductores de la cadera (músculos de las nalgas), fortaleciéndolos, mejorando su ventaja mecánica y proporcionando un mejor equilibrio.

El material en que se fabrican los socket tiene una gran influencia en el nivel de confort que estos proporcionan al amputado, muchos de los primeros sockets estaban hechos de madera tallada. Después llegaron el cuero y el metal, seguidos por el aluminio para reducir su peso [29], [30]. Siguieron los plásticos rígidos y los materiales laminados. Hace poco, se consiguió que los plásticos fueran más flexibles y duraderos. Esto hace que los sockets puedan sostener con rigidez algunas zonas al tiempo que permiten el movimiento muscular y mayor flexibilidad. También existen combinaciones de un socket interno fabricado con un material flexible y una estructura rígida con espacios abiertos que permiten que los bordes sean un poco más maleables.

El socket se mantiene en su sitio por dos técnicas, una de ellas, la más común, es la succión, donde, mediante una válvula unidireccional situada en la parte inferior, se crea un vacío entre el muñón y la superficie interna del socket (Figura 3-4-a), la otra técnica, que

es más antigua, utiliza un cinturón amarrado al paciente por la cadera para mantener el *socket* en su lugar (Figura 3-4-b).

Aunque en la actualidad los *sockets* han evolucionado bastante en su diseño para facilitar la distribución del peso del paciente en el muñón y mejorar su percepción de confort durante el uso cotidiano de la prótesis, existen muchos amputados que no disponen de los recursos y/o del tiempo para realizar un proceso de adaptación adecuado; aún se presentan muchos casos, en los que el paciente utiliza una prótesis donada o subsidiada y que no hacen uso de elementos como el *liner* para ayudar a mejorar la interacción existente entre el *socket* y el muñón, lo cual empeora la situación de disconfort y promueve la generación de lesiones cutáneas y subcutáneas que predisponen al usuario a disminuir el tiempo de uso de su prótesis.

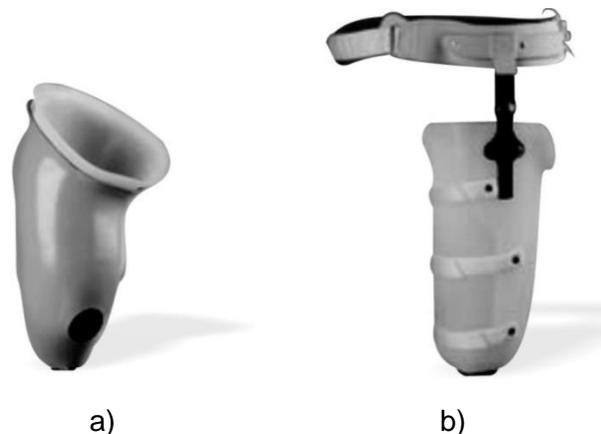


Figura 3-4. Sistemas de sujeción del *socket* mediante a) válvula de succión y b) correas [28]

Rodilla protésica

Probablemente es el componente más complejo de una prótesis, esto se debe a que es la encargada de brindar soporte cuando el paciente está en bipedestación, proveer una marcha normal y suave y permitir que la persona se siente.

En la actualidad existe una gran variedad de rodillas protésicas, van desde los sistemas más sencillos que se han usado desde hace mucho tiempo, y que son los más utilizados en el medio local, debido a su economía, hasta los sistemas tecnológicamente más avanzados, dentro de esta gran variedad existen dos sistemas principales: las rodillas mecánicas, que se dividen en dos tipos las de un sólo eje y las policéntricas (Figura 3-5) y las rodillas computarizadas [31].

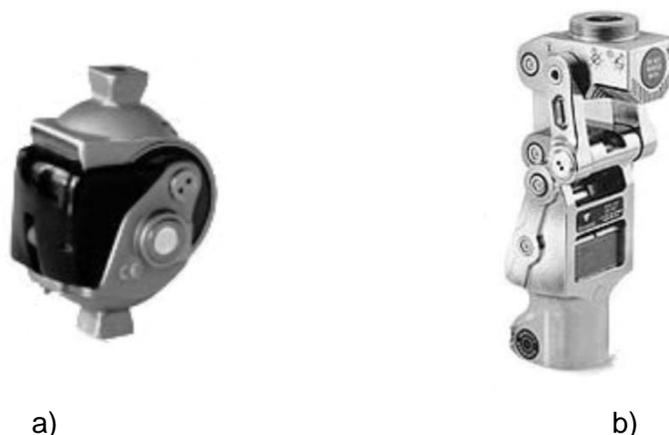


Figura 3-5. Rodillas mecánicas a) Rodilla de un sólo eje y b) Rodilla policéntrica [32], [33]

Rodillas de un sólo eje

El funcionamiento de estas es igual al de una bisagra, permitiendo solamente la flexión y la extensión. Al ser muy sencillas duran mucho tiempo y son más ligeras, son las más económicas, no cuentan con control de apoyo (lo que significa que el amputado debe usar sus músculos para mantener el equilibrio mientras está de pie), normalmente cuentan con un seguro manual (para compensar la falta de control de apoyo), utilizan fricción para evitar que la pierna se mueva muy rápido durante el balanceo [32].

Rodillas policéntricas

Son más complejas que las anteriores y brindan mayor libertad de movimiento a personas con amputación, debido a sus múltiples ejes de rotación, éstas deben ser reemplazadas y reparadas con mayor frecuencia, pesan más que las anteriores, son muy estables en el inicio de la marcha, reducen el largo de la pierna al comienzo del paso lo que disminuye el riesgo de tambalearse y caerse, se doblan durante la fase de balanceo y para permitir al paciente sentarse, cuentan con control simple de balanceo lo que permite una velocidad ideal al caminar, algunas de ellas cuentan con control de balanceo por fluido que permite variar la velocidad de la marcha [33].

Rodillas computarizadas:

Esta tecnología es relativamente nueva implementada a partir de la última década [31], [34]–[38], se encuentran diferentes tipos y su desarrollo sigue en crecimiento, cada tipo

tiene diferencias, sin embargo todas presentan las siguientes características: son más pequeñas y menos pesadas que las rodillas mecánicas, son programadas para memorizar las características de la marcha del amputado, el esfuerzo es menor para el amputado, lo que deriva en una marcha más natural, permiten que el paciente camine por más tiempo y cuentan con mayor control en superficies disparejas (Figura 3-6).



Figura 3-6. Rodilla computarizada [35]

Tubos, adaptadores y placas de sujeción

Tienen como propósito conectar la articulación de rodilla con el conjunto pie- tobillo y con el *socket*, además son los encargados de transmitir las fuerzas ocasionadas por el peso del paciente hacia el piso.

Pie-tobillo

Hay disponibles más de 50 modelos de pies protésicos. Algunos están diseñados para realizar tareas específicas como: caminar, bailar, ir en bicicleta, jugar al golf, nadar, esquiar o correr. Muchos son impermeables y están fabricados con materiales ligeros como el plástico, las aleaciones de metal y los compuestos de fibra de carbono. La Figura 3-7 ilustra los diferentes tipos de pies protésicos, que son: básicos, articulados o de respuesta dinámica [39].



Figura 3-7. Tipos de pies protésicos a) SACH, b) de eje sencillo, c) de eje múltiple y d) de respuesta dinámica [39]

3.1.4 Materiales de Fabricación para Sockets

La prótesis más antigua de la que se tiene conocimiento data del año 300 A.C. y estaba elaborada de bronce y madera, en la edad media se elaboraban prótesis de hierro para los caballeros que perdían sus extremidades en el combate; pero estos se reusaban a utilizarlas debido a su peso y la incomodidad que presentaba su uso al montar a caballo. En el siglo XVII en Italia se construyó una prótesis con los pies de madera y piernas de hierro perforado para disminuir el peso y facilitar su uso. El mejoramiento de la calidad y funcionalidad de las prótesis está íntimamente ligado al refinamiento de la técnica de amputación pasando de un corte directo, luego a la cauterización y finalmente a la retracción de musculo. La prótesis desarrollada por James Potts en 1800 para amputados transtibiales fue el comienzo de las prótesis más livianas y funcionales siendo famosa por ser usada por el Marques de Anglesey luego de perder su extremidad en la batalla de Waterloo. Después de la guerra civil de los Estados Unidos, Hanger, quien perdió su pierna en batalla modificó la prótesis utilizada por el Marques de Anglesey al incluir partes de caucho en la zona del tobillo permitiendo de esta manera los movimientos de plantiflexión y dorsiflexión, incluyendo también en su modelo el socket con succión [40].

Después de mediados del siglo pasado se comenzaron a utilizar por primera vez, para la elaboración de las prótesis, materiales modernos como el nylon, aluminio y resinas plásticas de poliéster con los cuales lograron obtener sistemas más funcionales y estéticamente satisfactorios. Actualmente para elaborar el socket se emplean diversos

materiales que van desde polímeros hasta las fibras reforzadas, en la fabricación de las prótesis más económicas y las más comúnmente utilizadas el material utilizado para el socket es el polipropileno, debido a su bajo costo y su durabilidad [41].

3.1.5 Polipropileno

El polipropileno (PP) se obtiene por polimerización y pertenece al grupo de los termoplásticos semicristalinos, actualmente se elabora en una amplia variedad de calidades y modificaciones, cada uno con características especiales; se utiliza para la construcción de piezas que necesitan resistencia química, peso ligero y fricción suave. Es un material que tiene una excelente resistencia al impacto y a los productos líquidos corrosivos, que cumple con una doble tarea, como plástico y como fibra. Lo que hace atractivo al polipropileno es su combinación de propiedades, la gran resistencia que tiene al calor, así como su dureza generada por las zonas cristalinas, sin contar su gran versatilidad para poder formar nuevos compuestos de diferentes formas. Además económicamente resulta en extremo favorable para las industrias, el monómero es de bajo costo, obtenible por varios métodos.

Este es el material que se empleó como objeto de este estudio, debido a que es el más comúnmente empleado para elaborar los *sockets* de prótesis transfemorales, ya que este material es el más económico y es el que se utiliza para elaborar las prótesis que son donadas, subsidiadas o adquiridas por las personas que sufren de este tipo de amputación, que generalmente son personas de bajos recursos.

3.2 Marcha en Amputados Transfemorales

La marcha humana es un modo de locomoción bípeda con actividad alternada de los miembros inferiores, que se caracteriza por una sucesión de doble apoyo y de apoyo unipodal, es decir, que durante la marcha el apoyo no deja nunca el suelo. En general la marcha humana normal se caracteriza por dos etapas: la fase de apoyo, que comprende aproximadamente un 60% del ciclo, y la fase de balanceo, que comprende el restante 40% [42]. La descripción de la marcha normalmente se limita a un solo ciclo, con la suposición de que los ciclos sucesivos son todos los mismos. Aunque este supuesto no es estrictamente cierto, es una aproximación muy razonable, la Figura 3-8 muestra un ciclo

de la marcha (CM) hacia adelante en el plano sagital, para una persona con ningún tipo de patología.

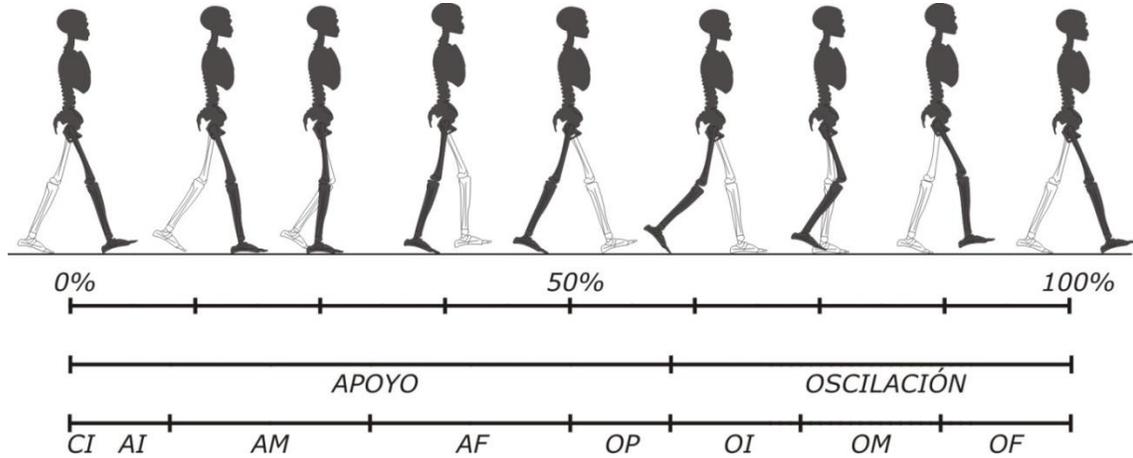


Figura 3-8. Ciclo de la Marcha Humana [43]

La cinemática del ciclo de la marcha humana se conoce y comprende a profundidad [44], una descripción de cada una de sus fases se da a continuación.

La fase de apoyo es aquella en la cual el pie permanece apoyado en el suelo, corresponde al 60% del CM, en ella se distinguen cinco momentos:

- a. Fase de contacto inicial (CI): 0-2%

Constituye la toma de contacto del pie con el suelo a través del talón, su finalidad es el posicionamiento de la pierna para iniciar el apoyo.

- b. Fase inicial de apoyo (AI): 0-10%

Corresponde al primer periodo de doble apoyo, inicia con el contacto inicial y continúa hasta que el otro pie se levanta para iniciar su fase de oscilación, su objetivo principal es absorber el choque y mantener la estabilidad el apoyo.

- c. Fase media del apoyo (AM): 10-30%

Es la primer mitad de la fase de apoyo monopodal, comienza cuando el pie contrario se levanta y continua hasta el despegue del talón, en este momento el peso del cuerpo cae sobre la parte delantera del pie, su finalidad es la progresión del cuerpo sobre el pie fijo y la estabilidad del cuerpo.

d. Fase final de apoyo (AF): 30-50%

En esta fase finaliza el apoyo monopodal, comienza con el despegue del talón y continúa hasta que el pie contrario golpea el suelo, a lo largo de ella el peso corporal se mueve y sobrepasa la parte delantera del pie logrando la progresión del cuerpo más allá del pie de apoyo.

e. Fase previa a la oscilación (OP): 50-60%

Constituye el segundo periodo de doble apoyo, se inicia con el contacto inicial del pie contrario y termina con el despegue de los dedos, transfiriendo la carga y posicionándose para la fase de balanceo.

La fase de balanceo ocupa el 40% restante del CM y va desde que se produce el despegue de los dedos del pie del suelo hasta el siguiente golpe de talón del mismo pie, esta fase se subdivide en:

a. Fase inicial de oscilación (OI): 60-73%

Esta fase es aproximadamente un tercio del periodo de oscilación, comienza con la elevación del pie y termina cuando se encuentra con el pie contrario.

b. Fase media de la oscilación (OM): 73-87%

Comienza cuando ambos pies se cruzan y termina cuando la tibia alcanza una posición vertical sobrepasando el pie de apoyo.

c. Fase final de la oscilación (OF): 87-100%

Esta fase final del balanceo comienza con una tibia vertical y termina cuando el pie golpea el suelo, dando paso a un nuevo ciclo de la marcha.

Como consecuencia de una amputación transfemoral, el ciclo de marcha se puede ver alterado, apareciendo fenómenos como marcha en abducción, en la cual el individuo amplía su base de sustentación; inclinación lateral del tronco y circunducción, en la cual se da un desplazamiento curvo de la prótesis durante la fase de balanceo [15]. Al analizar las cargas que se producen durante el ciclo de la marcha, es posible observar una variación en las magnitudes de las fuerzas ejercidas por el piso, en Figura 3-9 se puede observar un

ejemplo típico de la variación de las magnitudes de las fuerzas reactivas durante la fase de apoyo durante el CM.

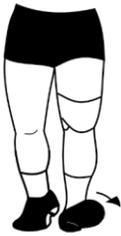
El utilizar una prótesis transfemoral hace que el paciente desarrolle una marcha diferente a la normal [45], las principales diferencias que se encuentran en este tipo de pacientes son:

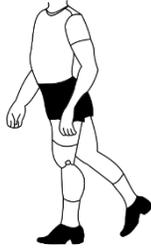
- a. El apoyo del pie no es tan diferenciado.
- b. El despegue se produce más rápidamente.
- c. Los dedos no pueden dar el mismo impulso.
- d. La longitud del paso del miembro amputado disminuye con respecto al miembro sano.

Diferentes desviaciones de la marcha normal se presentan en un amputado transfemoral, las más importantes se aprecian en la siguiente tabla: [46]

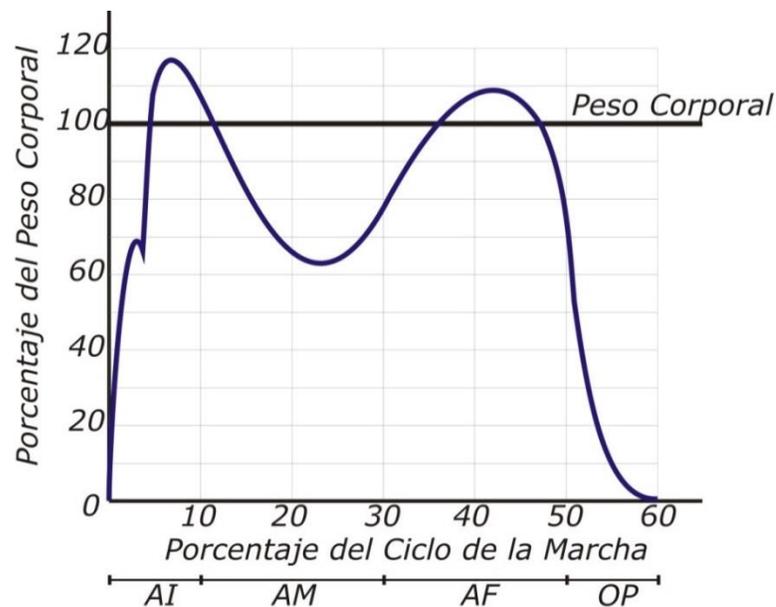
Tabla 1. Principales desviaciones de la marcha humana en un amputado transfemoral

	<p>Flexión Lateral del tronco. Cuando el paciente se inclina hacia el lado amputado cuando este se apoya en la prótesis.</p>
	<p>Mayor ancho base para la marcha. Durante todo el ciclo de la marcha, la separación de la base de los pies es significativamente mayor que el rango normal de 5 a 10 cm. Hay desplazamiento exagerado de la pelvis y el tronco.</p>
	<p>Circunducción. Durante el balanceo de la extremidad la prótesis sigue una línea curvada.</p>

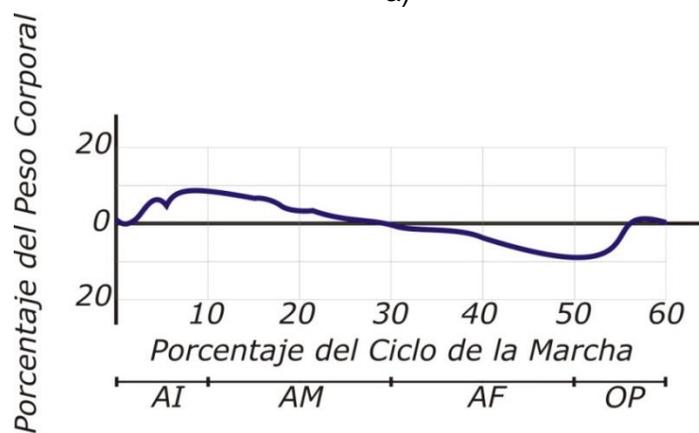
	<p>Empinamiento. Excesiva flexión plantar que hace elevar todo el cuerpo.</p>
	<p>Latigazo durante la fase de balanceo. Cuando el talón toca el piso, el pie rota lateralmente.</p>
	<p>Golpe del pie. Se realiza una flexión plantar del pie muy rápida, la cual hace que el pie golpee el piso fuertemente.</p>
	<p>Elevación desigual del talón. Usualmente el talón de la prótesis se eleva más que el talón de la otra extremidad, pero hay casos donde ocurre lo contrario.</p>
	<p>Impacto terminal. El vástago de la prótesis se detiene súbitamente generando un impacto cuando la rodilla alcanza su extensión completa.</p>



Lordosis exagerada. La curvatura de la lordosis lumbar se ve exagerada cuando la prótesis se encuentra en la fase de apoyo.



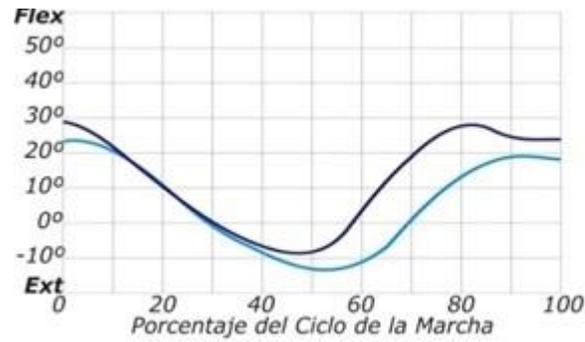
a)



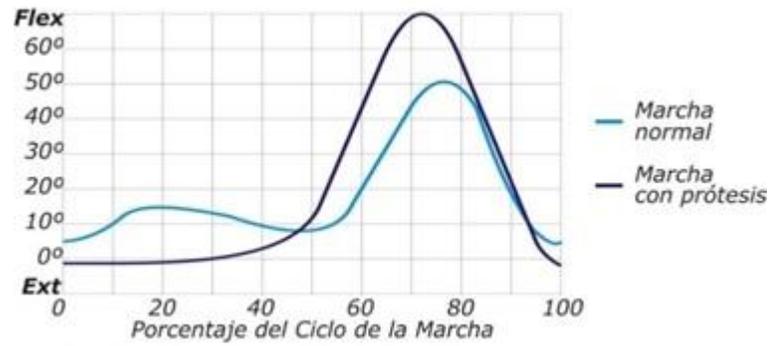
b)

Figura 3-9. Fuerzas de reacción del piso durante la fase de apoyo de la marcha normal a) fuerza vertical y b) fuerza horizontal [47]

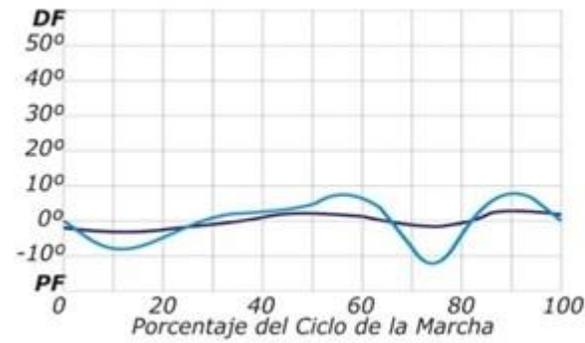
Las posiciones angulares de la cadera (Figura 3-10-a) en el amputado para la fase de apoyo (60% CM) se mantienen relativamente sin gran variación, pero en el punto de despegue del pie se observa una variación significativa que ocasiona una elevación de la cadera y una marcha asimétrica. La variación angular que debe presentar la articulación de rodilla en la fase de apoyo, es totalmente nula para los amputados (Figura 3-10-b). El ángulo del tobillo permanece constante durante todo el ciclo de la marcha (Figura 3-10-c).



a) Flexión y extensión de cadera



b) Flexión y extensión de rodilla



c) Dorsiflexión y plantiflexión de tobillo

Figura 3-10. Características de la marcha normal vs. Marcha con prótesis transfemoral a) Flexión y extensión de cadera, b) Flexión y extensión de rodilla y c) Dorsiflexión y plantiflexión de tobillo [45]

4. Tribología

La tribología es una ciencia que estudia los efectos de la fricción, el desgaste y la lubricación a nivel micro mecánico para dar una explicación a los fenómenos físicos que se presentan cuando se tienen dos o más cuerpos juntos y/o con movimiento relativo entre ellos; si se quiere entender el proceso la tribología, se debe entender como es la interacción entre las superficies cuando éstas se cargan, o se ponen en contacto mutuamente, pero para tener un panorama mucho más claro primero se tiene que tener una clara idea de que es que significa una superficie. Tradicionalmente se piensa que la superficie de un cuerpo es simplemente la condición de frontera geométrica del sólido, donde se encuentra su límite, pero si se mira esta definición de superficie desde el punto de vista tribológico se encontrará una gran diferencia, pues para la tribología una superficie además de ser el límite geométrico también tiene relación con los parámetros físicos, químicos y mecánicos, no sólo la superficie del material sino también del material cerca la superficie. Así pues, cuando se habla de superficies tribológicas, implícitamente se está incluyendo el material inmediatamente debajo de la superficie [48].

Bajo esta hipótesis, el estudio de la tribología se basa en conocer cuáles son las propiedades de la superficie, para luego entender como éstas interactúan entre sí, generando fenómenos como la fricción y el desgaste, y a su vez proponer soluciones a los problemas derivados de estos dos fenómenos, mediante el uso de la lubricación, recubrimientos, tratamientos sobre las superficies o como en este caso de estudio, utilizando modelos numéricos para predecir el comportamiento de las superficies en contacto [49]. En este estudio es importante comprender las variables tribológicas debido a que se pretende establecer si algunas de ellas tiene incidencia en el valor de la fuerza de fricción que se genera entre el *socket* y el muñón de la persona amputada, ya que la magnitud de esta carga es uno de los factores que influencia la percepción física del confort del paciente con su prótesis.

4.1.1 Parámetros Tribológicos

Los parámetros tribológicos se pueden definir como la medida de la distribución de alturas de la superficie estudiada. Existen un sinnúmero de parámetros que indican cómo es esta distribución, a continuación solo se presentan los más relevantes y comúnmente empleados [50].

Parámetro R_a . El parámetro R_a es conocido comúnmente como la rugosidad de una superficie, también conocido como línea central promedio es el parámetro más utilizado y presenta una descripción general de la variación de la altura y está definida como la media aritmética de los valores absolutos de las separaciones o alturas del perfil rugoso con respecto a la línea media del tramo de longitud medido L y matemáticamente está dada por:

$$R_a = \frac{1}{l} \int_0^l |y(x)| dx \quad (4-1)$$

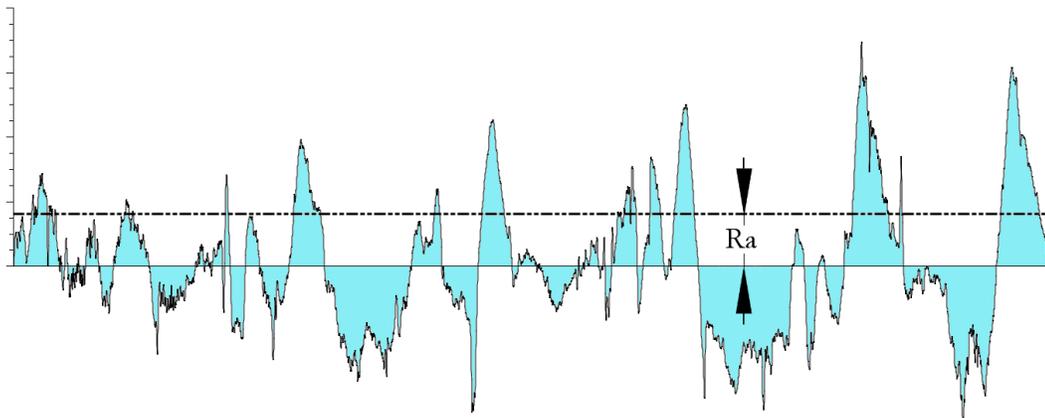


Figura 4-1. Ejemplo de medición parámetro R_a

Parámetro R_q El parámetro R_q se conoce como la media aritmética de las desviaciones del perfil, y es el valor medio de la raíz cuadrada de las desviaciones del perfil respecto a la línea media, dentro de la longitud de muestra L . Si se analiza, este parámetro es significativamente más sensible que R_a a los valores extremos, debido a la operación de la raíz cuadrada; además R_q tiene un significado estadístico, ya que es la desviación estándar de la distribución de alturas del perfil. El cálculo de R_q viene dado por la siguiente relación matemática:

$$R_a = \frac{1}{l} \int_0^l |y(x)| dx \quad (4-2)$$

Parámetro Sa El parámetro S_a es conocido comúnmente como la rugosidad de una superficie referida al área analizada, y de forma análoga al S_a está definida como la media aritmética de los valores absolutos de las separaciones o alturas del perfil rugoso con respecto al plano medio del área medida A , esta área es la multiplicación de la longitud en x l_x y su respectiva longitud en y l_y . Matemáticamente está dada por:

$$S_a = \frac{1}{l_x \times l_y} \int_0^{l_x} \int_0^{l_y} |z(x, y)| dy dx \quad (4-3)$$

También puede definirse de la siguiente manera:

$$S_a = \frac{1}{M \times N} \sum_{k=0}^{M-1} \sum_{l=0}^{N-1} |z(x_k, y_l)| \quad (4-4)$$

Donde los valores M y N corresponden al número de puntos medidos utilizando la Microscopía de Fuerza Atómica (AFM) tanto en las coordenada X como en la coordenada Y respectivamente [51].

Parámetro Sq El parámetro S_q se conoce como la media aritmética de las desviaciones del perfil rugoso referido al área analizada, y es el valor medio de la raíz cuadrada de las desviaciones del perfil respecto al plano medio, dentro del área medida A , esta área es la multiplicación de la longitud en x l_x y su respectiva longitud en y l_y . De forma análoga con el parámetro R_q , S_q es significativamente más sensible que S_a a los valores extremos, debido a la operación de la raíz cuadrada; de igual forma S_q tiene un significado estadístico, ya que es la desviación estándar de la distribución de alturas del perfil referida al área medida. El cálculo de S_q viene dado por la siguiente relación matemática:

$$S_q = \sqrt{\frac{1}{l_x \times l_y} \int_0^{l_x} \int_0^{l_y} (z(x, y))^2 dy dx} \quad (4-5)$$

También puede definirse de la siguiente manera:

$$S_q = \sqrt{\frac{1}{M \times N} \sum_{k=0}^{M-1} \sum_{l=0}^{N-1} (z(x_k, y_l))^2} \quad (4-6)$$

Donde los valores M y N corresponden al número de puntos medidos utilizando la AFM tanto en las coordenada X como en la coordenada Y respectivamente [51].

Máxima altura de picos R_p El R_p representa al pico de mayor altura del perfil respecto a la línea media (Ver Figura 4-2).

Máxima profundidad de valles R_v Este parámetro define el valle de mayor profundidad del perfil respecto a la línea media (Ver Figura 4-2).

Máxima altura del perfil R_t Este parámetro está definido como la distancia vertical entre el valle más bajo R_v y el pico más alto R_p de todo el perfil. En la Figura 4-2 se observa un ejemplo de medición de este parámetro

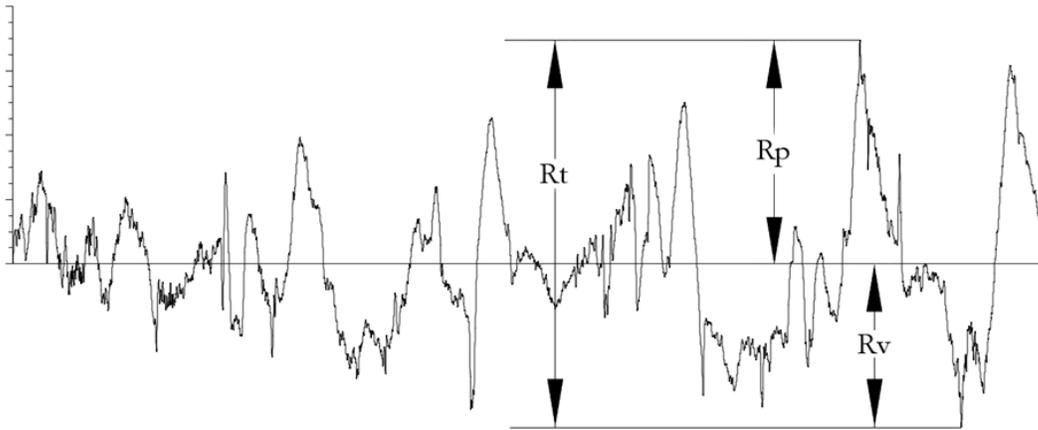


Figura 4-2. Ejemplo de medición parámetros R_v , R_p y R_t

Conteo de puntos altos HSC Se define como el número local de picos que superan la línea central o una línea paralela a ésta, por unidad de longitud, en la Figura 4-3 se observa el conteo de picos (zona en azul) respecto a la línea roja.

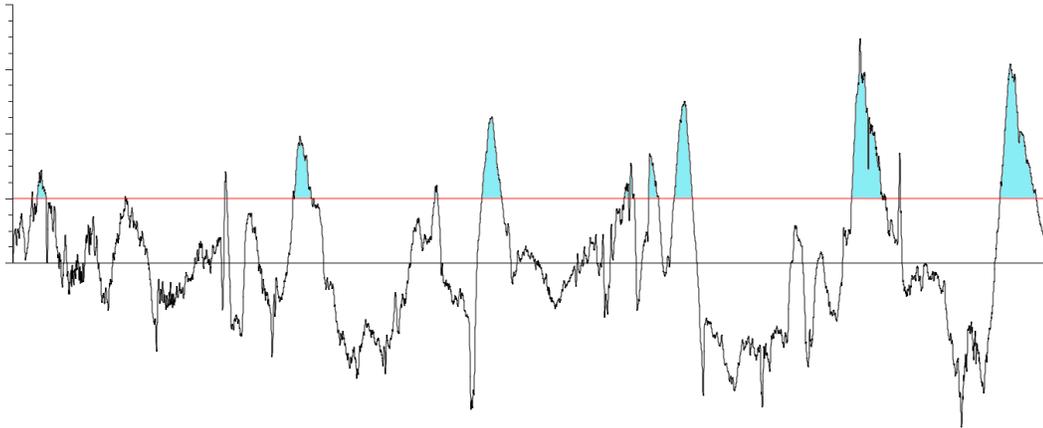


Figura 4-3. Medida parámetro HSC

4.1.2 Coeficiente de Fricción

Desde el punto de vista de la ingeniería se puede decir que la fricción es la fuerza tangencial entre dos cuerpos en contacto con movimiento opuesto relativo o movimiento independiente. A continuación se presenta una breve reseña histórica del estudio de la fricción.

En 1699 Guillaume Amontons redescubrió las dos leyes básicas de la fricción y las presentó a la Academia Royal de París en su trabajo titulado “*Medios de fácil sustitución de la acción del fuego a la fuerza de hombres y caballos para accionar las máquinas*” (“*Moyen de substituer commodément l’action du feu a` la force des hommes et des chevaux pour mouvoir les machines*” por su título original en Francés), donde se puede leer en la página 122 lo siguiente:

“Es un error creer que la fricción se incrementa o se disminuye en proporción a la extensión de las superficies en rozamiento, por el contrario, se ha encontrado experimentalmente que la fricción aumenta sólo en función de la fuerza por la que los dos cuerpos son presionados uno contra el otro” .

En ese mismo año Amontons publicó lo que se considera el primer trabajo sistemático sobre la fricción “*De la resistencia causada en las máquinas*” (“*De la résistance causée dans les machines*”). Un resultado de alta importancia que se puede extraer de los análisis de Amontons, es el hecho que la fricción es causada por las asperezas de la superficie, las cuales pueden ser consideradas como obstáculos rígidos, o como protuberancias

elásticas que se deforman debido al movimiento del cuerpo. En el primer caso la fuerza de fricción es la fuerza que es necesaria hacer que el cuerpo sobrepase las asperezas del otro cuerpo con el que está en contacto, como en el movimiento de un plano inclinado. En el segundo caso la fuerza de fricción es la fuerza necesaria para deformar las asperezas. En ambos casos, el resultado es el mismo: La fuerza de fricción es proporcional a la fuerza normal y es independiente del área de contacto, porque ésta depende principalmente de la altura de las asperezas.

En 1777 la Academia de Ciencias de Francia ofreció un considerable premio al mejor estudio sobre las leyes de la fricción y sus efectos en las máquinas, debido al auge de la industria naviera y por la necesidad de entender y mejorar los efectos de la fricción, este premio fue reclamado por el científico Charles Augustin Coulomb en el año de 1781, gracias a su trabajo "*Teoría de las máquinas simples*" presentado a la Academia el año de 1780 y finalmente publicado en 1785. Coulomb aplicó los estudios realizados por Amontons a elementos rodantes como rodamiento y bujes de fricción, estudió de manera individual la fricción estática y la dinámica, investigó la dependencia de la fricción estática de cuatro factores que son: la naturaleza de los materiales en contacto, el área de contacto, la carga soportada por las superficies y por último, la duración del contacto; y también estudió la dependencia de la fricción dinámica con los tres primeros factores del caso estático, pero adicionó la velocidad relativa entre los cuerpos [53]. En sus experimentos pudo encontrar una fuerte correlación entre la fuerza de fricción F y la carga W , aquí se presenta un dato curioso, puesto que Coulomb siempre calculó la relación W/F y no de la forma más usual actualmente $\mu = F/W$. Pudo encontrar que para la fricción entre metales, la fuerza de fricción era independiente del área de contacto y de la velocidad, este resultado aplicaba también al caso de metales lubricados con grasa animal.

Como puede verse, el trabajo de Coulomb fue uno de los más complejos y completos acerca de la fricción, y sus trabajos han servido como fundamento desde ese entonces hasta la actualidad, que abarca más de 150 años y aún siguen válidas, por lo que puede decirse que Coulomb plantó las bases de la comprensión actual de la fricción. Cabe destacar que Coulomb enfocó su trabajo en metales clásicos de la construcción de su tiempo, como el metal y la madera (dos tipos de metales y 3 tipos de maderas), sin embargo, su trabajo sistematizado hace que se considere como "*Tribología Clásica*" [54].

A mediados del siglo XIX, y gracias al desarrollo debido a la Revolución Industrial, se desarrollaron nuevas maquinarias y trenes, los cuales suscitaron el interés por reducir la fricción entre los diferentes componentes en movimiento, así nació el estudio de la lubricación. Se empezaron a utilizar tanto aceites minerales como aceites vegetales para reemplazar la grasa animal que se venía utilizando hasta esta época, por eso el estudio de estos aceites se convirtió en el interés de los científicos de la época que estudiaban la fricción y sus aplicaciones industriales, tales como Euler, Bernoulli, Pouseille, Navier y Stokes.

A partir de los años 1930 empezó una nueva etapa del estudio de la fricción y sus implicaciones, esto debido a la demanda de la industria para mejorar el problema del desgaste excesivo de las piezas mecánicas de la maquinaria, por tal razón, el estudio de la fricción se fundamentó a partir de este momento, en comprender y mejorar el desgaste de dichas piezas.

Los padres del estudio moderno de la fricción y el desgaste, y quienes cimentarían el nacimiento de la tribología como una rama de la ciencia fueron Bowden y Tabor. Ellos partieron del hecho de que el conocimiento en estas ramas estaba incompleto o las explicaciones dadas hasta el momento eran incompletas, por tal motivo y gracias a su gran cantidad de experimentos realizados, crearon un conocimiento teórico que son las bases de la tribología moderna, realizaron experimentaciones principalmente con metales y maderas, y sus investigaciones estuvieron basadas en la estructura y topología de las superficies, fricción deslizante y rodante, lubricación y desgaste [54]. Ellos desarrollaron una nueva interpretación de las teorías clásicas de fricción y adhesión, según este nuevo modelo, las superficies irregulares entran en contacto solo en las asperezas más grandes, por eso el área real de contacto A_r es mucho menor que el área aparente de contacto A (Figura 4-4), la cual incrementa con la carga.

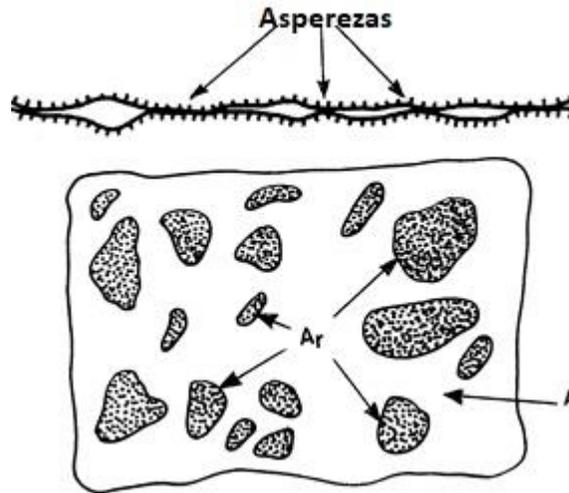


Figura 4-4. Área real (A_r) y área aparente de contacto (A)

La fuerza total necesaria para separar todas las asperezas, es decir, la fuerza opuesta a la fuerza de fricción es proporcional al área real de contacto y depende de la deformación ya sea plástica o elástica de las asperezas [55], de esta manera se puede dar una explicación completa de las dos teorías clásicas tanto de la fricción como de la adhesión, proponiendo que la fuerza de fricción total se puede expresar en dos componentes, una componente adhesiva derivada de las propiedades químicas y eléctricas de las superficies en contacto, y una componente de deformación derivada de las propiedades mecánicas de la superficie y de las asperezas de las mismas, esta relación establecida por Bowden y Tabor se expresa matemáticamente en la siguiente ecuación y es el fundamento de la tribología moderna, esta referencia es necesaria para entender los fenómenos de fricción pero no se puede afirmar que sirva para representar adecuadamente la fricción en la piel.

$$F_{fricción} = F_{adhesiva} + F_{deformación} \quad (4-7)$$

Desde los años 1980 el estudio de la fricción se ha basado en la interpretación de este fenómeno a escala micro y nano mecánica, por tal motivo, se ha realizado un avance en los dispositivos para realizar las observaciones a esta escala, desarrollos como los Microscopios de Fuerzas Atómicas, Microscopio de Fuerza Lateral o de Fricción, Micro balanzas de Cristales de Cuarzo o un Aparato de Fuerzas Superficiales.

Esto ha llevado que las investigaciones intenten encontrar básicamente una explicación tanto de la parte adhesiva como de la parte de deformación de la fricción mediante parámetros tanto tribológicos como químicos y atómicos. Además, las aplicaciones

analizadas se han ampliado y no se han quedado sólo en el desgaste de la maquinaria y de elementos clásicos como la madera y los metales, se han analizado diferentes compuestos químicos, biológicos y recubrimientos.

Actualmente la fricción es estudiada para comprender la interacción humana con incontables productos, donde la piel juega un papel importante debido a que ésta se encarga de percibir las sensaciones generadas por el contacto y el desplazamiento de los objetos sobre ella, la industria textil, biomédica y la cosmética son los principales encargados de realizar estudios e investigaciones sobre el tema [56], [57].

5. Piel

La piel es el órgano más grande del cuerpo humano equivale al 5.5 % del peso corporal y tiene un área total de 1.7 m² aproximadamente para una persona adulta promedio [19], su densidad es de 1.1 g/cm³ [58], es un sistema de vital importancia para la salud y funcionamiento correcto del cuerpo, puesto que es el medio de interacción con el ambiente y está directamente relacionada con el sentido de tacto, tiene como funciones proveer una barrera contra el ambiente externo hostil, prevenir la pérdida excesiva de agua desde el interior acuoso del cuerpo, impedir el ingreso de químicos y micro organismos y también proporciona resistencia y rigidez para poder soportar las cargas e impactos mecánicos a los que se ve expuesto el cuerpo humano, otras de las funciones principales de la piel incluyen la regulación de la temperatura y funcionar como una alarma de enfermedades, a través de los cambios de color y apariencia entre otros [59]–[61]. Existen tres tipos de piel en el cuerpo humano, clasificadas de la siguiente manera [62]:

No vellosa. La cual es la presente en las plantas de los pies y manos.

Mucocutanea. Se refiere a la piel presente en las fronteras de las entradas al interior del cuerpo.

Vellosa. Es toda aquella que no entra en las anteriores clasificaciones.

Desde un punto de vista ingenieril, la piel es un biomaterial blando no lineal, anisotrópico y tiene un comportamiento que se puede asumir como viscoelástico en algunas ocasiones y como hiperelástico en otras, dependiendo del estímulo al que esté respondiendo, sus propiedades varían debido a: la temperatura ambiental, humedad relativa, edad, género, raza, alimentación y nutrición, sitio anatómico, cuidados cosméticos, actividades realizadas entre otras. Debido a estas influencias y su comportamiento, determinar las propiedades mecánicas y cuantificar cuanto miden las diferentes capas que constituyen la piel es una tarea de alta complejidad; la cual cada día genera nuevas estrategias y equipos para hacerlo.

5.1 Capas de la Piel

Anatómicamente la piel se compone principalmente de tres capas interconectadas; que poseen propiedades mecánicas, funciones y comportamientos diferentes; proporcionando en conjunto características adecuadas para el correcto funcionamiento del cuerpo humano. Estas capas son: Epidermis, Dermis e Hipodermis (Figura 5-1).

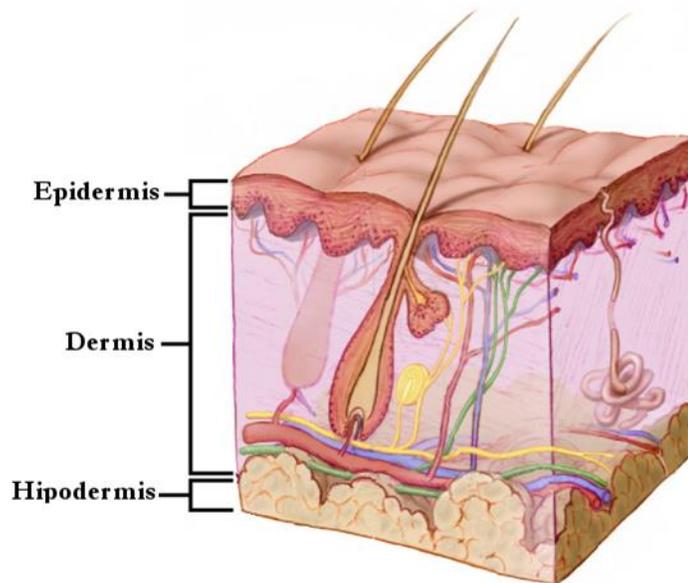


Figura 5-1. Principales capas de la piel [63]

Epidermis. La epidermis es la capa de la piel que se encuentra en contacto directo con el ambiente. Está compuesta de células keratinizadas que progresivamente se van deshidratando en su migración a la superficie transformándose en Corneocitos (célula desprovista de núcleo, biológicamente muerta) [64], un arreglo de entre 10 a 30 capas de Corneocitos forman la primera parte de la epidermis que se conoce como *Stratum Corneum* [65] (ver Figura 5-2), la función de éste es proteger el cuerpo del ambiente; especialmente limitar la salida de agua y prevenir la entrada de microorganismos o de componentes químicos; también es la entrada para las sensaciones de presión, frío, calor que son detectadas por los nervios que se encuentran bajo la epidermis [66], [67].

El espesor de la epidermis está comprendido entre 40 μm y 80 μm [66], [68], el *Stratum Corneum* tiene aproximadamente entre 15 y 20 μm [64], [68], [69] y representa de 1/100 a 1/50 del espesor de la piel siendo más delgado en las mujeres que en los hombres [70].

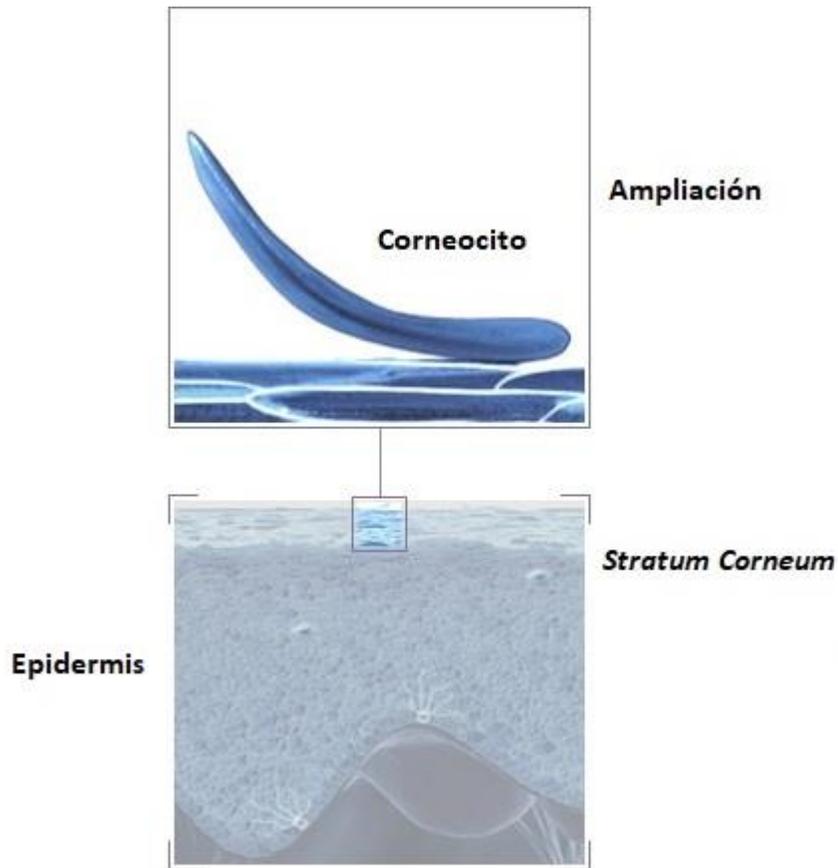


Figura 5-2. *Stratum corneum* y descamación de Corneocitos [68]

Dermis. La Dermis está compuesta principalmente de la elastina y colágeno, se constituye de dos capas papilar y reticular. El espesor de esta capa de la piel varía entre 0.84 mm a 1.5 mm [71], [72]. En la zona superior se encuentra la capa papilar, la cual tiene el 10% de todo el espesor dermal. Esta capa contiene fibras delgadas de colágeno de $10\text{-}40\text{ nm}$ de diámetro y están empaquetadas en fibras de $0.3\text{-}3.0\text{ }\mu\text{m}$ de diámetro. Bajo la capa papilar se encuentra la capa reticular; la cual contiene fibras de colágeno de $60\text{-}100\text{ nm}$ de diámetro y estas fibras están compuestas principalmente de colágeno tipo I con diámetros $10\text{ }\mu\text{m}$ y $40\text{ }\mu\text{m}$ [73], en la dermis el colágeno no está alineado, puesto que se encuentra en paquetes planos en todas la direcciones que tienden a estar paralelos a la superficie de la piel [74], [75].

La dermis tiene dos funciones principales; la primera es mantener el orden espacial de los tejidos subyacentes y la segunda es resistir el esfuerzo mecánico externo [68]; ofreciendo firmeza, alta elasticidad y resistencia [64], al colágeno se le atribuyen gran parte de las

propiedades mecánicas y viscoelásticas de la piel debido a la forma que interviene en evitar deformaciones a la piel [76], [77]. La elastina actúa como agente restaurador, retornando las fibras de colágeno a su posición original después de aplicadas fuerzas muy pequeñas. Aunque las fibras de elastina están siempre en asociación con las fibras de colágeno, hay más fibras de colágeno que de elastina, también las fibras de elastina muestran una mayor extensibilidad que las de colágeno para unas fibras de un mismo tamaño [78], [79].

Hipodermis. La hipodermis esta principalmente compuesta de tejido conectivo y lóbulos de grasa [20], es definida como la capa adiposa de la piel y se encarga de conectar el músculo y la dermis, esta capa juega un papel importante de proteger la piel de esfuerzos mecánicos [67] y su espesor puede variar desde 1 *mm* a más de 5 *cm* [68].

5.2 Comportamiento Mecánico de la Piel

La piel al ser un material biológico presenta una estructura bastante compleja, puesto que está compuesta de un sinnúmero de componentes, cada uno con diferentes comportamientos mecánicos, que al final, proporcionan las propiedades mecánicas globales de la piel. Un gran número de investigaciones se han llevado a cabo para conocer a fondo cuales son las propiedades mecánicas de la piel, pero todas han tenido grandes problemas para caracterizarlas, debido a que la piel muestra un comportamiento de esfuerzo-deformación no lineal, una dependencia del tiempo, características de un material incompresible, anisotrópico y no homogéneo, lo cual hace que su comportamiento mecánico sea altamente complejo [80].

La piel se compone de diferentes capas y cada una presenta propiedades distintas, presenta variaciones de sus propiedades mecánicas dentro de un mismo individuo [81]–[83], y de un individuo a otro, presenta un comportamiento no lineal, anisotrópico, diferente dependiendo del tipo de excitación externa y de la velocidad de aplicación de ésta, diferentes autores lo clasifican como un material viscoelástico [20], [80], [84], [85] o hiperelástico [61], [71], [80], [84], [86]–[96], dependiendo del tipo de excitación externa que deba soportar y adicionalmente algunos autores han reportado que puede variar sus propiedades con las características del ambiente [97], [98].

En la Tabla 2 se pueden observar las propiedades mecánicas de la piel humana determinadas o empleadas para realizar simulaciones numéricas, adicionalmente se lista el modelo empleado, la zona corporal donde se realizaron las mediciones y el género del voluntario, si fue reportado y el año de publicación, adicionalmente en el anexo A se encuentra esta misma información consultada en las diferentes publicaciones realizadas hasta la fecha para los casos de tracción *in vitro*, tracción *in vivo*, indentación, succión, torsión y algunas técnicas no convencionales.

Tabla 2. Propiedades mecánicas de la piel reportadas en diferentes investigaciones

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Ensayo	Zona	Año
Bischoff et al [99]	Completa	*	AB	Tracción	-	2000
Flynn & McCormack [100]	Stratum Corneum	C ₁₀ = 160 MPa D= 0.00025 MPa 30 % RH	NH	Compresión	-	2010
		C ₁₀ = 40 MPa D= 0.00101 MPa 75 % RH				
		C ₁₀ = 24 MPa D= 0.00169 MPa 85 % RH				
		C ₁₀ = 12 MPa D= 0.00338 MPa 92 % RH				
		C ₁₀ = 4 MPa D= 0.01013 MPa 96 % RH				
		C ₁₀ = 1 MPa D= 0.0405 MPa 100 % RH				
Flynn & McCormack [100]	Dermis	nA=3.286 e22 nB=1.373 e22 aA=2.735 bA=1.385 cA=1.302 aB=1.059 bB=1.479 cB=1.200 B= 50 kPa C1= 0.0018186 s- 1 kPa-m C2= -0.022 M= 1.301	OUC	Compresión	-	2010
	Hipodermis	C ₁₀ = 1.649 kPa C ₂₀ = -1.136 kPa C ₃₀ = -1.792 kPa g1-p= 0.63928 τ1G= 0.67772 s g2-p= 0.11572 τ2G= 24.024 s	Y			
Khatyr et al [101]	Completa	No reportado	O	Succión		2006

Kuhlmann et al [102]	Completa	$C_{10}=0.31 \text{ MPa}$ $C_{01}=0.30 \text{ MPa}$ $C_{11}=2.25 \text{ MPa}$ $C_{20}=0.50 \text{ MPa}$ $C_{02}=0.60 \text{ MPa}$	PG N=2		Pecho	2013
Magenat-Thalmann et al [103]	<i>Stratum Corneum</i>	$E=6 \text{ MPa}$	L	Compresión	-	2002
	Epidermis	$E=0.05 \text{ MPa}$				
	Dermis	$E=0.6 \text{ MPa}$				
	<i>Stratum Corneum</i>	$E=12 \text{ MPa}$				
	Epidermis	$E=0.05 \text{ MPa}$				
Tachikawa et al [104]	Dermis	$E=1 \text{ MPa}$	L	-	Dedos	2010
	Epidermis	$E=14 \text{ MPa}$ $v=0.48$				
	Dermis	$E=0.08 \text{ MPa}$ $v=0.48$				

AB: Arruda & Boyce, NH: Neo Hookean, OUC: Unidades de celdas ortotópicas, Y: Yeoh, O: Ortotrópico, PG: Polinomial General, L: Lineal.

5.3 Tribología de la Piel en Contacto con Superficies Rígidas

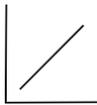
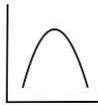
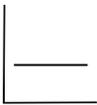
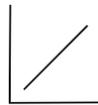
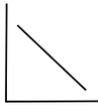
Cuando se habla de tribología de la piel el tema principal de estudio es la comprensión, el cálculo y/o la medición de los coeficientes de fricción que se presentan cuando la piel está en contacto con diferentes materiales; hasta la fecha existen muchos métodos para cuantificar el CF, que dependen del campo de investigación, cada uno de ellos maneja parámetros diferentes y se obtienen resultados que pueden ser disímiles y que son muy difíciles o imposibles de comparar de una forma cuantitativa.

Para mejorar y optimizar las superficies y los materiales que están en contacto con la piel es necesario comprender como es la mecánica de dicho contacto y la fricción con la piel humana.

Típicamente los estudios tribológicos de la piel son realizados y están relacionados con productos cosméticos o del cuidado de la piel, con este enfoque se encuentran gran número de estudios, otros se pretenden resolver preguntas dermatológicas relacionadas con enfermedades de la piel, envejecimiento, heridas y en algunos casos el uso de elementos protésicos [83], [105] y por último existe un foco de estudio correspondiente al papel de la fricción en la yema de los dedos [106].

El CF de la piel está influenciado por las propiedades mecánicas de ella y de su superficie, también depende del tipo de material en contacto y de sus propiedades físicas y los parámetros mecánicos del contacto influyen, principalmente la magnitud de la carga normal. Algunas relaciones cuantitativas entre algunos parámetros y el coeficiente de fricción se muestran en la Tabla 3.

Tabla 3. Comportamiento cualitativo del coeficiente de fricción de la piel como función de algunos factores [64]

Hidratación de la piel			
Sebo			
Rugosidad de la piel			
Rugosidad del material de contacto			

Hasta la fecha ninguna investigación ha establecido expresiones cuantitativas para el comportamiento de la piel, esto se debe, como ya se ha explicado, al gran número de factores que afectan la respuesta de los tejidos blandos a excitaciones externas.

En la literatura se encuentran diferentes modelos que emplean las teorías de Hertz, Jhonson-Kendall Roberts o de Greenwood-williamson [62], [107], [108], para tratar de explicar el comportamiento de la piel desde el punto de vista tribológico; en investigaciones recientes la fricción es analizada empleando la ley de potencias para investigar el mecanismo de fricción predominante [62], [109], [110].

En la Figura 5-3 se muestra de forma genérica como diferentes factores estudiados afectan la respuesta del CF de la piel humana.

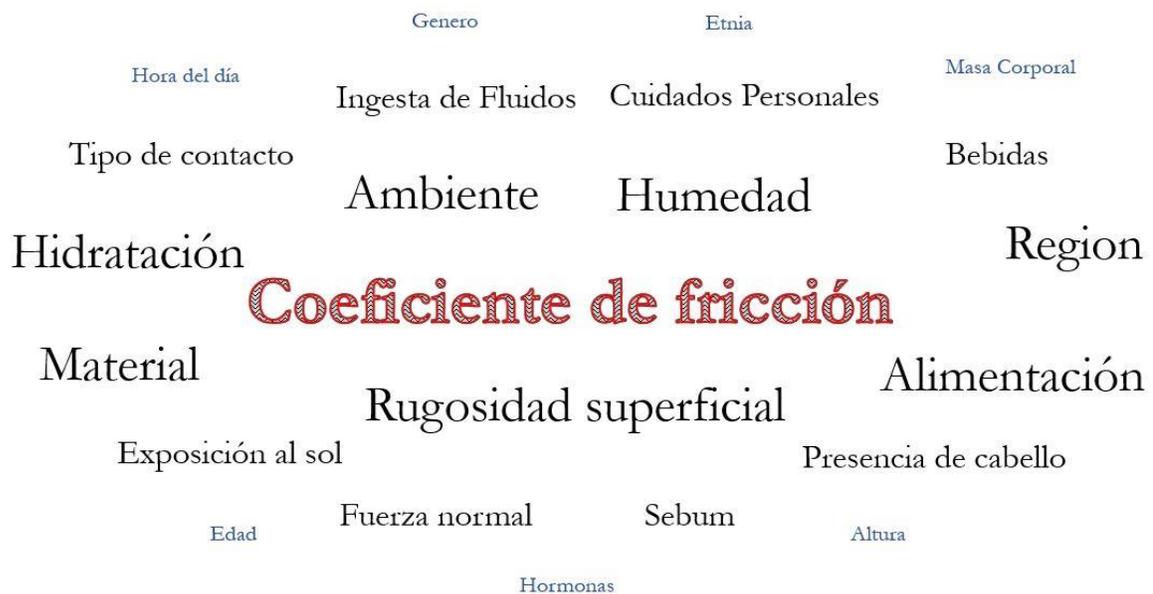


Figura 5-3. Factores que influyen el coeficiente de fricción de la Piel

5.3.1 Superficie de la Piel

Para caracterizar la superficie de la piel los investigadores han utilizado como referencia el parámetro Ra y se han encontrado valores que varían entre los 10 hasta los 30 μm , se ha establecido que este valor aumenta continuamente con la edad [67], [111], la humedad del ambiente y de la piel muestran una tendencia a aumentar el coeficiente de fricción, diferentes experimentos [70], [112] reportan incrementos entre 20 – 33% al aumentar la humedad relativa desde un 35% a un 90%, otros investigadores [97], [109], [113] han mostrado que los valores del coeficiente de fricción en piel hidratada por condiciones ambientales pueden ser entre dos y cuatro veces mayor que la obtenida en piel seca. Diferentes mecanismos se han planteado para tratar de explicar este fenómeno.

- Disminución de la rigidez de la capa del *Stratum Cornium* [62], [70].
- Formación de meniscos que promueven la adhesión.
- La formación de una capa delgada y pegajosa debido a la solución de lípidos y proteínas en el agua y la disminución de la rugosidad de la piel, lo cual aumenta el área real de contacto [62].
- Incremento de la componente adhesiva [114].

5.3.2 Efecto de la Rugosidad Superficial de la Piel Sobre la Fricción

Analizando como varía el coeficiente de fricción de la piel seca en contacto con una superficie rígida, varios estudios han obtenido que a medida que aumenta la rugosidad disminuye el coeficiente de fricción cuando se está en el rango de 0.03 a 12 μm [56], [109], [111], [112], [115]–[117], las diferencias en las mediciones pueden estar en un rango de cinco a 10 veces mayores para los Ra menores a 1 μm , para el caso de superficies muy rugosas con un Ra mayor a 90 μm , el coeficiente de fricción incrementa a medida que incrementa la rugosidad [118], [119], para estos valores de rugosidad los estudios se han enfocado en el comportamiento de la fricción de superficies en contacto con la yema de los dedos.

El comportamiento de la piel se podría resumir de la siguiente manera: el coeficiente de fricción cuando se está en contacto con superficies rígidas presenta una disminución a medida que aumenta el valor de la rugosidad hasta que llega a su mínimo, después incrementa hasta un valor límite donde se estabiliza [64]. La geometría y la textura superficial (número de asperezas, pendiente, planitud, etc.) son factores que también tienen efecto sobre las mediciones del CF [114], [119] pero se ha establecido que aún existen falencias en la experimentación y que se deben realizar más estudios, por lo cual es conveniente realizar investigaciones que intenten relacionar estos factores y los valores obtenidos para la fuerza de fricción y/o el CF de la piel con diferentes tipos de materiales.

5.3.3 Otros Factores que Afectan el Coeficiente de Fricción de la Piel

Existen muchos otros factores que pueden afectar la fricción de la piel humana, entre estos se pueden encontrar, la velocidad de deslizamiento o rotación, la región anatómica del cuerpo, la etnia, el género, la edad, el tipo de alimentación las condiciones ambientales, entre otros.

Teniendo en cuenta la velocidad de deslizamiento, la mayoría de los estudios coinciden en que existe un incremento en el coeficiente de fricción con el aumento de la velocidad,

adicionalmente disminuye la presencia del efecto *stick-slip*, se debe aclarar que todos los resultados encontrados para materiales y valores de rugosidad particulares y no necesariamente pueden ser extrapolados, en cuanto a la región anatómica se ha encontrado que la fricción en la palma de las manos, la frente y la yema de los dedos es mayor comparada con la del abdomen, los muslos, piernas y la espalda [83], [109], [120]–[124], la presencia de vellosidad es un tema que se ha dejado para estudios futuros. Tomando en cuenta los factores de la etnia, género y edad se ha concluido que no hay diferencias significativas en los valores obtenidos para las mismas zonas del cuerpo [122], [125]–[128], algunos autores reportan diferencias relacionadas con la edad para las mujeres [129], [130] y que existe una incidencia del género y la edad en la población china [120].

Fricción en Piel Seca

La fricción en la piel seca se caracteriza por mostrar bajos coeficientes de fricción, se ha observado que los valores encontrados para estos casos son independientes del área de la carga normal aplicada [62], [131]–[133], esto puede ser explicado por el modelo de Greenwood-Williamson [134], en el cual el área de contacto de sólidos rugosos incrementa con la carga normal, y este hecho es soportado por varios estudios que reportan un valor constante del coeficiente de fricción, cercanos a 0.5 para la piel seca independiente del área del cuerpo, la técnica de medición, tipo de probeta y el material investigado. En el estudio realizado por Masen [114] se concluyó que en la escala micrométrica la deformación de la piel contribuye de forma significativa al total del coeficiente de fricción, este hallazgo fue validado por el estudio hecho por Gerhardt [127] en el cual a mayores desplazamientos se encontraron mayores esfuerzos cortantes durante el contacto con fricción, lo cual establece la necesidad de estudiar más detalladamente la fricción de la piel seca a esta escala.

5.4 La fricción de la Piel en la Percepción de Confort

Históricamente este aspecto ha sido tenido en cuenta por los fabricantes de productos para el cuidado de la piel y de elementos deportivos, principalmente se ha estudiado el fenómeno de deslizamiento y se ha establecido que el valor del esfuerzo en la piel aumenta linealmente con la variación del CF y con el valor de la presión de contacto, de otro lado,

Heide et. al [110] estableció una tabla de valoración subjetiva para relacionar el confort de pacientes amputados con un estímulo mecánico y térmico. Hasta el momento ninguna investigación ha relacionado la fricción con la precepción de confort de pacientes con amputación, pero se han realizado trabajos para establecer una relación entre el CF y los esfuerzos en el muñón [123], [135], [136], con lo cual se puede establecer indirectamente una relación entre una sensación adecuada del paciente y su prótesis, en este orden de ideas, se plantea, que tomando sólo en cuenta la distribución de esfuerzos, entre menor sea la magnitud de estos esfuerzos en la interfaz *socket*-muñón, será mejor la percepción de confort por parte del paciente.

5.5 Métodos Numéricos

Muchos de los problemas de la ingeniería y de las ciencias aplicadas están gobernados por ecuaciones diferenciales o integrales. La complejidad de geometría y/o las condiciones de frontera halladas en muchos de los problemas del mundo real impiden obtener una solución exacta del análisis considerado, por lo que se recurre a técnicas numéricas de solución de las ecuaciones que gobiernan los fenómenos físicos.

Una de estas técnicas numéricas de solución es el Método de Elementos Finitos, que puede ser aplicado a diversos problemas como son: mecánica de sólidos, mecánica de fluidos, transferencia de calor, problemas de auto-valores, entre otros. En bioingeniería y biomecánica el Método de Elementos Finitos es ampliamente utilizado para determinar el esfuerzo y la deformación en sistemas complejos.

5.5.1 Método de Elementos Finitos en Bioingeniería

El Método de Elementos Finitos es una técnica computacional que comenzó con el análisis estructural de esfuerzos desarrollada en mecánica de ingeniería. Esta se introdujo a la biomecánica ortopédica en 1972 para evaluar esfuerzos en huesos humanos. Desde entonces, este método se ha aplicado con mayor frecuencia en análisis de esfuerzos en huesos y en estructuras hueso-prótesis, dispositivos de fijación por fractura y en tejidos diferentes al hueso. La meta de estas investigaciones ha sido evaluar la relación entre las funciones de carga del peso y la morfología de los tejidos, y optimizar los diseños y técnicas

de fijación de los implantes, aún existen simplificaciones en los modelos propuestos, principalmente en las propiedades mecánicas de los materiales biológicos, debido a lo complicado de caracterizar este tipo de materiales y a las consideraciones éticas que deben ser tenidas en cuenta.

Muchos de los hallazgos y conceptos útiles producidos mediante la técnica de elementos finitos durante la primera década de aplicación en el campo eran muy limitados. Sin embargo, muchas publicaciones han servido para ilustrar las capacidades y limitaciones de éste. El método ya está establecido como una herramienta para investigaciones, adicionalmente el número de publicaciones que utilizan este método está incrementando rápidamente.

El análisis de elementos finitos de las distribuciones de esfuerzos y los desplazamientos en la interfaz entre el cuerpo humano y las superficies sintéticas con las que hace contacto se complica por las discontinuidades en el campo de desplazamiento ocasionadas por el deslizamiento en presencia de fricción y la separación entre los dos cuerpos [96], [137], [138], sin embargo, el método de los elementos finitos se ha identificado como una herramienta útil para entender la mecánica de transferencia de cargas entre un miembro residual y el socket protésico [139]–[142].

5.6 Modelos Computacionales de Amputaciones Transfemorales

En la literatura existen muchos estudios sobre la distribución de esfuerzos y las deformaciones sufridas por el muñón de un amputado transtibial, pero no se han realizado estudios de pacientes amputados transfemorales en la misma proporción, esto debido a la incidencia de estas amputaciones.

A finales de la década de los ochenta y comienzos de los noventa del siglo pasado se crearon los primeros modelos de sistemas de amputaciones por debajo y por encima de la rodilla, los cuales consistían en modelos bidimensionales con muchas simplificaciones geométricas y de materiales, para permitir la solución con los equipos de cómputo de la época.

Krouskop [143] realizó el primer estudio para el desarrollo de un socket para amputado transfemoral, modelos posteriores realizados por diferentes autores [135], [144]–[146] aún consideraban los tejidos blandos como una sola entidad con propiedades mecánicas simplificadas (lineales) y en muchos casos el hueso y el socket se modelaron como cuerpos rígidos o como condiciones de borde impuestas sobre los tejidos simulados, el deslizamiento entre la piel y el socket es tenido en cuenta solo en algunos modelos y las superficies se toman sin fricción, se comenzaron a emplear las tomografías computarizadas y resonancia magnética como técnicas para la adquisición de las geometrías [147], el proceso de acomodamiento del muñón dentro del socket se realiza desplazando radialmente los nodos de la malla de muñón en la superficie externa.

Recientemente se han realizado estudios que intentan representar más acertadamente todos los componentes del sistema muñón-socket, en los cuales se incluyen las no linealidades de los tejidos blandos [25], [27], [41]; en el trabajo realizado por Ramírez [15] se incluye el proceso de postura del socket, el cual genera un estado inicial de esfuerzos no sólo considerando las presiones, sino también las cargas tangenciales, las cuales inciden la generación de lesiones en la piel, adicionalmente se involucra el CF que afecta directamente la distribución y la magnitud de los esfuerzos obtenidos en el muñón, pero estos modelos tienen la falencia de considerar los tejidos blandos como una sola entidad, sin diferenciar entre sus diferentes componentes: Piel, Tejido graso y músculo.

6. Método

El fin de esta investigación es contribuir en el mejoramiento de la percepción del confort de amputados transfemorales, esto se pretende lograr disminuyendo la generación de las lesiones cutáneas que se producen durante la utilización de la prótesis, estas lesiones son generadas por los esfuerzos tangenciales y normales a los que se ve sometida la piel del muñón después del proceso de postura del socket y durante las cargas generadas en el ciclo de la marcha.

Para lograr reducir la lesiones ocasionadas en la piel, primero se verificó numéricamente el efecto del coeficiente de fricción en la distribución de los esfuerzos cortantes, de von Mises y las presiones sobre la piel (modelos a escala macro), posteriormente se realizó un diseño experimental para verificar que la textura superficial es una variable que influye sobre la medición del coeficiente de fricción entre la piel y el polipropileno, como se explicó anteriormente se emplea este material debido a que por sus propiedades y economía es el más comúnmente empleado para elaborar los sockets. Posteriormente se seleccionaron cuatro geometrías de referencia (escala micro), sobre las cuales se variaron los parámetros tribológicos Ra y HSC, estos parámetros fueron seleccionados por su independencia con respecto a los demás parámetros medidos de prótesis fabricadas en diferentes empresas nacionales; posteriormente se analizó la influencia de estos parámetros sobre el coeficiente de fricción empleando herramientas computacionales, por último se realizaron simulaciones de superficies sinusoidales a escala nanométrica para verificar los resultados obtenidos por otros investigadores. El flujo de la metodología propuesta se puede observar en la Figura 6-1.

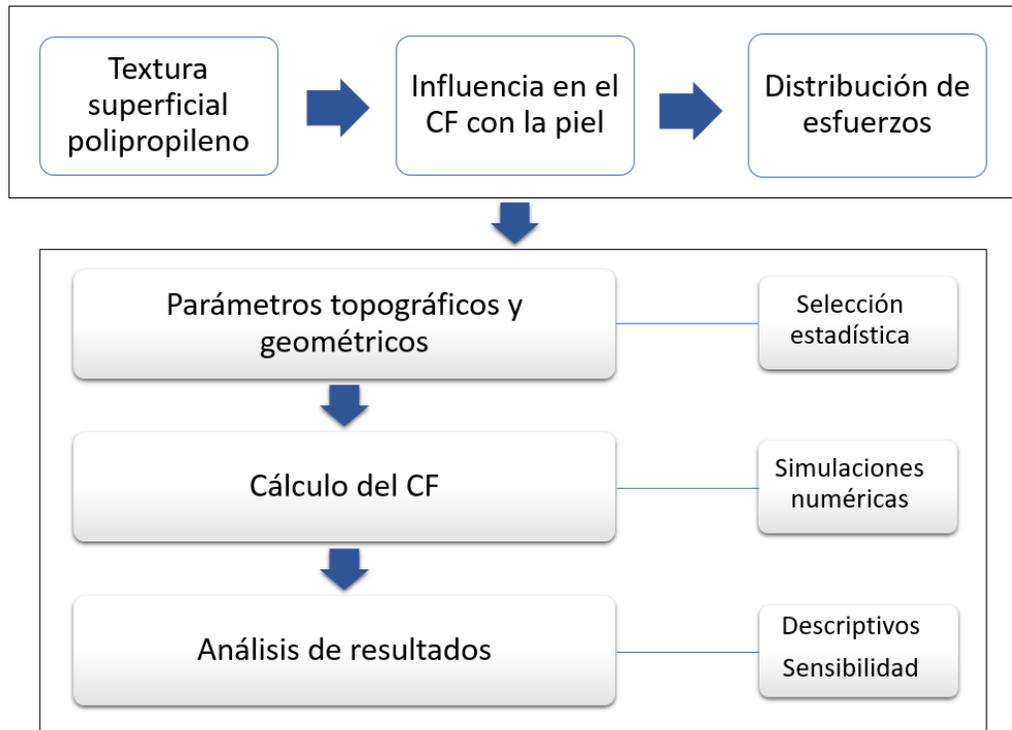


Figura 6-1. Esquema de la metodología empleada

6.1 Influencia de la Textura Superficial del Polipropileno sobre el Coeficiente de Fricción con la Piel

Con el fin de establecer si la textura superficial del PP influye en el coeficiente de fricción con la piel, se realizó un diseño de experimento de tipo factorial 2^k , esto quiere decir que se contó con dos niveles y “k” factores. Los resultados de esta experimentación sirven como punto de partida para realizar posteriormente el análisis numérico de la influencia del CF sobre la distribución de esfuerzos en los tejidos blandos que componen el muñón. Las variables tenidas en cuenta fueron: vello, sudoración y textura, estas fueron seleccionadas considerando los resultados de Ramírez [15], en los cuales las dos primeras variables tienen un gran impacto en el CF y se quería verificar su posible influencia adicionándole el factor textura que es el de interés en esta investigación.

Para medir el COF se emplearon probetas de PP con y sin textura superficial, las cuales se fabricaron a partir de una lámina de PP de 2 mm de espesor que se calentó y se moldeó con un dado de acero inoxidable para darle la forma semiesférica del indentador del

esclerómetro (Figura 6-2), para obtener la textura sobre las probetas se replicó el procedimiento empleado en la fabricación de los sockets y se colocó una media de Nylon en el dado durante el proceso de conformación.



Figura 6-2. Indentador con recubrimiento de PP empleado en el esclerómetro para cuantificar COF con la piel

Los valores de la rugosidad para cada una de las texturas utilizadas se pueden ver en la Tabla 4, estos datos fueron obtenidos empleando un rugosímetro Mitutoyo SV-3000, la gráficas de los perfiles utilizados se pueden observar en la Figura 6-3.

Tabla 4. Parámetros de rugosidad para los factores de textura alto y bajo

Factor	Ra [μm]	Rq [μm]
Textura alta	16.131	26.066
Textura baja	0.833	1.300

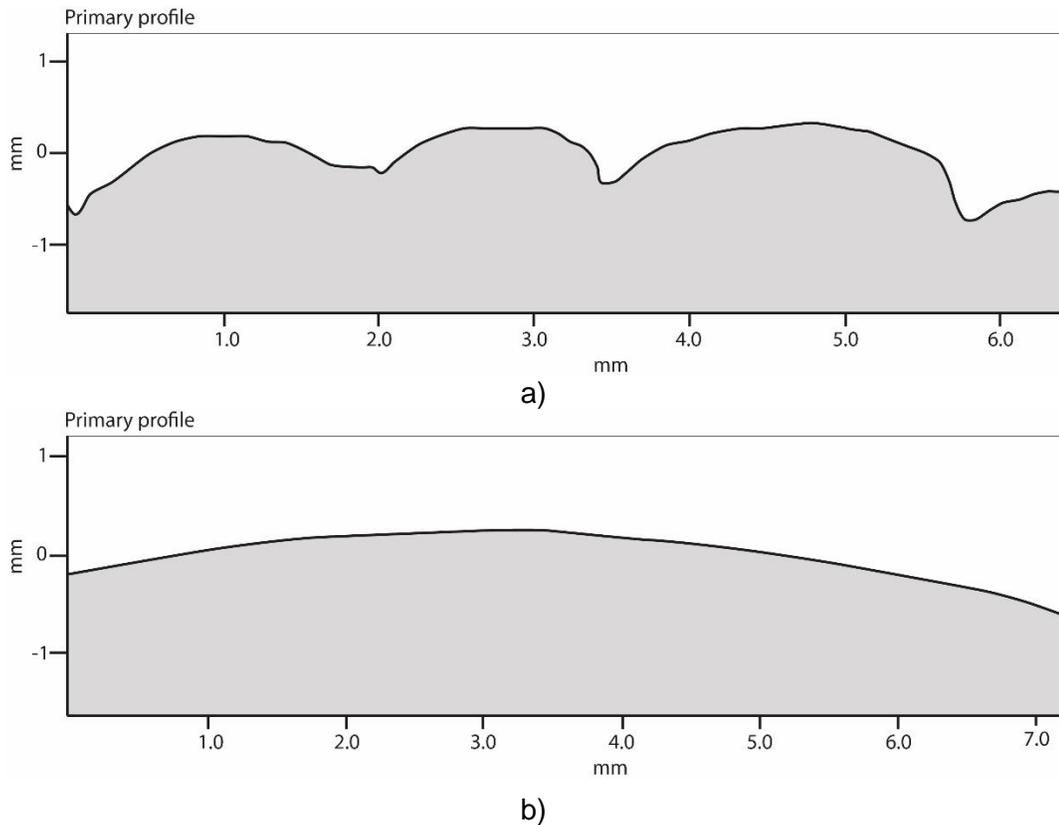


Figura 6-3. Perfiles de los indentadores empleados en el esclerómetro, a) textura alta y b) textura baja

Para el diseño experimental se empleó el software Minitab versión 16 de uso libre, se estableció que el experimento debía tener una réplica y se establecieron los niveles, alto (1) para la presencia del factor y bajo (-1) para la ausencia del mismo, en la Tabla 5 se observa la forma en que se realizaron las mediciones del CF y la distribución de los factores para cada medición.

Para calcular el CF entre la piel y el PP, se realizaron mediciones en un esclerómetro diseñado y fabricado por Ramírez [15], en la Figura 6-4 se puede observar el aparato y la forma en cómo se realizaban las mediciones, este esclerómetro es propiedad de la Universidad Nacional de Colombia Sede Medellín, y está ubicado en el Laboratorio de Tribología y Superficies; todas las mediciones se realizaron a una profundidad de 6,5 mm, a una velocidad de $100 \mu\text{m}/\text{s}$, para los desplazamientos verticales y horizontales y la

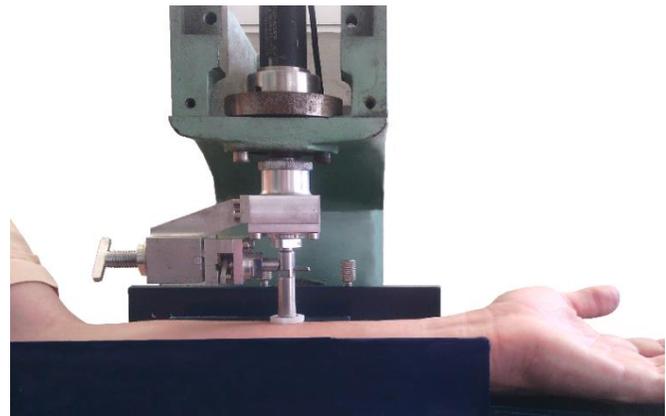
longitud de medición fue de 10 mm, en la Figura 6-5 se puede ver un esquema del proceso de Indentación realizado para calcular el CF de un indentador con la piel.

Tabla 5. Mediciones a realizar dadas por el diseño experimental

Medición	Vellosidad	Sudoración	Textura
1	-1	1	-1
2	-1	-1	-1
3	-1	-1	-1
4	1	-1	-1
5	1	1	1
6	1	1	-1
7	-1	-1	1
8	1	1	1
9	-1	1	-1
10	1	-1	1
11	1	-1	-1
12	-1	1	1
13	-1	1	1
14	1	-1	1
15	-1	-1	1
16	1	1	-1



a)



b)

Figura 6-4. a) Esclerometro Universidad Nacional de Colombia Sede Medellín, b) Montaje para realizar las mediciones sobre la piel

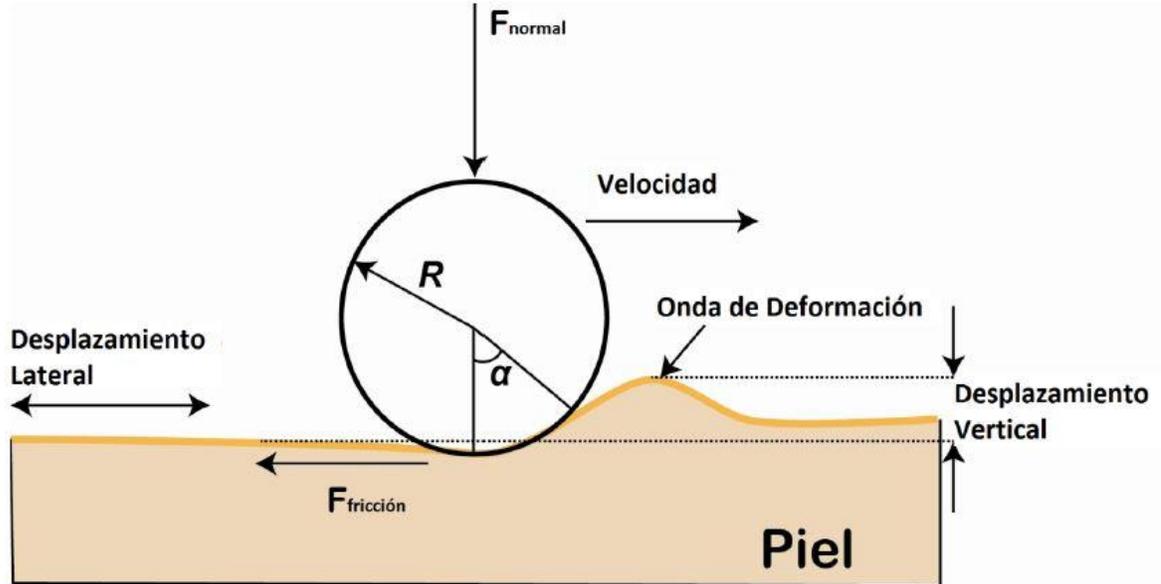


Figura 6-5. Esquema de la indentación de la piel para cuantificar el CF

6.2 Influencia del Coeficiente de Fricción entre el Polipropileno y la Piel en la Distribución de Esfuerzos sobre el Muñón

Desde hace tiempo se han empleado métodos numéricos para evidenciar el efecto del coeficiente de fricción en la distribución de los esfuerzos obtenidos en el muñón [3], [146], sin embargo dichos modelos han sido bastante simplificados en cuanto a la geometría, los materiales y las condiciones de borde. Con el fin de obtener datos más actualizados y precisos se realizó el análisis de como la variación del CF entre la piel y el polipropileno influyen sobre los esfuerzos cortantes, el esfuerzo de von Mises y las deformaciones, en los tejidos blandos. Adicionalmente se realizó la variación del CF en una franja del *socket*, seleccionada a partir de los resultados obtenidos con los modelos iniciales de cuatro pacientes diferentes identificados como individuo 1, 2, 3 y 4, el cambio en esta zona se realizó pensando en la facilidad de implementación futura, debido a que se consideró más fácil realizar cambios en sólo esta franja que en todo el interior del *socket*, y el objetivo de este cambio fue el de observar su incidencia en la distribución de esfuerzos.

Como aporte de esta investigación el modelo empleado simuló los tejidos blandos separando la piel, el tejido adiposo (grasa) y el músculo, con propiedades hiperelásticas diferenciadas para cada uno de ellos.

6.2.1 Modelos Numéricos de la Interacción *Socket*-Muñón

Esta investigación se realizó con la información de cuatro pacientes (individuo 1, 2, 3 y 4) seleccionados del trabajo realizado por Ramírez [15], en el cual se digitalizaron los *sockets* y los muñones de 20 personas amputadas, la selección de estos pacientes tuvo como criterios: la morfología de su muñón y que no presentaran alguna otra patología adicional a la amputación, la información de estos sujetos se puede apreciar en la Tabla 6.

Tabla 6. Información de los diferentes pacientes

Paciente	Altura [m]	Peso Corporal [kg]	Longitud Muñón[cm]
Individuo 1	1.53	53.2	24
Individuo 2	1.75	75	24
Individuo 3	1.65	88.7	30
Individuo 4	1.63	63.5	29

Después de tener los modelos ensamblados para cada individuo se procedió a realizar el respectivo modelo de elementos finitos para cada uno de ellos, empleando el software ABAQUS v 6.12. Se empleó un modelo explícito debido a las características del sistema, en el cual se pretende simular el proceso de postura del *socket*, este proceso crea un estado de esfuerzos inicial en el muñón. Posteriormente se aplicaron las cargas generadas en el punto más crítico del ciclo de la marcha, el cual se presenta durante la fase de apoyo, los resultados de las presiones sobre la piel de este modelo se utilizan para realizar las simulaciones a escala micrométrica y nanométrica del contacto entre la piel y el polipropileno que se presentan en los numerales 6.4.1 y 6.4.2 respectivamente.

- **Modelos CAD del Muñón y el *Socket***

Con el objetivo de obtener la distribución de los esfuerzos cortantes, esfuerzos de von Mises y las presiones sobre la piel, en el muñón de un paciente amputado transfemoral, como se mencionó, se tuvo como base el trabajo realizado por Ramírez [15], en el cual se

digitalizaron los *sockets* y los muñones de 20 personas amputadas, las cuales dieron su consentimiento informado; sin embargo el modelo planteado en esa investigación asumió el muñón como una sola entidad, es decir, solo se tenía un modelo constitutivo para el muñón completo; con el fin de acercarse aún más al sistema real, en la investigación que se presenta, el muñón se dividió en tres partes: músculo, grasa y piel (Figura 6-6), con comportamientos diferenciados para cada una de ellas.

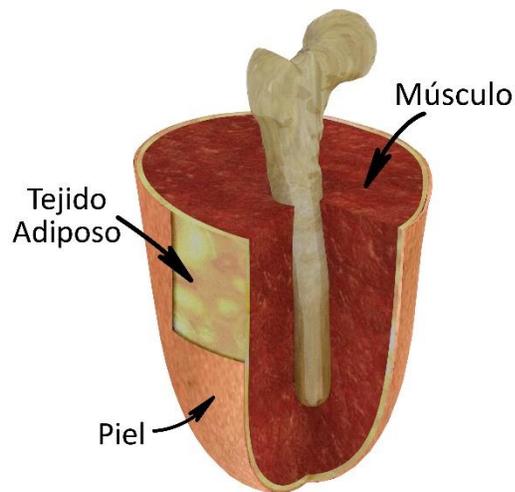


Figura 6-6. Modelo multicapa del muñón

Un ejemplo de los modelos CAD resultantes después de la edición y la reconstrucción pertinente se pueden apreciar en la siguiente figura.

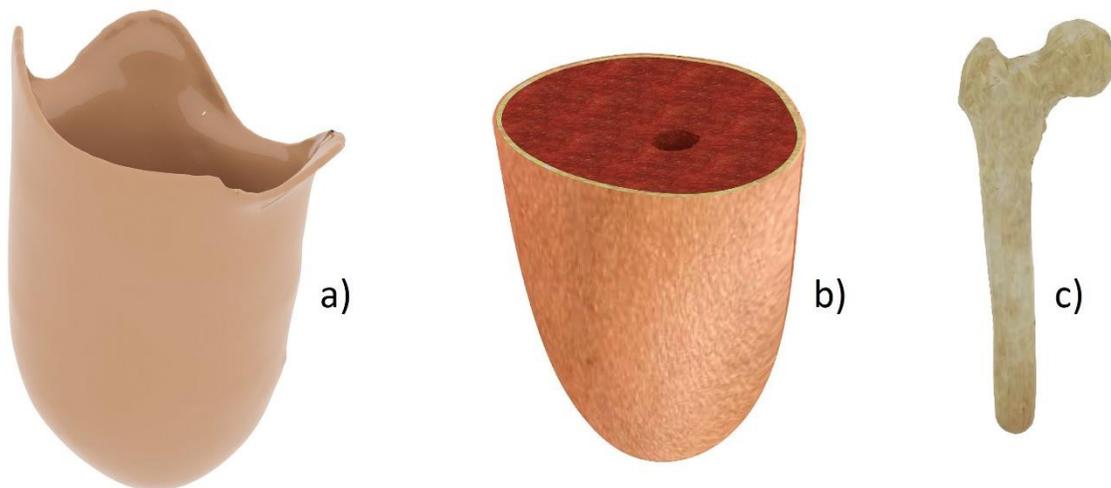


Figura 6-7. Ejemplo de modelos CAD finales a) Socket, b) Muñón multicapa y c) Hueso

Después de haber realizado los modelos CAD de las diferentes partes, se procedió a colocarlos en su posición anatómica, para esto se tuvieron en cuenta la tomografía y los datos biométricos de cada sujeto, este procedimiento se hizo empleando el programa SolidWorks Versión 2010, en la Figura 6-8 se puede apreciar un ejemplo del resultado del ensamble de todos los componentes.



Figura 6-8. Ensamble del modelo

▪ **Propiedades de los Materiales**

A cada uno de los elementos involucrados (hueso cortical, hueso esponjoso, músculo, grasa, piel y polipropileno) se le debe asignar su correspondiente propiedad mecánica, en este caso para los tejidos biológicos se emplean modelos hiperelásticos homogéneos e isotrópicos, como es sugerido por varios autores [61], [71], [80], [84], [86]–[96], para el socket (PP) los modelos empleados son elásticos y lineales, como también son empleados ampliamente en este tipo de investigaciones [25], [139], [146].

Para modelar el comportamiento de los tejidos blandos se empleó la función generalizada de energía de deformación de Mooney Rivlin [148] introduciendo los parámetros constitutivos C_{10} , C_{11} , D_1 (ver Tabla 7); para todos estos se consideró un coeficiente de

Poisson $\nu = 0.49$ y se tomó la densidad de la piel como 1100 kg/m^3 [58], la densidad del músculo 1100 kg/m^3 y la densidad del tejido graso como 900 kg/m^3 . Las propiedades asignadas a cada uno de los demás materiales se pueden observar en la Tabla 8.

Tabla 7. Parámetros constitutivos de los tejidos blandos

Tejido Blando	C_{10} [kPa]	C_{11} [kPa]	D_1 [MPa ⁻¹]
Piel	9.4	82	0
Grasa	0.143	0	70.2
Músculo	8.075	0	1.243

Tabla 8. Propiedades de los materiales elásticos

Material	Módulo de Young [GPa]	Coefficiente de Poisson	Densidad [kg/m ³]
Polipropileno [139], [146]	1.5	0.3	800
Hueso cortical [139], [146], [149]	15	0.3	2000
Hueso esponjoso [150]	7.8	0.3	100

- **Condiciones de Borde**

Para que el modelo numérico propuesto se acerque lo más posible al fenómeno real, se deben establecer condiciones de borde adecuadas, en este caso teniendo en cuenta que el hueso remanente está representado hasta la cabeza femoral, la restricción de desplazamiento se realiza sobre esta parte del hueso (Figura 6-9), ya que esta condición es la que más se acerca a la acción del acetábulo en la articulación de la cadera.

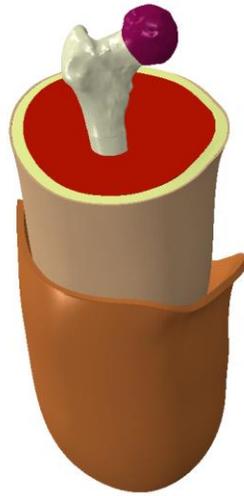


Figura 6-9. Fijación de la cabeza femoral

Para la realización del modelo se parte de la consideración real del calzado de la prótesis por parte del amputado y su análisis bajo las cargas más críticas durante el ciclo de la marcha, para esto el modelo se divide en dos etapas analizar, estas son: el desplazamiento para postura del socket y la aplicación de la carga correspondiente a la fase de apoyo, entre estas dos etapas se incluye una fase de relajación para lograr disipar la energía cinética inducida en el sistema a raíz del movimiento del socket sobre el muñón.

Las interacciones de los diferentes componentes entre sí está definida así: entre el hueso y el músculo se asignó una condición de *Tie*, con lo cual se garantiza que no haya un desplazamiento relativo entre ellos, es decir, estas superficies permanecen unidas durante toda la simulación, el mismo tipo de consideración se hizo para las superficies del músculo y la grasa y entre la grasa y la piel, se debe anotar que esta condición se aleja de la realidad pero disminuye el costo computacional y es utilizada comúnmente por otros investigadores [140], [142], [151], [152] como una simplificación válida. La otra condición de contacto existente ocurre entre la superficie interna del socket y la parte exterior de la piel, en este caso se establece un contacto que no permita la penetración y que permita variar el coeficiente de fricción, con el fin de observar su incidencia en la distribución de los esfuerzos sobre el muñón.

Para completar la descripción del modelo se definió un CF entre el socket y la piel que estuviera presente en todas las fases de la simulación, se tomaron valores entre 0.1 y 1.0 los cuales están dentro de los rangos obtenidos en varias investigaciones [62], [148], [153], en las cuales midieron experimentalmente el valor de CF en pacientes amputados

transtibiales y el valor del CF de la piel con diferentes materiales. En el anexo A también se encuentra un resumen de los CF obtenidos para la piel en contacto con diferentes polímeros.

a. Postura del socket

En esta etapa se considera el desplazamiento del socket desde un punto en el que no tenga contacto con el muñón hasta su posición final conteniendo la totalidad del conjunto de tejido blando y hueso, el vector desplazamiento es calculado teniendo en cuenta las referencias anatómicas de cada individuo, en la Figura 6-10 se ilustra el proceso de postura del socket.

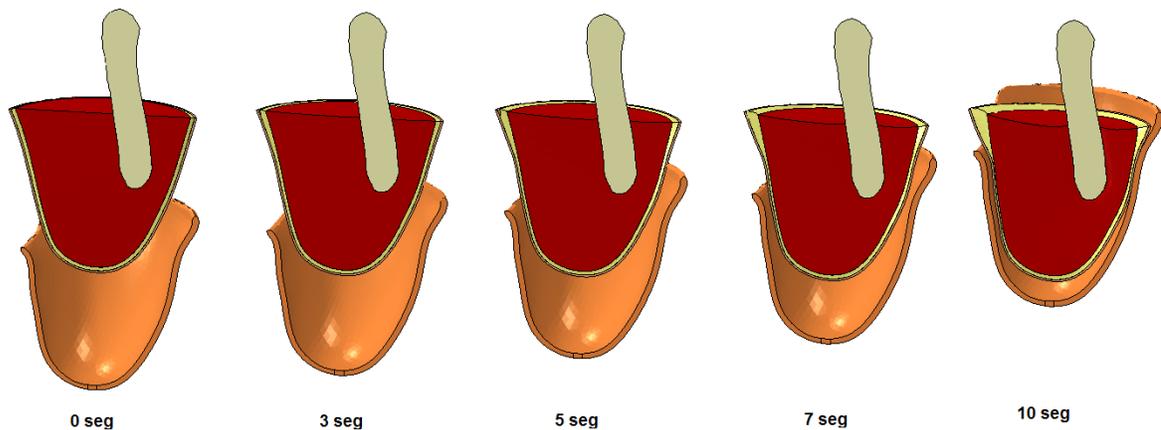


Figura 6-10. Postura del socket

Durante esta fase de desplazamiento, los tejidos blandos deben deformarse considerablemente para lograr ser contenidos por el socket que tiene una geometría específica y lograr así el ajuste necesario para la comodidad del paciente al caminar, sin este ajuste, la prótesis tiende a tener un movimiento de “pistoneo” que aumenta las laceraciones en la piel debido al rozamiento con el polipropileno del socket además de la incomodidad e inseguridad de una prótesis floja.

Como es expuesto por Ramírez [15], el simular la postura del socket de esta manera acerca más el modelo a la realidad y se obtienen esfuerzos tangenciales adicionales a los radiales obtenidos en investigaciones anteriores.

b. Relajación

La fase de relajación se considera como una transición entre el movimiento ocurrido en el desplazamiento del socket hasta su posición final y la aplicación de la carga más crítica de

la marcha humana. En esta fase, se da un tiempo de cinco segundos, para que los tejidos blandos que vienen de una deformación considerablemente grande se acomoden a la geometría del socket y los cambios generados como ondas o pliegues en la piel desaparezcan, los tejidos se relajen y la energía cinética se disipe.

En esta fase se consideró una interacción de contacto entre la piel y el PP sin movimiento relativo entre ellas, es decir, se utilizó un contacto tipo *tie*.

c. Aplicación de Carga

Para este estudio se tiene interés en analizar el estado de esfuerzos durante la condición de mayor fuerza reactiva durante la marcha, la cual ocurre en la fase de apoyo (Figura 6-11), para esto se emplea el modelo propuesto en [15] en el cual se emplea la cinemática inversa y datos proporcionados por el laboratorio de la marcha de la Fundación Universitaria María Cano, este modelo está parametrizado con respecto al peso, estatura y la longitud del muñón de cada individuo, para el cálculo de las fuerzas sobre el socket, primero se calcularon las reacciones sobre la cadera, para realizar esto se emplearon las fuerzas reactivas sobre el piso, los pesos de cada uno de los componentes de la prótesis y del muñón y las aceleraciones angulares (Figura 6-12), los valores de las condiciones de carga para cada uno de los pacientes se pueden observar en la Tabla 9.



Figura 6-11. Fase de apoyo durante la marcha

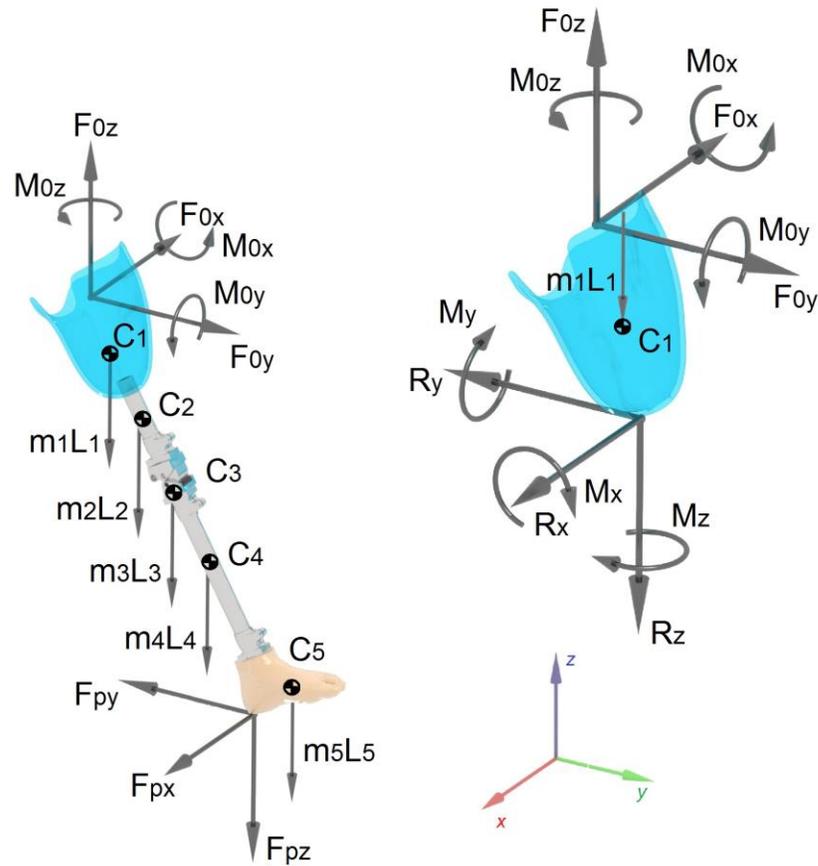


Figura 6-12. Diagrama de cargas sobre la prótesis

En el diagrama de cargas sobre la prótesis (Figura 6-12) y en la Tabla 9, los m_i son las masas de los diferentes elementos, los l_i son las longitudes, los F_{pi} son las cargas del piso sobre el pie de la prótesis, los F_{0i} y los M_{0i} son las fuerzas y momentos de reacción del muñón sobre el *socket* y las cargas R_i y M_i son las realizadas por el pilón sobre su apoyo en el *socket*.

Tabla 9. Condiciones de carga para cada paciente

Paciente	Rz [N]	Ry [N]	Rx [N]	Mx [N.m]	My [N.m]	Mz [N.m]
Individuo 1	567	207	5.1	100	2.87	1.22
Individuo 2	807	295	10.5	172	3.56	2.05
Individuo 3	961	352	12.2	167	3.87	2.18
Individuo 4	682	249	8.7	119	3.26	1.95

- **Mallado**

Después de tener definida la geometría, las propiedades mecánicas y las condiciones de borde, se debe realizar el mallado del dominio del problema, en este caso debido a la complejidad del fémur se emplean elementos tetraédricos de cuatro nodos, específicamente C3D4 y para los demás elementos se utilizan elementos hexaedrales de ocho nodos C3D8. Los datos de número de nodos y el tamaño y número elementos empleados, el promedio en cada una de las simulaciones se pueden apreciar en la siguiente tabla.

Tabla 10. Información del mallado para cada individuo

Individuo	Parte	Tamaño promedio del elemento [mm]	Número de Elementos	Número de Nodos
Individuo 1	Hueso	3	35508	151642
	Piel	4	5620	24006
	Grasa	2.5	24408	104238
	Músculo	3	53764	229606
	Socket	5	20320	86780
Individuo 2	Hueso	3	23498	90468
	Piel	5	4242	16312
	Grasa	3	17814	68584
	Músculo	4	36092	138954
	Socket	8	19438	74836
Individuo 3	Hueso	3	40976	172040
	Piel	5	6024	25280
	Grasa	3.5	30474	127990
	Músculo	3	68660	288252
	Socket	6	28066	117978
Individuo 4	Hueso	3	29268	116352
	Piel	5	4702	17060
	Grasa	3.5	21708	89322
	Músculo	4.1	46574	190426
	Socket	6	20988	80550

La diferencia entre los números de cada individuo se debe a cambios geométricos propios de la morfología del amputado y su prótesis, y al promedio del tamaño de los elementos empleados en cada uno de sus componentes. Un ejemplo del resultado del mallado final de los modelos se puede ver en la Figura 6-13.

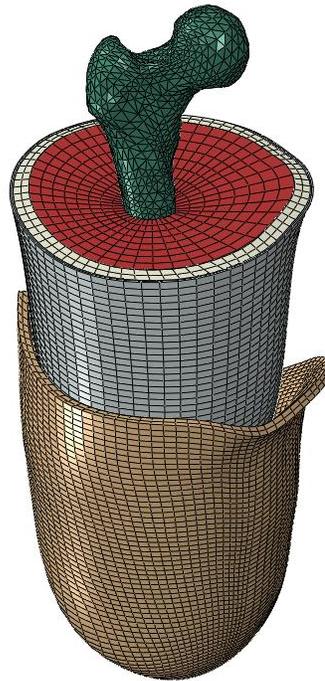


Figura 6-13. Ejemplo del mallado final

6.3 Selección de Parámetros Topográficos de *Sockets* Elaborados en Polipropileno

Para seleccionar los parámetros con los cuales se realizaría el análisis de sensibilidad, se realizó un análisis de correlación para determinar cuáles eran independientes; los parámetros analizados fueron: R_a , R_q , R_v , R_p , R_t y HSC, estos fueron obtenidos empleando un rugosímetro MITUTOYO SURFTEST SV-3000. Las mediciones se realizaron en 12 zonas diferentes de los sockets y se hicieron para seis sockets fabricados en distintas empresas a nivel nacional (seis en total), los *sockets* elaborados fueron para el mismo positivo, y las probetas fueron tomadas en las mismas zona para cada uno de *sockets*, la selección de estas zonas se realizó teniendo en cuenta los resultados obtenidos en la distribuciones de esfuerzos en las simulaciones numéricas. A las mediciones hechas se les realizó un análisis descriptivo y de correlaciones de los perfiles utilizando el software R versión 3.3.0.

6.4 Modelos Numéricos de la Interacción Piel-Polipropileno

Al establecer que la textura juega un papel importante en la cuantificación del CF y que éste a su vez incide en la magnitud de los esfuerzos en la piel, se realizaron modelos numéricos de la interacción piel-PP para establecer si existe alguna relación o si hay sensibilidad del CF con los parámetros superficiales Ra y HSC, y la geometría de la superficie, para lograr este objetivo se realizaron simulaciones computacionales a escala micrométrica empleando el método de elementos finitos, teniendo en cuenta la magnitud de los desplazamientos y deformaciones obtenidos en las simulaciones del muñón y del *socket* (Numeral 6.2.1), se empleó un análisis de tipo explícito dinámico debido a los desplazamientos y deformaciones de los tejidos blandos, adicionalmente se realizaron simulaciones a escala nanométrica que permitieran evidenciar la influencia de la rugosidad a esta escala en el cálculo del CF y comparar los resultados de otras investigaciones, para este caso se empleó una superficie del PP con forma sinusoidal.

Para el cálculo de CF se empleó la ley de Amontons (ecuación (4-7)) y con base en los resultados de Masen [114] y Gerhardt [127] se asumió fricción seca y sólo se consideró la componente por deformación, adicionalmente como se verá más adelante (Numeral 7.4.3) se realizó un estudio empleando la ley de potencias para evidenciar que esta suposición es válida para el caso de la piel en contacto con el PP, esta validación se realizó con base en los resultados presentados por Heide et al. [110].

A continuación se describen los modelos realizados en las diferentes escalas.

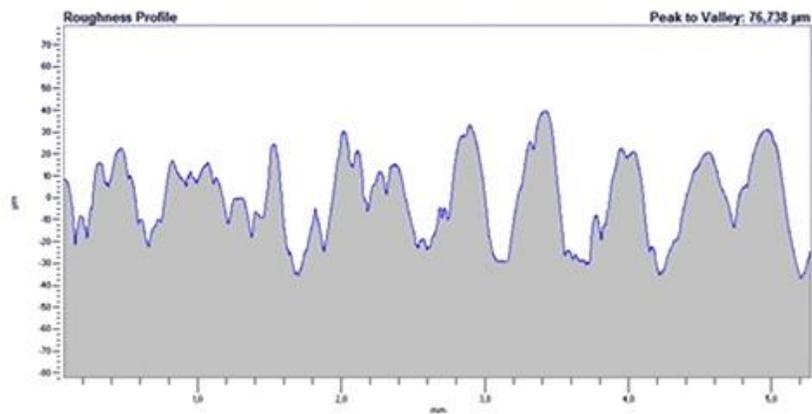
6.4.1 Modelos a Escala Micrométrica

Estos modelos se realizaron para obtener resultados del CF y realizar un análisis de sensibilidad de estos resultados al variar los parámetros de rugosidad seleccionados (Ra y HSC), para la selección de estos parámetros se tomaron como base los datos obtenidos de las mediciones realizadas sobre *sockets* elaborados nacionalmente, los valores seleccionados para realizar las simulaciones se pueden observar en la Tabla 11.

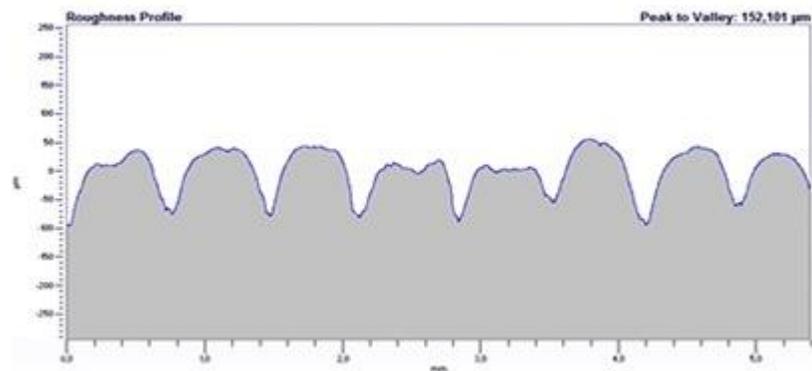
Tabla 11. Variación de los parámetros Ra y HSC para el análisis de sensibilidad

Parámetro	Valores
	1
	2
	5
	10
Ra [μm]	15
	20
	30
	50
	2
	5
HSC	10
	15
	20

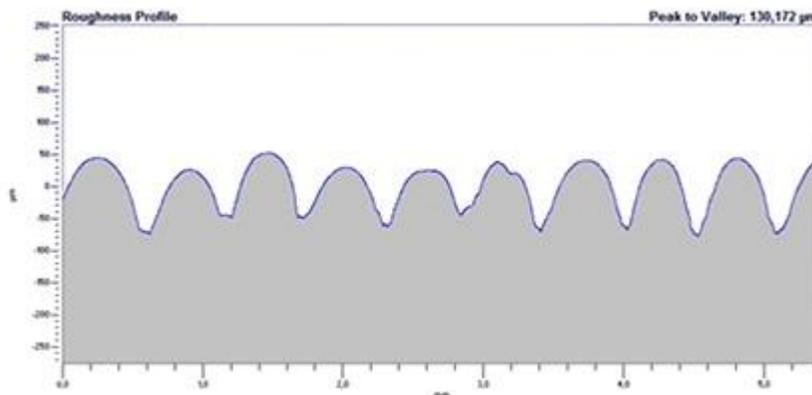
En estos modelos se propone realizar un desplazamiento horizontal de una probeta de PP sobre la piel para calcular el CF. Adicionalmente a los parámetros tribológicos analizados, se seleccionaron cuatro geometrías diferentes, para observar si hay sensibilidad de este factor en la cuantificación del CF, para la selección de estas geometrías se consideraron los criterios de simplicidad y facilidad de fabricación o implementación futura en los *sockets* y semejanza con las geometrías encontradas en los perfiles de los *sockets* fabricados nacionalmente (Figura 6-14).



a)



b)



c)

Figura 6-14. Ejemplos de geometrías de los perfiles encontrados en sockets fabricados nacionalmente y su semejanza con a) perfil triangular, b) perfil rectangular y/o trapezoidal y c) perfil sinusoidal

Los perfiles seleccionados corresponden a las geometrías rectangular, sinusoidal, triangula y trapezoidal, y se pueden observar en la Figura 6-15.

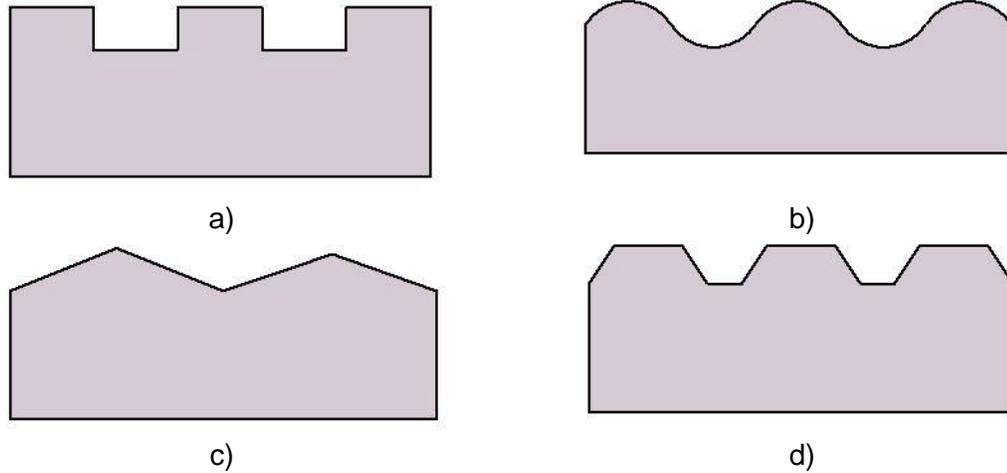


Figura 6-15. Perfiles modelados para el PP a) Rectangular, b) Sinusoidal, c) Triangular y d) Trapezoidal

A continuación se exponen todos los aspectos tenidos en cuenta para la realización de los modelos de elementos finitos.

- **Propiedades de los Materiales**

Para modelar el comportamiento de la piel y el PP se utilizaron los mismos modelos empleados en la simulación de la interacción socket-muñón (Numeral 6.2.1), empleando la función generalizada de energía de deformación de Mooney Rivlin para la piel y sus constantes se pueden observar en la Tabla 7, para el PP sus propiedades se pueden ver en la Tabla 8.

- **Condiciones de Borde**

Para estos modelos se establecieron como condiciones de borde para la piel, el no desplazamiento en alguna dirección de su límite superior y se restringió el desplazamiento vertical en los extremos izquierdo y derecho, se tuvo en cuenta el dejar una distancia prudencial para evitar que estas condiciones no ejercieran ningún efecto sobre el cálculo de las diferentes variables de interés calculadas por este método. Con el fin de garantizar el contacto inicial entre la piel y el PP, a este último se le realizó un pequeño desplazamiento en dirección de la piel (vertical), posteriormente se aplicó una carga correspondiente al valor promedio de la presión encontrada en las simulaciones de *socket* con el muñón (Numeral 6.2.1) y por último se impuso un desplazamiento horizontal de 7.5

mm para generar cargas y esfuerzos tangenciales, que permitan cuantificar el CF empleando la ley de Amontons, como es propuesto en la investigación de Xing et al [154].

Mallado

Para cada una de las geometrías estudiadas la piel se modeló igual, utilizando una combinación de elementos triangulares lineales S3R y elementos cuadriláteros lineales S4R, el número total de nodos y elementos para modelar esta parte fue de 8756 y 15712 respectivamente; al variar los parámetros R_a y HSC de cada una de las probetas de PP, las características del mallado también varían, esto para lograr obtener una convergencia en las simulaciones y evitar problemas relacionados con las deformaciones y rotaciones, excesivas de los modelos, el tipo de elementos empleados para estas partes fueron los mismos que para realizar el mallado de la piel, los datos detallados de las mallas pueden observarse en el Anexo B, y en la Figura 6-16 se observa un ejemplo del mallado elaborado para el conjunto, este ejemplo muestra un número disminuido de nodos para permitir apreciar más claramente su geometría y distribución.

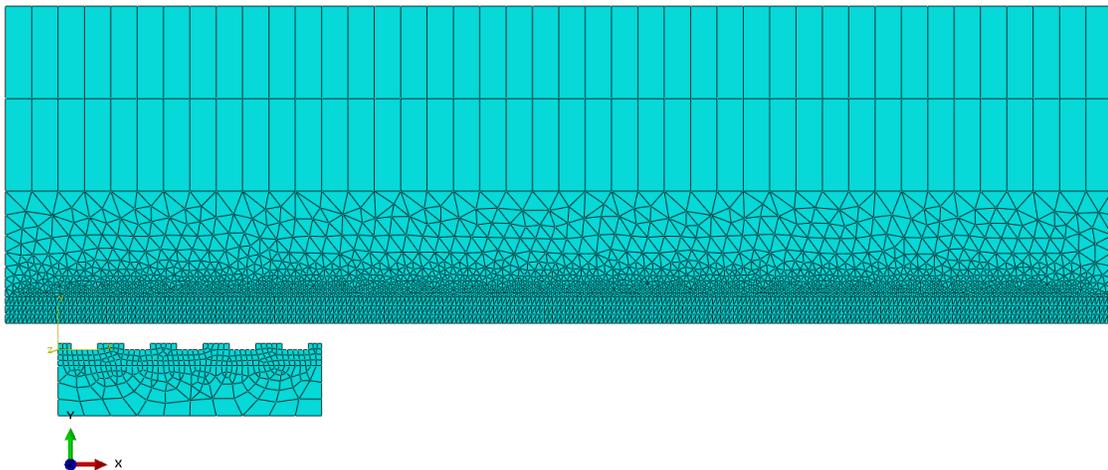


Figura 6-16. Ejemplo de mallado, probeta de PP parte inferior y piel en la parte superior

6.4.2 Modelos a Escala Nanométrica

Estos modelos como se explicó anteriormente se realizaron para observar el comportamiento del CF a esta escala y comparar los resultados obtenidos con los de otra investigaciones. Para estos modelos las mediciones fueron hechas en las mismas zonas que se realizaron para obtener los factores de rugosidad de los modelos a escala

micrométrica. Para obtener los parámetros tribológicos de la superficie del *socket* a esta escala, se realizó una adquisición de datos empleando un AFM easyScan 2, con las características que se presentan en la Tabla 12, un ejemplo de cómo son las superficies obtenidas con el software Matlab 2013 se puede observar en la Figura 6-17 y el código empleado se puede ver en el anexo C.

Tabla 12. Características AFM

The easyScan 2 Controller electronics	
Controller size / weight:	470x120x80 mm / 2.4 kg.
Power supply:	90-240 V AC, 50/60 Hz, 100 W.
Computer interface:	USB 2.0 (Appr. Controller serial number 23-06-030 and higher).
Integrated USB hub:	2 Ports (100 mA max).
Scan generator:	16 bit D/A converter for all axes.
Scan drive signals:	± 10 V, no High voltage.
Scan speed:	Up to 60 ms/line at 128 data points/line
Measurement channels:	16 bit A/D converters, up to five signals depending on mode.
Scan area and data points:	Individual width/height, up to 2048x2048
Scan image rotation:	0-360°
Sample tilt compensation:	Hardware X/Y slope compensation
Spectroscopy modes:	Single point measurement or multiple measurements along a vector
Spectroscopy data points:	Up to 2048
Spectroscopy averaging:	Up to 1024 times

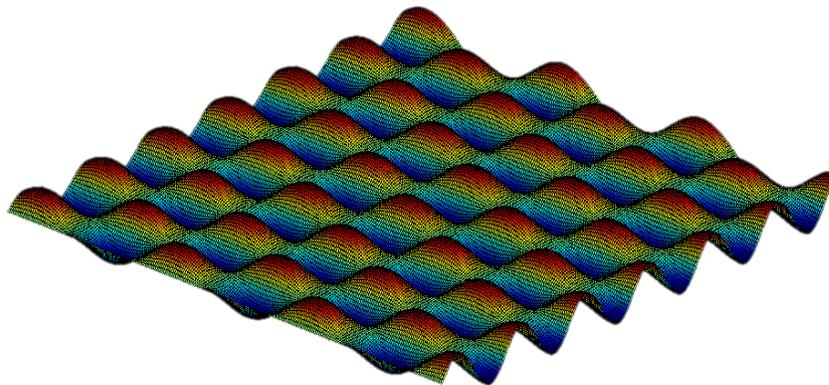


Figura 6-17. Superficie sinusoidal obtenida mediante MatLab

Para estos modelos se emplearon las mismas propiedades mecánicas y las mismas condiciones de borde utilizadas en los modelos a escala micrométrica.

▪ Mallado

En este caso para la piel se emplearon elementos tetraédricos C3D10M para modelar la zona en contacto y elementos hexaédricos para las zonas más profundas, las probetas de PP se modelaron con elementos tetraédricos C3D10M, en la Tabla 13 se puede observar la información de las mallas obtenidas para cada uno de los elementos del modelo, para el caso del PP se muestran los valores mínimos y máximo de nodos y elementos debido a la variación de su geometría.

Tabla 13. Información del mallado de modelos a escala nanométrica

Parte	Tipo de elemento	Tamaño promedio del elemento [mm]	Número de Elementos	Número de Nodos
Piel	Hexaédricos	0.0010	33567	54945
	Tetraédricos	0.0020	230328	280554
PP	Tetraédricos	0.0015	58837-283924	86243-301397

6.4.3 Validación experimental

La mejor forma para validar los resultados es comparar los CF predichos por el modelo de elementos finitos (Numeral 6.4.1) con mediciones realizadas experimentalmente, para este caso se fabricaron probetas de PP cuadradas de 15 mm x 15 mm, sobre ellas se elaboraron perfiles sinusoidales con las características que se ven en la Tabla 14, en total se fabricaron 5 probetas con cada una de estas características, y para cada una de éstas se realizaron dos mediciones del CF con el mismo voluntario, el cual dio su consentimiento basado en el acuerdo de Helsinki, todas las mediciones se realizaron el mismo día y con las mismas condiciones de temperatura y humedad relativa.

Tabla 14. Características Tribológicas de las probetas empleadas para realizar la validación experimental

Probeta	Ra [μm]	HSC
Probeta 1	10	10
Probeta 2	50	10

Estas superficies fueron elaboradas en un centro de micromecanizado Kern Evo (Figura 6-18), el cual pertenece a la Universidad del Norte, en la ciudad de Barranquilla y tiene las

características enumeradas en la Tabla 15, las herramientas y las condiciones de mecanizado empleadas se pueden ver en la Tabla 16.



Figura 6-18. Centro de micromecanizado Kern Evo empleado para elaborar probetas de PP

Tabla 15. Características del centro de micromecanizado empleado para elaborar las probetas de PP

Centro de micromecanizado Kern Evo	
Recorrido	X/Y/Z 300/280/250 mm
Máximo peso de pieza (3 ejes)	50 kg
tamaño máximo de pieza	70 mm x 70 mm x 100 mm
Velocidad máxima de y potencia del husillo	50000 RPM; 3,4 kW
Velocidad de avance	0,01 mm/min – 16 000 mm/min
Aceleración	8 m/s ²
Resolución	0.1 μm
Calidad de superficie	Ra ≤ 0,1 μm
Precisión en pieza de trabajo (3 ejes)	± 2.0 μm
Cambiador automático de herramienta	32 posiciones
Medición automática de pieza	palpador INFRARED PROBE
Medición automática de longitud y radio de herramienta	sistema láser BLUM y controlador HEIDENHAIN

Tabla 16. Herramientas y condiciones de operación utilizadas en la elaboración de probetas micromecanizadas

Descripción	Diámetro [mm]	Velocidad de husillo [rpm]	Avance [mm/min]
Fresa plana carburo 2 filos	1.0	10 000	200
Fresa punta bola carburo 2 filos	0.5	20 000	120
Fresa punta bola carburo 2 filos	0.1	45 000	80

Se realizaron cinco repeticiones por cada probeta, utilizando las mismas condiciones del estudio de la textura superficial (Numeral 6.1), igualmente el CF dinámico se determinó como la relación entre las fuerzas tangenciales y las normales, presentada durante el desplazamiento.

Adicionalmente se realizó una estimación de la componente dominante en el cálculo del CF de la piel con el PP, es decir, se estableció entre el aporte de las fuerzas adhesivas o de las fuerzas de deformación, cual era más significativo en la fricción, para esto se empleó la ley de potencias (ecuación (6-1)), donde k es el coeficiente de fricción, f_n es la fuerza normal y j es el índice de carga, y se tomó en consideración la afirmación hecha por Heide et al. [110], en la cual para valores de j cercanos a $-1/3$ se asume que la adhesión es dominante y para valores de j cercanos a $1/3$ la componente dominante es la deformación.

$$F_t = k f_n^j \quad (6-1)$$

7. Resultados y Discusión

En este capítulo se sigue la misma estructura planteada en la metodología y se presenta como la textura superficial del PP influencia el CF con la piel, posteriormente se muestran los resultados numéricos de los esfuerzos al variar el CF entre el muñón y el socket, para cuatro pacientes con amputación transfemoral; para establecer los parámetros tribológicos que se estudiaron, se presenta un análisis estadístico de la independencia de estos parámetros y por último se realiza una estadística descriptiva y un análisis de sensibilidad a estos mismos parámetros a varias geometrías seleccionadas para el perfil de la superficie del PP.

7.1 Influencia de la Textura Superficial del Polipropileno sobre el Coeficiente de Fricción con la Piel

Con estos resultados se pretendía establecer que la textura juega un papel importante en la magnitud del CF de la piel con el PP, los resultados de las mediciones se pueden observar en la Tabla 17. A estos valores se les realizó un análisis de significancia, para que un valor sea significativo, el valor de (p) debe estar por debajo de 0.05 (ver Tabla 18), en la misma tabla es posible identificar que el modelo explica un 90.56% de los datos (R^2).

Tabla 17. Valores del CF medidos para la variación de los factores velloidad, sudoración y textura

Medición	CF	Replica	CF	Factores Velloidad	Sudoración	Textura
1	0.361	9	0.240	Bajo	Alto	Bajo
2	0.522	10	0.545	Bajo	Bajo	Bajo
3	0.349	11	0.345	Alto	Bajo	Bajo
4	0.229	12	0.232	Alto	Alto	Alto
5	0.188	13	0.186	Alto	Alto	Bajo
6	0.266	14	0.396	Bajo	Bajo	Alto
7	0.242	15	0.270	Alto	Bajo	Alto
8	0.261	16	0.250	Bajo	Alto	Alto

Tabla 18. Significancia de los Factores

Factor	Significancia (p)
Constante	0.000
Vellosidad	0.002
Sudoración	0.001
Textura	0.012
Vellosidad*Sudoración	0.212
Vellosidad*Textura	0.058
Sudoración*Textura	0.012
Vellosidad*Sudoración*Textura	0.804
$R^2 = 90.56\%$	

De acuerdo con los valores reportados en la Tabla 18, la vellosidad, la sudoración y la textura, por separado, son factores que afectan el CF entre la piel y el PP, adicionalmente la combinación sudoración-textura presenta significancia, estos resultados concuerdan con los presentados por Ramírez et al. [3], teniendo en cuenta estos resultados se considera adecuado estudiar el efecto de la textura y más particularmente de las características superficiales del PP en la distribución de los esfuerzos en la interfaz *socket*-muñón.

Las combinaciones de vellosidad y sudoración y de vellosidad textura también presentan significancia dentro de la medición del CF, pero por los alcances planteados en esta investigación se proponen como temas adicionales que podrán ser desarrollados en trabajos futuros.

7.2 Influencia del Coeficiente de Fricción entre el Polipropileno y la Piel en la Distribución de Esfuerzos sobre el Muñón

Al establecer que la textura superficial del PP afecta las mediciones del CF con la piel, se elaboran modelos numéricos multicapa para los tejidos blandos, es decir, modelando separadamente la piel, el tejido graso y el tejido muscular, con el fin de establecer la influencia del CF sobre la distribución de esfuerzos en la piel, adicionalmente se obtienen resultados para el tejido muscular y el graso. Los resultados del individuo 1 para las presiones, cortante en dirección 1 en este caso la dirección horizontal (*shear1*), cortante en dirección 2 el cual es vertical (*shear2*) y esfuerzo de von Mises se pueden ver en la

Tabla 19, estos mismos resultados para los demás individuos (2, 3 y 4) se pueden observar en el anexo D, un detalle para el caso del CF igual a 0.5 se muestra en la Figura 7-1, en donde se pueden apreciar más claramente cada uno de los esfuerzos; en estos resultados se observó que bajo las consideraciones hechas, las distribuciones de esfuerzos se concentran en una franja de aproximadamente 10 cm, ubicada debajo del apoyo isquiático a una distancia promedio de 4 cm. Se aclara que los esfuerzos cortantes en dirección 1 y 2 son paralelos a las mediciones de los parámetros topográficos medidos en los sockets, lo cual se expondrá más adelante en la sección 7.3.

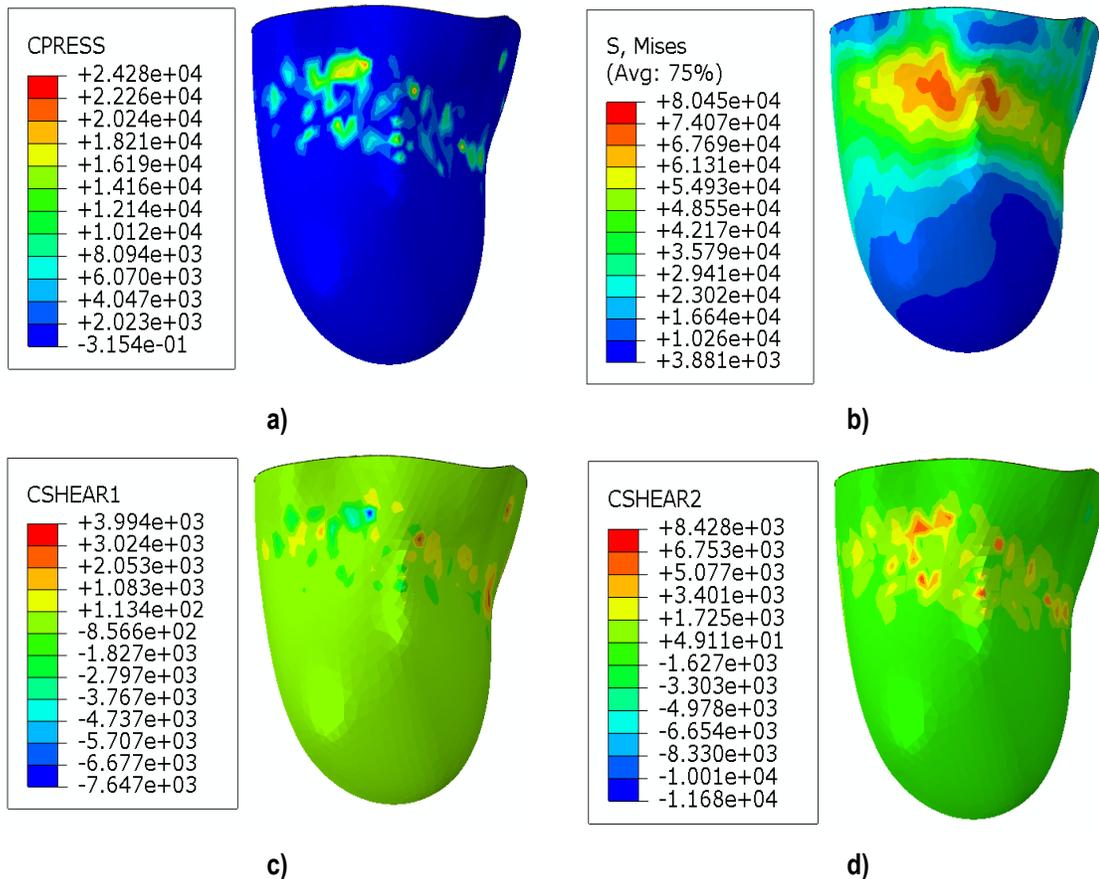


Figura 7-1. Detalle de la distribución de esfuerzos y presión sobre el muñón del individuo I para un CF de 0.5

En las gráficas de la Tabla 19 se aprecia que las deformaciones de los tejidos blandos corresponden con las del muñón de los individuos estudiados, lo cual se puede interpretar como que la selección de materiales hiperelásticos y un modelo de múltiples capas (piel, grasa y músculo) es adecuada para simular el proceso de postura del socket y su fase de apoyo durante la marcha; el considerar la piel y el tejido adiposo por separado le permite

al muñón una mejor acomodación al socket y se evidencia que la capa de grasa es la que mayor deformación presenta y como es propuesto por Gefen et al. [155] se comporta de forma similar a un fluido, lo que se puede apreciar en la Figura 7-2, que este tejido se comporte de esta forma es beneficioso para el tejido muscular debido a que así se disminuyen las deformaciones que éste debe sufrir y por consiguiente se logra disminuir la magnitud de los esfuerzos sobre este tejido. Se aprecia que el valor máximo del porcentaje de deformación llega casi a 300 % y se ve como es este tejido el que se acomoda a la geometría del socket.

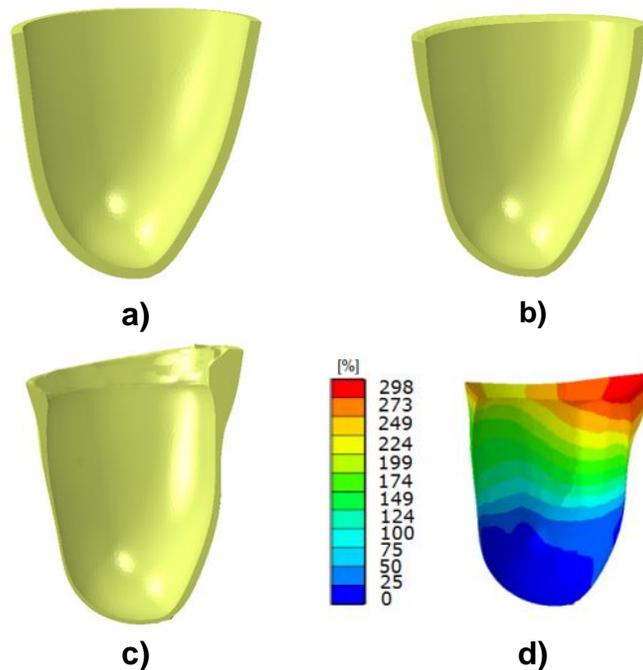
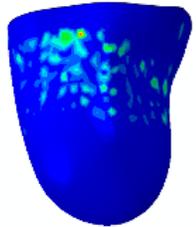
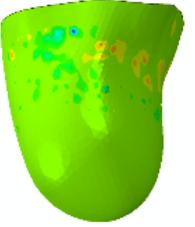
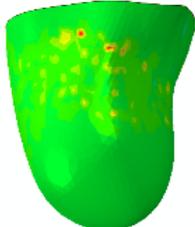
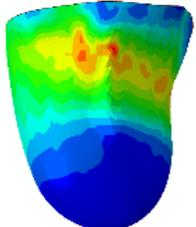
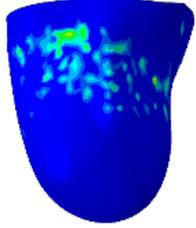
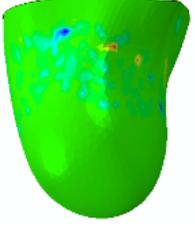
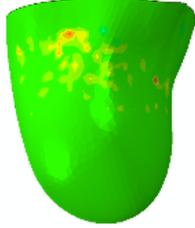
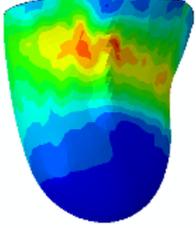
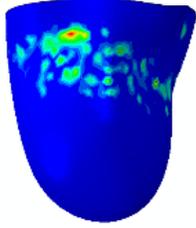
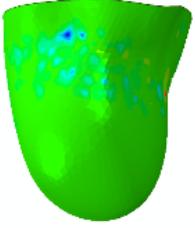
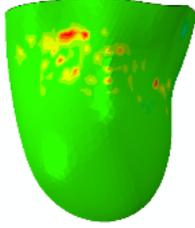
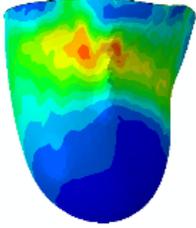
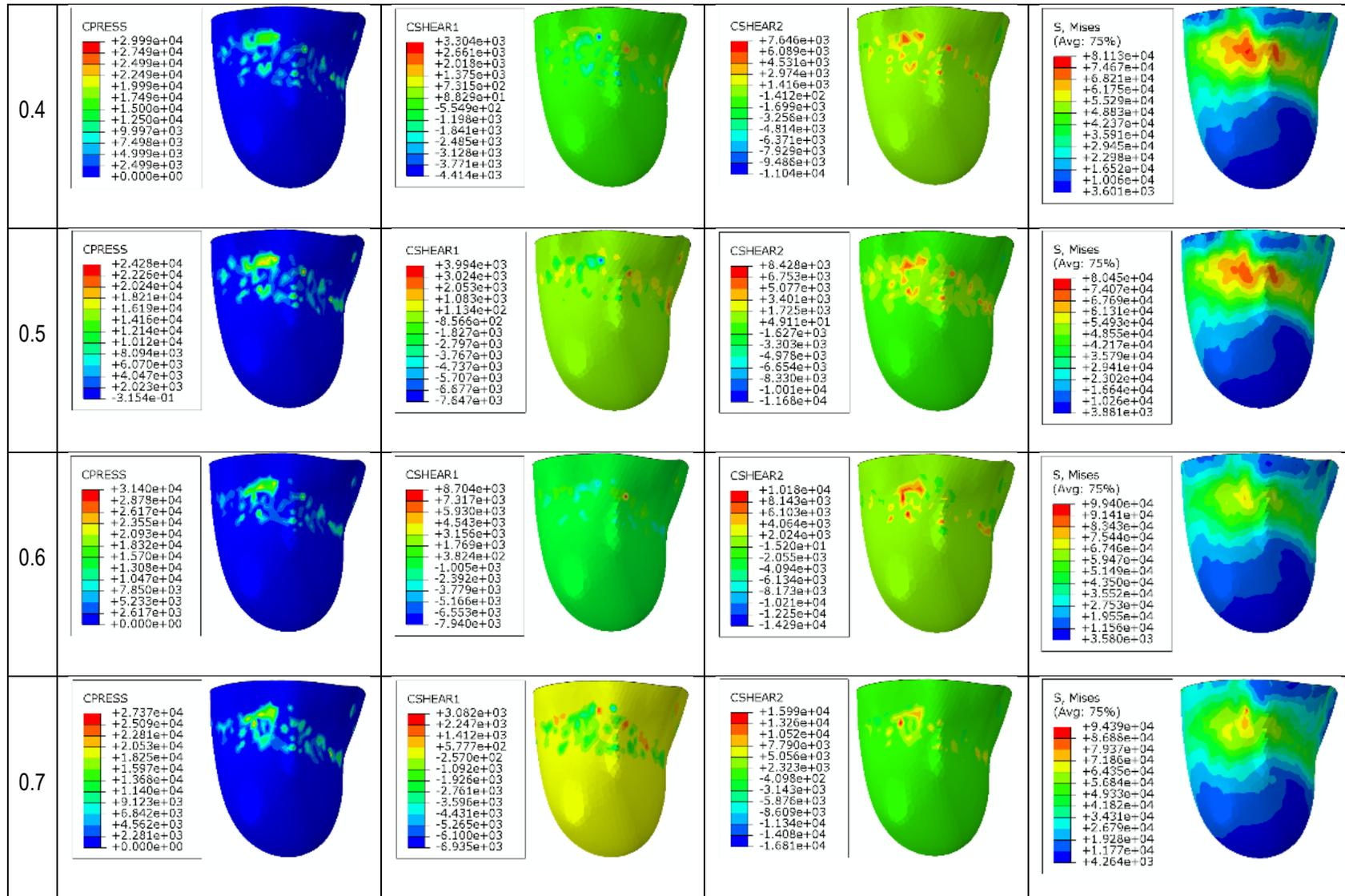
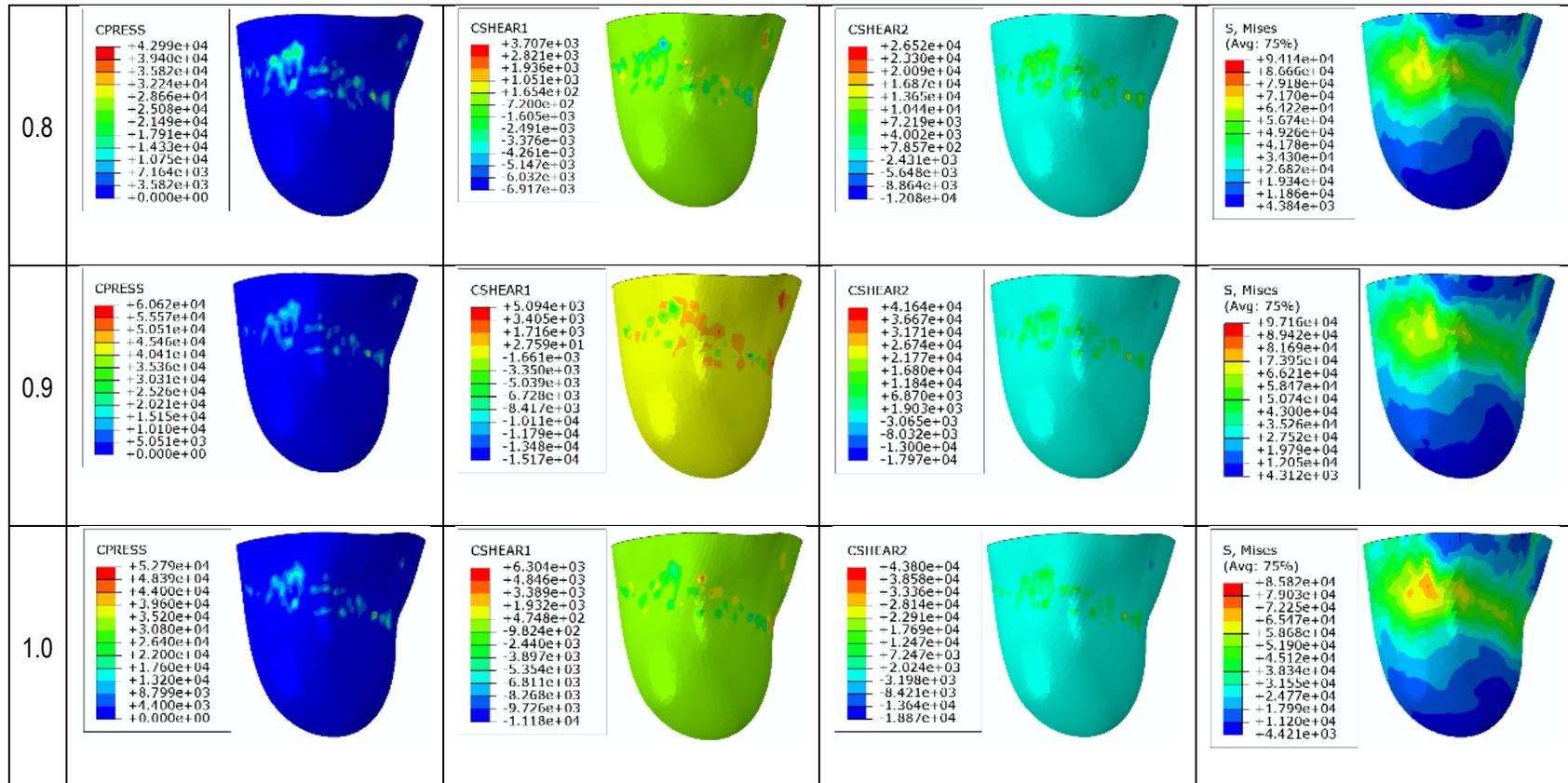


Figura 7-2. Deformación del tejido adiposo, a) al inicio de la simulación 0 segundos, b) 5 segundos, c) a los 10 segundos y d) un contorno de la deformación total

Tabla 19. Resultados de la distribuciones de presiones, esfuerzos cortantes y de von Mises para el individuo 1, variando el CF entre la piel y el socket

CF	PRESIÓN	ESFUERZO CORTANTE 1	ESFUERZO CORTANTE 2	ESFUERZO DE VON-MISES
0.1	<p>CPRESS</p> <ul style="list-style-type: none"> +3.310e+04 +3.034e+04 +2.759e+04 +2.482e+04 +2.207e+04 +1.931e+04 +1.653e+04 +1.379e+04 +1.103e+04 +8.275e+03 +5.516e+03 +2.758e+03 +0.000e+00 	<p>CSHEAR1</p> <ul style="list-style-type: none"> +1.078e+03 +8.190e+02 +5.596e+02 +3.002e+02 +4.079e+01 -2.196e+02 -4.780e+02 -7.374e+02 -9.968e+02 -1.256e+03 -1.516e+03 -1.775e+03 -2.034e+03 	<p>CSHEAR2</p> <ul style="list-style-type: none"> +2.245e+03 +1.871e+03 +1.498e+03 +1.125e+03 +7.512e+02 +3.779e+02 +4.500e+02 -3.689e+02 -7.422e+02 -1.116e+03 -1.489e+03 -1.862e+03 -2.236e+03 	<p>S, Mises (Avg: 75%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +9.164e+04 +8.431e+04 +7.699e+04 +6.966e+04 +6.233e+04 +5.501e+04 +4.768e+04 +4.036e+04 +3.303e+04 +2.570e+04 +1.838e+04 +1.105e+04 +3.726e+03 
0.2	<p>CPRESS</p> <ul style="list-style-type: none"> +2.905e+04 +2.663e+04 +2.421e+04 +2.178e+04 +1.937e+04 +1.695e+04 +1.452e+04 +1.210e+04 +9.683e+03 +7.263e+03 +4.842e+03 +2.421e+03 +0.000e+00 	<p>CSHEAR1</p> <ul style="list-style-type: none"> +2.091e+03 +1.733e+03 +1.376e+03 +1.018e+03 +6.597e+02 +3.018e+02 -5.612e+01 -4.140e+02 -7.719e+02 -1.130e+03 -1.488e+03 -1.846e+03 -2.204e+03 	<p>CSHEAR2</p> <ul style="list-style-type: none"> +4.409e+03 +3.628e+03 +2.848e+03 +2.067e+03 +1.287e+03 +5.061e+02 -2.745e+02 -1.055e+03 -1.836e+03 -2.616e+03 -3.397e+03 -4.177e+03 -4.958e+03 	<p>S, Mises (Avg: 75%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +8.610e+04 +7.919e+04 +7.227e+04 +6.536e+04 +5.844e+04 +5.153e+04 +4.461e+04 +3.770e+04 +3.078e+04 +2.387e+04 +1.695e+04 +1.004e+04 +3.121e+03 
0.3	<p>CPRESS</p> <ul style="list-style-type: none"> +2.377e+04 +2.173e+04 +1.981e+04 +1.783e+04 +1.585e+04 +1.387e+04 +1.189e+04 +9.905e+03 +7.924e+03 +5.943e+03 +3.962e+03 +1.981e+03 +0.000e+00 	<p>CSHEAR1</p> <ul style="list-style-type: none"> +2.924e+03 +2.422e+03 +1.919e+03 +1.416e+03 +9.133e+02 +4.105e+02 -9.232e+01 -5.951e+02 -1.098e+03 -1.601e+03 -2.104e+03 -2.606e+03 -3.109e+03 	<p>CSHEAR2</p> <ul style="list-style-type: none"> +5.244e+03 +4.350e+03 +3.456e+03 +2.562e+03 +1.669e+03 +7.749e+02 -1.189e+02 -1.013e+03 -1.906e+03 -2.800e+03 -3.694e+03 -4.588e+03 -5.482e+03 	<p>S, Mises (Avg: 75%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +8.380e+04 +7.714e+04 +7.047e+04 +6.381e+04 +5.714e+04 +5.048e+04 +4.381e+04 +3.715e+04 +3.048e+04 +2.382e+04 +1.715e+04 +1.049e+04 +3.824e+03 





En la Figura 7-3 se muestra la variación de la magnitud del promedio de los esfuerzos cortantes sobre la piel para los diferentes individuos analizados en función del CF utilizado en las simulaciones numéricas, el comportamiento de estos esfuerzos es coherente con los reportadas en la literatura por Zhang et al. [156], [157], Mak y Zhang [158], Ramírez [15] y Li et al. [159], existen diferencias en las magnitudes reportadas en las investigaciones realizadas por Zhang, lo cual puede ser debido a que sus modelos son mucho más simples, toman los tejidos blandos como una sola capa elástica y adicionalmente solucionan el *overclouser* entre el muñón y el socket desplazando radialmente los nodos del muñón, mientras que en los trabajos reportados por Ramírez y por Li et al se conservan el orden de magnitud de los esfuerzos. De los datos reportados en esta investigación ninguno supera el valor para daño en la piel de $0.2 MPa$ propuesto por Heide et al. en su estudio del daño en la piel cuando se somete a diferentes esfuerzos y temperaturas [110], estos valores tampoco superan el umbral de $70kPa$ propuesto por Goldstein y Sanders [160] en su estudio de daño en la piel de cerdo, la cual argumentan que puede ser comparada con la piel humana. En los valores obtenidos se evidencia una tendencia proporcional de los esfuerzos cortantes con el CF, la variación en todos los casos superó el 400 % al pasar de un CF de 0.1 a un CF de 1.0, este comportamiento es similar al reportado en otros estudios para amputaciones de miembros inferiores [136], [156], en los cuales los esfuerzos cortantes también aumentan con el incremento del CF entre la piel y el *socket*.

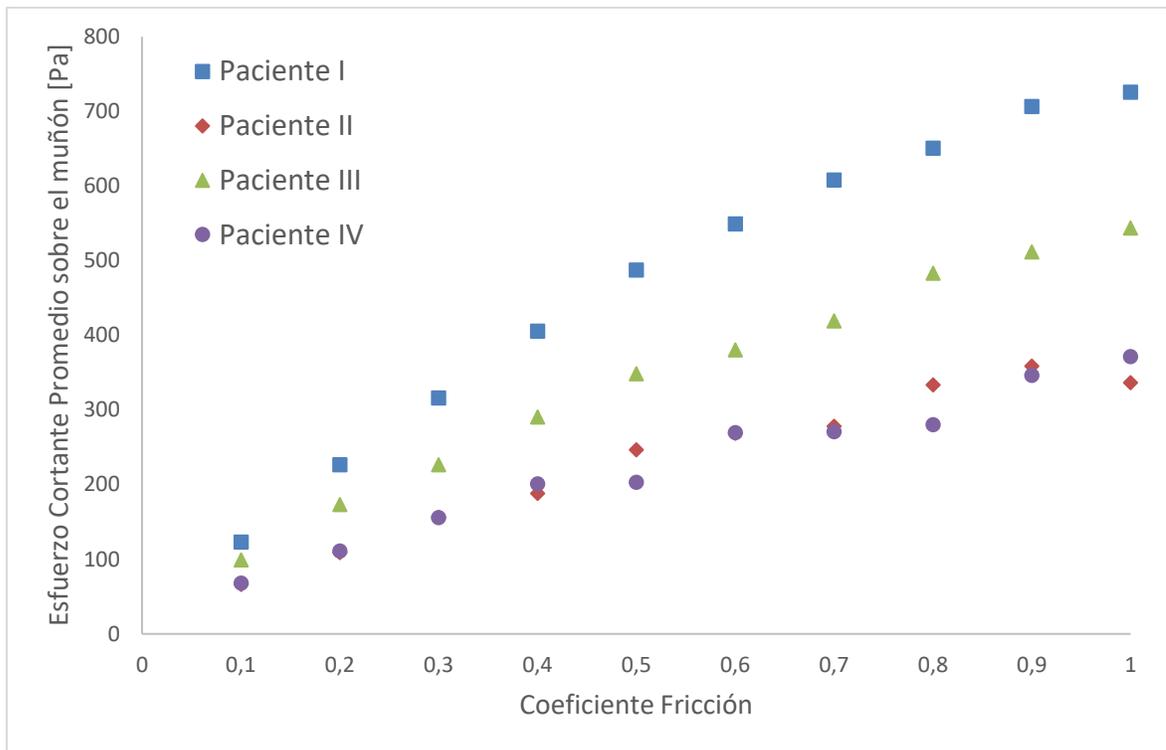


Figura 7-3. Esfuerzo cortante promedio para todos los individuos en función del CF

En la Figura 7-4 se muestra la variación de la magnitud las presiones sobre el muñón para los diferentes individuos analizados en función del CF utilizado en las simulaciones numéricas, al igual que para el caso de los esfuerzos cortantes las presiones también se encuentran en el rango de valores que otras investigaciones reportadas por Derler [64], en las cuales los valores de presiones varían de 9 a 169 *kPa*, en la gráfica se aprecia una disminución del valor de las presiones al aumentar el CF, pero no es un efecto tan marcado como para el caso de los esfuerzos cortantes, ya que las variaciones máximas en este caso alcanzaron un valor del 42% al pasar de un CF de 0.1 a un CF de 1.0, este comportamiento también coincide con el reportado en la literatura por Zhang et al. [156]; también se logra apreciar que a partir de un valor para CF superior a 0.5 las variaciones en las presiones promedio no son elevadas, con variaciones máximas de 100 *Pa*, y se podría decir, que llegan a un valor en el cual se estabilizan.

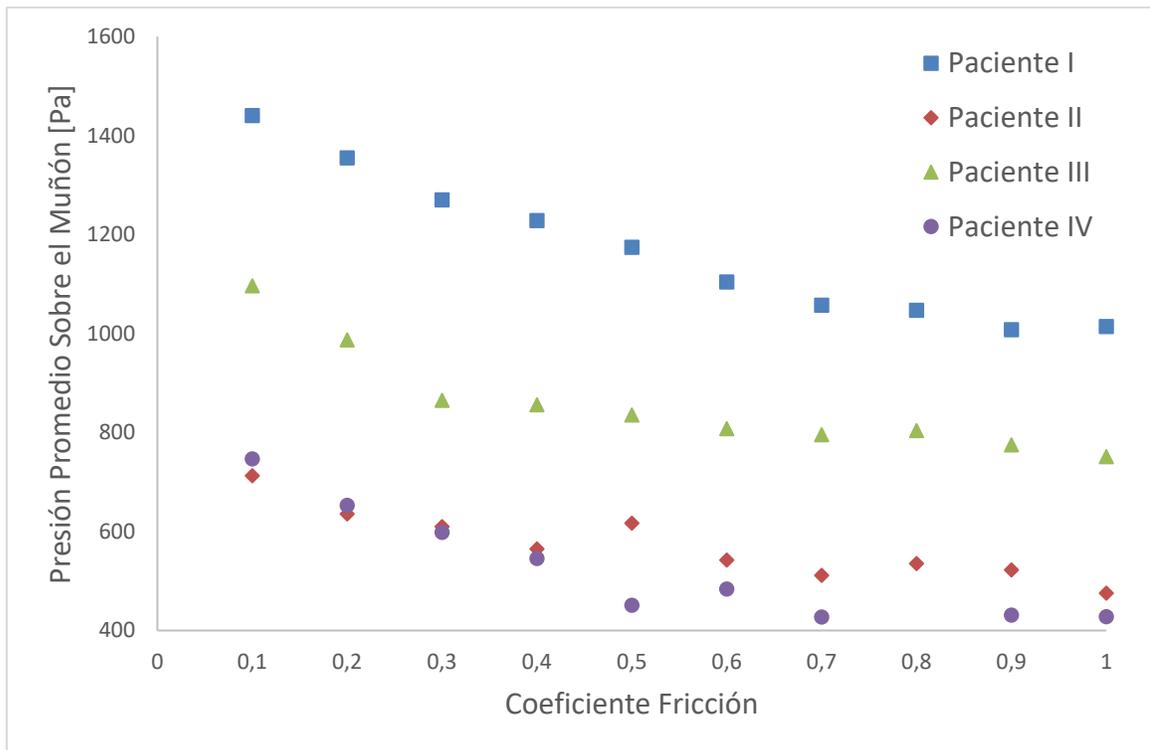


Figura 7-4. Presión promedio sobre el muñón para todos los individuos en función del CF

Considerando la concentración de los esfuerzos y las posibilidades para una implementación práctica en los *sockets*, es decir, pensando en la factibilidad de obtener una variación del CF a partir del proceso de fabricación o un proceso adicional, se realizaron modelos ubicando una franja en la cual se varió el CF (Figura 7-5) desde 0.1 hasta 0.4, mientras que el resto del socket conservó un valor del CF de 0.5, esta variación se realizó con el fin de observar si esta modificación influencia la magnitud de los esfuerzos obtenidos, que al disminuir serían beneficiosos para minimizar la posible generación de daño en los tejidos y por consiguiente mejorar la percepción de confort del paciente durante la utilización de su prótesis.

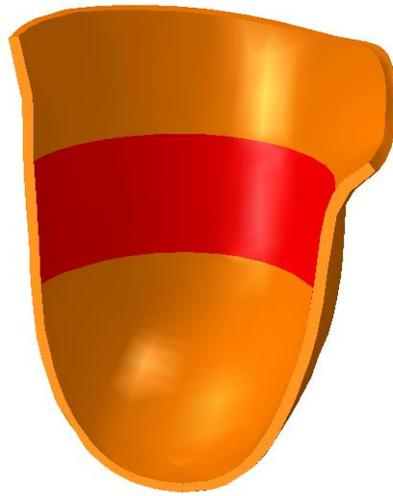
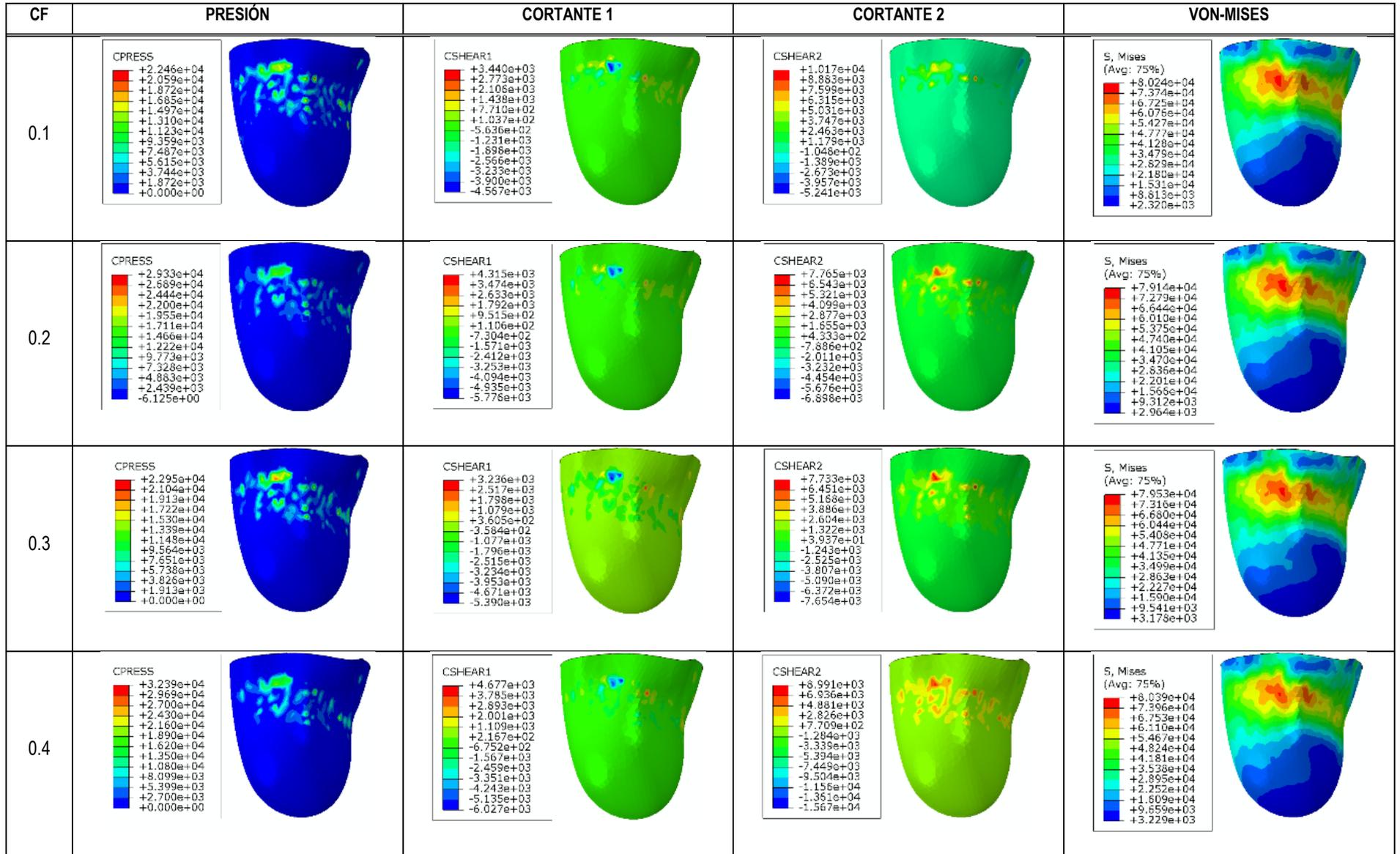


Figura 7-5. Franja sobre la cual se realizó la variación del CF

Tabla 20. Distribuciones de presiones, esfuerzos cortantes y de von Mises para el individuo 1, variando el CF entre la piel y el socket, en la franja propuesta



Los resultados para los modelos con franja con modificación del CF presentan una tendencia similar a los modelos que carecen de ella, con esfuerzos cortantes y presiones concentrados en una franja ubicada debajo del apoyo isquiático, sin embargo se observan variaciones en las magnitudes de los promedios de los esfuerzos cortantes y las presiones sobre el muñón (Figura 7-6 y Figura 7-7).

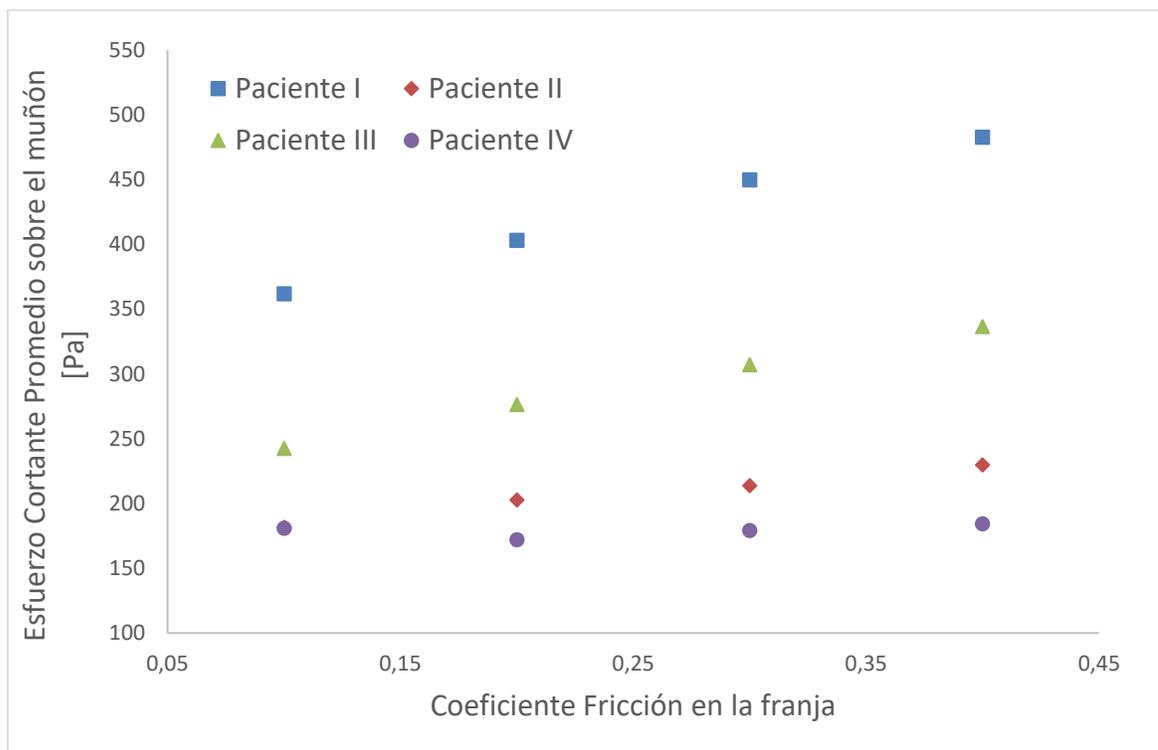


Figura 7-6. Variación del cortante promedio sobre el muñón al variar el CF en la franja propuesta

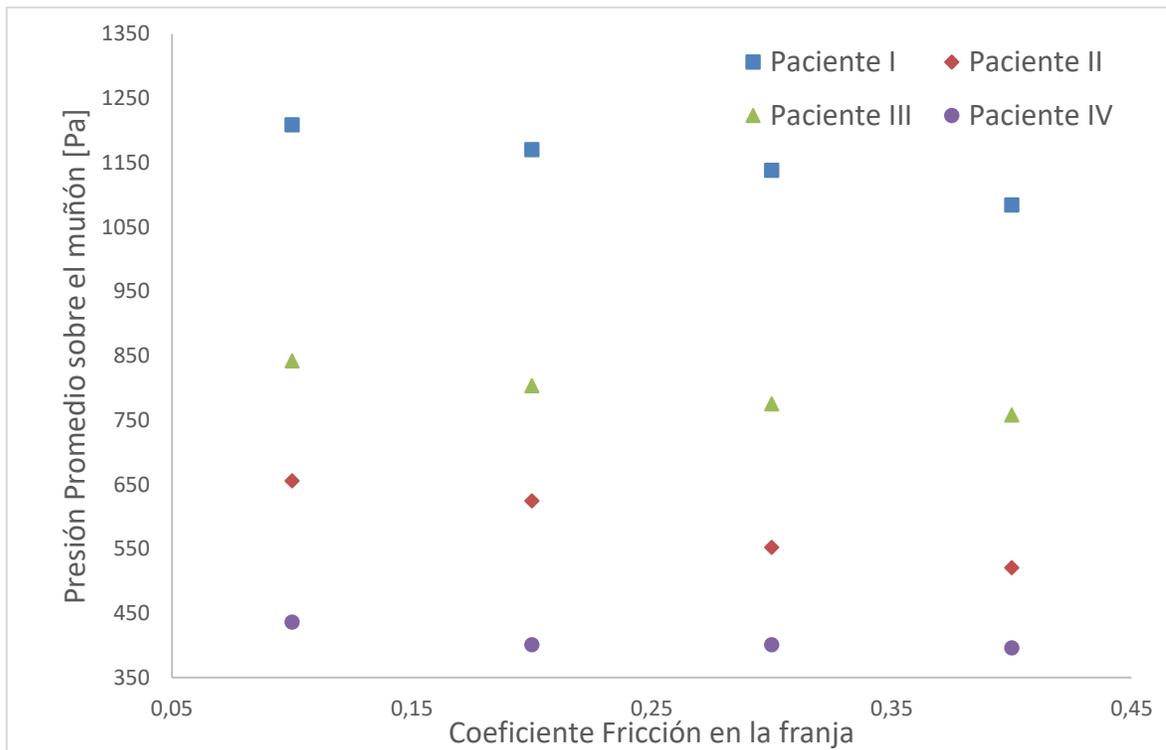


Figura 7-7. Variación de la presión promedio sobre el muñón al variar el CF en la franja propuesta

En la Tabla 21 se puede ver la variación porcentual de los esfuerzos promedio sobre el muñón al variar el CF en la franja, se ve que en algunos casos la reducción de los esfuerzos cortantes logra valores mayores al 35 %, lo cual puede considerarse una disminución significativa, que se puede traducir en el paciente en una mejora en su interacción con la prótesis, ya que esta disminución ayuda a aumentar el tiempo promedio de utilización diaria se ésta, para el individuo 4 la variación solo alcanzó el 5.4%, y aunque se puede considerar leve, también contribuye a mejorar el confort del paciente; por otro lado la presión promedio varía en valores desde 9.9 hasta un 16 %, y también se esperaría que esto ayude a mejorar la interacción del paciente con la prótesis. El comportamiento mostrado en esta tabla es presentado en el trabajo realizado por Restrepo et al. [41].

Tabla 21. Porcentaje de la variación de los esfuerzos sobre el muñón

Individuo	Cortante promedio [%]	Presión promedio [%]
Individuo 1	32.0	11.5
Individuo 2	34.3	16.2
Individuo 3	35.6	9.9
Individuo 4	5.4	10.2

7.2.1 Análisis del Estado de Esfuerzos sobre la Piel y el Músculo

Mediante los modelos numéricos desarrollados para cada uno de los cuatro individuos es posible presentar respuestas asociadas al estado de esfuerzos para cada una de las capas de los tejidos blandos, del hueso y del *socket*. Y aunque el interés de esta investigación es establecer la relación entre el CF y los esfuerzos sobre el muñón, se presentan resultados de los estados de esfuerzos sobre la piel y el músculo para compararlos con los de otras investigaciones y dar validez a los resultados obtenidos.

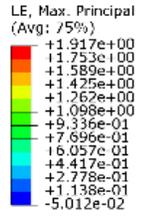
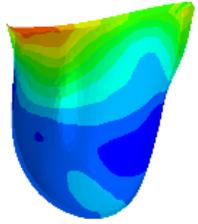
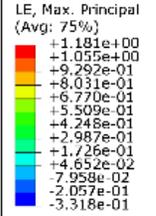
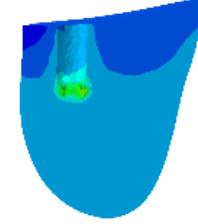
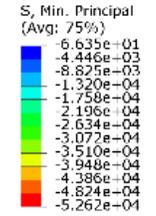
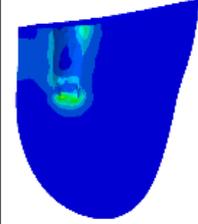
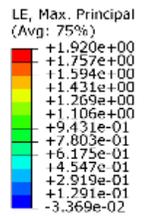
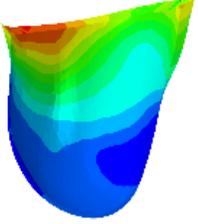
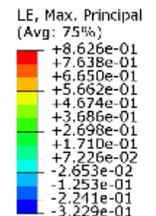
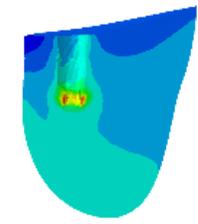
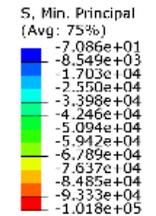
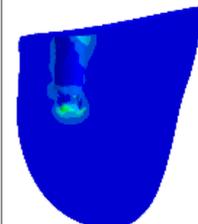
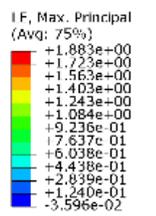
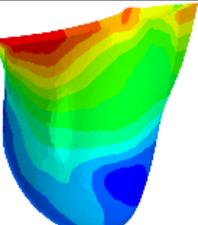
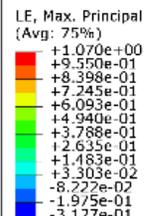
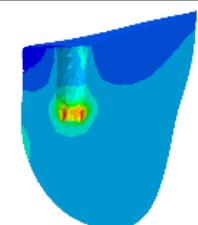
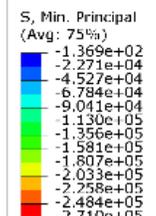
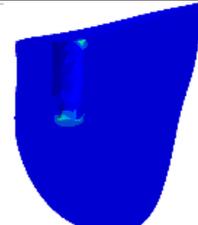
En la Tabla 22 se muestran los esfuerzos cortantes y presiones obtenidas sobre la piel para el individuo 1, para los demás voluntarios los resultados se pueden observar en el Anexo D, tomando como referencia los trabajos presentados por autores que trabajaron con modelos hiperelásticos [15], [142], [148], [151], reportan valores que varían de 10 a 56.6 *kPa*, aunque varios de estos trabajos son para amputados transtibiales, es posible afirmar que los resultados de este estudio, están en un orden de magnitud similar al reportado en la literatura. En la Tabla 23 se reportan los datos obtenidos para los esfuerzos de von Mises y los esfuerzos compresivos máximos que se presentan en el tejido muscular, la magnitud de estos resultados es comparable con los reportados por la investigación de Ramírez [15] y Sopher et al. [23], este último realiza estudios sobre tejido muscular del glúteo y también establece umbrales de daño para los esfuerzos compresivos de 2 *kPa*, basándose en investigaciones realizadas en ratones y sobre tejidos ingenieriles; se destaca que los resultados reportados en esta investigación no superan dichos valores del umbral de daño.

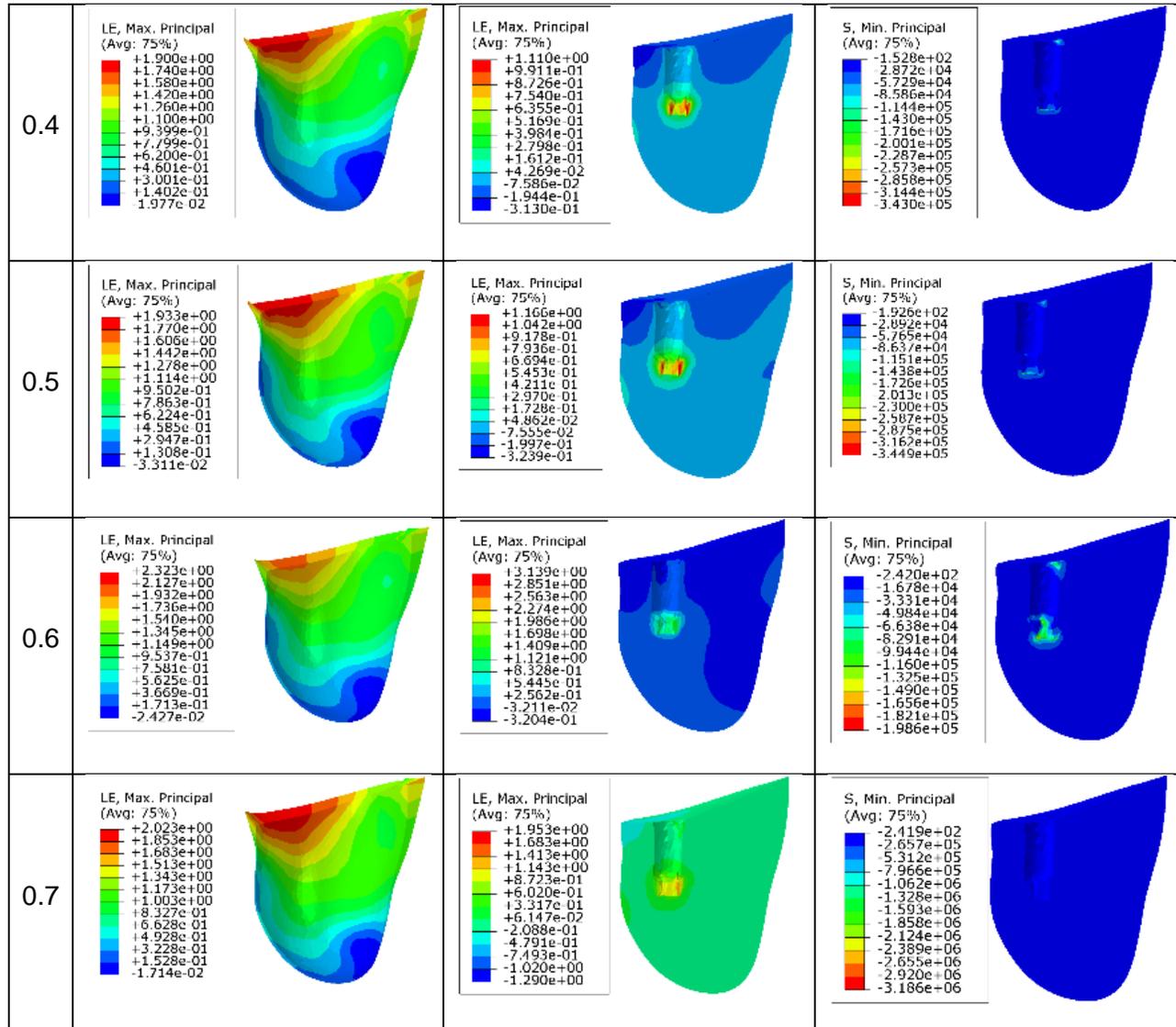
Tabla 22. Esfuerzos cortantes (shear 1 y shear 2), esfuerzo cortante promedio (shear 1+shear 2) y presiones (cpres) sobre la piel, para el individuo 1

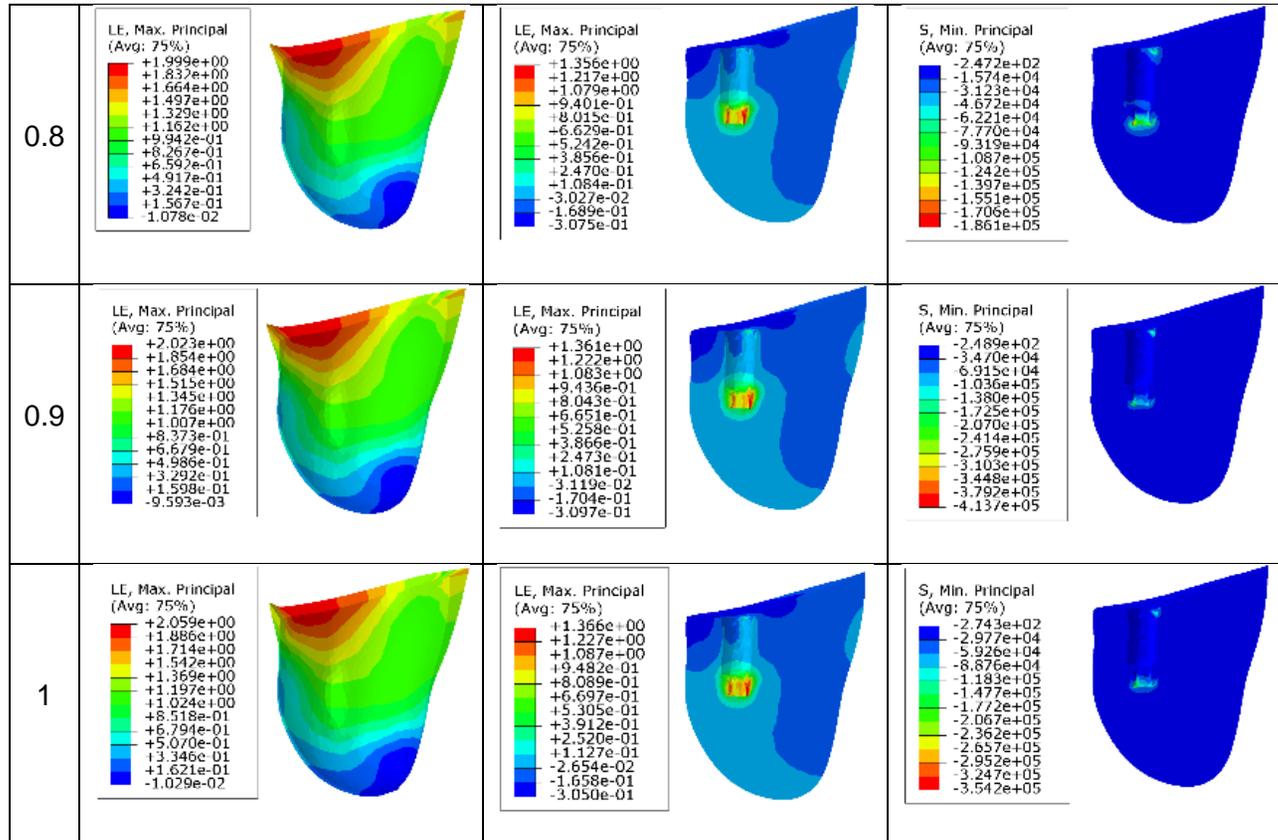
CF	SHEAR1 [Pa]				SHEAR2 [Pa]				SHEAR 1 + SHEAR 2 [Pa]				CPRESS [Pa]			
	Promedio	MAX	MIN	DE	Promedio	MAX	MIN	DE	Promedio	MAX	MIN	DE	Promedio	MAX	MIN	DE
0.1	-15.1	1078.4	-2034.4	129.2	-17	2244.7	-2235.7	231.4	99.2	3029.4	0.0	246.8	1096.8	33098.4	0.0	2759.1
0.2	-31.7	2091.3	-2203.6	203.8	-35.9	4408.9	-4957.8	446	173.5	4978	0.0	461.1	987	29050	0.0	2569.8
0.3	-64.2	2924.5	-3109.1	301.7	-28.6	5243.8	-5481.6	625.2	226.6	5939.1	0.0	659.9	865.4	23772.3	0.0	2450.6
0.4	-82.9	3304.3	-4414.2	381.9	-42.2	7646.3	-11043.7	819.6	290.5	11754.2	0.0	861.3	856.1	29991.2	0.0	2465.4
0.5	-99.5	3993.6	-7646.8	497.1	-76.3	8428.4	-11681.8	987.8	348.2	12042.1	0.0	1057	835.9	24282.6	-0.3	2487.3
0.6	-85.7	8704.3	-7939.5	543.5	-100.7	10182.2	-14291.6	1190.9	380.5	16348.9	0.0	1259.5	808.2	31400.2	0.0	2581
0.7	-91.7	3081.8	-6934.7	506.7	-73.6	15989	-16808.6	1326.9	419.1	18182.9	0.0	1362.2	795.9	27369.6	0.0	2484.6
0.8	-119.6	3706.8	-6917.4	621.1	-57	26519.1	-12081	1509.7	483.3	27007	0.0	1565	803.9	42985.9	0.0	2532.2
0.9	-108	5094.1	-15172	768.5	-47.8	41642.4	-17967.4	1736.5	511.8	44320.2	0.0	1832.5	775	60616.8	0.0	2630.1
1.0	-102.2	6303.6	-11182.8	836.9	-58.5	43803.7	-18865.5	1816.7	543.8	45010.9	0.0	1928.4	751.6	52794.3	0.0	2496.3

DE: Desviación Estándar

Tabla 23. Deformación del tejido adiposo y muscular y esfuerzo mínimo a compresión para el músculo para el individuo 1

CF	Deformación tejido adiposo	Deformación músculo	Mínimo compresivo músculo
0.1	<p>LE, Max. Principal (Avg: 75%)</p>  <p>+1.917e+00 +1.753e+00 +1.589e+00 +1.425e+00 +1.262e+00 +1.098e+00 +9.336e-01 +7.696e-01 6.057e-01 +4.417e-01 +2.778e-01 +1.138e-01 -5.012e-02</p> 	<p>LE, Max. Principal (Avg: 75%)</p>  <p>+1.181e+00 +1.055e+00 +9.292e-01 +8.031e-01 +6.770e-01 +5.509e-01 +4.248e-01 +2.987e-01 +1.726e-01 +4.652e-02 -7.959e-02 -2.057e-01 -3.318e-01</p> 	<p>S, Min. Principal (Avg: 75%)</p>  <p>-6.635e+01 -4.446e-03 -8.825e-03 -1.320e-04 -1.758e-04 -2.196e-04 -2.634e-04 -3.072e-04 -3.510e-04 -3.948e-04 -4.386e-04 -4.824e-04 -5.262e-04</p> 
0.2	<p>LE, Max. Principal (Avg: 75%)</p>  <p>+1.920e+00 +1.757e+00 +1.594e+00 +1.431e+00 +1.269e+00 +1.106e+00 +9.431e-01 +7.803e-01 +6.173e-01 +4.547e-01 +2.919e-01 +1.291e-01 -3.369e-02</p> 	<p>LE, Max. Principal (Avg: 75%)</p>  <p>+8.626e-01 +7.638e-01 +6.650e-01 +5.662e-01 +4.674e-01 +3.686e-01 +2.698e-01 +1.710e-01 +7.226e-02 -2.653e-02 -1.253e-01 -2.241e-01 -3.229e-01</p> 	<p>S, Min. Principal (Avg: 75%)</p>  <p>-7.086e+01 -8.549e+03 -1.703e+04 -2.550e+04 -3.398e+04 -4.246e+04 -5.094e+04 -5.942e+04 -6.789e+04 -7.637e+04 -8.485e+04 -9.333e+04 -1.018e+05</p> 
0.3	<p>LE, Max. Principal (Avg: 75%)</p>  <p>+1.883e+00 +1.723e+00 +1.563e+00 +1.403e+00 +1.243e+00 +1.084e+00 +9.236e-01 7.637e-01 6.038e-01 +4.438e-01 +2.839e-01 +1.240e-01 -3.596e-02</p> 	<p>LE, Max. Principal (Avg: 75%)</p>  <p>+1.070e+00 +9.550e-01 +8.398e-01 +7.245e-01 +6.093e-01 +4.940e-01 +3.788e-01 +2.635e-01 +1.483e-01 +3.303e-02 -8.722e-02 -1.975e-01 -3.127e-01</p> 	<p>S, Min. Principal (Avg: 75%)</p>  <p>-1.369e+02 -2.271e+04 -4.527e+04 -6.784e+04 -9.041e+04 -1.130e+05 -1.356e+05 -1.581e+05 -1.807e+05 -2.033e+05 -2.258e+05 -2.484e+05 -2.710e+05</p> 





7.3 Selección de Parámetros Topográficos de Sockets Elaborados en Polipropileno

Para seleccionar los parámetros tribológicos de la superficie del socket con los cuales se realizó el estudio, se analizaron los datos obtenidos de seis sockets elaborados por el mismo número de empresas a nivel nacional. Los datos obtenidos de los parámetros de rugosidad Ra, Rq, Rp, Rv, Rt y HSC, los promedios de estos parámetros para cada socket y los promedios totales se pueden observar en la Tabla 24.

Tabla 24. Datos adquiridos de las doce zonas de seis sockets elaborados nacionalmente

Socket	Ubicación	Ra [μm]	Rq [μm]	Rp [μm]	Rv [μm]	Rt [μm]	HSC
1	1	1.35	1.906	10.241	85.489	17.925	4
1	2	1.227	1.626	8.048	84.257	16.963	6
1	3	1.23	1.536	3.145	88.989	9.432	10
1	4	1.766	2.418	8.843	79.761	22.255	5
1	5	1.315	1.711	5.744	86.14	12.777	16
1	6	2.429	5.288	43.547	74.967	61.753	1
1	7	2.015	2.783	10.299	80.954	22.518	4
1	8	1.944	2.656	14.898	82.16	25.911	1
1	9	2.801	3.832	7.713	73.958	26.928	13
1	10	1.077	1.424	7.361	89.961	10.573	5
1	11	2.528	3.347	7.136	75.843	24.466	11
1	12	1.422	1.9	8.138	84.345	16.966	1
Promedio		1.76	2.53	11.26	82.24	22.37	6.41
2	1	5.605	7.054	8.369	63.518	38.024	16
2	2	2.411	3.262	5.512	73.658	25.027	4
2	3	0.554	0.714	3.357	91.46	5.07	5
2	4	0.963	1.226	6.244	89.775	9.642	3
2	5	1.809	2.391	10.067	84.853	18.387	6
2	6	9.21	11.57	15.753	56.247	52.68	11
2	7	1.619	2.144	10.838	83.998	20.012	4
2	8	1.307	1.774	7.313	84.053	16.433	4
2	9	1.771	2.393	11.583	84.891	19.866	10
2	10	4.462	5.279	8.726	76.399	25.5	11
2	11	0.868	1.15	5.777	90.04	8.91	4
2	12	0.944	1.333	7.549	90.266	10.455	4
Promedio		2.63	3.36	8.24	80.76	20.83	6.83
3	1	23.236	27.332	49.415	26.023	116.564	9

3	2	24.774	30.573	41.707	3.856	131.023	14
3	3	21.915	26.897	39.383	18.264	114.292	12
3	4	22.388	27.404	32.945	10.578	115.541	17
3	5	22.896	26.442	34.929	28.361	99.74	14
3	6	29.547	34.256	48.231	5.223	136.18	17
3	7	16.394	20.222	28.604	34.291	87.485	13
3	8	16.803	19.658	23.908	37.41	79.671	19
3	9	22.978	26.856	37.193	12.95	117.416	14
3	10	29.948	35.118	43.799	0	136.972	20
3	11	16.918	21.819	28.527	23.914	97.786	7
3	12	18.163	23.395	29.319	18.824	103.668	12
Promedio		22.16	26.66	36.50	18.31	111.36	14
4	1	6.661	8.58	9.996	62.178	40.99	16
4	2	2.75	3.918	8.887	74.685	27.374	2
4	3	0.935	1.181	7.205	89.128	11.25	1
4	4	0.924	1.227	5.882	90.186	8.869	8
4	5	1.074	1.417	6.229	88.67	10.731	9
4	6	12.063	15.488	21.448	42.712	71.909	10
4	7	1.134	1.494	7.823	87.317	13.679	4
4	8	1.085	1.437	9.967	88.051	15.089	1
4	9	0.987	1.286	5.739	89.136	9.775	5
4	10	10.142	13.078	18.724	39.289	72.608	8
4	11	1.562	2.047	7.748	89.312	11.609	8
4	12	1.11	1.42	8.292	89.11	12.355	2
Promedio		3.37	4.38	9.83	77.48	25.52	6.17
5	1	11.182	13.724	19.051	38.337	73.888	13
5	2	10.459	12.397	17.55	57.311	53.412	15
5	3	2.398	2.801	6.834	86.199	13.809	8
5	4	1.135	1.458	4.843	86.017	11.998	8
5	5	0.913	1.279	8.934	87.331	14.776	1
5	6	10.424	12.986	16.98	41.478	68.676	9
5	7	14.674	17.994	21.64	36.229	78.584	11
5	8	1.546	1.907	5.607	86.561	12.219	5
5	9	1.626	1.957	5.872	87.442	11.603	16
5	10	4.903	6.694	10.54	57.978	45.735	10
5	11	1.097	1.486	3.561	85.058	11.676	12
5	12	0.986	1.381	5.674	82.456	16.391	2
Promedio		5.11	6.34	10.59	69.37	34.40	9.17
6	1	11.039	13.957	18.532	41.467	70.238	11
6	2	5.088	6.649	8.677	66.925	34.925	13
6	3	1.226	1.75	6.683	86.241	13.615	5
6	4	1.554	2.006	5.847	86.13	12.89	8
6	5	2.044	2.582	8.383	81.898	19.668	5

6	6	1.041	1.248	3.595	88.47	8.298	10
6	7	8.794	11.207	14.047	47.22	60	12
6	8	1.796	2.248	5.767	86.905	12.035	10
6	9	1.949	3.014	12.969	73.515	32.628	1
6	10	4.462	5.279	11.343	87.58	16.936	1
6	11	1.423	1.784	5.639	88.938	9.874	11
6	12	1.613	2.061	6.948	88.078	12.044	5
Promedio		3.50	4.48	9.04	76.95	25.26	7.67
Promedios totales		6.42	7.96	14.27	67.52	39.96	8.38

En la Figura 7-8 se observan los perfiles promedio por socket analizado, con bandas de valores máximos y mínimos.

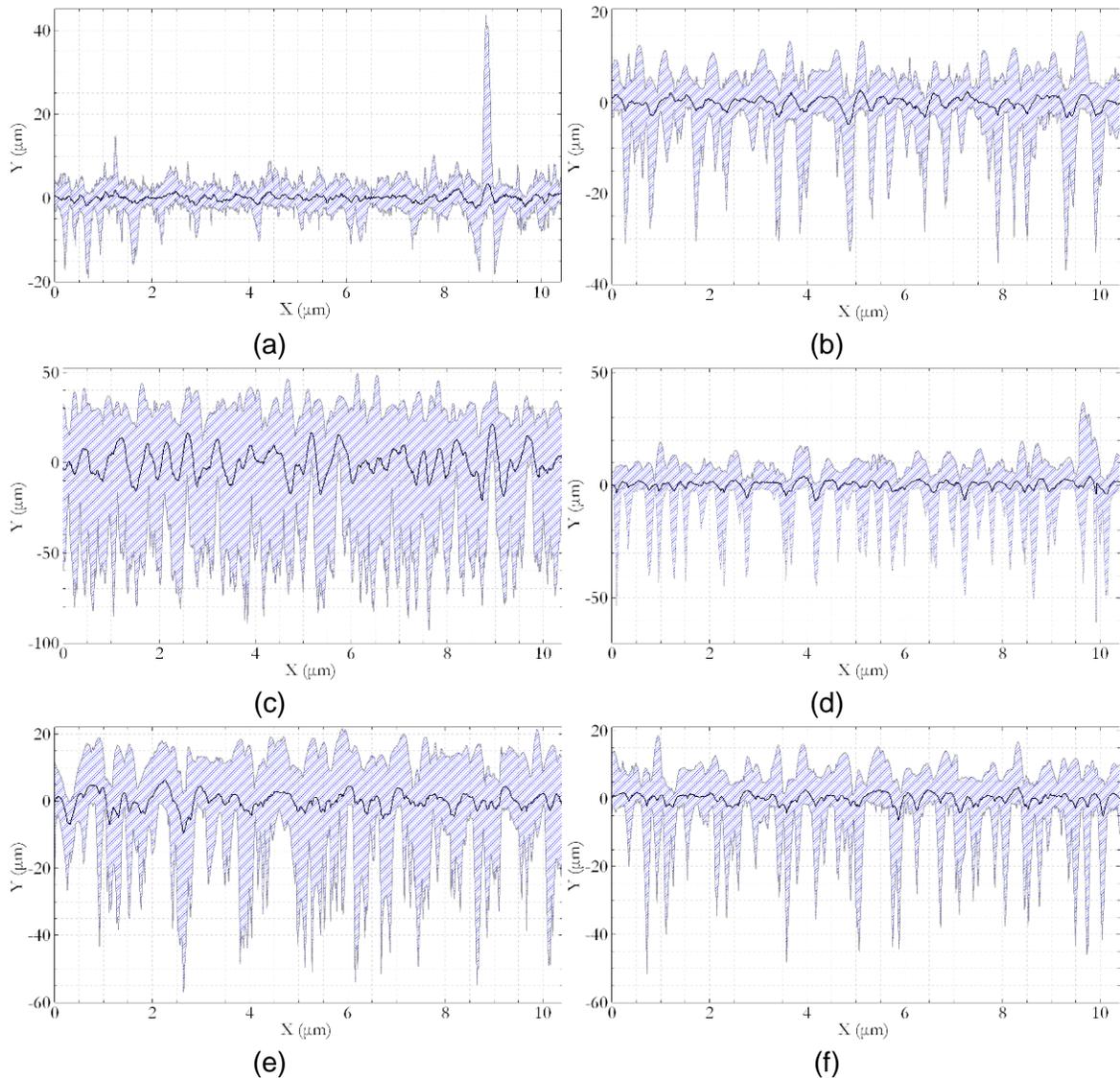


Figura 7-8. Perfiles promedio para cada uno de los sockets analizados con bandas para los valores máximos y mínimos

Se evidencia una gran variabilidad en las mediciones para los parámetros tribológicos, lo cual puede ser ocasionado por la metodología artesanal para la elaboración de estos y por algunas diferencias en los procesos de fabricación entre las diferentes empresas.

Para poder hacer un análisis de correlaciones se realizó una transformación de potencia para normalizar la distribución de los datos, los valores utilizados para cada variable se presentan en la Tabla 25. Los valores de la matriz de correlación se observan en la Tabla 26, en esta tabla se observa que el parámetro Ra está relacionado fuertemente con Rq y

Rt y que obviamente lo hace con los parámetros Rv y Rp los cuales están contenidos en el valor de Rt, se observa que la relación más débil de Ra es con HSC.

Tabla 25. Valores de la transformación de potencia para cada parámetro tribológico

Variable	Ra	Rq	Rp	Rv	Rt	HSC
Transformación	-0.6	-0.6	-0.4	-	-0.4	0.6

Tabla 26. Matriz de correlaciones

	Ra	HSC	Rp	Rq	Rt	Rv
Ra	1	0.472	0.6021	0.9969	0.9311	-0.9558
HSC		1	-0.0141	0.4536	0.3406	-0.4406
Rp			1	0.6504	0.7898	-0.6182
Rq				1	0.9539	-0.9661
Rt					1	-0.9703
Rv						1

En la Figura 7-9 se observa la matriz de dispersión con variables transformadas y cajas y bigotes de las variables analizadas. Una inspección de la figura muestra una relación lineal positiva entre Ra, Rp, Rq y Rt y una relación lineal negativa con Rv, el parámetro HSC aparentemente no muestra una relación lineal con el resto de las variables.

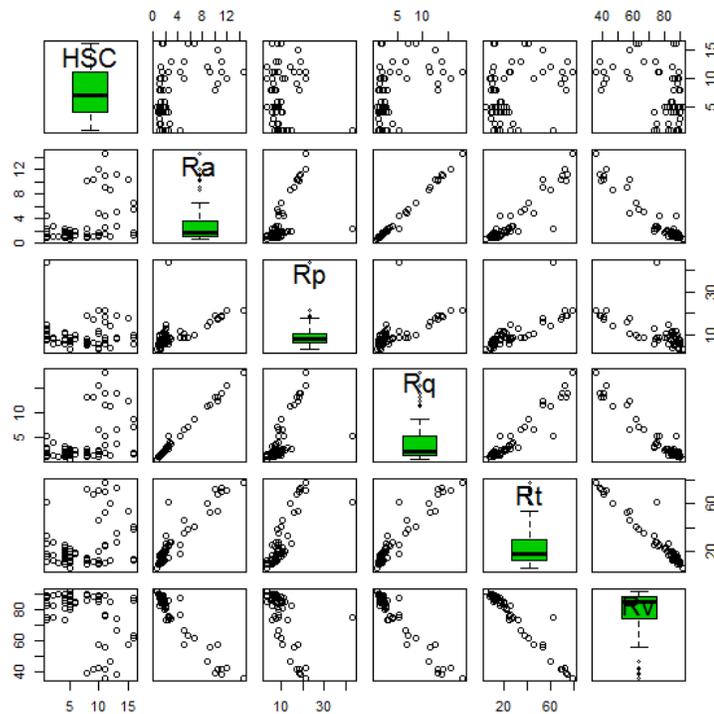


Figura 7-9. Matriz de dispersión con variables transformadas y cajas y bigotes de las variables analizadas

Del análisis anteriormente mostrado para los parámetros tribológicos medidos se seleccionan las variables Ra y HSC para realizar el análisis de sensibilidad del CF entre la piel y el PP.

Los demás datos obtenidos del análisis estadístico, análisis de una variable, diagramas de frecuencias y las gráficas comparativas para los parámetros y sus respectivas medias, se pueden observar en el anexo E.

7.4 Modelos Numéricos de la Interacción Piel-Polipropileno

Para poder realizar un análisis estadístico descriptivo y el de sensibilidad del CF, se elaboraron 160 modelos diferentes que incluyeron diferentes valores de los parámetros Ra y HSC y adicionalmente se varió la geometría superficial, estos modelos se realizaron en dos escalas: micrométrica y nanométrica como se explicó en la metodología.

7.4.1 Modelos Escala Micrométrica

Los resultados obtenidos mediante la simulación numérica para la variación de parámetros tribológicos propuestos en la Tabla 11 se pueden observar en la Tabla 27, en ésta se pueden observar los CF al variar el Ra, HSC y las diferentes geometrías de las superficies analizadas.

Tabla 27. Coeficientes de fricción obtenidos por simulación numérica para las diferentes geometrías variando el Ra y el HSC de la geometría de la superficie

Ra [μm]	HSC	CF	CF	CF	CF
		Geometría Sinusoidal	Geometría Rectangular	Geometría Triangular	Geometría Trapezoidal
1	2	0.708	0.499	0.498	0.752
1	5	0.621	0.705	0.485	0.801
1	10	0.619	0.787	0.551	0.789
1	15	0.582	0.856	0.587	0.728
1	20	0.61	0.859	0.572	0.86
2	2	0.682	0.191	0.482	0.549
2	5	0.424	0.534	0.487	0.63
2	10	0.346	0.426	0.527	0.516
2	15	0.239	0.709	0.582	0.569
2	20	0.42	0.628	0.572	0.359
5	2	0.295	0.109	0.487	0.506
5	5	0.113	0.557	0.403	0.572
5	10	0.204	0.469	0.507	0.361
5	15	0.318	0.152	0.428	0.409
5	20	0.224	0.291	0.264	0.455
10	2	0.255	0.104	0.487	0.594
10	5	0.171	0.308	0.367	0.605
10	10	0.328	0.503	0.465	0.338
10	15	0.468	0.147	0.615	0.341
10	20	0.468	0.27	0.226	0.652
15	2	0.1373	0.127	0.446	0.55
15	5	0.206	0.165	0.472	0.616
15	10	0.452	0.322	0.563	0.257
15	15	0.405	0.135	0.439	0.317
15	20	0.593	0.225	0.349	0.437

20	2	0.121	0.14	0.375	0.608
20	5	0.288	0.143	0.398	0.618
20	10	0.519	0.271	0.526	0.376
20	15	0.611	0.15	0.562	0.329
20	20	0.69	0.265	0.343	0.748
30	2	0.107	0.125	0.305	0.512
30	5	0.242	0.173	0.457	0.639
30	10	0.507	0.251	0.336	0.333
30	15	0.538	0.135	0.307	0.329
30	20	0.488	0.251	0.179	0.47
50	2	0.125	0.121	0.293	0.506
50	5	0.339	0.146	0.556	0.633
50	10	0.376	0.265	0.214	0.327
50	15	0.346	0.315	0.242	0.321
50	20	0.496	0.328	0.269	0.461

Empleando el software R versión 3.3.1 se realizó un análisis descriptivo de los resultados, donde se encontró que el CF promedio teniendo en cuenta la variación del Ra, HSC y la geometría del perfil, fue 0.4183 (ver Tabla 28), esto también se puede observar en el diagrama de cajas de la Figura 7-10, este valor obtenido es similar al utilizado por Portnoy et al. [142] en su investigación en amputados transtibiales y al reportado por Adams et al. [62] como resultado de sus mediciones experimentales sobre la piel del antebrazo ($\mu = 0.36$), también se encuentra dentro del rango reportado por Tang et al. [161] en sus mediciones de propiedades friccionales de la piel (0.37 – 0.52) y adicionalmente se encuentra dentro del rango de las mediciones realizadas en el diseño experimental para ver la influencia de la textura del PP en el CF con la piel (numeral 7.1, Tabla 17)

Tabla 28. Promedio del CF para las simulaciones realizadas

Media CF	Desviación estándar	n
0.4183	0.185	160

A continuación se muestra el estudio estadístico descriptivo hecho para ayudar a realizar el análisis de sensibilidad de los esfuerzos con respecto al CF.

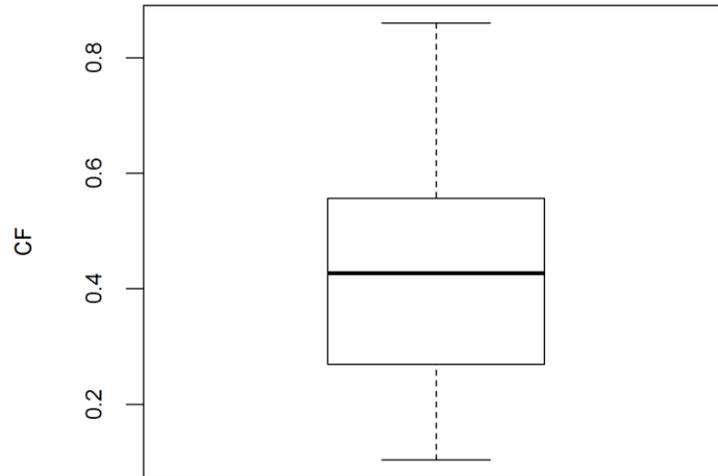


Figura 7-10. Diagrama de caja del CF respecto al Ra, HSC y la geometría del perfil

Como el objetivo de esta investigación es realizar un análisis de sensibilidad del CF con respecto a los factores seleccionados (Ra, HSC y Geometría superficial), se calcularon los CF promedio y se realizaron gráficos de medias comparativos para analizar las semejanzas o diferencias de la variable respuesta con respecto a las variaciones de los factores seleccionados.

Varios investigadores han reportado que la textura es un factor a tener en cuenta en la tribología de la piel [114], [118], [132]; evaluando como varía el valor promedio del CF con respecto a la geometría superficial utilizada en el perfil (Figura 7-11), se observó que existen diferencias en los valores promedio del CF según el perfil de la geometría empleada, obteniéndose el mayor para el perfil Trapezoidal, seguido del Triangular y que el perfil en que menor valor promedio del CF se obtuvo fue el Rectangular, se puede decir entonces, que se establece que la geometría tiene una influencia sobre el valor promedio del CF. Esta variación en el CF equivale a un cambio de los esfuerzos cortantes promedio de entre 100 y 235 Pa y de un cambio de 60 a 115 Pa en la presión. Una explicación para este comportamiento está definida por la forma que toma la piel en contacto con la superficie, que trata de llenar el espacio entre los picos y los valles, lo cual genera una mayor área real de contacto para las geometrías que no son planas (Sinusoidal, triangular y trapezoidal).

Esta variación en la magnitud del CF puede ayudar a que el paciente pueda aumentar el tiempo que utiliza su prótesis para caminar y disminuir las molestias que se puedan

presentar por la creación de laceraciones o por la interrupción del fluido sanguíneo (disminuyendo la sensación de cosquilleo), y así aumentar su percepción de confort.

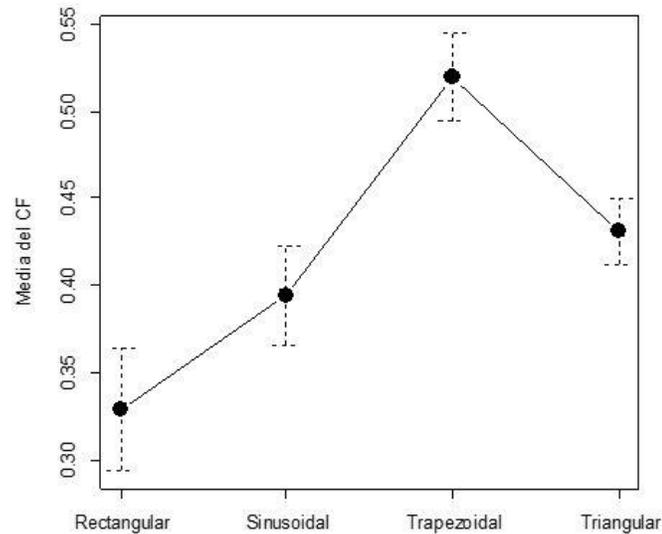


Figura 7-11. Gráfico de medias comparativo para el CF según la geometría del perfil

Evaluando los valores promedio del CF de acuerdo al HSC (ver Figura 7-12 y Tabla 29), no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los valores del factor analizado, excepto para el valor de dos, este valor tan pequeño de HSC equivale a tener una superficie prácticamente plana, por lo que se concluye que el HSC no tiene incidencia sobre el valor del CF, evaluando la variación en los esfuerzos cortantes y presiones, se obtendrían rangos de 25 a 65 Pa y de 37 a 45 Pa, respectivamente. Por lo tanto tratar de obtener control sobre esta variable tribológica posiblemente no representa una ganancia apreciable para el paciente.

Tabla 29. Valor promedio del CF según HSC

HSC	Media CF	Desviación estándar
2	0.36	0.18
5	0.43	0.17
10	0.43	0.12
15	0.41	0.17
20	0.44	0.16

Al examinar como varía el promedio del CF con respecto al factor Ra (Figura 7-13 y Tabla 30) se observó que al aumentar los valores de Ra disminuyen los valores del CF hasta un valor en el cual se alcanza un umbral y se estabiliza, estos resultados coinciden con los reportados por Hendriks y Franklin [97], Derler et al. [118] y Derler y Gerhardt [109], los cuales midieron experimentalmente los CFs de la piel con diferentes materiales rígidos y superficies rugosas, y con los resultados de Skedung et al. [162] la cual realizó estudios con diferentes tipos de papeles abrasivos, en todos estos estudios los valores de Ra variaron de 0.03 hasta 45 μm . Silver [73] en su investigación atribuye este comportamiento al hecho de que al aumentar la rugosidad las deformaciones de la piel van a ser más sectorizadas y las zonas en contacto van a ser menores, por lo cual, el área real de contacto disminuye y por lo tanto el CF lo hace también. Sin embargo, después de analizar el comportamiento de la piel en contacto con el PP se puede afirmar que al aumentar la rugosidad de las superficies, los planos medios de estas se separan, lo cual ocasiona una disminución en la cantidad de la adhesión.

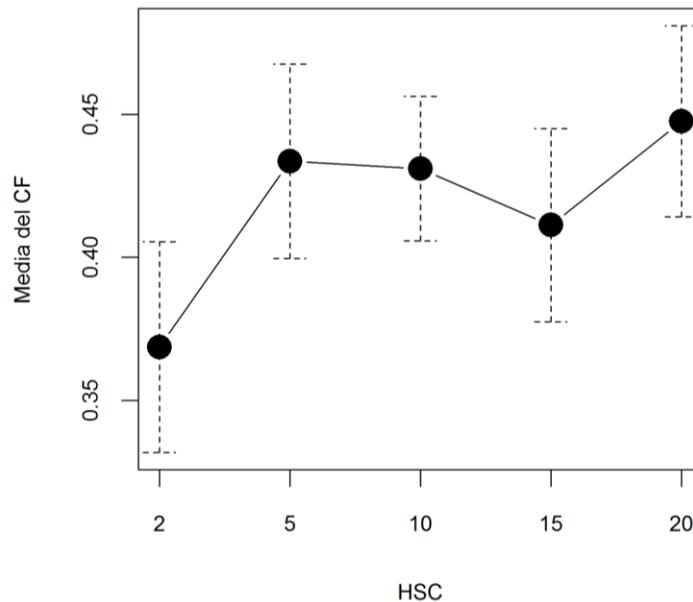


Figura 7-12. Gráfico de medias comparativo para el CF según el HSC

Tabla 30. Valor promedio del CF según Ra

Ra	Media CF	Desviación estándar
1	0.67	0.11
2	0.49	0.12
5	0.35	0.13
10	0.38	0.15
15	0.36	0.15
20	0.40	0.17
30	0.33	0.14
50	0.33	0.13

Otros autores por el contrario han reportado una relación directa entre el CF y la rugosidad, como el caso de Tomlinson y Lewis [132], quienes plantean que para el aluminio, el bronce y el acero el CF aumenta hasta llegar a un umbral de estabilización cuando la rugosidad llega a un valor cercano a los $26 \mu m$, esta discrepancia en los resultados puede ser debida al hecho de que la zona del cuerpo estudiada en ese caso corresponde con piel de la yema de los dedos o de la planta de los pies, la cual tiene propiedades diferentes a la piel no vellosa analizada en este estudio.

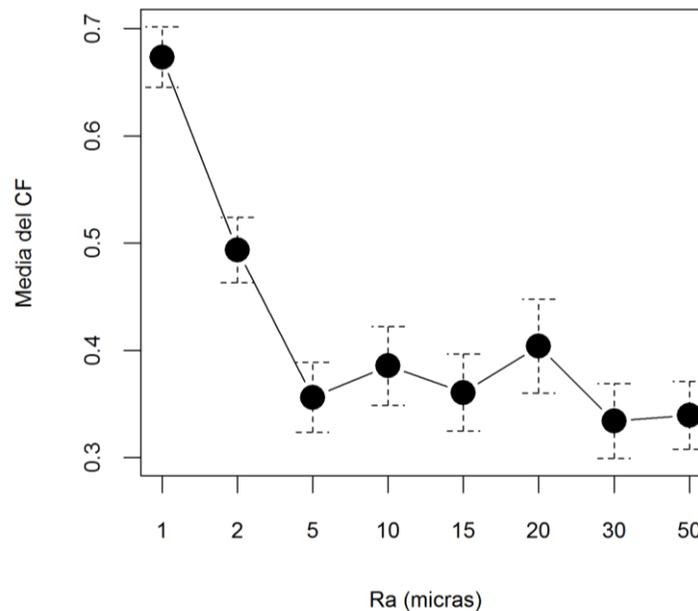


Figura 7-13. Gráfico de medias comparativo para el CF según Ra

Se realizó un gráfico de interacción para las variables Ra y la geometría del perfil, para encontrar la combinación que resulte en un menor valor del CF (Figura 7-14), con el objetivo de disminuir los esfuerzos generados en la interfaz socket-muñón, se puede observar que a partir del valor de $5 \mu m$ para Ra, el perfil que menor valor de CF presenta es el Rectangular, lo cual concuerda con los resultados mostrados en la Figura 7-11.

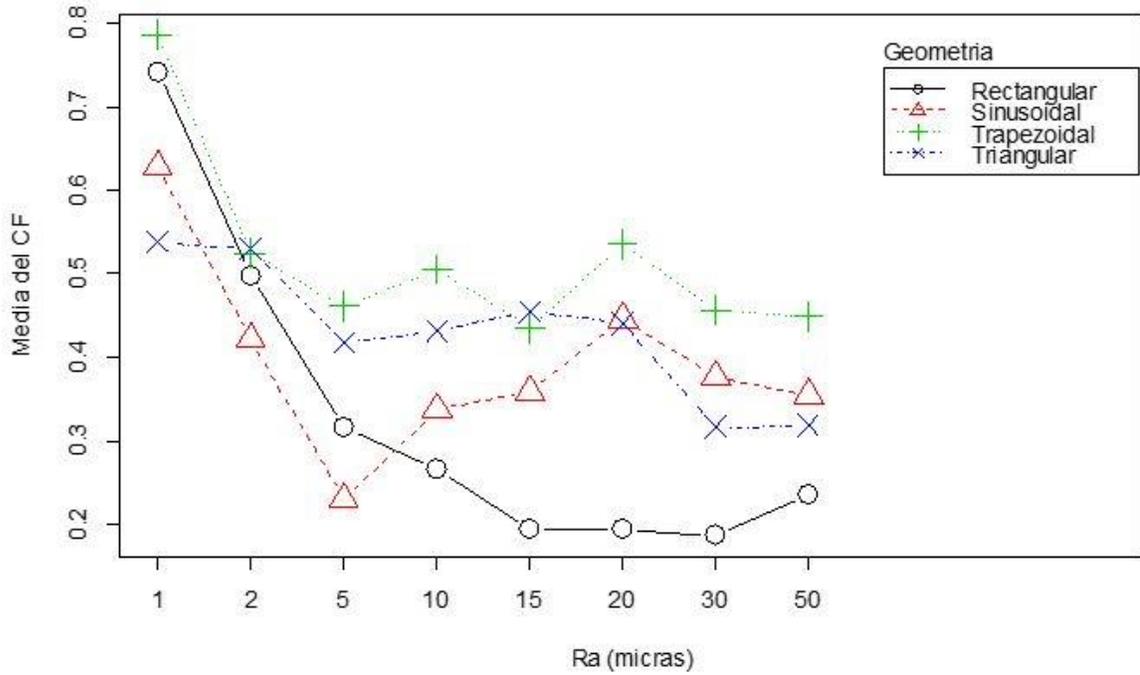


Figura 7-14. Gráfico de interacción entre el Ra y las geometrías del perfil para el valor promedio del CF

7.4.2 Modelos a Escala Nanométrica

Los valores del CF obtenidos mediante simulación numérica al variar la rugosidad superficial (S_a) se observan en la Figura 7-15, estos resultados muestran el mismo comportamiento exhibido en los modelos de escala micrométrica, en los cuales a medida que aumenta el valor del S_a decrece el valor del CF.

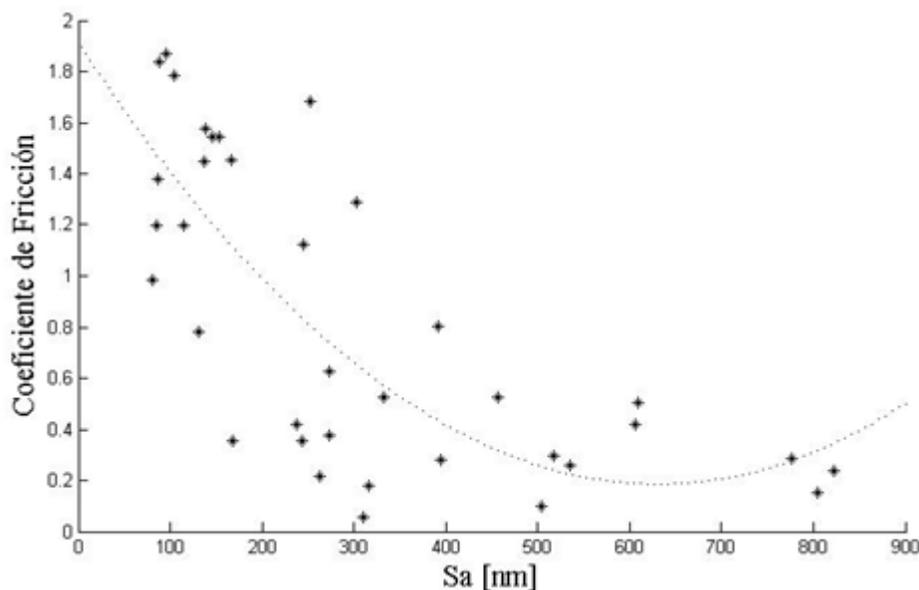


Figura 7-15. Variación del CF con respecto al valor Sa

7.4.3 Validación Experimental

El resumen de los coeficientes de fricción dinámicos para cada una de las probetas micromecanizadas se presenta en la Tabla 31; El valor promedio del CF entre la piel y las probetas micromecanizadas de PP obtenido experimentalmente en esta investigación es de 0.35, el cual se encuentra cercano a los rangos de coeficientes de fricción reportados por otros investigadores como se mencionó en los resultados de los modelos a escala micrométrica (Numeral 7.4.1), adicionalmente estos valores encontrados concuerdan con la tendencia y los valores presentados en la Figura 7-13.

Tabla 31. Resultados del CF entre piel humana y probetas micromecanizadas

Tratamiento	Media	SD
Ra 10 μ m HSC 10	0.3542	0.0943
Ra 50 μ m HSC 10	0.3427	0.0836

Los valores de todas las mediciones del CF realizadas para las probetas respecto a la fuerza normal aplicada se pueden observar en la Figura 7-16, en ella se aprecia que una regresión empleando la ley de potencias y un valor para el índice de carga $j = 1/3$, lo cual

sugiere basándose en Heide et al. [110] que la componente de deformación es la dominante en el CF entre la piel y el PP, el comportamiento de esta gráfica es reportado por otros investigadores que aseguran que el CF de la piel aumenta con un disminución de la fuerza normal aplicada [56], [107], [127], [163]–[165].

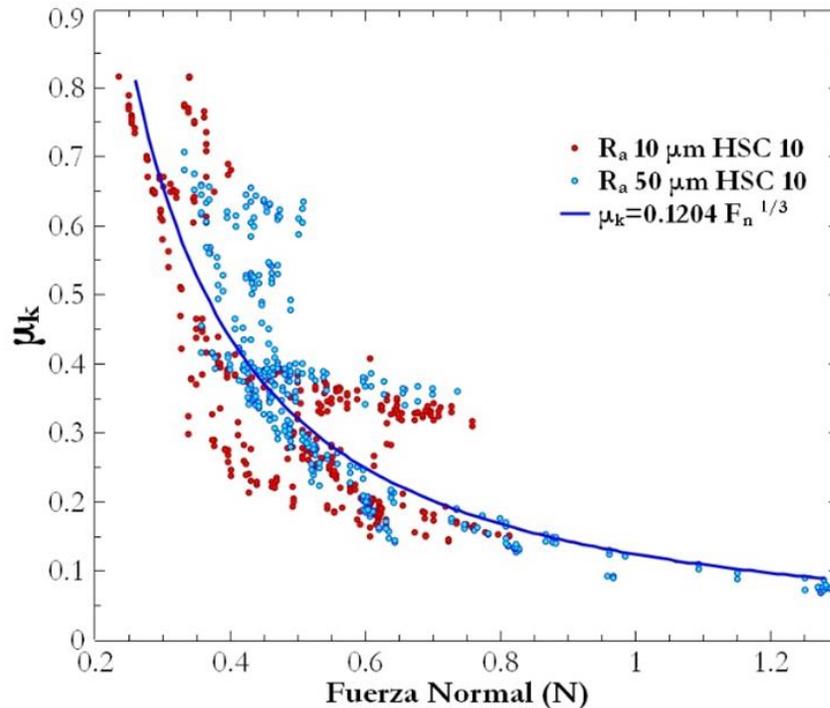


Figura 7-16. CF entre el PP y la piel humana, respecto a la fuerza Normal aplicada para probetas micromecanizadas Ra 10 μm HSC 10 y Ra 50 μm HSC 10

7.4.4 Relación entre los Esfuerzos Cortantes y las Presiones en la Piel con Respecto a la Variación del HSC y el Ra

Se realizaron interpolaciones de los resultados obtenidos para visualizar los esfuerzos cortantes (Figura 7-17) y las presiones sobre la piel (Figura 7-18) en función del parámetro HSC y del Ra, con estas gráficas se puede establecer en qué rango estarían los valores de esfuerzos y presiones sobre el muñón, variando las características Superficiales HSC y el Ra.

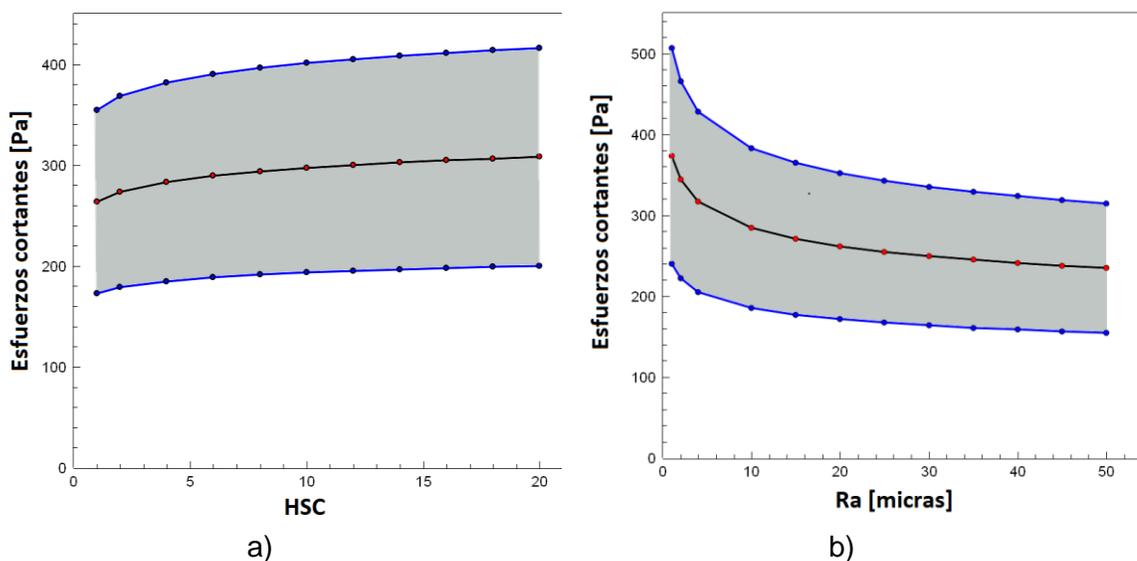


Figura 7-17. Esfuerzos cortantes sobre el muñón en función de los parámetros a) HSC y b) Ra

Para el caso de los esfuerzos cortantes en función de la variación del HSC con valores de 1 hasta 20 picos por unidad de longitud (Figura 7-17 a)), se observó una variación promedio, es decir, un ancho de banda de 204 Pa, y el valor promedio del límite superior es de 395 Pa, este valor es mucho menor al necesario para causar daño en el tejido, adicionalmente se observó un aumento de aproximadamente el 16% (29 Pa) del valor de los esfuerzos a medida que se incrementa el valor del HSC al pasar de 1 a un valor de 20. Para el caso de la variación con respecto a Ra (Figura 7-17 b)) los esfuerzos cortantes mostraron una tendencia a disminuir, el valor promedio del ancho de la banda es de 195 Pa y el valor promedio del límite superior es de 377 Pa.

Se establece que para ambos casos existen valores de estabilización, a partir de aproximadamente 5 para el caso del HSC y de 10 μm para el caso del Ra.

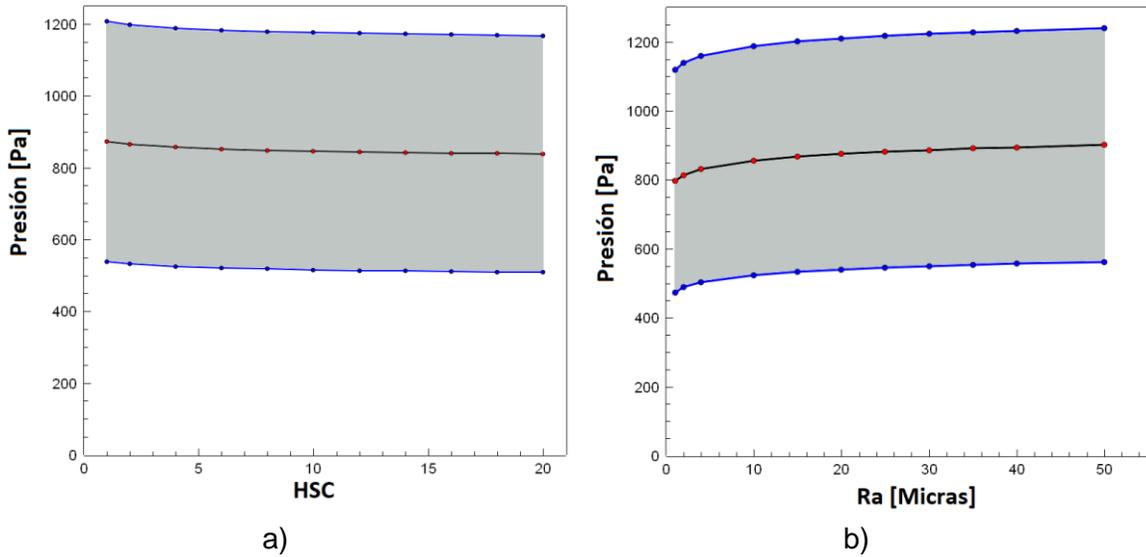


Figura 7-18. Presiones sobre el muñón en función de los parámetros a) HSC y b) Ra

Las presiones mostraron un comportamiento casi constante al variar los valores de HSC (Figura 7-18 a)), su ancho de banda promedio es 662 Pa, y su promedio de límite superior es de 1180 Pa, y para la variación con respecto a Ra se observó un comportamiento similar con un ancho de banda promedio de 636 Pa y un límite superior promedio de 1090 Pa.

Al igual que el caso de los esfuerzos cortantes las bandas mostraron un comportamiento que se podría decir constante a partir de los valores de HSC 5 y de 10 μm para Ra.

En resumen, todos los valores obtenidos para las presiones y esfuerzos cortantes se encuentran por debajo de los valores reportados en la literatura para que se presente daño en los tejidos, sin embargo, se muestra que al variar los parámetros tribológicos de HSC y el Ra en valores se obtienen variaciones en estos esfuerzos, este cambio es más notorio para el caso de los esfuerzos cortantes, y para valores pequeños de Ra y HSC. Con la finalidad de disminuir la magnitud de dichos esfuerzos para mejorar el confort de los pacientes, se recomienda obtener un número de HSC menor de cinco y obtener valores de Ra mayores a 10 μm y como se vio en el análisis de las geometrías (Figura 7-11) intentar obtener superficies con perfiles similares a los rectangulares.

8. Conclusiones y recomendaciones

8.1 Conclusiones

El CF de la piel con un material rígido se ve afectado por diferentes parámetros intrínsecos, como la región anatómica, la edad, la hidratación de la piel, hábitos alimenticios, entre muchos otros, son muy pocas las investigaciones que intentan correlacionar las propiedades mecánicas y el CF y mucho menor es el número de estudios que tratan de establecer relaciones entre las características superficiales de sólidos rígidos y el CF con la piel; en este estudio se realizó la verificación de que la textura superficial del PP afecta la medición del CF con la piel, y aunque éste no es el único factor que afecta al CF, es uno de los pocos factores sobre los cuales se puede tener control cuando se quiere trabajar con este par tribológico.

La selección de materiales hiperelásticos y un modelo de varias capas para modelar los tejidos blandos probó ser un procedimiento válido para establecer los esfuerzos y las deformaciones, ya que estos se comportaron como los materiales reales; los resultados son perfectamente comprobables con los hallados en trabajos similares [3], [146], [166], y adicionalmente el proceso de deformación del muñón real es físicamente comparable al observado en las simulaciones, ya que cada una de las capas se comporta de manera independiente y realiza un aporte funcional diferenciado durante el proceso de la postura del socket.

En los modelos numéricos de la interacción muñón-socket se identificó una franja horizontal ubicada debajo del apoyo isquiático en la cual se concentran las presiones, los esfuerzos cortantes y de von Mises, esta zona de concentraciones puede ser debida a que los modelos hiperelásticos, particularmente el tejido graso, ayudan al muñón a duplicar más adecuadamente la geometría del socket cuando éste se deforma y este es tejido en el cual se presentan las mayores deformaciones durante el problema estudiado (postura

de la prótesis y la fase de apoyo durante la marcha). Se demostró que el valor del CF entre la piel y el PP afecta directamente el valor de los esfuerzos cortantes y las presiones, y que al modificar el socket en la franja de concentración de esfuerzos disminuyendo el CF en ésta, se logran reducir los valores de los esfuerzos y por ende se lograría disminuir el riesgo de daño en los tejidos.

Del análisis estadístico realizado a los parámetros tribológicos Ra, Rq, Ry, Rt y HSC medidos sobre los *sockets*, se estableció que Rq, Rv y Rt están fuertemente relacionados con Ra, por tal motivo no fue necesario incluirlos en el estudio realizado, mientras que el parámetro HSC mostró ser independiente con respecto a Ra por lo cual fue incluido en los modelos numéricos realizados.

En escalas micrométrica se observó un efecto de disminución del CF entre la piel y el PP a medida que aumenta el valor de la rugosidad, el factor HSC no tiene un efecto tan apreciable sobre el CF como el de la rugosidad; y de las cuatro geometrías propuestas, la que mejor comportamiento presentó para disminuir el CF fue la rectangular, por tal motivo se recomienda tratar de obtener este tipo de morfología superficial, se sugiere aplicar estas recomendaciones por lo menos en la franja propuesta, ubicada a 4 *cm* del apoyo isquiático y de un ancho de 10 *cm* aproximadamente.

En las simulaciones realizadas a escala nanométrica también se evidenció el efecto de la rugosidad sobre el CF con el mismo comportamiento que el exhibido por los modelos a escala micrométrica.

Se validó que el método propuesto para calcular el CF utilizando elementos finitos y la ley de Amontons es una herramienta adecuada, se aclara que los resultados obtenidos son solamente aplicables al sistema tribológico estudiado, es decir, para la piel en contacto con PP, pero este estudio constituye un avance inicial para posibles aplicaciones de la piel en contacto con otros sólidos rugosos más rígidos que ella. Adicionalmente se estableció basándose en los estudios hechos por Heide et al. [110] que para este caso la componente del CF dominante es la componente de deformación.

Con la finalidad de mejorar el confort en los pacientes disminuyendo las magnitud de los esfuerzos generados sobre el muñón por el proceso de postura del *socket* y la fase de apoyo de la marcha, se recomienda obtener sobre la superficie del *socket* un número de

HSC menor de cinco, obtener valores de Ra mayores a 10 μm y que la geometría superficial sea similar a la rectangular.

8.2 Recomendaciones

Para mejorar la predicción de las simulaciones se deben realizar modelos mucho más acercados al fenómeno real, en este caso involucrando factores geométricos adicionales como la vellosidad y la rugosidad de la piel, factores externos como la sudoración y factores que afectan el comportamiento de la piel, también es recomendable obtener los modelos constitutivos de la piel de ensayos que repliquen de una manera más adecuada el proceso de Indentación y de desplazamiento, debido a que se evidenció que las propiedades mecánicas obtenidas sólo replican simulaciones del mismo tipo, es decir, si las propiedades se obtuvieron con un ensayo de succión, los estudios numéricos deberían ser de succión y así respetivamente para las otras técnica empleadas para caracterizar la piel.

Se deben buscar alternativas o métodos de fabricación que contribuyan a obtener una combinación de rugosidad y geometría recomendados en esta investigación, es decir, que la superficie del *socket* tenga un Ra mayor a $10 \mu m$ y que la superficie presente una morfología similar a la rectangular.

Aún queda por definir adecuadamente la interacción entre el músculo y el hueso, definiendo adecuadamente las zonas de inserción muscular y las zonas de deslizamiento y establecer de ser necesario el coeficiente de fricción entre este par tribológico, también se deben realizar modelos que tengan en consideración la presión negativa aplicada al *socket*, por una válvula de succión, empleada para la adecuada fijación del mismo.

Para predecir el daño en los tejidos blandos se ha establecido que no solo determinados umbrales de presiones y esfuerzos cortantes son los responsables, adicionalmente se presenta la variable del tiempo de aplicación de estas presiones y esfuerzos, por lo cual se sugiere que éste sea un factor considerado en futuros desarrollos de los modelos propuestos en esta u otras investigaciones.

9. Referencias

- [1] E. Neumann, "Measurement of Socket Discomfort-Part I: Pressure Sensation," *Am. Acad. Orthotists Prosthetists*, vol. 13, no. 4, pp. 99–110, 2001.
- [2] W. C. Miller, A. B. Deathe, and M. Speechley, "Lower extremity prosthetic mobility: a comparison of 3 self-report scales," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 82, no. 10, pp. 1432–1440, Oct. 2001.
- [3] J. F. R. Patiño, D. F. G. Rôa, and A. A. C. Espinal, "Comfort perception assessment in persons with transfemoral amputation," *DYNA*, vol. 82, no. 191, pp. 194–202, Jun. 2015.
- [4] E. Neumann, "Measurement of Socket Discomfort -- Part II: Signal Detection," *J. Prosthet. Orthot.*, pp. 111–122, Dec. 2001.
- [5] "Amputee Rehabilitation," in *Orthopedic Rehabilitation, Assessment, and Enablement*, Springer Berlin Heidelberg, 2007, pp. 237–285.
- [6] M. R. Pitkin, "Lower Limb Prosthesis," in *Biomechanics of Lower Limb Prosthetics*, Springer Berlin Heidelberg, 2010, pp. 1–27.
- [7] K. Ziegler-Graham, E. J. MacKenzie, P. L. Ephraim, T. G. Trivison, and R. Brookmeyer, "Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 89, no. 3, pp. 422–429, Mar. 2008.
- [8] Amputee Coalition, "Limb Loss Statistics." [Online]. Available: <http://www.amputee-coalition.org/limb-loss-resource-center/resources-by-topic/limb-loss-statistics/limb-loss-statistics/index.html>.
- [9] J.C. Gómez, S. Macías, J.F. Tamayo, and J.F. Tamayo, *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health*, vol. 18. .
- [10] D. Smith, "Special Challenges in Outcome Studies for Amputation Surgery and Prosthetic Rehabilitation," *J. Prosthet. Orthot.*, vol. 18, no. 6, pp. 116–118, 2006.
- [11] K. Harms-Ringdahl, H. Brodin, L. Eklund, and G. Borg, "Discomfort and pain from loaded passive joint structures," *Scand. J. Rehabil. Med.*, vol. 15, no. 4, pp. 205–211, 1983.
- [12] R. Hanspal, K. Fisher, and R. Nieveen, "Prosthetic socket fit comfort score," *Disabil. Rehabil.*, vol. 25, no. 22, pp. 1278–1280, Enero 2003.
- [13] L. Miller and J. McCay, "Summary and Conclusions From the Academy's Sixth State-of-th... : JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics," *J. Prosthet. Orthot.*, vol. 18, no. 1, pp. 2–7, Jan. 2006.
- [14] "Situación Nacional Víctimas Minas Antipersonal," *Tableau Software*. [Online]. Available: http://public.tableau.com/views/SituacinNacionalVctimasMinasAntipersonal_5/MapaVictimasporRangodeEdadyGenero?:embed=y&:showVizHome=no&:host_url=http%3A%2F%2Fpublic.tableausoftware.com%2F&:tabs=no&:toolbar=yes&:animate_transition=yes&:display_static_image=yes&:display_spinner=yes&:display_overlay=yes&:display_count=yes&:loadOrderID=1. [Accessed: 21-Jan-2017].

- [15] J. F. Ramírez Patiño, "Nivel de Confort y Distribución de Esfuerzos en la Interfaz Socket – Muñón en Amputados Transfemorales," Tesis, Universidad Nacional de Colombia, Medellín, 2011.
- [16] D. Lacroix and J. F. R. Patiño, "Finite element analysis of donning procedure of a prosthetic transfemoral socket," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 39, no. 12, pp. 2972–2983, Dec. 2011.
- [17] J. F. Ramírez and J. A. Vélez, "Incidence of the boundary condition between bone and soft tissue in a finite element model of a transfemoral amputee," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 36, no. 4, pp. 405–414, Dec. 2012.
- [18] J. Ramírez, J. Pavón, and A. Toro, "Experimental assessment of friction coefficient between polypropylene and human skin using instrumented sclerometer," *J. Eng. Tribol.*, vol. 229, no. 3, pp. 259–265, 2015.
- [19] C. Edwards and R. Marks, "Evaluation of biomechanical properties of human skin," *Clin. Dermatol.*, vol. 13, no. 4, pp. 375–380, Jul. 1995.
- [20] A. Ní Annaidh, K. Bruyère, M. Destrade, M. D. Gilchrist, and M. Otténio, "Characterization of the anisotropic mechanical properties of excised human skin," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 5, no. 1, pp. 139–148, Jan. 2012.
- [21] M. . b Lin, X. . Zhai, S. . Wang, Z. . Wang, F. . b c Xu, and T. J. . Lu, "Influences of supra-physiological temperatures on microstructure and mechanical properties of skin tissue," *Med. Eng. Phys.*, vol. 34, no. 8, pp. 1149–1156, 2012.
- [22] E. Linder-Ganz, S. Engelberg, M. Scheinowitz, and A. Gefen, "Pressure-time cell death threshold for albino rat skeletal muscles as related to pressure sore biomechanics," *J. Biomech.*, vol. 39, no. 14, pp. 2725–2732, 2006.
- [23] R. Sopher, J. Nixon, C. Gorecki, and A. Gefen, "Exposure to internal muscle tissue loads under the ischial tuberosities during sitting is elevated at abnormally high or low body mass indices," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 2, pp. 280–286, Jan. 2010.
- [24] M. Zhang and A. F. Mak, "A finite element analysis of the load transfer between an above-knee residual limb and its prosthetic socket--roles of interface friction and distal-end boundary conditions," *IEEE Trans. Rehabil. Eng. Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 4, no. 4, pp. 337–346, Dec. 1996.
- [25] M. Zhang and C. Roberts, "Comparison of computational analysis with clinical measurement of stresses on below-knee residual limb in a prosthetic socket," *Med. Eng. Phys.*, vol. 22, no. 9, pp. 607–612, Nov. 2000.
- [26] D. Smith, "The Transfemoral Amputation Level, Part 1: 'Doc, It's Ten Times More Difficult!,'" *InMotion*, vol. 14, no. 2, Mar-2004.
- [27] J. A. Vélez Zea and M. Piedrahita Maya, "Influencia de la Longitud del Muñón en la Distribución de Esfuerzos, en la Interfaz Socket Muñón en Amputados Transfemorales," Tesis, Universidad de Antioquia, Medellín, 2011.
- [28] "A Manual for Above-Knee (Trans-Femoral) Amputees." [Online]. Available: <http://www.oandp.com/resources/patientinfo/manuals/akindex.htm>. [Accessed: 23-Dec-2014].
- [29] "The Evolution of Prosthetic Devices: A Patent History| Patents & Patent Law," *IPWatchdog.com | Patents & Patent Law*, 01-Dec-2014. .
- [30] K. Norton, "A Brief History of Prosthetics | Amputee Coalition," *A brief History of Prosthetics*, 18-Feb-2017. [Online]. Available: http://www.amputee-coalition.org/wp-content/uploads/2015/03/history_prosthetics.x26830.pdf. [Accessed: 18-Feb-2017].
- [31] "Above-knee prosthesis with: Genium — Ottobock." [Online]. Available: <http://www.ottobockus.com/prosthetics/lower-limb-prosthetics/solution-overview/genium-above-knee-system/>. [Accessed: 18-Feb-2017].

- [32] “Hosmer Knees.” [Online]. Available: <http://hosmer.com/products/knees/>. [Accessed: 23-Dec-2014].
- [33] “Total Knee 2100.” [Online]. Available: <http://www.ossur.es/Pages/18045>. [Accessed: 23-Dec-2014].
- [34] “Prosthetic Knees - Prosthetic Product Catalogue,” *Blatchford Group*. [Online]. Available: <http://www.blatchford.co.uk/endolite/category/knees/>. [Accessed: 18-Feb-2017].
- [35] “Ossur RHEO KNEE 3.” [Online]. Available: <https://assets.ossur.com/library/36039>. [Accessed: 18-Feb-2017].
- [36] “VGK Very Good Knee – prosthetic knee innovation for leg amputees.” .
- [37] “Knees,” *Endolite USA - Lower Limb Prosthetics*. [Online]. Available: <http://www.endolite.com/products/category/knees>. [Accessed: 18-Feb-2017].
- [38] “Welcome to LIM,” *LIM Innovations*. [Online]. Available: <https://www.liminnovations.com/welcome-to-lim/>. [Accessed: 18-Feb-2017].
- [39] “Ottobock - Pies Protésicos.” [Online]. Available: http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/5128.html. [Accessed: 23-Dec-2014].
- [40] K. R. Sellegren, “An early history of lower limb amputation and prostheses,” *IOWA Orthop. J.*, vol. 2, pp. 13–27, 1982.
- [41] V. Restrepo, J. Villarraga, and J. Pavón Palacio, “Stress Reduction in the Residual Limb of a Transfemoral Amputee Varying the Coefficient of Friction:,” *J. Prosthet. Orthot.*, vol. 26, no. 4, pp. 205–211, Oct. 2014.
- [42] J. Perry, *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. SLACK, 1992.
- [43] J. A. Vélez Zea and M. Piedrahita Maya, “Influencia de la Longitud del Muñón en la Distribución de Esfuerzos, en la Interfaz Socket Muñón en Amputados Transfemorales,” Tesis, Universidad de Antioquia, Medellín, 2011.
- [44] J. Culik, Z. Szabo, and R. Krupicka, “Biomechanics of Human Gait Simulation,” in *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany*, O. Dössel and W. C. Schlegel, Eds. Springer Berlin Heidelberg, 2010, pp. 1329–1332.
- [45] J. E. Correa, C. Ávila, G. P. López, C. P. Pinzón, and M. G. Rodríguez, “Análisis computarizado de la marcha de amputados transfemoral unilateral con prótesis endoesquelética y exoesquelética,” *Rev. Cienc. Salud*, vol. 1, no. 2, 2003.
- [46] N. Berger, “Analysis of Amputee Gait,” in *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*, Second., J. Bowker and J. Michael, Eds. St. Louis: Mosby, 1992.
- [47] *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. IBV, 2006.
- [48] D. Arnell, P. Davies, J. Halling, and T. Whomes, *Tribology: Principles and Design Applications*. Macmillan Education, 1991.
- [49] F. C. Martinez, *La tribología: ciencia y técnica para el mantenimiento*. Editorial Limusa, 2002.
- [50] E. S. Gadelmawla, M. M. Koura, T. M. A. Maksoud, I. M. Elewa, and H. H. Soliman, “Roughness parameters,” *J. Mater. Process. Technol.*, vol. 123, no. 1, pp. 133–145, Apr. 2002.
- [51] NanoSurf, *easyScan 2 FlexAFM Operating Instructions*. Switzerland: NanoSurf, 2010.
- [52] A. des sciences (France), *Mémoires*. 1732.
- [53] C. A. Coulomb, “Théorie des Machines Simples,” *L'Académie R. Sci.*, no. 9th ed, 1785.

- [54] U. Besson, "Historical Scientific Models and Theories as Resources for Learning and Teaching: The Case of Friction," *Sci. Educ.*, vol. 22, no. 5, pp. 1001–1042, May 2013.
- [55] F. P. Bowden and D. Tabor, "Friction, lubrication and wear: a survey of work during the last decade," *Br. J. Appl. Phys.*, vol. 17, no. 12, p. 1521, Dec. 1966.
- [56] M. Kwiatkowska, S. E. Franklin, C. P. Hendriks, and K. Kwiatkowski, "Friction and deformation behaviour of human skin," *Wear*, vol. 267, no. 5–8, pp. 1264–1273, Jun. 2009.
- [57] J. M. Carlson, "Functional limitations from pain caused by repetitive loading on the skin: A review and discussion for practitioners, with new data for limiting friction loads," *JPO J. Prosthet. Orthot.*, vol. 18, no. 4, pp. 93–103, 2006.
- [58] R. O. Potts, D. A. Chrisman Jr., and E. M. Buras Jr., "The dynamic mechanical properties of human skin in vivo," *J. Biomech.*, vol. 16, no. 6, pp. 365–372, 1983.
- [59] M. Geerligts, *Skin layer mechanics*. Technische Universiteit Eindhoven, 2010.
- [60] F. M. Hendriks, *Mechanical Behaviour of Human Epidermal and Dermal Layers in Vivo*. Technische Universiteit Eindhoven, 2005.
- [61] F. M. Hendriks, D. Brokken, C. W. J. Oomens, D. L. Bader, and F. P. T. Baaijens, "The relative contributions of different skin layers to the mechanical behavior of human skin in vivo using suction experiments," *Med. Eng. Phys.*, vol. 28, no. 3, pp. 259–266, Apr. 2006.
- [62] M. J. Adams, B. J. Briscoe, and S. A. Johnson, "Friction and lubrication of human skin," *Tribol. Lett.*, vol. 26, no. 3, pp. 239–253, Mar. 2007.
- [63] J. G. Diosa Peña, "Análisis de la influencia del acabado superficial convencional y por micromecanizado del Polipropileno en el coeficiente de fricción con la piel," Tesis Maestría, Universidad de Antioquia, Medellín, 2017.
- [64] S. Derler and L.-C. Gerhardt, "Tribology of Skin: Review and Analysis of Experimental Results for the Friction Coefficient of Human Skin," *Tribol. Lett.*, vol. 45, no. 1, pp. 1–27, Jan. 2012.
- [65] H. Zahouani, R. Vargiolu, G. Boyer, C. Pailler-Mattei, L. Laquière, and A. Mavon, "Friction noise of human skin in vivo," *Wear*, vol. 267, no. 5–8, pp. 1274–1280, Jun. 2009.
- [66] C. Pailler-Mattei, S. Pavan, R. Vargiolu, F. Pirot, F. Falson, and H. Zahouani, "Contribution of stratum corneum in determining bio-tribological properties of the human skin," *Wear*, vol. 263, no. 7–12, pp. 1038–1043, Sep. 2007.
- [67] C. Escoffier, J. De Rigal, A. Rochefort, R. Vasselet, J.-L. Leveque, and P. G. Agache, "Age-related mechanical properties of human skin: An in vivo study," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 93, no. 3, pp. 353–357, 1989.
- [68] H. Zahouani, C. Pailler-Mattei, B. Sohm, R. Vargiolu, V. Cenizo, and R. Debret, "Characterization of the mechanical properties of a dermal equivalent compared with human skin in vivo by indentation and static friction tests," *Skin Res. Technol.*, vol. 15, no. 1, pp. 68–76, 2009.
- [69] B. N. J. Persson, A. Kovalev, and S. N. Gorb, "Contact mechanics and friction on dry and wet human skin," *Tribol. Lett.*, vol. 50, no. 1, pp. 17–30, 2013.
- [70] L.-C. Gerhardt, V. Strässle, A. Lenz, N. D. Spencer, and S. Derler, "Influence of epidermal hydration on the friction of human skin against textiles," *J. R. Soc. Interface*, vol. 5, no. 28, pp. 1317–1328, 2008.
- [71] R. B. Groves, S. A. Coulman, J. C. Birchall, and S. L. Evans, "Quantifying the mechanical properties of human skin to optimise future microneedle device design," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 15, no. 1, pp. 73–82, 2012.

-
- [72] C. Pailler-Mattei, S. Bec, and H. Zahouani, "In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests," *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, no. 5, pp. 599–606, Jun. 2008.
- [73] F. H. Silver, J. W. Freeman, and D. DeVore, "Viscoelastic properties of human skin and processed dermis," *Skin Res. Technol.*, vol. 7, no. 1, pp. 18–23, 2001.
- [74] Z. . Huang, D. . Zhou, and Q.-S. . Ren, "Nonlinear anisotropic composite biomechanical modeling of human skin," *J. Shanghai Jiaotong Univ. Sci.*, vol. 15, no. 3, pp. 363–367, 2010.
- [75] A. Ní Annaidh *et al.*, "Automated estimation of collagen fibre dispersion in the dermis and its contribution to the anisotropic behaviour of skin," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 40, no. 8, pp. 1666–1678, 2012.
- [76] C. H. Daly and G. F. Odland, "Age-related changes in the mechanical properties of human skin," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 73, no. 1, pp. 84–87, 1979.
- [77] P. D. . b c d e Verhaegen *et al.*, "Adaptation of the dermal collagen structure of human skin and scar tissue in response to stretch: An experimental study," *Wound Repair Regen.*, vol. 20, no. 5, pp. 658–666, 2012.
- [78] H. Oxlund, J. Manschot, and A. Viidik, "The role of elastin in the mechanical properties of skin," *J. Biomech.*, vol. 21, no. 3, pp. 213–218, 1988.
- [79] L. E. Edsberg, R. E. Mates, R. E. Baier, and M. Lauren, "Mechanical characteristics of human skin subjected to static versus cyclic normal pressures," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 36, no. 2, pp. 133–141, 1999.
- [80] F. M. Hendriks, D. Brokken, J. Van Eemeren, C. W. J. Oomens, F. P. T. Baaijens, and J. Horsten, "A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behaviour of human skin," *Skin Res. Technol.*, vol. 9, no. 3, pp. 274–283, 2003.
- [81] A. B. Cua, K.-P. Wilhelm, and H. I. Maibach, "Elastic properties of human skin: Relation to age, sex, and anatomical region," *Arch. Dermatol. Res.*, vol. 282, no. 5, pp. 283–288, 1990.
- [82] S. Diridollou *et al.*, "Sex- and site-dependent variations in the thickness and mechanical properties of human skin in vivo," *Int. J. Cosmet. Sci.*, vol. 22, no. 6, pp. 421–435, 2000.
- [83] A. B. Cua, K.-P. Wilhelm, and H. I. Maibach, "Frictional properties of human skin: Relation to age, sex and anatomical region, stratum corneum hydration and transepidermal water loss," *Br. J. Dermatol.*, vol. 123, no. 4, pp. 473–479, 1990.
- [84] A. . Delalleau, G. . Josse, J.-M. . Lagarde, H. . Zahouani, J.-M. . Bergheau, and R. . Toscano, "A new stochastic inverse identification of the mechanical properties of human skin," *Eng. Optim.*, vol. 43, no. 1, pp. 61–75, 2011.
- [85] S. Diridollou *et al.*, "In vivo model of the mechanical properties of the human skin under suction," *Skin Res. Technol.*, vol. 6, no. 4, pp. 214–221, Nov. 2000.
- [86] G. Boyer, J. Molimard, M. Ben Tkaya, H. Zahouani, M. Pericoi, and S. Avril, "Assessment of the in-plane biomechanical properties of human skin using a finite element model updating approach combined with an optical full-field measurement on a new tensile device," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 27, pp. 273–282, Nov. 2013.
- [87] A. Delalleau, G. Josse, J.-M. Lagarde, H. Zahouani, and J.-M. Bergheau, "A nonlinear elastic behavior to identify the mechanical parameters of human skin in vivo," *Skin Res. Technol.*, vol. 14, no. 2, pp. 152–164, 2008.
- [88] C. Flynn, A. Taberner, and P. Nielsen, "Mechanical characterisation of in vivo human skin using a 3D force-sensitive micro-robot and finite element analysis," *Biomech. Model. Mechanobiol.*, vol. 10, no. 1, pp. 27–38, Feb. 2011.

- [89] C. Flynn, A. Taberner, and P. Nielsen, "Modeling the Mechanical Response of In Vivo Human Skin Under a Rich Set of Deformations," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 39, no. 7, pp. 1935–1946, Jul. 2011.
- [90] F. M. Hendriks, D. Brokken, C. W. J. Oomens, and F. P. T. Baaijens, "Influence of hydration and experimental length scale on the mechanical response of human skin in vivo, using optical coherence tomography," *Skin Res. Technol. Off. J. Int. Soc. Bioeng. Skin ISBS Int. Soc. Digit. Imaging Skin ISDIS Int. Soc. Skin Imaging ISSI*, vol. 10, no. 4, pp. 231–241, Nov. 2004.
- [91] F. Khatyr, C. Imberdis, P. Vescovo, D. Varchon, and J.-M. Lagarde, "Model of the viscoelastic behaviour of skin in vivo and study of anisotropy," *Skin Res. Technol.*, vol. 10, no. 2, pp. 96–103, 2004.
- [92] J. T. Iivarinen, R. K. Korhonen, P. Julkunen, and J. S. Jurvelin, "Experimental and computational analysis of soft tissue stiffness in forearm using a manual indentation device," *Med. Eng. Phys.*, vol. 33, no. 10, pp. 1245–1253, Dec. 2011.
- [93] N. F. A. Manan *et al.*, "Determining hyperelastic parameters of human skin using 2D finite element modelling and simulation," presented at the 2012 IEEE Symposium on Humanities, Science and Engineering Research (SHUSER), 2012, pp. 805–809.
- [94] J. Mahmud, C. Holt, S. Evans, N. F. A. Manan, and M. Chizari, "A Parametric Study and Simulations in Quantifying Human Skin Hyperelastic Parameters," *Procedia Eng.*, vol. 41, pp. 1580–1586, 2012.
- [95] H. V. Tran, F. Charleux, M. Rachik, A. Ehrlacher, and M. C. Ho Ba Tho, "In vivo characterization of the mechanical properties of human skin derived from MRI and indentation techniques," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 10, no. 6, pp. 401–407, Diciembre 2007.
- [96] R. J. . Lapeer, P. D. . Gasson, and V. . Karri, "A hyperelastic finite-element model of human skin for interactive real-time surgical simulation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 4, pp. 1013–1022, 2011.
- [97] C. P. Hendriks and S. E. Franklin, "Influence of Surface Roughness, Material and Climate Conditions on the Friction of Human Skin," *Tribol. Lett.*, vol. 37, no. 2, pp. 361–373, Oct. 2009.
- [98] N. K. Veijgen, E. van der Heide, and M. A. Masen, "A multivariable model for predicting the frictional behaviour and hydration of the human skin," *Skin Res. Technol.*, vol. 19, no. 3, pp. 330–338, Agosto 2013.
- [99] J. E. Bischoff, E. M. Arruda, and K. Grosh, "Finite element modeling of human skin using an isotropic, nonlinear elastic constitutive model," *J. Biomech.*, vol. 33, no. 6, pp. 645–652, Jun. 2000.
- [100] C. Flynn and B. A. O. McCormack, "Simulating the wrinkling and aging of skin with a multi-layer finite element model," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 3, pp. 442–448, Feb. 2010.
- [101] F. Khatyr, C. Imberdis, D. Varchon, J.-M. Lagarde, and G. Josse, "Measurement of the mechanical properties of the skin using the suction test," *Skin Res. Technol.*, vol. 12, no. 1, pp. 24–31, 2006.
- [102] M. Kuhlmann, E. C. Fear, A. Ramirez-Serrano, and S. Federico, "Mechanical model of the breast for the prediction of deformation during imaging," *Med. Eng. Phys.*, vol. 35, no. 4, pp. 470–478, Apr. 2013.
- [103] N. Magnenat-Thalmann, P. Kalra, J. Luc Leveque, R. Bazin, D. Batisse, and B. Querleux, "A computational skin model: fold and wrinkle formation," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 6, no. 4, pp. 317–323, Dec.

-
- [104] H. Tachikawa, N. Takano, K. Nishiyabu, N. Miki, and Y. Ami, "Effect of Tension and Curvature of Skin on Insertion Characteristics of Microneedle Array," *J. Solid Mech. Mater. Eng.*, vol. 4, no. 3, pp. 470–480, 2010.
- [105] K. Nakajima and H. Narasaka, "Evaluation of skin surface associated with morphology and coefficient of friction," *Int. J. Cosmet. Sci.*, vol. 15, no. 4, pp. 135–151, 1993.
- [106] L. Skedung, "Tactile Perception- Role of Physical properties," Licentiate, KTH Royal institute of technology, Stockholm, 2010.
- [107] A. A. Koudine, M. Barquins, P. H. Anthoine, L. Aubert, and J. L. Leveque, "Frictional properties of skin: proposal of a new approach," *Int. J. Cosmet. Sci.*, vol. 22, no. 1, pp. 11–20, 2000.
- [108] C. . Pailler-Mattéi and H. . b Zahouani, "Study of adhesion forces and mechanical properties of human skin in vivo," *J. Adhes. Sci. Technol.*, vol. 18, no. 15–16, pp. 1739–1758, 2004.
- [109] S. Derler, L.-C. Gerhardt, A. Lenz, E. Bertaux, and M. Hadad, "Friction of human skin against smooth and rough glass as a function of the contact pressure," *Tribol. Int.*, vol. 42, no. 11–12, pp. 1565–1574, Dec. 2009.
- [110] E. V. D. Heide, X. Zeng, and M. A. Masen, "Skin tribology: Science friction?," *Friction*, vol. 1, no. 2, pp. 130–142, Jun. 2013.
- [111] G. . Boyer, L. . Laquière, A. . Le Bot, S. . Laquière, and H. . Zahouani, "Dynamic indentation on human skin in vivo: Ageing effects," *Skin Res. Technol.*, vol. 15, no. 1, pp. 55–67, 2009.
- [112] S. Comaish and E. Bottoms, "The Skin and Friction: Deviations from Amonton's Laws, and the Effects of Hydration and Lubrication," *Br. J. Dermatol.*, vol. 84, no. 1, pp. 37–43, 1971.
- [113] S. E. Tomlinson, R. Lewis, X. Liu, C. Texier, and M. J. Carré, "Understanding the Friction Mechanisms Between the Human Finger and Flat Contacting Surfaces in Moist Conditions," *Tribol. Lett.*, vol. 41, no. 1, pp. 283–294, Jan. 2011.
- [114] M. A. Masen, "A systems based experimental approach to tactile friction," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 4, no. 8, pp. 1620–1626, Nov. 2011.
- [115] M. Egawa, M. Oguri, T. Hirao, M. Takahashi, and M. Miyakawa, "The evaluation of skin friction using a frictional feel analyzer," *Skin Res. Technol.*, vol. 8, no. 1, pp. 41–51, 2002.
- [116] D. R. Highley, M. Coomey, M. DenBeste, and L. J. Wolfram, "Frictional Properties of Skin," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 69, no. 3, pp. 303–305, Sep. 1977.
- [117] P. Elsner, D. Wilhelm, and H. i. Maibach, "Mechanical properties of human forearm and vulvar skin," *Br. J. Dermatol.*, vol. 122, no. 5, pp. 607–614, 1990.
- [118] S. Derler, R. Huber, H.-P. Feuz, and M. Hadad, "Influence of surface microstructure on the sliding friction of plantar skin against hard substrates," *Wear*, vol. 267, no. 5–8, pp. 1281–1288, Jun. 2009.
- [119] S. E. Tomlinson, R. Lewis, and M. J. Carré, "The effect of normal force and roughness on friction in human finger contact," *Wear*, vol. 267, no. 5–8, pp. 1311–1318, Jun. 2009.
- [120] Y. H. Zhu, S. P. Song, W. Luo, P. M. Elias, and M. Q. Man, "Characterization of Skin Friction Coefficient, and Relationship to Stratum Corneum Hydration in a Normal Chinese Population," *Skin Pharmacol. Physiol.*, vol. 24, no. 2, pp. 81–86, Jan. 2011.
- [121] N. Gitis and R. Sivamani, "Tribometry of Skin," *Tribol. Trans.*, vol. 47, no. 4, pp. 461–469, Jan. 2004.

- [122] A. B. Cua, K.-P. Wilhelm, and H. I. Maibach, "Skin Surface Lipid and Skin Friction: Relation to Age, Sex and Anatomical Region," *Skin Pharmacol. Physiol.*, vol. 8, no. 5, pp. 246–251, 1995.
- [123] M. Zhang and A. F. T. Mak, "In vivo friction properties of human skin," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 23, no. 2, pp. 135–141, 1999.
- [124] E. P. W. D, and M. Hi, "Physiological skin surface water loss dynamics of human vulvar and forearm skin.," *Acta Derm. Venereol.*, vol. 70, no. 2, pp. 141–144, Dec. 1989.
- [125] R. K. Sivamani, G. C. Wu, N. V. Gitis, and H. I. Maibach, "Tribological testing of skin products: gender, age, and ethnicity on the volar forearm," *Skin Res. Technol.*, vol. 9, no. 4, pp. 299–305, 2003.
- [126] A. B. Cua, K.-P. Wilhelm, and H. i. Maibach, "Frictional properties of human skin: relation to age, sex and anatomical region, stratum corneum hydration and transepidermal water loss," *Br. J. Dermatol.*, vol. 123, no. 4, pp. 473–479, 1990.
- [127] L.-C. Gerhardt, A. Lenz, N. D. Spencer, T. Münzer, and S. Derler, "Skin–textile friction and skin elasticity in young and aged persons," *Skin Res. Technol.*, vol. 15, no. 3, pp. 288–298, 2009.
- [128] D. M. O'Meara and R. M. Smith, "Static friction properties between human palmar skin and five grabrail materials," *Ergonomics*, vol. 44, no. 11, pp. 973–988, Sep. 2001.
- [129] J. Asserin, H. Zahouani, P. Humbert, V. Couturaud, and D. Mougin, "Measurement of the friction coefficient of the human skin in vivo: Quantification of the cutaneous smoothness," *Colloids Surf. B Biointerfaces*, vol. 19, no. 1, pp. 1–12, Nov. 2000.
- [130] P. Eisner, D. Wilhelm, and H. I. Maibach, "Frictional Properties of Human Forearm and Vulvar Skin: Influence of Age and Correlation with Transepidermal Water Loss and Capacitance," *Dermatology*, vol. 181, no. 2, pp. 88–91, 1990.
- [131] S. A. Johnson, D. M. Gorman, M. J. Adams, and B. J. Briscoe, "The friction and lubrication of human stratum corneum.," in *Tribology Series*, vol. Volume 25, C. M. T. D. Dowson, Ed. Elsevier, 1993, pp. 663–672.
- [132] S. E. Tomlinson, R. Lewis, and M. J. Carré, "The effect of normal force and roughness on friction in human finger contact," *Wear*, vol. 267, no. 5–8, pp. 1311–1318, Jun. 2009.
- [133] A. Ramalho, C. L. Silva, A. A. C. C. Pais, and J. J. S. Sousa, "In vivo friction study of human skin: Influence of moisturizers on different anatomical sites," *WEAR*, vol. 263, pp. 1044–1049, 2007.
- [134] J. A. Greenwood and J. B. P. Williamson, "Contact of Nominally Flat Surfaces," *Proc. R. Soc. Lond. Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 295, no. 1442, pp. 300–319, Dec. 1966.
- [135] M. Zhang and A. F. Mak, "Finite element analysis of the stump end loadbearing on above-knee prosthetic socket," presented at the International Conference on Biomedical Engineering, Hong Kong, 1996, pp. 94–104.
- [136] M. Zhang, A. F. Mak, and V. C. Roberts, "Finite element modelling of a residual lower-limb in a prosthetic socket: a survey of the development in the first decade," *Med. Eng. Phys.*, vol. 20, no. 5, pp. 360–373, Jul. 1998.
- [137] S. G. Zachariah and J. E. Sanders, "Finite element estimates of interface stress in the trans-tibial prosthesis using gap elements are different from those using automated contact," *J. Biomech.*, vol. 33, no. 7, pp. 895–899, Jul. 2000.
- [138] R. J. Lapeer, P. D. Gasson, and V. Karri, "Simulating plastic surgery: From human skin tensile tests, through hyperelastic finite element models to real-time haptics," *Prog. Biophys. Mol. Biol.*, vol. 103, no. 2–3, pp. 208–216, Dec. 2010.

- [139] W. C. C. Lee, M. Zhang, X. Jia, and J. T. M. Cheung, "Finite element modeling of the contact interface between trans-tibial residual limb and prosthetic socket," *Med. Eng. Phys.*, vol. 26, no. 8, pp. 655–662, Oct. 2004.
- [140] X. Jia, M. Zhang, X. Li, and W. C. C. Lee, "A quasi-dynamic nonlinear finite element model to investigate prosthetic interface stresses during walking for trans-tibial amputees," *Clin. Biomech.*, vol. 20, no. 6, pp. 630–635, Jul. 2005.
- [141] M. C. Faustini, R. R. Neptune, and R. H. Crawford, "The quasi-static response of compliant prosthetic sockets for transtibial amputees using finite element methods," *Med. Eng. Phys.*, vol. 28, no. 2, pp. 114–121, Mar. 2006.
- [142] S. Portnoy *et al.*, "Real-time patient-specific finite element analysis of internal stresses in the soft tissues of a residual limb: a new tool for prosthetic fitting," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 35, no. 1, pp. 120–135, Jan. 2007.
- [143] T. A. Krouskop, A. L. Muilenberg, D. R. Dougherty, and D. J. Winningham, "Computer-aided design of a prosthetic socket for an above-knee amputee," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 24, no. 2, pp. 31–38, 1987.
- [144] A. F. Mak, Y. M. Yu, and C. Chan, "Finite element models for analysis of stresses within above-knee stumps," presented at the 7th World Congress of ISPO, Chicago, 1992.
- [145] V. S. P. Lee, S. Solomonidis, and J. P. Paul, "Mechanical behaviour of amputee stump/socket using finite element analysis," presented at the XIVth Congress of International Society of Biomechanics, 1993, p. 5.
- [146] M. Zhang and A. F. Mak, "A finite element analysis of the load transfer between an above-knee residual limb and its prosthetic socket--roles of interface friction and distal-end boundary conditions," *IEEE Trans. Rehabil. Eng. Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 4, no. 4, pp. 337–346, Dec. 1996.
- [147] J. Brennan and D. Childress, "Finite element and experimental investigation of above-knee amputee limb/prosthesis systems: a comparative study," *Adv. Bioeng. ASME*, pp. 547–550, 1991.
- [148] S. Portnoy, I. Siev-Ner, Z. Yizhar, A. Kristal, N. Shabshin, and A. Gefen, "Surgical and Morphological Factors that Affect Internal Mechanical Loads in Soft Tissues of the Transtibial Residuum," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 37, no. 12, pp. 2583–2605, Sep. 2009.
- [149] L. Duchemin *et al.*, "Prediction of mechanical properties of cortical bone by quantitative computed tomography," *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, no. 3, pp. 321–328, Abril 2008.
- [150] "Caracterización mecánica del material óseo. - caracterizacion-mecanica-del-material-oseo.pdf." [Online]. Available: <http://www.uax.es/publicacion/caracterizacion-mecanica-del-material-oseo.pdf>. [Accessed: 08-Sep-2016].
- [151] S. Portnoy *et al.*, "Internal mechanical conditions in the soft tissues of a residual limb of a trans-tibial amputee," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 9, pp. 1897–1909, 2008.
- [152] S. Portnoy, I. Siev-Ner, N. Shabshin, A. Kristal, Z. Yizhar, and A. Gefen, "Patient-specific analyses of deep tissue loads post transtibial amputation in residual limbs of multiple prosthetic users," *J. Biomech.*, vol. 42, no. 16, pp. 2686–2693, Diciembre 2009.
- [153] J. M. Sanders, J. M. Greve, S. B. Mitchell, and S. G. Zachariah, "Material properties of commonly-used interface materials and their static coefficients of friction with skin and socks."
- [154] M. Xing, N. Pan, W. Zhong, and H. Maibach, "Skin friction blistering: computer model," *Skin Res. Technol.*, vol. 13, no. 3, pp. 310–316, 2007.

- [155] A. Gefen, B. van Nierop, D. L. Bader, and C. W. Oomens, "Strain-time cell-death threshold for skeletal muscle in a tissue-engineered model system for deep tissue injury," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 9, pp. 2003–2012, 2008.
- [156] M. Zhang, M. Lord, A. R. Turner-Smith, and V. C. Roberts, "Development of a non-linear finite element modelling of the below-knee prosthetic socket interface," *Med. Eng. Phys.*, vol. 17, no. 8, pp. 559–566, Dec. 1995.
- [157] M. Zhang, A. R. Turner-Smith, V. C. Roberts, and A. Tanner, "Frictional action at lower limb/prosthetic socket interface," *Med. Eng. Phys.*, vol. 18, no. 3, pp. 207–214, Apr. 1996.
- [158] A. F. Mak, M. Zhang, and D. A. Boone, "State of the art research in lower limb prosthetic biomechanics socket interface: a review," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 38, no. 2, pp. 161–174, Apr. 2001.
- [159] W. Li, X. D. Liu, Z. B. Cai, J. Zheng, and Z. R. Zhou, "Effect of prosthetic socks on the frictional properties of residual limb skin," *Wear*, vol. 271, no. 11–12, pp. 2804–2811, Sep. 2011.
- [160] B. Goldstein and J. Sanders, "Skin response to repetitive mechanical stress: A new experimental model in pig," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 79, no. 3, pp. 265–272, Mar. 1998.
- [161] W. Tang, S. Ge, H. Zhu, X. Cao, and N. Li, "The Influence of Normal Load and Sliding Speed on Frictional Properties of Skin," *J. Bionic Eng.*, vol. 5, no. 1, pp. 33–38, Mar. 2008.
- [162] L. Skedung *et al.*, "Finger Friction Measurements on Coated and Uncoated Printing Papers," *Tribol. Lett.*, vol. 37, no. 2, pp. 389–399, Feb. 2010.
- [163] S. Derler, U. Schrade, and L.-C. Gerhardt, "Tribology of human skin and mechanical skin equivalents in contact with textiles," *Wear*, vol. 263, no. 7–12, pp. 1112–1116, Sep. 2007.
- [164] R. K. Sivamani, J. Goodman, N. V. Gitis, and H. I. Maibach, "Friction coefficient of skin in real-time," *Skin Res. Technol. Off. J. Int. Soc. Bioeng. Skin ISBS Int. Soc. Digit. Imaging Skin ISDIS Int. Soc. Skin Imaging ISSI*, vol. 9, no. 3, pp. 235–239, Aug. 2003.
- [165] A. . b Elkhyat, C. . b Courderot-Masuyer, T. . Gharbi, and P. . b Humbert, "Influence of the hydrophobic and hydrophilic characteristics of sliding and slider surfaces on friction coefficient: I vivo human skin friction comparison," *Skin Res. Technol.*, vol. 10, no. 4, pp. 215–221, 2004.
- [166] H. Zhong and T. Peters, "A real time hyperelastic tissue model," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 10, no. 3, pp. 185–193, Jun. 2007.
- [167] R. B. Groves, S. A. Coulman, J. C. Birchall, and S. L. Evans, "An anisotropic, hyperelastic model for skin: Experimental measurements, finite element modelling and identification of parameters for human and murine skin," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 18, pp. 167–180, Feb. 2013.
- [168] M. Ottenio, D. Tran, A. Ní Annaidh, M. D. Gilchrist, and K. Bruyère, "Strain rate and anisotropy effects on the tensile failure characteristics of human skin," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 41, pp. 241–250, Jan. 2015.
- [169] L. Gambarotta, R. Massabò, R. Morbiducci, E. Raposio, and P. Santi, "In vivo experimental testing and model identification of human scalp skin," *J. Biomech.*, vol. 38, no. 11, pp. 2237–2247, Nov. 2005.
- [170] F. Khatyr, C. Imberdis, P. Vescovo, D. Varchon, and J.-M. Lagarde, "Model of the viscoelastic behaviour of skin in vivo and study of anisotropy," *Skin Res. Technol.*, vol. 10, no. 2, pp. 96–103, 2004.

-
- [171] Y. A. Kvistedal and P. M. F. Nielsen, "Estimating material parameters of human skin in vivo," *Biomech. Model. Mechanobiol.*, vol. 8, no. 1, pp. 1–8, Feb. 2009.
- [172] J. Mahmud, C. A. Holt, and S. L. Evans, "An innovative application of a small-scale motion analysis technique to quantify human skin deformation in vivo," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 5, pp. 1002–1006, 2010.
- [173] J. F. M. Manschot and A. J. M. Brakkee, "The measurement and modelling of the mechanical properties of human skin in vivo-I. The measurement," *J. Biomech.*, vol. 19, no. 7, pp. 511–515, 1986.
- [174] M.-A. Abellan, J.-M. Bergheau, and H. Zahouani, "Comparison of different viscoelastic models for the characterisation of mechanical properties of human skin in vivo by indentation test," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 17, no. SUPP1, pp. 22–23, 2014.
- [175] G. . Boyer, L. . Laquière, A. . Le Bot, S. . Laquière, and H. . Zahouani, "Dynamic indentation on human skin in vivo: Ageing effects," *Skin Res. Technol.*, vol. 15, no. 1, pp. 55–67, 2009.
- [176] A. Delalleau, G. Josse, J.-M. Lagarde, H. Zahouani, and J.-M. Bergheau, "Characterization of the mechanical properties of skin by inverse analysis combined with the indentation test," *J. Biomech.*, vol. 39, no. 9, pp. 1603–1610, 2006.
- [177] J. Jachowicz, R. McMullen, and D. Prettypaul, "Indentometric analysis of in vivo skin and comparison with artificial skin models," *Skin Res. Technol.*, vol. 13, no. 3, pp. 299–309, 2007.
- [178] C. Pailler-Mattei, S. Bec, and H. Zahouani, "In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests," *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, no. 5, pp. 599–606, Jun. 2008.
- [179] C. Pailler-Mattei, R. Debret, R. Vargiolu, P. Sommer, and H. Zahouani, "In vivo skin biophysical behaviour and surface topography as a function of ageing," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 28, pp. 474–483, Dec. 2013.
- [180] P. M. A. Areias *et al.*, "Experimental and finite element analysis of human skin elasticity," in *American Society of Mechanical Engineers, Bioengineering Division (Publication) BED*, Washington, DC., 2003, vol. 55, pp. 303–304.
- [181] G. G. Barbarino, M. Jabareen, and E. Mazza, "Experimental and numerical study on the mechanical behavior of the superficial layers of the face," *Skin Res. Technol.*, vol. 17, no. 4, pp. 434–444, 2011.
- [182] H. Alexander and T. Cook, "Variations with age in the mechanical properties of human skin in vivo," *J. Tissue Viability*, vol. 16, no. 3, pp. 6–11, Aug. 2006.
- [183] G. Boyer, C. Pailler Mattei, J. Molimard, M. Pericoi, S. Laquieze, and H. Zahouani, "Non contact method for in vivo assessment of skin mechanical properties for assessing effect of ageing," *Med. Eng. Phys.*, vol. 34, no. 2, pp. 172–178, Mar. 2012.
- [184] S. Diridollou *et al.*, "Skin ageing: changes of physical properties of human skin in vivo," *Int. J. Cosmet. Sci.*, vol. 23, no. 6, pp. 353–362, 2001.
- [185] J. T. Iivarinen, R. K. Korhonen, P. Julkunen, and J. S. Jurvelin, "Experimental and computational analysis of soft tissue mechanical response under negative pressure in forearm," *Skin Res. Technol.*, vol. 19, no. 1, pp. e356–e365, 2013.
- [186] S. Luebberding, N. Krueger, and M. Kerscher, "Mechanical properties of human skin in vivo: A comparative evaluation in 300 men and women," *Skin Res. Technol.*, 2013.
- [187] L. Pedersen, B. Hansen, and G. B. E. Jemec, "Mechanical properties of the skin: A comparison between two suction cup methods," *Skin Res. Technol.*, vol. 9, no. 2, pp. 111–115, 2003.
- [188] A. Sutradhar and M. J. Miller, "In vivo measurement of breast skin elasticity and breast skin thickness," *Skin Res. Technol.*, vol. 19, no. 1, pp. e191–e199, 2013.

- [189] R. Sanders, "Torsional elasticity of human skin in vivo," *Pflüg. Arch.*, vol. 342, no. 3, pp. 255–260, 1973.
- [190] J.-L. . Gennisson *et al.*, "Assessment of elastic parameters of human skin using dynamic elastography," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 51, no. 8, pp. 980–989, 2004.
- [191] X. . Liang and S. A. . Boppart, "Biomechanical properties of in vivo human skin from dynamic optical coherence elastography," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 57, no. 4, pp. 953–959, 2010.
- [192] C.-C. Luo, L.-X. Qian, G.-Y. Li, Y. Jiang, S. Liang, and Y. Cao, "Determining the in vivo elastic properties of dermis layer of human skin using the supersonic shear imaging technique and inverse analysis," *Med. Phys.*, vol. 42, no. 7, pp. 4106–4115, Jul. 2015.
- [193] M. S. Christensen and S. Nacht, "Facial oiliness and dryness: Correlation between instrumental," *J Soc Cosmet Chem*, vol. 34, pp. 241–253, 1983.
- [194] S. Comaish and E. Bottoms, "The Skin and Friction: Deviations from Amonton's Laws, and the Effects of Hydration and Lubrication," *Br. J. Dermatol.*, vol. 84, no. 1, pp. 37–43, Jan. 1971.
- [195] P. Elsner, D. Wilhelm, and H. I. Maibach, "Frictional properties of human forearm and vulvar skin: influence of age and correlation with transepidermal water loss and capacitance," *Dermatology*, vol. 181, no. 2, pp. 88–91, 1990.
- [196] P. F. D. Naylor, "The Skin Surface and Friction.," *Br. J. Dermatol.*, vol. 67, no. 7, pp. 239–248, Jul. 1955.
- [197] N. K. . Veijgen, M. A. . Masen, and E. . b Van Der Heide, "Relating friction on the human skin to the hydration and temperature of the skin," *Tribol. Lett.*, vol. 49, no. 1, pp. 251–262, 2013.

Anexos

Anexo A: Respuesta Mecánica de la piel Humana y valores del coeficiente de fricción con diferentes polímeros

▪ Propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante tracción in vitro

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Género	Edad	N	Año
Daly & Odland [76]	Completa	*		Abdomen	-	F	45	1	1979
Edsberg et al [79]	Completa	*		Prepucio	V=10.6 mm/min V=21.2 mm/min V=31.8 mm/min V= 42.3 mm/min	M	0	-	1999
Groves et al [167]	Epidermis- Dermis	C ₁ = 0.00124±8.75 e-5 C ₂ = 1.07±0.148 Familia 1 C ₃ = 1.3e-7±2.92 e-9Mpa C ₄ =26.6±5.82 λ _m =2.78±1.38 α=2.02°±0.764° Familia 2 C ₃ = 1.7e-7±1.63 e-8Mpa C ₄ =35±2.95 λ _m =5.6±0.896 α=122°±46.1° Familia 3 C ₃ = 1.6e-7±1.62 e-8Mpa C ₄ =38±11.9 λ _m =7.74±1.29 α=241°±91.2°	VW	Pecho	V= 25 mm/min Fmax=2 N δmax=30 mm	F	56-68	2	2013
Huang et al [74]	Completa	*	MRB	Muslo	-	-	-	-	2010
Lapeer et al [96], [138]	Epidermis- Dermis	*	PG, PR Og	Abdomen	Uniaxial y Planar, V= 1 mm/s ε=0.4	F		1	2011
Ní Annaidh et al [75]	Epidermis-Dermis	83.3±34.9 MPa	L	Espalda	L ₀ =33 mm V=50 mm/min ε=0.9	F M	89±6	4 3	2012
Ottenio et al [168]	Epidermis-Dermis	a Líneas de Langer 160.8 ± 53.2 MPa ⊥ a Líneas de Langer 70.6 ± 59.5 MPa 45° respecto a Líneas de Langer 121 ± 58.4 MPa	L	Espalda	V=2 mm/s V=50 mm/s ε _{max} =0.4	-	90	1	2015
Silver et al [73]	Dermis	E=18.8 MPa	V L	Tórax Abdomen	L ₀ =20 mm V= 2mm/min	-	47-86	-	2001

▪ **Propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante tracción in vivo**

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Género	Edad	N	Año
Boyer et al [86]	Completa	E ₁ =1000 kPa E ₂ =500 kPa G ₁₂ =400 kPa ν ₁₂ =0.4 α=20°	O	Antebrazo	L ₀ =10 mm ε=0.1 v=0.1 mm/s	F	23.2±1.6	10	2013
							60.4±2.4	10	
Delalleau et al [87]	Completa	E=500 kPa ν=0.4 e= 1.00 mm	L	Antebrazo	L ₀ =20 mm ε=0.1 v=0.2 mm/s	-	-	8	2008
		E=350 kPa ν=0.4 e= 1.5 mm							
Flynn et al [100]	Completa	*	-	Antebrazo	Microrobot, desplazamiento δ= 1.3 mm	-	21-52	21	2010
Flynn et al [88]	Completa	μ=2.6 kPa α=35.883	Og	Antebrazo (Muñeca)	Microrobot, desplazamiento δ= 1.5 mm	-	-	1	2011
		μ=39.8 kPa α=33.452		Antebrazo (Codo)					
		μ=9.6 kPa α=35.993		Brazo Anterior					
Flynn et al [89]	Completa	μ=6.568 kPa α=25.152	Og	Antebrazo	Microrobot, desplazamiento, δ= 1.6 mm	-	21-52	21	2011
		μ1=20.764 kPa μ2=0.695 kPa α1=1.223 α2=41.672	Og N=2						
		α1= 15.961 kPa α2= 0.048 Pa α3= 38.574 kPa c=0.0117 Pa a1=31.403 a2=24.400	TF						
		μ1= 27.039 kPa μ2= 2.769 kPa α1= 3.786 α2= 39.378	Og N=2	Brazo Posterior					
		α1= 1.563 kPa α2= 8772 Pa α3= 12.355 kPa c=0.100 Pa a1=51.089 a2=7.962	TF						
Gambarotta et al [169]	Completa	*	TF	Cuero cabelludo	Tensión en incisión, δ= 10 mm en 2s δ= 50 mm en 2s δ= 150 mm en 2s	M	25-41	10	2005
Khatyr et al [170]	Completa	E ₁ =0.657 ± 0.219 MPa, E ₂ =0.130 ± 0.062 MPa, G ₁₂ =0.132 ± 0.06 MPa α=-5.33±5.78°	O	Antebrazo	L ₀ = 12 mm δ= 16 mm	-	22-68	63	2004
		a eje Brazo E= 522 kPa	L						
		⊥a eje Brazo E=132 kPa	L						
Kvistedal & Nielsen[171]	Completa	α1= 60.59 α2= 63.84 c=4 e-6 a1=48.78 a2=98.53	TF	Antebrazo	Tensión Multiaxial, Ø ₀ =40 mm ε= 0.7 v=667 μm/s F< 500 mN	M	29-35	4	2009
Manan et al [93], [94]	Completa	μ=10 Pa α=110	Og	Antebrazo	Captura de movimiento, δ= 21 mm	-	-	1	2012
Mahmud et al [172]	Completa	*	Og	Antebrazo	Captura de movimiento, δ= 11.7 ± 1.6 mm	-	23-42	5	2010
Manschot & Brakkee [173]	Completa	*	-	Pierna dorsal	L ₀ = 5 mm F= 12 N en 10s	-	-	-	1986

▪ **Propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante indentación**

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Género	Edad	N	Año
Abellan et al [174]	<i>Stratum Corneum</i>	E=290 kPa	L	Antebrazo	$\varnothing=6$ mm V=500 $\mu\text{m/s}$	-	-	1	2014
	Viable Epidermis	E=1.2 kPa							
	Dermis	E=4 kPa							
	Hipodermis	E=2 kPa	KV						
	<i>Stratum Corneum</i>	E=460 kPa $\eta=0.80$ kPa							
	Viable Epidermis	E=1.88 kPa $\eta=0.6$ kPa							
	Dermis	E=6 kPa, $\eta=0.4$ kPa,							
Hipodermis	E=2 kPa, $\eta=0.2$ kPa								
Boyer et al [175]	Completa	E*=10.7 \pm 2.64 kPa	KV	Antebrazo	$\varnothing=2$ mm $\delta=200$ μm T=10 – 60 Hz V=500 $\mu\text{m/s}$ 22 °C, 50% RH	F	18-30	16	2009
		E*=8.09 \pm 1.84 kPa					31-50	15	
		E*=7.17 \pm 2.06 kPa					51-70	15	
		K=42.5 \pm 10.6					18-30	16	
		C=0.074 \pm 0.019					31-50	15	
		K=32.1 \pm 7.4					51-70	15	
		C=0.063 \pm 0.014							
K=28.4 \pm 8.2									
C=0.062 \pm 0.016									
Delalleau et al [176]	Completa	E=5.67 kPa $\nu=0.48$	L	Antebrazo	AISI 52100 S $\varnothing=6.22$ mm $\delta=600$ μm	F	-	1	2006
Groves et al [71]	Epidermis	$\mu=4.0991\pm 0.8382$ MPa $\alpha=2.9814\pm 0.5904$	Og	Antebrazo	$\varnothing=0.5$ mm S $\varnothing=1.5875$ mm $\delta=300$ μm	F	24-26	4	2012
	Dermis	$\mu=0.0226\pm 0.0019$ MPa $\alpha=3.2876\pm 0.2333$							
	Hipodermis	$\mu=0.0104\pm 0.0007$ MPa $\alpha=13.5793\pm 4.3224$							
Iivarinen et al [92]	Epidermis – dermis	Reposo C ₁₀ = 37.5 kPa D=5.71 Pa Flexión C ₁₀ = 79.6 kPa D=2.69 Pa Extensión C ₁₀ = 116.3 kPa D=1.84 Pa Bloqueo de circulación C ₁₀ = 45.4 kPa D=4.72 Pa	NH	Antebrazo Dorsal	$\varnothing=2$ mm $\nu=0.5$	F	31 \pm 8	2	2011
	Grasa	Reposo C ₁₀ = 0.34 kPa D=0.63 kPa Flexión C ₁₀ = 0.18 kPa D=1.2 kPa Extensión C ₁₀ = 0.23 kPa D= 0.92 kPa Bloqueo de circulación C ₁₀ = 0.18 kPa D=1.2 kPa							

Continuación

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Género	Edad	N	Año	
Jachowicz et al [177]	Completa	E*=28.60 ± 4.03 kPa	Hz	Antebrazo 600 N	Acero Inox SØ= 7.9375 mm SØ= 15.875 mm SØ=31.75 mm V=500 µm/s 50% RH	M	28-65	4	2007	
		E*=24.00 ± 3.83 kPa		Antebrazo 1000 N				2		
		E*=11.50 ± 6.36 kPa		Cara		F		6		
		E*=13.67 ± 5.27 kPa		Antebrazo 600 N				3		
		E*=11.67 ± 3.56 kPa		Antebrazo 1000 N						
		E*=11.33 ± 3.51 kPa		Cara						
Kwiatkowska et al [56]	Completa	E=85 kPa	Hz	Antebrazo 0.19 N	AISI 52100 Ø=2 mm 22 °C, 50%RH	F	32	1	2009	
		E=120 kPa		Antebrazo 0.5 N						
		E=30 kPa		Antebrazo 0.19 N						
		E=76 kPa		Antebrazo 0.5 N						
Pailler-Mattéi & Zahouani [72], [108]	Epidermis-Dermis	E*=9.5 ± 2 kPa	Hz	Antebrazo	Acero Ø=12.7 mm V=500 µm/s 22 °C, 25%RH	F	30	1	2004 2008	
Pailler-Mattéi et al [66]	<i>Stratum Corneum ex Vivo</i>	E*=1 GPa	JKR	Antebrazo	Diamante R=7.8 µm δ= 10 µm 25 °C, 25%RH	F	30	10	2007	
	Completa	E= 8 kPa								
Pailler-Mattéi et al [178]	Completa	E*=12.5 kPa	Hz	Antebrazo	Acero Cónico α=45° 10 mm V=400 µm/s 22 °C - 24°C, 20% - 30 %RH	M	30	10	2008	
	Dermis	E*=35 kPa	BT							
	Hipodermis	E*=2 kPa								
	Músculo	E*=80 kPa								
Pailler-Mattéi et al [179]	Completa	E*=12.3±2.6 kPa	JKR	Antebrazo	Acero Ø=12.7 mm V=400 µm/s 22 °C - 24°C, 20% - 30 %RH	F	25-34	8	2013	
		E*=7.7±1.6 kPa						48-55		5
		E*=5.4±1.2 kPa						71-75		3
		E*= 12.1±0.3 kPa						27		1
		E*=5.1±0.7 kPa Cutis Laxa						17		1
Tran et al [95]	Epidermis	C ₁₀ = 0.12 ± 0.06 MPa D=5.45 ± 1.7 MPa	NH	Antebrazo Dorsal	-	M	25	1	2007	
	Dermis	C ₁₀ = 1.11 ± 0.09 MPa D=29.6 ± 1.28 MPa								
	Hipodermis	C ₁₀ = 0.42 ± 0.05 MPa D=36.0 ± 0.9 MPa								
Zahouani et al [68]	Completa	E*=8.3 ± 2.1 kPa G*=2.8±0.46 kPa	Hz	Antebrazo	Acero Ø = 5.5 mm δ= 1000 µm F _n =20 mN 22 °C, 50%RH	F	55-70	20	2009	

▪ **Propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante succión**

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Género	Edad	N	Año
Arcias et al [180]	Epidermis	$C_{10}=333.3$ kPa	NH	-	400 mbar $\varnothing=1.9$ mm	-	-	-	2003
	Dermis	$C_{10}=33.33$ kPa							
	Hipodermis	$C_{10}=120$ Pa							
Barbarino et al [181]	Epidermis- Dermis	$\mu_0=8.24$ kPa $q=3.12$	RB	Cara	66 mbar 133 mbar 200 mbar 500 mbar $\varnothing=2$ mm $\varnothing=8$ mm 23 °C 40% - 45% RH	M	30	1	2011
		$C_{10}=3.18$ kPa $C_{20}=14.5$ kPa	PR						
	Hipodermis – SMAS	$\mu_0=1.29$ kPa $q=1.91$	RB						
		$C_{10}=0.4$ kPa $C_{20}=1.4$ kPa	PR						
Alexander y Cook [182]	Completa	*	-	Antebrazo Espalda	2.4517 mbar/s	M - F	2 - 67	116	2006
Boyer et al [183]	Completa	$U_r/U_f = 0.687 \pm 0.105$	PS	Antebrazo	400 mbar $\varnothing=2$ mm 22 °C, 50% RH	F	18-30	16	2012
		$U_r/U_f = 0.605 \pm 0.115$					31-50	15	
		$U_r/U_f = 0.532 \pm 0.131$					51-70	15	
Cua et al [126]	Completa	$U_r/U_f = 0.88 \pm 0.02$	PS	Antebrazo	500 mbar $\varnothing=2$ mm	M F	22-29	16	1990
		$U_r/U_f = 0.77 \pm 0.05$		Antebrazo Dorsal					
		$U_r/U_f = 0.77 \pm 0.03$		Antebrazo		M F	69-80	17	
		$U_r/U_f = 0.64 \pm 0.04$		Antebrazo Dorsal					
Delalleau et al [87]	Dermis	$E=330$ kPa $e=0.86$ mm	L	Antebrazo	100 mbar	-	-	30	2008
		$E=215$ kPa $e=1.08$ mm	NH						
		$E=100$ kPa $e=1.51$ mm							
		$C_{10}=57$ kPa $e=0.86$ mm							
		$C_{10}=39$ kPa $e=1.08$ mm	NL						
		$C_{10}=19$ kPa $e=1.51$ mm							
		$E_1=131$ kPa $E_2=365$ kPa $e=3.8\%$ $e=0.86$ mm							
$E_1=64$ kPa $E_2=273$ kPa $e=3.9\%$ $e=1.08$ mm									
$E_1=41$ kPa $E_2=187$ kPa $e=6.8\%$ $e=1.51$ mm									
Delalleau et al [84]	Epidermis – Dermis	$X_1=30$ kPa $X_2=1000$ kPa $N=0.32$	NHM	Antebrazo	100 mbar $\varnothing=6$ mm	-	-	-	2011
Diridollou et al [85]	Completa	$E=129 \pm 88$ kPa	L	Antebrazo	100 mbar $\varnothing=6$ mm	M	20-30	10	2000
Diridollou et al [82]	Epidermis-Dermis	$E=120$ kPa	L	Antebrazo	100 mbar $\varnothing=6$ mm	F	16-38	30	2000
		$E=230$ kPa		Frente	20± 2°C 45±6% RH	M	16-39	30	

Continuación

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Género	Edad	N	Año	
Diridollou et al [184]	Epidermis-Dermis	$E=102 \pm 1 \text{ kPa} \times \text{Edad}$	L	Antebrazo	100 mbar $\varnothing=6 \text{ mm}$ $20 \pm 2^\circ\text{C}$ $51 \pm 6\% \text{ RH}$	F	0.5 - 60	206	2001	
		$E=79 \pm 1.7 \text{ kPa} \times \text{Edad}$				M				
Elsner et al [117]+	Completa	$U_r/U_f = 0.76 \pm 0.03$	PS	Antebrazo	100 mbar $\varnothing=2 \text{ mm}$ $19^\circ\text{C} - 23^\circ\text{C}$ $45\% - 55\% \text{ RH}$	F	28-78		1989	
		$U_r/U_f = 0.67 \pm 0.03$		Vulva						
		$U_r/U_f = 0.77 \pm 0.03$		Antebrazo						
		$U_r/U_f = 0.57 \pm 0.04$		Vulva						
		$U_r/U_f = 0.78 \pm 0.03$		Antebrazo						
		$U_r/U_f = 0.47 \pm 0.04$		Vulva						
Hendriks et al [80]	Epidermis-Dermis	$C_{10} = 9.4 \pm 3.6 \text{ kPa}$ $C_{01} = 82 \pm 60 \text{ kPa}$	MR	Antebrazo	26 - 360mbar $\varnothing=6 \text{ mm}$	M F	19-24	10	2003	
	Grasa	$C_{10} = 0.02 \text{ kPa}$	NH							
Hendriks et al [90]	Completa	$C_{10} = 29.6 \pm 21.1 \text{ kPa}$ $C_{01} = 493 \pm 613 \text{ kPa}$	MR	Antebrazo	200 mbar $\varnothing=6 \text{ mm}$ $22^\circ\text{C}, 50\% \text{ RH}$	M	29-47	13	2004	
		$C_{10} = 11.5 \pm 8.7 \text{ kPa}$ $C_{01} = 18.3 \pm 12.6 \text{ kPa}$								350 mbar $\varnothing=2 \text{ mm}$ $22^\circ\text{C}, 50\% \text{ RH}$
		$C_{10} = 10.8 \pm 9.5 \text{ kPa}$ $C_{01} = 9.3 \pm 7.7 \text{ kPa}$								350 mbar $\varnothing=1 \text{ mm}$ $22^\circ\text{C}, 50\% \text{ RH}$
Hendriks et al [61]	Epidermis- Papilar y Reticular Dermis	$C_{10} = 60.9 \text{ kPa}$ $C_{01} = 1412 \text{ kPa}$ 6 mm apertura	MR	Antebrazo	200 mbar $\varnothing=6 \text{ mm}$ 350 mbar $\varnothing=2 \text{ mm}$ 350 mbar $\varnothing=1 \text{ mm}$ 22°C 50% RH	M	29-47	13	2006	
		$C_{10} = 24.2 \text{ kPa}$ $C_{01} = 4.11 \text{ kPa}$ 2 mm apertura								
		$C_{10} = 21.7 \text{ kPa}$ $C_{01} = 0.5 \text{ kPa}$ 1 mm apertura								
	Epidermis-Dermis Papilar	$C_{10} = 0.11 \text{ kPa}$								
	Dermis Reticular	$C_{10} = 0.16 \text{ MPa}$								
Iivarinen et al [185]	Epidermis – dermis	$E=1.13 \pm 0.21 \text{ MPa}$	FRHE	Antebrazo	0.08 mbar Eje M=43.5 mm Eje m=28 mm	F	31±7	2	2013	
	Grasa	$E=0.80 \pm 0.36 \text{ kPa}$				M		9		
Luebberding et al [186]	Completa	$U_r/U_f = 43.35 \pm 7.11$	PS	Antebrazo	$\varnothing=2 \text{ mm}$ 450 mbar 20°C 50% RH	M	20-29	30	2013	
		$U_r/U_f = 44.35 \pm 6.87$				F		30		
		$U_r/U_f = 40.61 \pm 5.83$				M	30-39	30		
		$U_r/U_f = 36.63 \pm 7.55$				F		30		
		$U_r/U_f = 35.07 \pm 8.28$				M	40-49	30		
		$U_r/U_f = 33.72 \pm 6.01$				F		30		
		$U_r/U_f = 29.97 \pm 6.20$				M	50-59	30		
		$U_r/U_f = 29.95 \pm 7.32$				F		30		
		$U_r/U_f = 24.69 \pm 4.88$				M	60-74	30		
		$U_r/U_f = 29.66 \pm 6.81$				F		30		
		Pedersen et al [187]				Completa	Recuperación= 90.17 %	L		Antebrazo
E= 5.26 U.A.										
Recuperación= 90.83 %	M		12							
E= 4.8 U.A.										
Sutradhar & Miller [188]	Completa	$E=344 \pm 88 \text{ kPa}$	L	Pecho	$\varnothing=10 \text{ mm}$	F	29-75	23	2013	

▪ **Propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante torsión**

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Género	Edad	N	Año
Escoffier et al [67]	Completa	$U_r/U_c=0.99-3.3 \cdot 10^{-3} \times \text{edad}$	PT	Ventral Antebrazo	2.3 10^{-3} N m 19°C -23 °C 45% -55 % RH	M F	8-98	123	1989
		$U_r/U_c=0.93-3.3 \cdot 10^{-3} \times \text{edad}$			10.4 10^{-3} N m 19°C -23 °C 45% -55 % RH				
Sanders [189]	Completa	$E=41.595 \pm 18.504$ kPa	L	Antebrazo	8.3 10^{-4} N m	F	6-61	5	1973
						M		14	

▪ **Propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante técnicas no convencionales**

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Género	Edad	N	Año
Boyer et al [183]	Completa	$E^*=101.180$ kPa, *	L	Antebrazo	Chorro de aire F=10 mN, 10 s	F	23.2 ± 1.6	14	2012
		$E^*=101.180$ kPa, *					60.4 ± 2.4	14	
Gennisson et al [190]	Dermis	$G=1.98 \pm 0.72$ MPa	L	Antebrazo	Propagación de onda, estimulación 300 Hz, $\nu=0.5$, $\rho=1.02$ g/cm ²	-	-	4	2004
	Hipodermis	$G=5.46 \pm 2.76$ kPa							
Liang & Boppart [191]	Completa	$E=101.180$ kPa $\nu=0.5$	L	Antebrazo	OCE- Elastografía de coherencia óptica, 50 Hz	M	-	1	2010
		$E=23.01$ kPa $\nu=0.5$		Antebrazo húmedo					
		$E=300.41$ kPa $\nu=0.5$		Antebrazo Seco					
		$E=68.678$ kPa $\nu=0.5$		Antebrazo Dorsal					
		$E=24.910$ kPa $\nu=0.5$		Palma					
Luo et al [192]	Dermis	a Líneas de Langer $G=4.8 \pm 0.9$ kPa	L	Antebrazo Dorsal	SIS, Imagen por propagación de ondas supersónicas $\rho=1.02$ g/cm ² 50% R.H.	F	24-26	9	2015
		⊥ a Líneas de Langer $G=3.7 \pm 0.7$ kPa		Antebrazo					
		a Líneas de Langer $G=4.5 \pm 0.7$ kPa							
		⊥ a Líneas de Langer $G=2.7 \pm 1.0$ kPa		Antebrazo Dorsal					
		a Líneas de Langer $G=5.2 \pm 1.1$ kPa							
		⊥ a Líneas de Langer $G=4.7 \pm 0.7$ kPa							
		a Líneas de Langer $G=5.7 \pm 1.3$ kPa		Antebrazo					
⊥ a Líneas de Langer $G=4.7 \pm 1.9$ kPa									
Persson et al [69]	Completa	$E=20$ kPa $\nu=0.5$	P	Antebrazo	-	-	-	-	2013
	<i>Stratum Corneum seco</i>	$E=1$ GPa $\nu=0.5$							
	<i>Stratum Corneum húmedo</i>	$E=7$ MPa $\nu=0.5$							

▪ **Coefficientes de fricción de piel humana diferentes polímeros**

Investigadores	Material	Zona	Ensayo	μ	Condición	Género	Edad	N	Año
Adams et al [62]	PP	Antebrazo	Indentación	$\mu_d=0.36\pm 0.003$ $\mu_d=2.84 \pm 0.06$	Tratada Húmeda	M	-	1	2007
Christensen & Nacht [193]	PTFE	Frente	Rotativo normal	$\mu_d=0.11 - 0.18$	Normal	FM	18-45	8	1983
		Cachete		$\mu_d=0.14 - 0.31$					
		Pliegue nariz		$\mu_d=0.1 - 0.18$					
		Frente		$\mu_d=0.21 - 0.34$	Limpia				
		Cachete		$\mu_d=0.19 - 0.37$					
		Pliegue nariz		$\mu_d=0.17 - 0.24$					
		Frente		$\mu_d=0.19 - 0.24$	Humectada				
		Cachete		$\mu_d=0.19 - 0.28$					
Pliegue nariz	$\mu_d=0.16 - 0.22$								
Comaish & Bottoms [194]	PTFE	Dorso Mano	Deslizamiento del Material	$\mu_s=0.25$	Normal	F	-	1	1971
	NYLON			$\mu_d=0.20$					
	PE			$\mu_s=0.56$					
				$\mu_d=0.48$					
				$\mu_s=0.45$					
				$\mu_d=0.31$					
				$\mu_s=0.31 - 1.1$					
				$\mu_s=0.34 - 0.50$					
				$\mu_s=0.86 - 1.4$					
				$\mu_s=0.63 - 2.3$					
Palma mano	$\mu_s=0.6 - 1.24$	M	2						
Pierna tibia	F	4							
M	2								
F	4								
F	-								
Cua et al [126]	PTFE	Frente	Rotativo	$\mu_d=0.32 \pm 0.02$	Normal	M	28.7 ± 0.5	7	1990
		Brazo		$\mu_d=0.24 \pm 0.01$					
		Antebrazo		$\mu_d=0.28 \pm 0.02$					
		Antebrazo dorsal		$\mu_d=0.23 \pm 0.01$					
		Postauricular		$\mu_d=0.35 \pm 0.02$					
		Palma		$\mu_d=0.22 \pm 0.02$					
		Abdomen		$\mu_d=0.13 \pm 0.01$					
		Espalda alta		$\mu_d=0.27 \pm 0.02$					
		Espalda baja		$\mu_d=0.21 \pm 0.02$					
		Muslo		$\mu_d=0.15 \pm 0.01$					
		Tobillo		$\mu_d=0.21 \pm 0.02$					
		Frente		$\mu_d=0.35 \pm 0.03$					
		Brazo		$\mu_d=0.22 \pm 0.02$					
		Antebrazo		$\mu_d=0.24 \pm 0.02$					
		Antebrazo dorsal		$\mu_d=0.23 \pm 0.02$					
		Postauricular		$\mu_d=0.33 \pm 0.03$					
		Palma		$\mu_d=0.20 \pm 0.02$					
		Abdomen		$\mu_d=0.10 \pm 0.02$					
		Espalda alta		$\mu_d=0.24 \pm 0.03$					
		Espalda baja		$\mu_d=0.17 \pm 0.03$					
		Muslo		$\mu_d=0.15 \pm 0.01$					
		Tobillo		$\mu_d=0.21 \pm 0.01$					
							24.9 ± 1.1	7	
							75.3 ± 2.4	7	

Continuación

Investigadores	Material	Zona	Ensayo	μ	Condición	Género	Edad	N	Año
Elkhyat et al [165]	PTFE	Antebrazo	Indentación	$\mu_d=2.84 - 0.06$	Normal	F	24-25	2	2004
Elsner et al [195]	PTFE	Antebrazo	Rotativo normal	$\mu_d=0.49 \pm 0.02$	Normal	F	22-49	34	1990
		Vulva		$\mu_d=0.60 \pm 0.04$	Tratada				
		Antebrazo		$\mu_d=0.45 \pm 0.01$	Normal		45-78	10	
		Vulva		$\mu_d=0.60 \pm 0.06$	Tratada				
Hendriks & Franklin [97]	PTFE	Antebrazo	Anillo rotativo	$\mu_d=0.11 - 1.11$	Tratada	M F	20-24	10	2010
		Cachete		$\mu_d=0.4 - 2.8$	Ambiente húmedo				
				$\mu_d=0.36 - 1.51$	Tratada				
				$\mu_d=0.65 - 2.17$	Ambiente húmedo				
Highley et al [116]	NYLON	Antebrazo	Rotativo paralelo	$\mu_d=0.19-0.28$	Limpia	-	-	12	1977
Naylor [196]	PE	Pierna Tibia	Indentación	$\mu_d=0.5$	Normal	-	-	-	1955
Tang et al [161]	PP	Antebrazo	Indentación	$\mu_d=0.38 - 0.53$	Limpia	-	20-30	4	2008
Veijgen et al [197]	PTFE	Antebrazo ventral y dorsal, dedo índice y dorso mano.	Rotativo Paralelo	$\mu_d=0.03 - 0.48$	Limpia	F	23-56	9	2013
	PE			$\mu_s=0.13 - 0.73$					
				$\mu_d=0.43 - 0.74$		M		22	
				$\mu_s=0.5 - 1.43$					
Zhang & Mak [123]	NYLON	Mano dorsal	Rotativo normal	$\mu_d=0.38\pm 0.08$	Limpia	-	19-40	10	1999
		Palma mano		$\mu_d=0.47\pm 0.10$					
		Antebrazo		$\mu_d=0.37\pm 0.05$					
		Antebrazo dorsal		$\mu_d=0.33\pm 0.04$					
		Pierna		$\mu_d=0.32\pm 0.06$					
		Pierna Dorsal		$\mu_d=0.32\pm 0.06$					
	SILICONE	Mano dorsal		$\mu_d=0.57\pm 0.16$					
		Palma mano		$\mu_d=0.93\pm 0.20$					
		Antebrazo		$\mu_d=0.55\pm 0.10$					
		Antebrazo dorsal		$\mu_d=0.52\pm 0.10$					
		Pierna		$\mu_d=0.48\pm 0.10$					
		Pierna Dorsal		$\mu_d=0.47\pm 0.09$					

Anexo B: Valores de Tamaño de Malla para el PP

Ra	HSC	Trapezoidal		Rectangular		Sinusoidal		Triangular	
		Número de nodos	Número de elementos						
1	2	1151	1040	1196	1089	1095	1017	1086	978
	5	1173	1056	1232	1138	1112	1008	1066	965
	10	933	764	1385	1290	1134	1037	1157	1047
	15	1258	1138	1459	1362	1082	998	1284	1164
	20	1495	1355	1459	1352	1112	1017	1011	959
2	2	1066	959	1186	1082	1105	1004	1086	978
	5	1953	1840	1271	1173	1134	1030	1066	965
	10	1729	2584	1144	1359	1112	1011	1290	1190
	15	1242	1024	1537	1404	1144	1047	1290	1177
	20	2132	1853	1495	1424	1437	1303	1004	910
5	2	1180	1086	1242	1131	1099	1004	1095	988
	5	1261	1170	1297	1199	1134	1047	1066	965
	10	1229	1154	1469	1346	1021	926	1294	1183
	15	1570	1450	1498	1368	1277	1167	1300	1190
	20	1593	1440	972	848	1492	1339	1027	939
10	2	1138	1047	1144	1037	1108	1008	1095	988
	5	1238	1141	1261	1173	1141	1040	1203	1105
	10	1186	1092	1456	1329	985	907	1307	1199
	15	1206	1108	1453	1313	1225	1115	1316	1212
	20	1472	1359	1472	1365	2031	1869	1027	943
15	2	1160	1060	1232	1128	1128	1024	1095	988
	5	1222	1121	1199	1092	1131	1030	1190	1092
	10	1160	1060	1414	1287	1261	1164	1346	1235
	15	1151	1047	1469	1320	2135	1963	1268	1154
	20	1430	1297	1196	1063	2538	2321	1001	917
20	2	1131	1034	1190	1076	1115	1004	1095	988
	5	1170	1066	1206	1099	1193	1047	1199	1108

	10	1157	1056	1372	1235	1450	1323	1287	1170
	15	1128	1030	1378	1238	1970	1807	1255	1154
	20	1264	1131	1173	1034	2954	2740	978	900
	2	1154	1053	1196	1089	1131	1024	1095	988
	5	1125	1030	1180	1076	1222	1121	1206	1115
30	10	1154	1056	1303	1180	1320	1186	1297	1183
	15	1144	1037	1284	1141	2574	2392	1206	1092
	20	1268	1134	1157	1014	3237	2909	1349	1199
	2	1329	1225	1401	1290	1183	1092	1095	978
	5	1287	1183	1336	1222	1222	1131	1300	1212
50	10	1219	1102	1521	1368	1615	1437	1242	1128
	15	1505	1368	1554	1352	2590	2288	1511	1359
	20	1749	1560	1300	1092	3335	2899	1261	1118

Anexo C: Algoritmo de MatLab para la generación de superficies sinusoidales

```

close all
clear all
clc

%Datos Iniciales
incrementoxyz=0.2; % Incremento entre punto y punto

disp(' ');
disp(' ');
disp(' DATOS DE ENTRADA ');
disp(' ');
Rqpedido=nm=input('Ingrese el valor de Rq en nm: ');
Rqpedido=roundn((Rqpedido/1000),-4);

%Valores Aleatorios
imax=Rqpedido*2.15; % el valor normal es de 1.25
imin=Rqpedido*1.75; % el valor normal es de 1.1

%Protocolo de creación de la Superficie
x=0:incrementoxyz:52;
y=x; % Generacion de los vectores
[X,Y]=meshgrid(x,y); % Truco para calcular la cuadrícula de X Y

%Proceso Iterativo

contadorWhile=1;
contadorerror=0;
errorRqnm=10;
vectorRq=zeros(1,1);
vettorerror=zeros(1,1);
disp(' ');
disp(' ITERACIONES ');
disp(' ');
disp(contadorWhile);

while errorRqnm>=0.1 % Equivale a un error de 0.1 nm en Rq
frecuencia1=rand;% Parámetro Aleatorio
frecuencia2=rand; % Parámetro Aleatorio
c=imin+(rand*(imax-imin)); % Parámetro Aleatorio

% Cálculo de Rq

```

```

funcionRq = @(X,Y) ((c.*sin(frecuencia1.*X).*cos(frecuencia2.*Y)).^2); % Dentro del abs debe de ir la
ecuación de forma
intRq = dblquad(funcionRq, 0, 52, 0, 52);
IRq=intRq/(52*52); %El 52*52 es porque se tiene 50 en 'x' y 50 en 'y'
Rq=roundn(sqrt(IRq),-5);
Rqnm=Rq*1000;
errorRq=abs(Rqpedido-Rq);
errorRqnm=errorRq*1000;
vectorRq(contadorWhile,1)=Rqnm;

```

% Comprobaciones

```

vectorerror(contadorWhile,1)=errorRqnm;
if contadorWhile==500 % 500 por defecto
    errorRqnm=0;
    disp(' ');
    disp('El Número de Iteraciones no dio generó un resultado esperado');
else
    % Si se encuentran 3 cercanos terminar
    if errorRqnm<=0.5 % Equivale a un error promedio de 1 nm para Rq
        contadorerror=contadorerror+1;
    end
end
end
% Parar si encuentra los 3 cercanos
if contadorerror==3
    errorRqnm=0;
    disp(' ');
    disp('El Resultado tiene un error de 1 nm');
end
contadorWhile=contadorWhile+1;
disp(contadorWhile);
end

```

% Cálculo de Ra

```

funcionRa = @(X,Y) abs(c.*sin(frecuencia1.*X).*cos(frecuencia2.*Y)); % Dentro del abs debe de ir la
ecuación de forma
intRa = dblquad(funcionRa, 0, 52, 0, 52);
Ra=roundn(intRa/(52*52),-5); %El 52*52 es porque se tiene 50 en 'x' y 50 en 'y'
Ranm=Ra*1000;

```

% Cálculo de Rm

```

funcionRm = @(X,Y) (c.*sin(frecuencia1.*X).*cos(frecuencia2.*Y)); % Dentro del abs debe de ir la ecuación
de forma
intRm = dblquad(funcionRm, 0, 52, 0, 52);
Rm=roundn(intRm/(52*52),-5); %El 50*50 es porque se tiene 50 en 'x' y 50 en 'y' 'y'
Rmnm=Rm*1000;
% errorRm=abs(Rmpedido-Rm);

```

%Gráfica y Extracción de la Coordenada Z

```
Z=c.*sin(frecuencia1.*X).*cos(frecuencia2.*Y); %Calculo de la coordenada Z
surf(Z) % Mostrar la superficie
%axis('equal') Todos los ejes con la misma escala
puntosz=reshape(Z,[],1); % Crear un vector de coordenadas z
```

% Coordenada X

```
puntosx=zeros(1,1);
contadorwhilex=0;
incrementox=0;
Nx=52/incrementoxyz+1;
cicloforx=1;
while contadorwhilex<Nx
    for k = 1:Nx
        puntosx(cicloforx,1)=incrementox;
        cicloforx=cicloforx+1;
    end
    contadorwhilex=contadorwhilex+1;
    incrementox=incrementox+incrementoxyz;
end
```

% Coordenada Y

```
puntosy=zeros(1,1);
contadorwhiley=0;
incrementoy=0;
Ny=52/incrementoxyz+1;
ciclofory=1;
contadory=1;
candidadepuntos=((52/incrementoxyz)*2)+1;
ddd=52/incrementoxyz+1;
while contadorwhiley<candidadepuntos
    if contadory==(ddd+1)
        incrementoy=0;
        contadory=1;
    else
        for k = 1:Ny
            puntosy(ciclofory,1)=incrementoy;
            ciclofory=ciclofory+1;
            incrementoy=incrementoy+incrementoxyz;
            contadory=contadory+1;
        end
    end
    contadorwhiley=contadorwhiley+1;
end
```

```
xy=[puntosx,puntosy]; % Crea el vector de la coordenada XY
xyzsurface=[xy,puntosz]; % Crea el vector de coordenadas xyz superficie
% Resultados

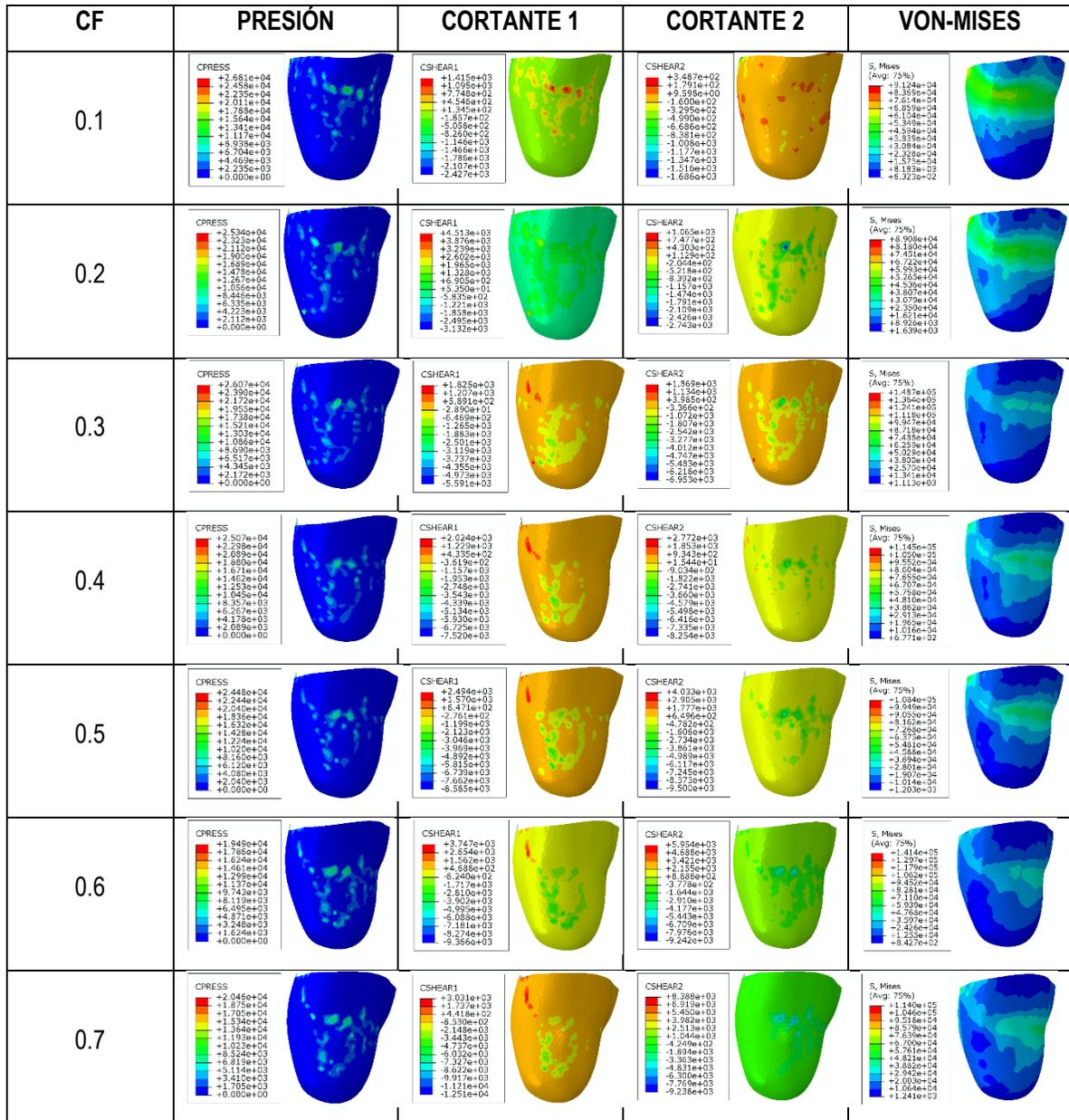
disp(' ');
disp(' ');
disp(' RESULTADOS ');
disp(' ');
disp('El valor de Ra en nm es: '); disp(Ranm);
disp('El valor de Rq en nm es: '); disp(Rqnm);
disp('El valor de Rm en nm es: '); disp(Rmnm);
disp('El valor de la Amplitud en nm es: '); disp(c*1000);
disp('El valor de la Frecuencia 1 es: '); disp(frecuencia1);
disp('El valor de la Frecuencia 2 es: '); disp(frecuencia2);

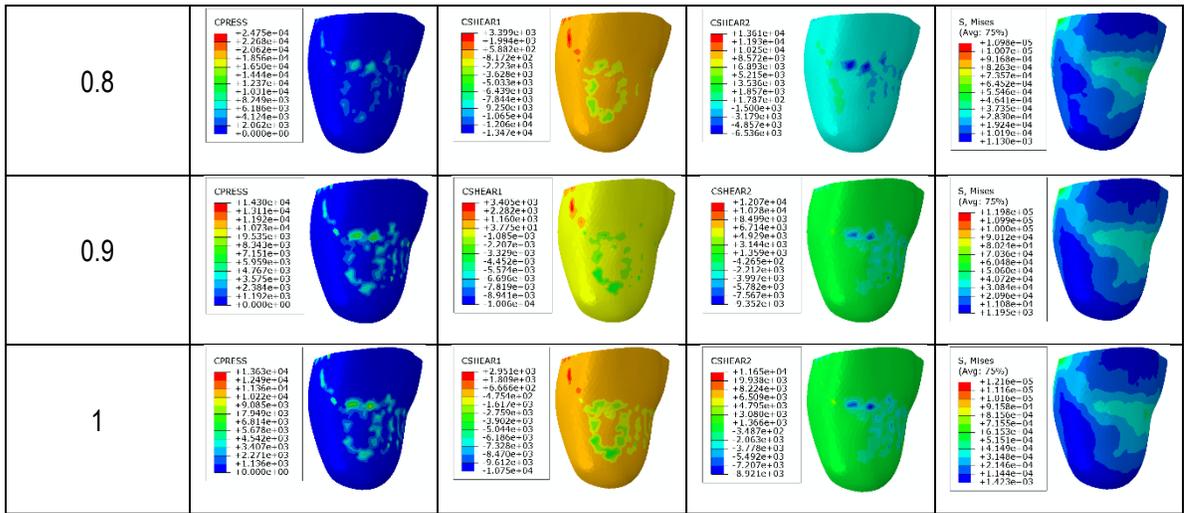
% Nube de Puntos

csvwrite('D:superficie.xyz',xyzsurface)% Guarda la nube de puntos solo de la superficie
```

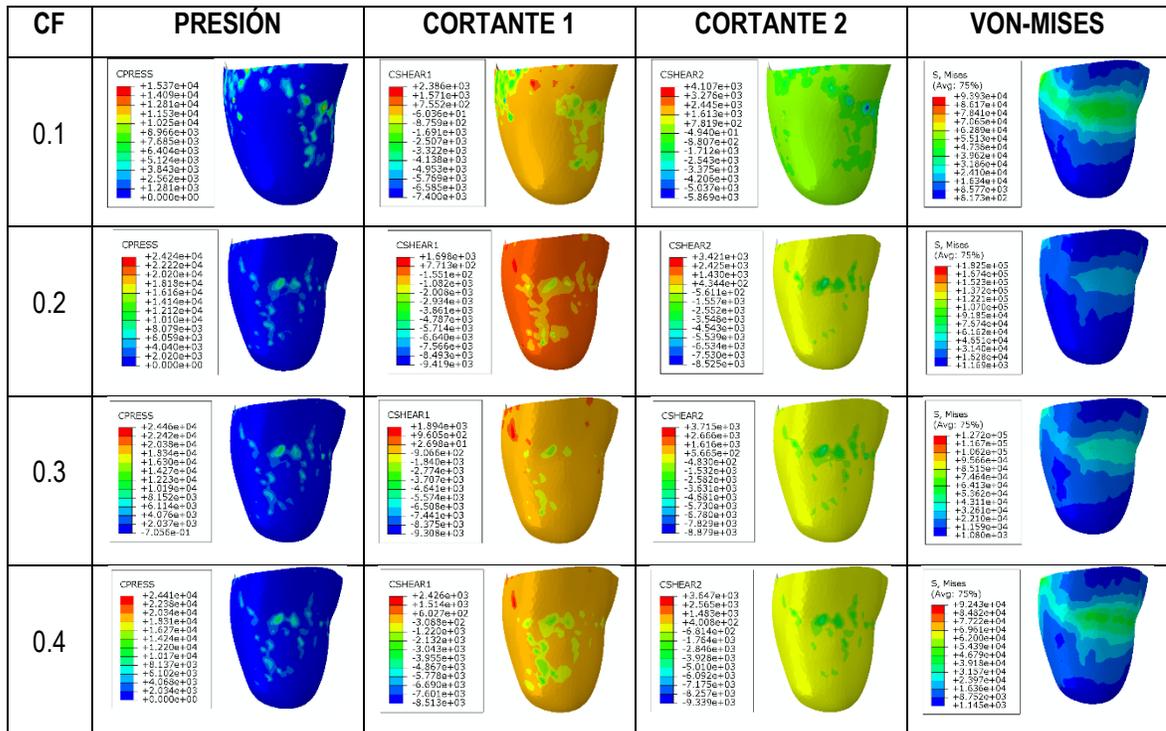
Anexo D: Resultados de Esfuerzos para los Diferentes Individuos Analizados

- Resultados de la distribuciones de presiones, esfuerzos cortantes y de von Mises para el individuo II, variando el CF entre la piel y el socket

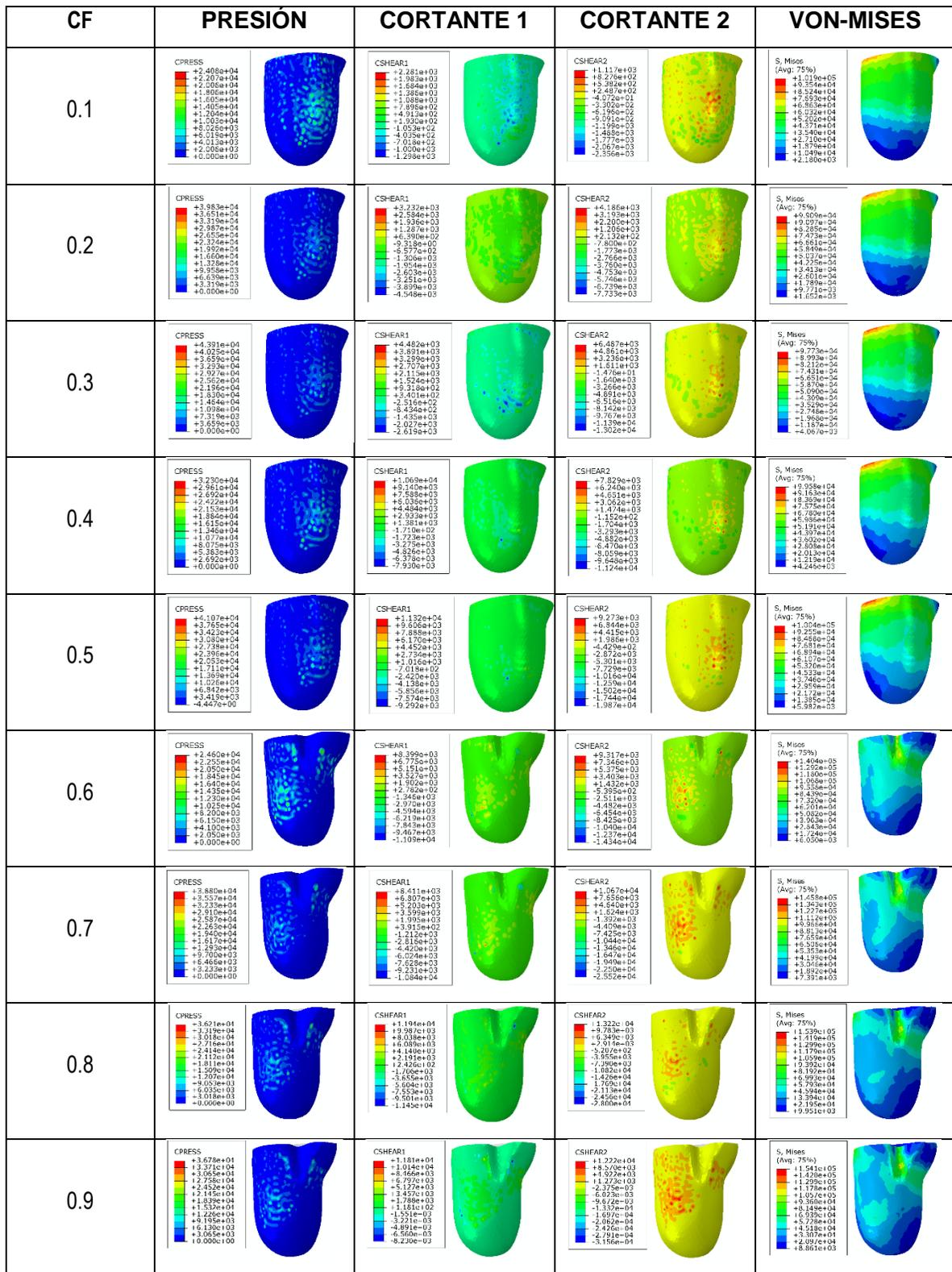


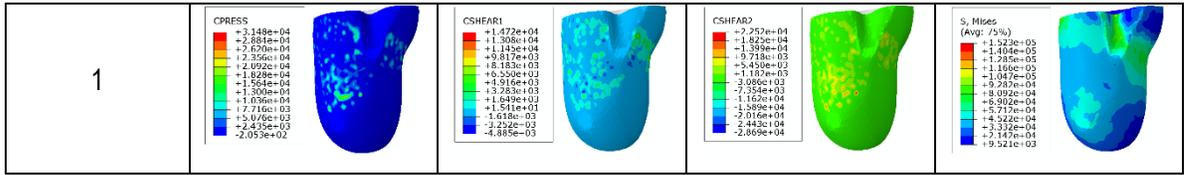


- Distribuciones de presiones, esfuerzos cortantes y de von Mises para el individuo II, variando el CF de la piel y el socket en la franja

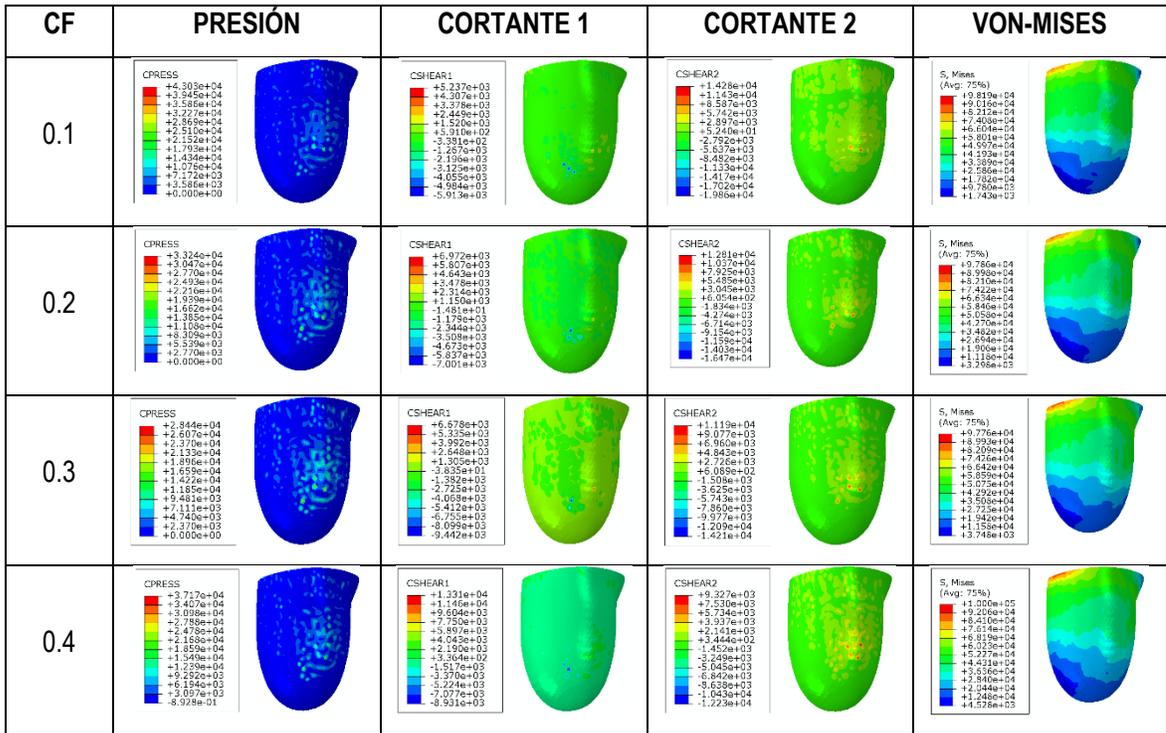


- Resultados de la distribuciones de presiones, esfuerzos cortantes y de von Mises para el individuo III, variando el CF entre la piel y el socket

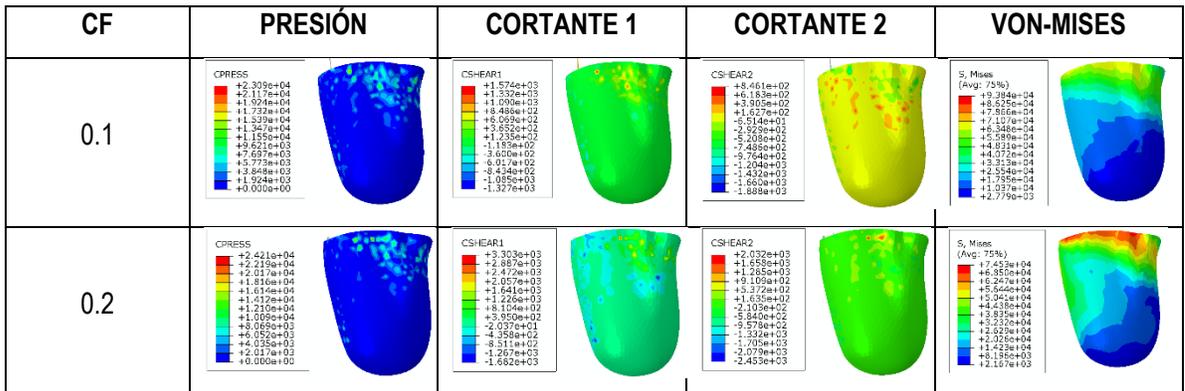


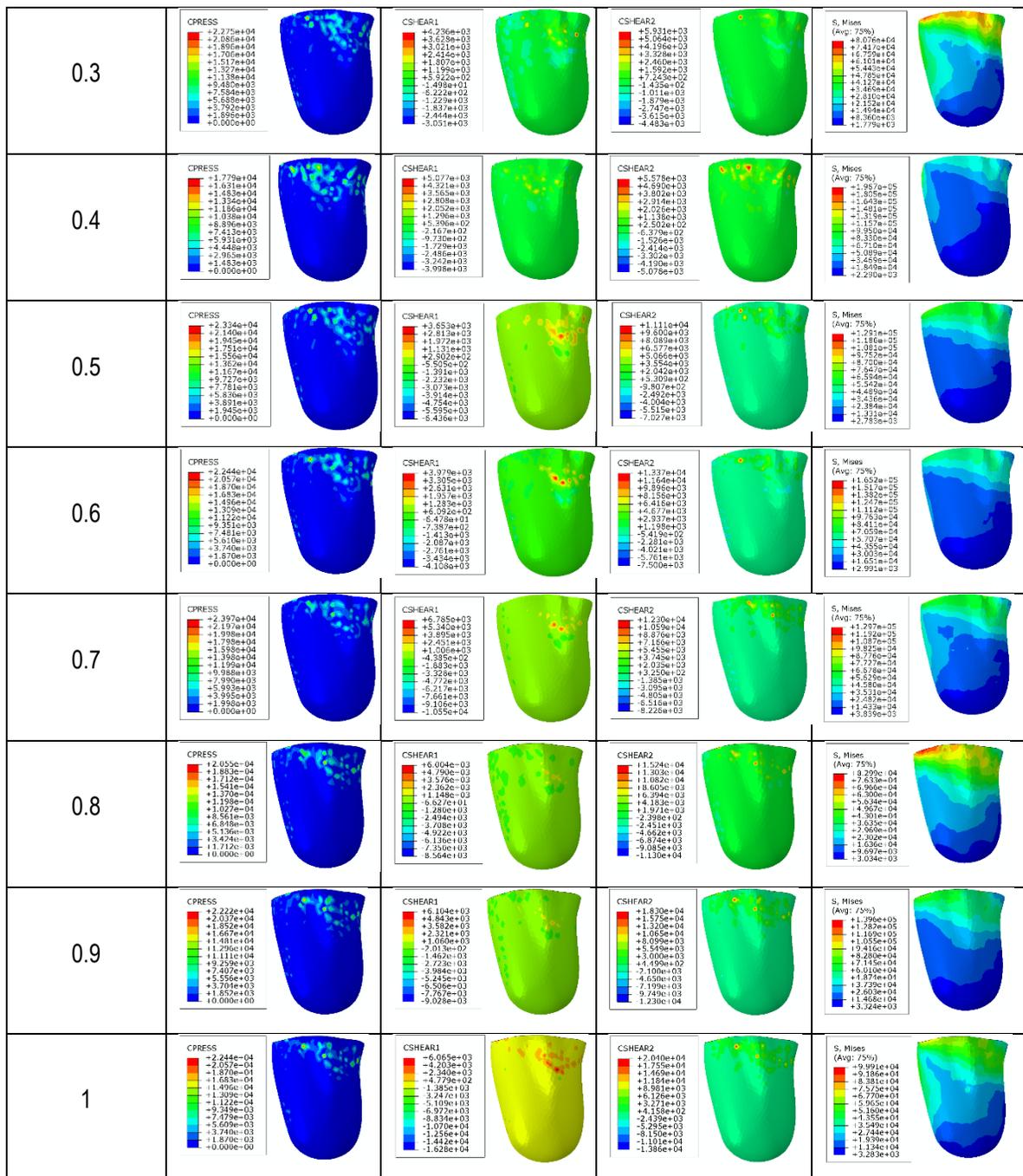


- Distribuciones de presiones, esfuerzos cortantes y de von Mises para el individuo III, variando el CF de la piel y el socket en la franja



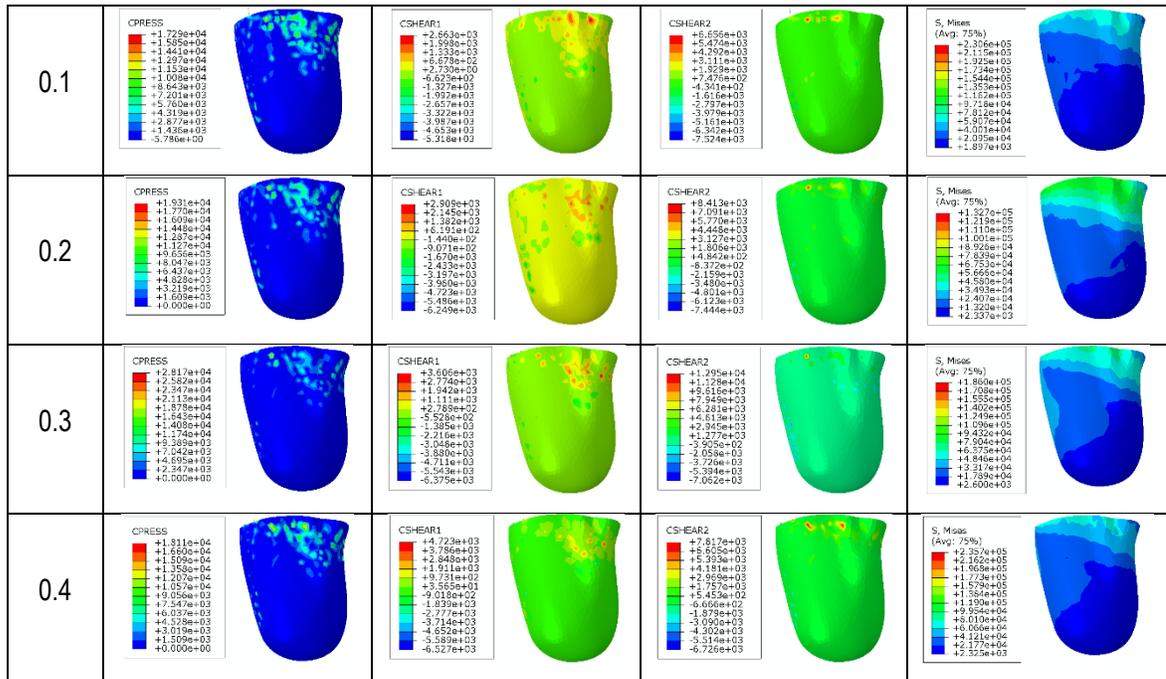
- Resultados de la distribuciones de presiones, esfuerzos cortantes y de von Mises para el individuo IV, variando el CF entre la piel y el socket





▪ Distribuciones de presiones, esfuerzos cortantes y de von Mises para el individuo IV, variando el CF de la piel y el socket en la franja

CF	PRESIÓN	CORTANTE 1	CORTANTE 2	VON-MISES
----	---------	------------	------------	-----------



Anexo E: Análisis Estadístico de Parámetros Tribológicos Obtenidos de Sockets Fabricados Nacionalmente

- Datos procesados de sockets fabricados nacionalmente

Socket	Ubicación	Ra	Rq	Rp	Rv	Rt	HSC
1	1	1.35	1.906	10.241	85.489	17.925	4
1	2	1.227	1.626	8.048	84.257	16.963	6
1	3	1.23	1.536	3.145	88.989	9.432	10
1	4	1.766	2.418	8.843	79.761	22.255	5
1	5	1.315	1.711	5.744	86.14	12.777	16
1	6	2.429	5.288	43.547	74.967	61.753	1
1	7	2.015	2.783	10.299	80.954	22.518	4
1	8	1.944	2.656	14.898	82.16	25.911	1
1	9	2.801	3.832	7.713	73.958	26.928	13
1	10	1.077	1.424	7.361	89.961	10.573	5
1	11	2.528	3.347	7.136	75.843	24.466	11
1	12	1.422	1.9	8.138	84.345	16.966	1
2	1	5.605	7.054	8.369	63.518	38.024	16
2	2	2.411	3.262	5.512	73.658	25.027	4
2	3	0.554	0.714	3.357	91.46	5.07	5
2	4	0.963	1.226	6.244	89.775	9.642	3
2	5	1.809	2.391	10.067	84.853	18.387	6
2	6	9.21	11.57	15.753	56.247	52.68	11
2	7	1.619	2.144	10.838	83.998	20.012	4
2	8	1.307	1.774	7.313	84.053	16.433	4
2	9	1.771	2.393	11.583	84.891	19.866	10
2	10	4.462	5.279	8.726	76.399	25.5	11

2	11	0.868	1.15	5.777	90.04	8.91	4
2	12	0.944	1.333	7.549	90.266	10.455	4
3	1	23.236	27.332	49.415	26.023	116.564	9
3	2	24.774	30.573	41.707	3.856	131.023	14
3	3	21.915	26.897	39.383	18.264	114.292	12
3	4	22.388	27.404	32.945	10.578	115.541	17
3	5	22.896	26.442	34.929	28.361	99.74	14
3	6	29.547	34.256	48.231	5.223	136.18	17
3	7	16.394	20.222	28.604	34.291	87.485	13
3	8	16.803	19.658	23.908	37.41	79.671	19
3	9	22.978	26.856	37.193	12.95	117.416	14
3	10	29.948	35.118	43.799	0	136.972	20
3	11	16.918	21.819	28.527	23.914	97.786	7
3	12	18.163	23.395	29.319	18.824	103.668	12
4	1	6.661	8.58	9.996	62.178	40.99	16
4	2	2.75	3.918	8.887	74.685	27.374	2
4	3	0.935	1.181	7.205	89.128	11.25	1
4	4	0.924	1.227	5.882	90.186	8.869	8
4	5	1.074	1.417	6.229	88.67	10.731	9
4	6	12.063	15.488	21.448	42.712	71.909	10
4	7	1.134	1.494	7.823	87.317	13.679	4
4	8	1.085	1.437	9.967	88.051	15.089	1
4	9	0.987	1.286	5.739	89.136	9.775	5
4	10	10.142	13.078	18.724	39.289	72.608	8
4	11	1.562	2.047	7.748	89.312	11.609	8
4	12	1.11	1.42	8.292	89.11	12.355	2
5	1	11.182	13.724	19.051	38.337	73.888	13
5	2	10.459	12.397	17.55	57.311	53.412	15
5	3	2.398	2.801	6.834	86.199	13.809	8
5	4	1.135	1.458	4.843	86.017	11.998	8

5	5	0.913	1.279	8.934	87.331	14.776	1
5	6	10.424	12.986	16.98	41.478	68.676	9
5	7	14.674	17.994	21.64	36.229	78.584	11
5	8	1.546	1.907	5.607	86.561	12.219	5
5	9	1.626	1.957	5.872	87.442	11.603	16
5	10	4.903	6.694	10.54	57.978	45.735	10
5	11	1.097	1.486	3.561	85.058	11.676	12
5	12	0.986	1.381	5.674	82.456	16.391	2
6	1	11.039	13.957	18.532	41.467	70.238	11
6	2	5.088	6.649	8.677	66.925	34.925	13
6	3	1.226	1.75	6.683	86.241	13.615	5
6	4	1.554	2.006	5.847	86.13	12.89	8
6	5	2.044	2.582	8.383	81.898	19.668	5
6	6	1.041	1.248	3.595	88.47	8.298	10
6	7	8.794	11.207	14.047	47.22	60	12
6	8	1.796	2.248	5.767	86.905	12.035	10
6	9	1.949	3.014	12.969	73.515	32.628	1
6	10	4.462	5.279	11.343	87.58	16.936	1
6	11	1.423	1.784	5.639	88.938	9.874	11
6	12	1.613	2.061	6.948	88.078	12.044	5

▪ **Valores de transformación de potencia de cada variable**

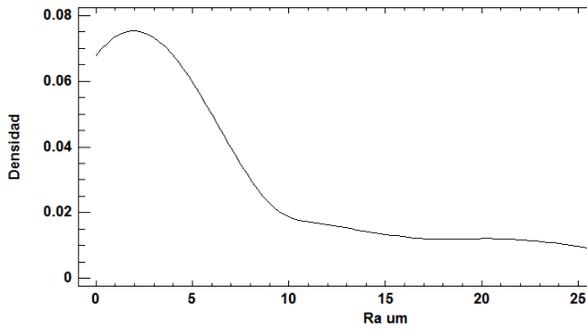
Variable	Ra	Rq	Rp	Rv	Rt	HSC
Trasformación	-0.4	-0.4	-0.5	1.4	log	log

▪ **Análisis de una variable**

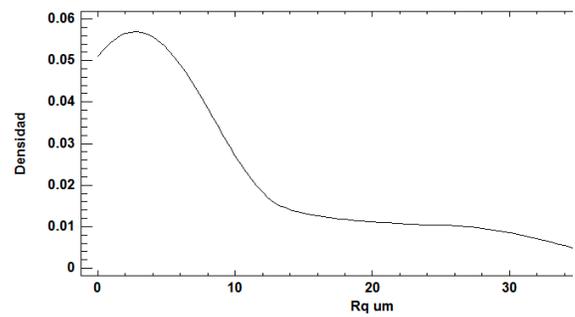
	Ra	Rq	Rp	Rv	Rt	HSC
Promedio	6.42203	7.95988	14.3017	67.5169	39.9579	8.375
Desviación estándar	7.98336	9.51433	11.9637	26.9154	37.841	6.5555
Coficiente. De variación	124.312%	119.53%	83.65%	39.86%	94.70%	42.31%

Mínimo	0.554	0.714	3.357	0	5.07	2
Máximo	29.948	35.118	49.415	91.46	136.972	58
Rango	29.394	34.404	46.058	91.46	131.902	56

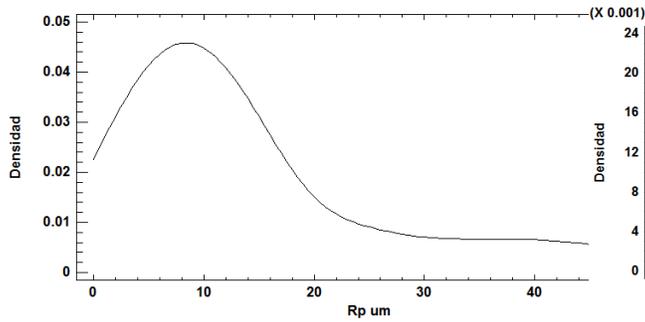
■ Diagramas de Frecuencias: a) Ra, b) Rq, c) Rp, d) Rv, e) Rt y f) HSC



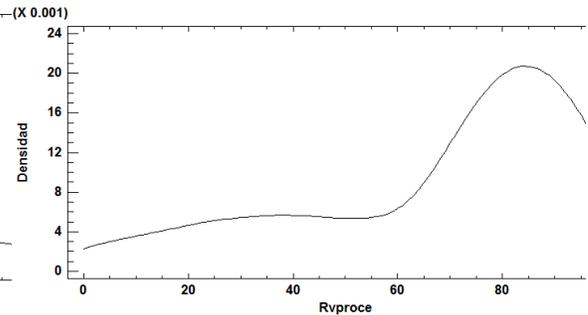
(a)



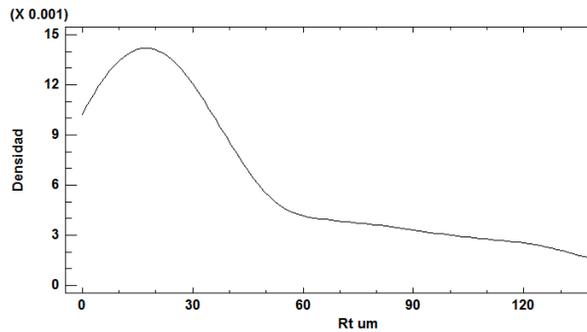
(b)



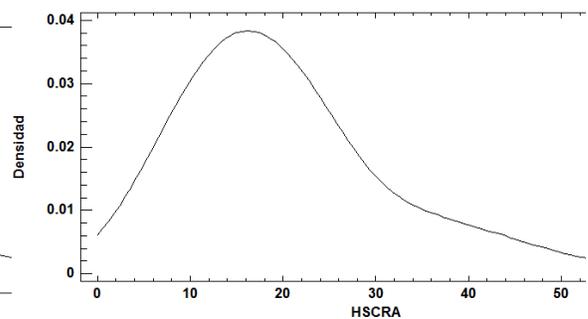
(c)



(d)

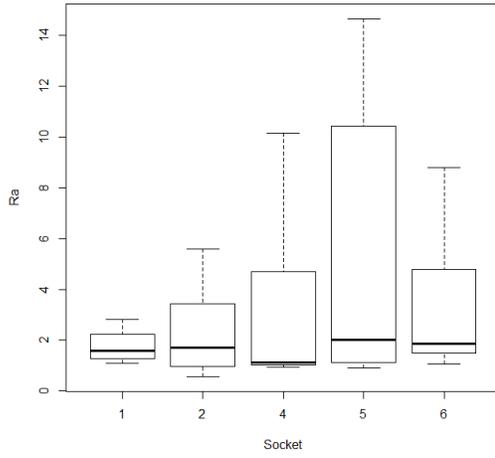


(e)

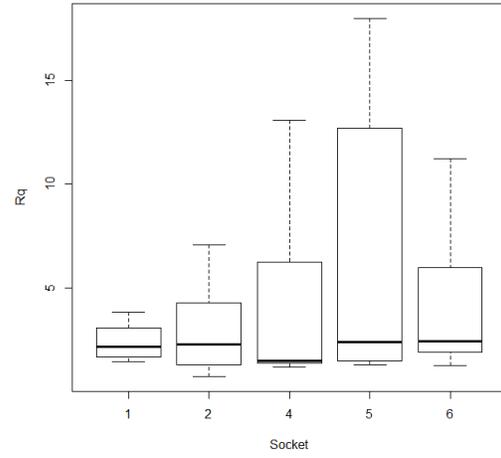


(f)

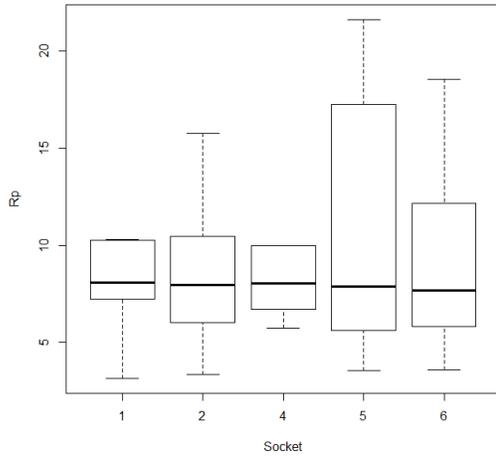
- Gráficas de cajas comparativas para cada parámetro de rugosidad analizado en cada socket: a) Ra, b) Rq, c) Rp, d) Rv, e) Rt y f) HSC



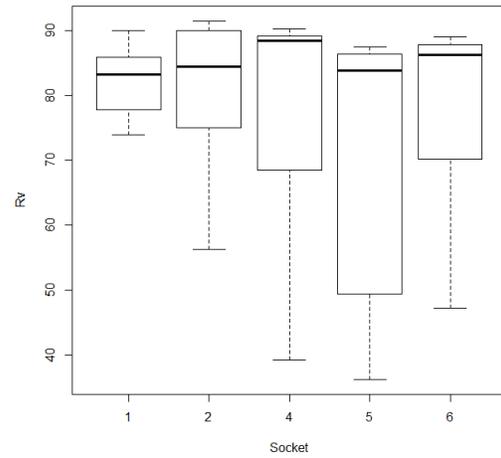
(a)



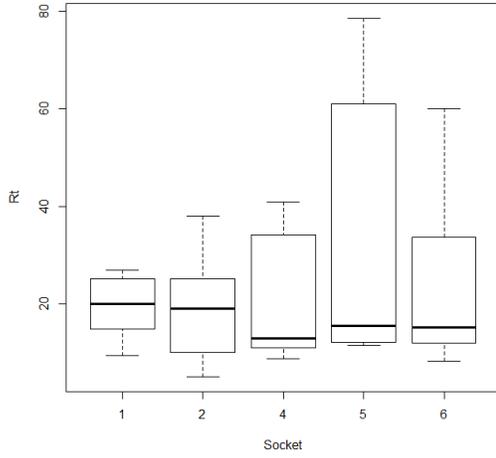
(b)



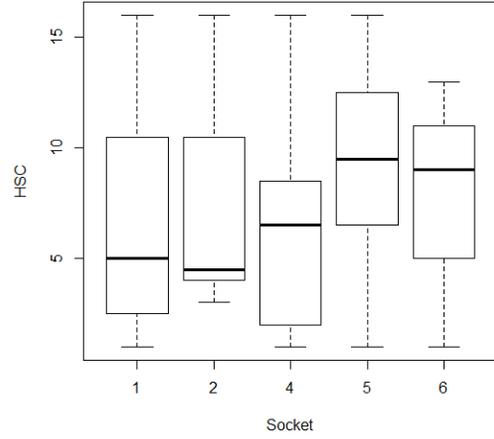
(c)



(d)

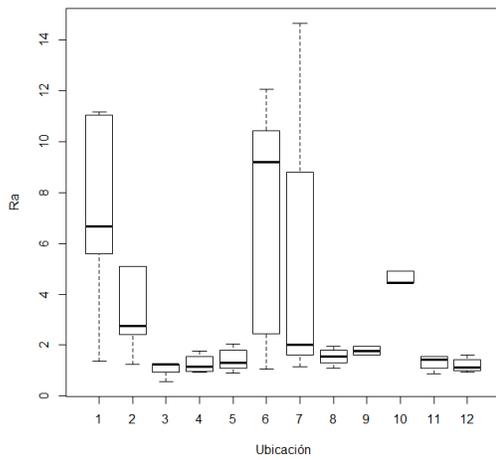


(e)

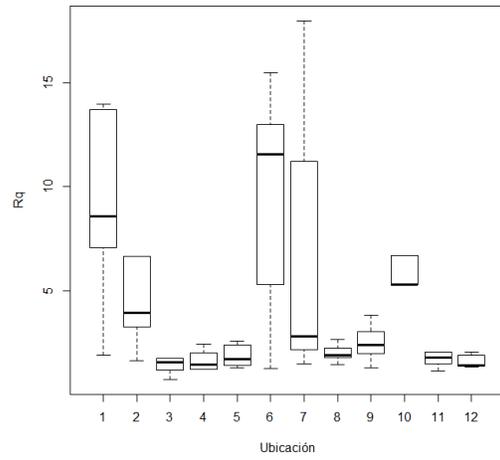


(f)

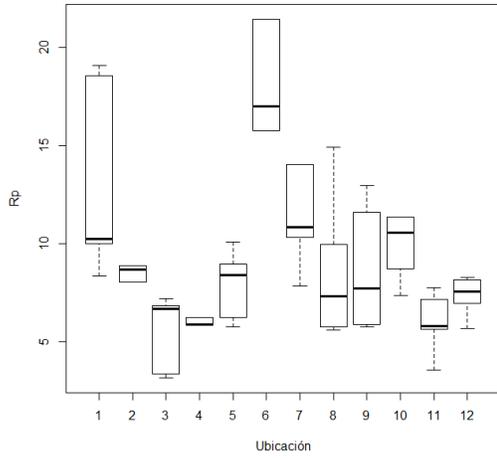
- **Gráficas de cajas comparativas para cada parámetro de rugosidad analizado debido a la posición de medida: a) Ra, b) Rq, c) Rp, d) Rv, e) Rt y f) HSC.**



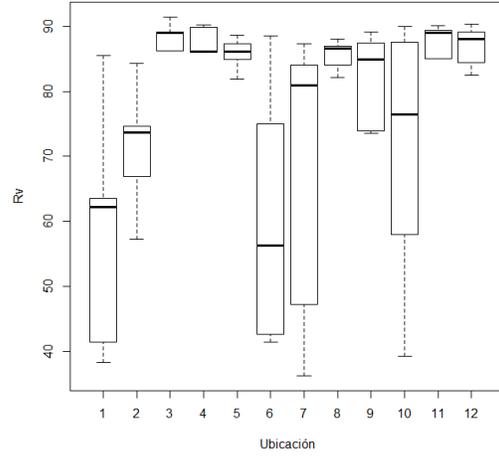
(a)



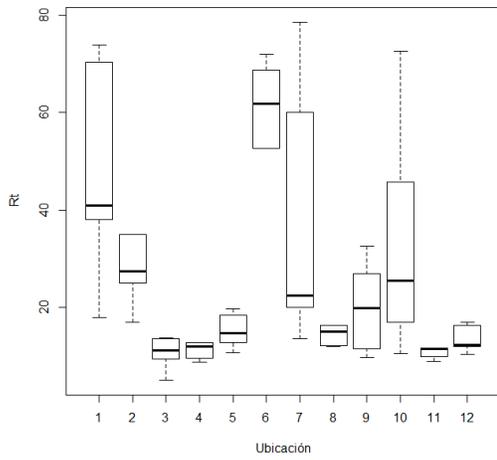
(b)



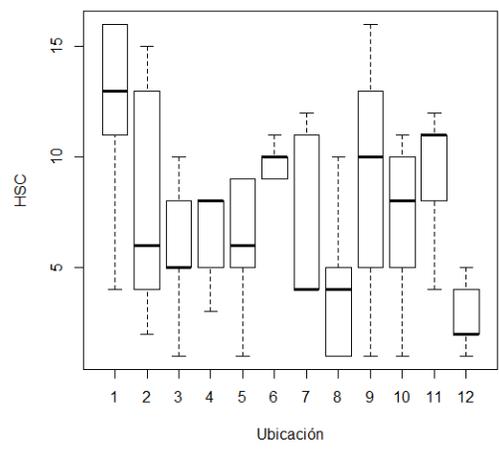
(c)



(d)



(e)



(f)

Anexo F: Divulgación de Resultados

BIOINGENIERÍA / INGENIERÍA MECÁNICA

Determinación de las variables topográficas más representativas en Sockets para amputados transfemorales fabricados nacionalmente

BIOENGINEERING / MECHANIC ENGINEERING

Determining the most representative topographic variables in locally manufactured sockets for patients with transfemoral amputation

Vanessa Restrepo*§, Junes A Villarraga*, Juan José Pavón**

Departamento de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.**Departamento de Bioingeniería, Facultad de Ingeniería, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.**§vanessa.restrepop@udea.edu.co, junes@udea.edu.co, jjpavon@udea.edu.co.*

(Recibido: 12 de diciembre de 2012 - Aceptado: 13 de abril de 2013)

Resumen:

El nivel de confort de un paciente amputado transfemoral está ligado al coeficiente de fricción (CF) en la interfaz Socket-Muñón, se ha demostrado experimentalmente que las características superficiales del elemento que entra en contacto con la piel influyen en el CF. Partiendo del modelo en yeso del muñón de un paciente amputado transfemoral se fabrican seis sockets en empresas de diferentes ciudades a nivel nacional (Bogotá, Medellín y Cali), con el fin de determinar los cambios a nivel topográfico dependiendo del proceso y fabricación, se establece el procedimiento general para la fabricación de un socket se identifican las zonas con mayores esfuerzos en el muñón partiendo de modelos por elementos finitos y se extraen probetas de los sockets. Con un rugosímetro, se caracteriza la superficie de las muestras teniendo como criterios los parámetros tribológicos Ra, Rq y Rpc. Se concluye que debido a lo altamente artesanal del proceso de fabricación, las características tribológicas varían enormemente de un socket a otro, lo cual plantea la posibilidad de realizar en el futuro protocolos de fabricación que incluyan el texturizado superficial en determinadas zonas de los sockets y de esta forma variar los coeficientes de fricción y mejorar la percepción de confort de los pacientes.

*Palabras Clave: Amputado Transfemoral, Caracterización superficial, Parámetros tribológicos, Rugosidad.***Abstract.**

The degree of comfort of a patient with transfemoral amputation is directly related to the Coefficient of Friction (COF) at the Socket-Stump interface. It has been experimentally proven that surface characteristics of the element contacting the skin have an impact on the COF. Based on the gypsum model of a patient with transfemoral amputation, six sockets are manufactured in companies from several cities of the country (Bogotá, Medellín, and Cali) with the purpose of determining the topographic changes based on the manufacture process. General procedure to manufacture the socket is established, the areas exercising the biggest stress on the stump are identified based on finite-element models, and samples are taken from sockets. Through a roughness tester, surface of samples is characterized having Ra, Rq, and Rpc as tribological parameters. It is concluded that due to the highly artisanal degree of the manufacture process tribological characteristics significantly vary from one socket to another, which allows having a possibility to perform, in the future, manufacture protocols to include surface texture on specific areas of sockets in order to modify coefficients of friction and increase patients' comfort.

Keywords: transfemoral amputation; surface characterization; tribological parameters; roughness.

Stress Reduction in the Residual Limb of a Transfemoral Amputee Varying the Coefficient of Friction

Vanessa Restrepo, Junes Villarraga, PhD(c), José Pavón Palacio, PhD

Abstract

A finite element computer model was used to validate the relationship between coefficient of friction (COF) and the shear stresses and pressures obtained at the socket/residual limb interface for four individuals with transfemoral amputation. This model simulated the process of donning the socket and application of loads during the stance phase of gait cycle. The residual limb was modeled as a solid multilayer (skin, fat and muscle) with hyperelastic properties. An experimental design was made to calculate the significance of hairiness, sweating, and texture factors in measuring the COF between polypropylene and skin with the help of a sclerometer; values were obtained from 0.188 to 0.545. It was demonstrated that the surface texture is significant when measuring the COF. On the results of the simulation, a horizontal strip where the greatest stresses and pressures occurred was identified; in this strip, the COF was varied from 0.2 to 0.6 to observe its effect on the distribution of stresses. The average shear decreased up to 25%, whereas the pressures did not vary significantly and the results do not exceed the value of 70 kPa, from which values are potentially harmful to the skin. (*J Prosthet Orthot.* 2014;26:00-00.)

KEY INDEXING TERMS: socket-limb residual interface, finite element analysis, dynamic simulation, stress distribution

The socket is the element of the prosthesis that is in direct contact with the patient. For this reason, its design is fundamental for the patient's perception of comfort with his/her prosthesis. Several authors have demonstrated that shear stresses and excessive pressures in the socket-residual limb interface are responsible for damage to the patient's soft tissue, whereas the normal and tangential forces applied to the residual limb when it interacts with the socket produce circulatory problems.¹⁻³ However, the worst conditions that lower limb amputees experience according to Meulenbelt et al.⁴ are pressure ulcers, followed by infections and wounds.

The experimental pressure and stress measuring methods in the socket-residual limb interface provide only approximations to the real values because of the complexities associated when implementing these methods and do not account for all of the surfaces in contact.^{5,6} The finite element method serves as a complement to the experimental measurements while these validate the method.^{7,8} To date, the models used for transfemoral amputees are based on suppositions and simplifications that do not recreate donning the socket and deformation of soft tissues.⁹ There are various factors that affect the distribution of stresses on the residual limb, such as variability in the anatomy of persons, skin types, sweating, presence or absence of hair, and others. The aim of this study was to obtain the stress distribution on the residual limb for a transfemoral amputee varying the coefficient of friction (COF) in the socket-residual limb interface to

1. aid the designer in the design process;
2. decrease stress values and reduce injuries to patients, increasing their quality of life and facilitating their reintegration into society; and
3. assist the prosthetist to an easier adaptation of the patient to his/her prosthesis.

Coefficient of friction was selected as a study variable because it is easily quantifiable and measurable. So far, there have been no studies that aim to answer the question posed in this research.

This study was conducted on four individuals with different physiological characteristics, making a distinction in the physical and mechanical properties of the constitutive layers of the residual limb (skin, fat, and muscle).^{10,11} A dynamic explicit simulation was performed to represent the socket donning process and initial support during the gait. The model was divided into three analysis stages, which included the donning phase. This stage accounted for the vertical motion of the socket during donning from a configuration in which there is no contact with the residual limb to its final configuration, in which it contains all of the soft tissue and bone. The relaxation phase is considered as a transition phase between the donning phase and the exertion of the load phase, when the most critical load of the gait phase is applied.

It has been demonstrated that the COF directly affects the magnitude of stresses generated by the socket on the residual limb.¹² For this reason, the COF between the residual limb and the socket was varied from 0.5 to 1.0 to determine the stress and pressure distributions. The stress concentration zone was identified from these values where the COF was altered to determine if the stresses could be reduced. An experimental validation was carried out to determine the influence of socket surface texture on the COF in the socket-residual limb interface to prove the viability of optimizing the socket surface. The factors accounted for in the experimental measurements were hirsuteness, skin sweatiness, and the surface texture of the

VANESSA RESTREPO; JUNES VILLARRAGA, PHD(c); and JOSE PAVÓN PALACIO, PHD, are affiliated with the Universidad de Antioquia.

Disclosure: The authors declare no conflict of interest.

Copyright © 2014 American Academy of Orthotists and Prosthetists

Correspondence to: Vanessa Restrepo, 152 East Stadium, Apt 5 West Lafayette, IN; e-mail: vrestrep@purdue.edu

Ingeniería y Ciencia

ISSN:1794-9165

ISSN-e: 2256-4314

ing. cienc., vol. 10, no. 20, pp. 139-160, julio-diciembre. 2014.

<http://www.eafit.edu.co/ingciencia>

This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License.

Influencia de los Parámetros Tribológicos en el Coeficiente de Fricción entre Polipropileno y Piel

Pavón Palacio J.J.¹, Villarraga Ossa J.A.² y Tobon Espinosa D.F.³

Recepción: 22-11-2013, Aceptación: 23-01-2014, En línea: 01-07-2014

PACS:07.79Sp
doi:10.17230/ingciencia.10.20.9

Resumen

Se adquirieron los datos sobre la topología superficial de sockets para amputados transfemorales utilizando un microscopio de fuerzas atómicas (AFM), se caracterizaron las propiedades tribológicas de 12 zonas significativas, a partir de estos datos se crearon superficies virtuales con geometría sinusoidal de 250m de área, las cuales fueron empleadas para llevar a cabo una simulación numérica para encontrar cual era la relación entre dichos parámetros y el coeficiente de fricción entre el polipropileno del socket y la piel. La piel se modeló como un material hiper-elástico y el polipropileno como un material elástico lineal, se impuso un desplazamiento inicial de contacto y un desplazamiento tangencial de las probetas para calcular el coeficiente de fricción, adicionalmente, se aplicó una presión a la parte superior de las probetas de polipropileno que simulan las presiones generadas por el calzado de la prótesis y las fuerzas generadas durante la fase de apoyo de la marcha humana. Se encontró que existe una correlación entre los

¹ Ph.D., jjpavon@udea.edu.co, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.² Ph.D(c), junes@udea.edu.co, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.³ Ing., danielfelipetobon@gmail.com, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.

SURFACE OPTIMIZATION OF A SOCKET FOR A TRANSFEMORAL AMPUTEE THAT REDUCES THE STRESSES VARYING THE FRICTION COEFFICIENT

Vanessa Restrepo¹, Junes Villarraga¹, Jaime Velez¹

¹Department of Mechanical Engineering, University of Antioquia (vanerpo13@gmail.com)

Abstract. *The shear stresses and pressures in the socket-stump interface were calculated for four transfemoral amputees, using the finite element method. A dynamic explicit model was developed for the simulation of the fitting procedure of the socket and the applying of the loads corresponding to the support phase during the gait, and a constitutive multilayer hyper-elastic model was employed for the soft tissues (skin, fat and muscle) because of their large strains and displacements, and lineal isotropic models for the bone and socket.*

In order to determine the influence of the friction coefficient on the socket-skin interface, its value was varied from a minimum value of 0.5 to a maximum of 1.0. Then, the zones where the greatest pressures and stresses occurred were identified, where the use of a horizontal strip was proposed with a variation of the friction coefficient from 0.2 to 0.6, in order to observe its effect on the obtained stresses. The strip has a width of 10 cm and is located approximately 2.0 cm below the ischial support of all the individuals. It was observed that the pressure does not change significantly when varying the friction coefficient. However, the average shear stress tends to rise when increasing the friction coefficient, and after applying the strip the average shear stress reduced up to 25%, while the pressure variation was not significant. Finally, the experimental validation of the behavior of the friction coefficient between the polypropylene and the skin was performed with a sclerometer. This experiment considered factors such as the patient's sweat, the amount of hair and the surface texture of the polypropylene coating, and it proved that the surface texture of the coating must be accounted for when measuring the friction coefficient.

Keywords: *Transfemoral amputees, socket-stump interface, finiteelementanalysis, friction-coefficient, stress distribution.*

1. INTRODUCTION

A lower member prosthesis is an artificial device used to replace completely, or a portion of the missing lower member. It has different components according to the level of amputation, including a foot, a socket, and a joint between both, and in the case of transfemoral amputees, a prosthetic knee. The socket is the element of the prosthesis that is in direct contact with the patient, which is why its design is fundamental for the patient's perception of comfort when wearing the prosthesis [1].