



**UNIVERSIDAD
DE ANTIOQUIA**
1 8 0 3

**Análisis de la influencia del acabado superficial convencional y
por micromecanizado del Polipropileno en el coeficiente de
fricción con la piel**

Juan Gustavo Diosa Peña

Universidad de Antioquia
Facultad de Ingeniería
Departamento de Ingeniería Mecánica
2016

Análisis de la influencia del acabado superficial convencional y por micromecanizado del Polipropileno en el coeficiente de fricción con la piel

Juan Gustavo Diosa Peña
Ingeniero Mecánico

Documento presentado como requisito parcial para optar al título de:
Magister en Ingeniería Mecánica

Directores

Ph.D (c) Junes Abdul Villarraga Ossa
Director Grupo Diseño Mecánico. GDM

Ph.D Juan José Pavón Palacio
Director Grupo de Biomateriales Avanzados y Medicina Regenerativa. BARM

Maestría en Ingeniería Mecánica – Investigación
Biomecánica

Grupo Diseño Mecánico. GDM
Grupo de Biomateriales Avanzados y Medicina Regenerativa. BARM

Universidad de Antioquia
Facultad de Ingeniería
Departamento de Ingeniería Mecánica
2016

“Por grandes que sean las maravillas de la naturaleza, hay siempre razones físicas que puedan explicarlas”
Axel Lidenbrock/Julio Verne

“Después de todo, solo eres otro ladrillo en la pared”
Another brick in the wall Part 2, Pink Floyd



Agradecimientos

Inicialmente debo agradecer a mis asesores Junes Villarraga PhD(c) por el soporte continuo en cada uno de los pasos y problemas que presentó este trabajo y Juan José Pavón PhD por la guía y el asesoramiento que me prestó a lo largo de esta investigación. Al Grupo de Investigación en Biomecánica e Ingeniería de Rehabilitación de la Universidad Nacional de Colombia Sede Medellín en cabeza del profesor Juan Fernando Ramírez, en especial a Jesica Isaza PhD(c) por la operación, compañía, soporte incondicional y guía en el uso del esclerómetro.

Agradezco a los profesores Esperanza López PhD y Fabio Vargas PhD del Grupo de Investigaciones Pirometalúrgicas y de Materiales por el apoyo con las mediciones por el rugosímetro. A los profesores Augusto Barrios MSc y Juan Mesa PhD de la facultad de minas por la capacitación y préstamo del rugosímetro de contacto de la Universidad Nacional Sede Medellín. Al profesor Pablo Zavattieri PhD por el apoyo y guía en las simulaciones de mi investigación, y tanto al profesor Zavattieri como Vanessa Restrepo MSc por su recibimiento en mi estancia corta en Purdue University. Agradezco a Ronald Reger, Sean Rinehart y Nithin Raghunathan por su ayuda, capacitaciones y por abrirme las puertas en el Birck Nanotechnology Center de Purdue University donde realicé parte de mis mediciones en las probetas de Polipropileno.

Agradezco a mis compañeros del Grupo Diseño Mecánico en especial mis amigos Moniquita Londoño MSc(e) y Daniel F. Tobon MSc por toda su ayuda prestada a través de esta investigación. A los miembros del Grupo BAMR por el apoyo y compañía. A mi novia, compañía y soporte Alejandra Gil, a mi familia y a todos mis amigos; de quienes recibí siempre un apoyo continuo a lo largo de esta investigación y también me entendieron en todos los momentos que les rechacé una invitación para compartir con ellos. Finalmente, al Departamento Administrativo de Ciencia, Tecnología e Innovación COLCIENCIAS por la financiación de la investigación (código 11155693363). Sin todos ellos y muchas más personas no nombradas, culminar este proyecto hubiese sido más complejo de lo que fue. ¡Muchas gracias a todos!

Resumen

El objetivo de la investigación es analizar cómo afecta el acabado superficial del Polipropileno (PP) en el coeficiente de fricción con la piel mediante estudios experimentales y una posterior réplica numérica. Para esto se realizaron estudios de indentación dinámica en un voluntario sin ningún tratamiento previo, en un recinto con una temperatura de 24 °C a 25.7°C y 49 % a 50 % de Humedad Relativa. Se utilizaron probetas de PP tipo disco de 15 mm de radio con tres diferentes acabados superficiales, dos de ellos se obtuvieron mediante desbaste superficial usando papeles abrasivos con tamaños de grano 60 y 360. Los estudios experimentales demuestran que el coeficiente de fricción dinámico promedio entre el PP y la piel humana depende del acabado superficial, pero se comprobó que para describir de manera más precisa la interacción PP-Piel humana se deben incluir variables como la fuerza normal, temperatura y humedad, las cuales no fueron incluidas dentro de esta investigación. Existen diversos modelos constitutivos que pueden representar el comportamiento mecánico y la mecánica de contacto de la piel humana en los estudios numéricos, por esto se replica un estudio de tracción uniaxial utilizando propiedades y modelos obtenidos de la literatura, observando que los modelos hiperelásticos describen de mejor manera el comportamiento de la piel humana. Utilizando condiciones de bordes similares a las del estudio experimental y propiedades mecánicas hiperelásticas, se elaboró un modelamiento numérico en el software ABAQUS ®. Usando el perfil real de la probeta se obtuvieron magnitudes de coeficientes de fricción similares a las obtenidas experimentalmente. Finalmente usando las mismas condiciones numéricas, se evaluaron nueve perfiles para el PP micromecanizables con forma de rectangular, donde se variaron los parámetros Ra y HSC, eligiendo el perfil más conveniente para ser implementado en sockets para amputados transfemorales con el objetivo de mejorar el confort de esta población al usar su prótesis.

Contenido

Resumen	V
Objetivos	13
Capítulo 1	14
Introducción y contextualización.....	15
1. Fricción	16
2. Rugosidad	19
2.1. Altura aritmética promedio, R_a	19
2.2. Rugosidad media cuadrática, R_q	19
2.3. Máxima altura de picos, R_p	19
2.4. Máxima profundidad de valles, R_v	19
2.5. Máxima altura del perfil, R_t	20
2.6. Conteo de puntos altos, HSC	20
3. Polipropileno.....	21
4. Piel	22
4.1. Capas de la piel.....	22
4.1.1. Epidermis	23
4.1.2. Dermis	23
4.1.3. Hipodermis	23
5. Interacción socket-muñón en amputados transfemorales.	24
6. Problemas dermatológicos.....	27
7. Modelos constitutivos.....	28
7.1. Modelo lineal.....	28
7.2. Modelos hiperelásticos.....	28
7.2.1. Polinomial general.....	29
7.2.2. Polinomial reducido.....	29
7.2.3. Ogden	30
8. Modelo de contacto de Hertz.....	30
9. Parámetros tomados de curva experimental	31
10. Métodos numéricos.....	33
10.1. Método de elementos finitos	33
10.2. Uso de los elementos finitos en problemas biomecánicos	34
10.2.1. Uso de los elementos finitos para modelar problemas que involucren fricción.....	34
10.2.2. Modelado del comportamiento de la piel por elementos finitos	34
Capítulo 2.....	36

Sockets elaborados en Colombia	37
1. Fabricación de sockets en Colombia.....	37
1.1. Toma de medidas del modelo.....	37
1.2. Medición y corte de la lámina	37
1.3. Preparación del modelo	37
1.4. Acabado del socket.....	37
2. Análisis estadístico de la superficie de los sockets elaborados en Colombia.	39
2.1. Metodología.....	39
2.2. Análisis de perfiles	40
2.3. Análisis descriptivo.....	43
2.4. Análisis de correlaciones.....	47
2.5. Conclusiones.....	48
Capítulo 3.....	49
Respuesta mecánica de la piel humana	50
1. Repuesta mecánica de la piel.....	50
2. Medición de las propiedades mecánicas	52
2.1. <i>In vitro</i>	52
2.1.1. Tracción <i>In vitro</i>	53
2.2. <i>In Vivo</i>	54
2.2.1. Tracción <i>In vivo</i>	55
2.2.1.1. Ensayo uniaxial.....	55
2.2.1.2. Ensayo multiaxial	55
2.2.2. Indentación	57
2.2.3. Succión.....	59
2.2.4. Torsión	61
2.2.5. Métodos de análisis no convencionales.....	62
2.3. Propiedades mecánicas de piel humana utilizadas en simulaciones numéricas	63
3. Análisis comparativo de propiedades mecánicas de piel.....	64
3.1. Modelo base.....	65
3.2. Evaluación de propiedades mecánicas mediante simulación numérica de ensayo de tracción	67
3.2.1. Resultados y discusión.....	68
3.2.2. Conclusión	71
Capítulo 4.....	72
Mecánica de contacto de la piel humana	73
1. Parámetros que influyen en el coeficiente de fricción de la piel humana.....	73

1.1. Características del sujeto.....	73
1.2. Variables dependientes de la piel.....	73
1.3. Características del material en contacto	74
1.4. Parámetros de contacto e interacciones.....	74
1.5. Condiciones ambientales	75
2. Medición del coeficiente de fricción en la piel.....	76
2.1. Deslizamiento y presión	76
2.2. Anillo rotatorio.....	76
2.3. Indentación dinámica.....	76
2.4. Cilindro rotatorio.....	77
2.5. Sonido y acústica.....	77
2.6. Resumen de coeficientes de fricción de materiales poliméricos con la piel.....	78
3. Estudios experimentales del acabado superficial del Polipropileno y su coeficiente de fricción	80
3.1. Características generales del estudio y del equipo	80
3.2. Probetas utilizadas	81
3.3. Parámetros del ensayo.....	82
3.4. Determinación del tamaño de la muestra	82
3.5. Aleatorización del experimento.....	82
3.6. Análisis descriptivos de los datos.....	83
3.7. Análisis de varianza – ANOVA	84
3.7.1. Hipótesis.....	85
3.8. Análisis de varianza – ANOVA complementario	86
3.8.1. Hipótesis.....	87
3.8.2. Efectos principales.....	87
3.8.3. Efectos Dobles.....	87
3.9. Comparaciones con análisis previos y propuestas.....	89
3.10. Conclusión.....	89
Capítulo 5.....	90
Réplica numérica del fenómeno de la fricción y propuesta de perfiles.	91
1. Réplica numérica del fenómeno de la fricción.....	91
1.1. Modelo geométrico.....	91
1.2. Modelo numérico.....	91
1.3. Posprocesado.....	93
1.4. Resultados	93
2. Propuesta de perfiles.....	95

2.1. Modelo geométrico.....	95
2.2. Modelo numérico.....	97
2.3. Posprocesado.....	97
2.4. Resultados	97
2.4.1. Elección de perfil	99
3. Estudios experimentales del acabado superficial del Polipropileno en el coeficiente de fricción usando probetas micromecanizadas	99
3.1. Características generales del estudio y del equipo	99
3.2. Probetas micromecanizadas utilizadas	99
3.3. Parámetros del ensayo.....	100
3.4. Resultados	100
4. Comparación simulaciones perfiles propuestos y estudios experimentales	102
5. Conclusión.....	103
Trabajo futuro	104
Trabajo futuro	105
Referencias	106
Anexos	120
1. Análisis estadístico de la superficie de los sockets elaborados nacionalmente.	121
1.1. Scrip para R.....	121
1.2. Histograma para cada uno de los parámetros tribológicos.....	122
1.3. Box plots por Socket y ubicación parámetros de rugosidad.....	123
2. Evaluación de propiedades mecánicas mediante simulación numérica de ensayo de tracción.	124
3. Estudios experimentales del acabado superficial.....	127
3.1. Premuestreo.....	127
3.2. Cálculo de tamaño de muestra.....	127
3.3. Scrip para R.....	128

Lista de figuras

Figura 1 Cálculo del coeficiente de fricción mediante planos inclinados	17
Figura 2 Área de contacto.....	17
Figura 3 Ejemplo de medición parámetro Ra	19
Figura 4 Ejemplo de medición parámetros Rv, Rp y Rt.....	20
Figura 5 Medida parámetro HSC	20
Figura 6 Monómero de Propeno.....	21
Figura 7 Tacticidad del Polipropileno: a) Isotáctico, b) Sindiotáctico y c) Atáctico (22).	21
Figura 8 Capas principales de la piel.....	22
Figura 9 Amputación transfemoral (50).....	24
Figura 10 Socket para amputados transfemorales	25
Figura 11 Ejemplo de curva típica de succión.....	32
Figura 12 Uso del método de elementos finitos para el calzado del socket de una amputado transfemoral.....	34
Figura 13 Proceso de fabricación de Sockets para amputados transfemorales en Colombia:.....	38
Figura 14 Posición de cada uno de las muestras de un socket utilizadas para el análisis:	39
Figura 15 Ejemplo de medida HSC	40
Figura 16 Perfiles promedio por socket analizado, con bandas de valores máximos y mínimos:	41
Figura 17 Gráficas de cajas comparativas para cada parámetro de rugosidad analizado en cada socket:	45
Figura 19 Gráficas de cajas comparativas para cada parámetro de rugosidad analizado debido a la posición de medida:.....	46
Figura 20 Matriz de dispersión con variables transformadas y cajas y bigotes de las variables analizadas	47
Figura 21 Cuarto de una probeta tipo C ASTM D412:	65
Figura 22 Réplica numérica del estudio de Lapper et al:	66
Figura 23 Comparación entre curvas esfuerzo deformación unitaria usando propiedades obtenidas mediante tracción <i>in vitro</i>	68
Figura 24 Comparación entre curvas esfuerzo deformación unitaria usando propiedades obtenidas mediante tracción <i>in vivo</i>	69
Figura 25 Comparación entre curvas esfuerzo deformación unitaria usando propiedades obtenidas mediante todas las técnicas.	71
Figura 26 Esclerómetro.....	81
Figura 27 Probeta tipo disco PP.....	81
Figura 28 Análisis superficial SEM de probeta modificada con papel abrasivo 360.....	81
Figura 29 Diagrama cuerpo libre del sistema de indentación.	82
Figura 30 Gráfico de medias de los tratamientos analizados.....	84
Figura 31 Gráfico medias para Fuerza Normal y tamaño de grano	86
Figura 32 Coeficiente de fricción dinámico entre el PP y la piel humana, respecto a la fuerza Normal aplicada.....	88
Figura 32 Modelo geométrico y condiciones de borde utilizadas en los estudios numéricos.	91
Figura 33 Malla utilizada para replicar el fenómeno.....	93
Figura 35 Contacto de probeta con perfil superficial por acabado con papel abrasivo 360 sobre la piel.	95
Figura 36 Perfiles propuestos:.....	96
Figura 36 Coeficiente de fricción dinámico entre la Piel Humana y el PP según los parámetros HSC y Ra determinados numéricamente.....	98

Figura 37 Distribución de esfuerzos para la probeta de PP con Ra 20 μm y HSC 2/2.5mm.....	99
Figura 39 Centro de micromecanizado Kern Evo.	100
Figura 40 Coeficiente de fricción dinámico 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.....	102
Figura 41 Histograma para cada uno de los parámetros tribológicos de la superficie de los sockets elaborados nacionalmente.....	122
Figura 42 Gráficas de cajas comparativas para cada parámetro de rugosidad analizado por ubicación: presencia de datos atípicos pertenecientes al socket 3.....	123
Figura 43 Gráficas de cajas comparativas para cada parámetro de rugosidad analizado en cada socket:	123
Figura 44 Comparación entre curvas esfuerzo deformación unitaria usando propiedades obtenidas mediante Indentación.	124
Figura 45 Comparación entre curvas esfuerzo deformación unitaria usando propiedades obtenidas mediante succión.	125
Figura 46 Comparación entre curvas esfuerzo deformación unitaria usando propiedades obtenidas mediante métodos de análisis no comunes.	126
Figura 47 a) Pruebas gráficas de normalidad:.....	127

Lista de tablas

Tabla 1 Valores de transformación de potencia de cada variable	40
Tabla 2 Datos adquiridos de las doce zonas de seis sockets elaborados nacionalmente.....	42
Tabla 3 Resumen variable Ra	43
Tabla 4 Resumen variable Rq.....	43
Tabla 5 Resumen variable Rp	43
Tabla 6 Resumen variable Rv.....	44
Tabla 7 Resumen variable Rt	44
Tabla 8 Resumen variable HSC.....	44
Tabla 9 matriz de correlación.....	47
Tabla 10 <i>Overview</i> de propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante tracción <i>in vitro</i>	54
Tabla 11 <i>Overview</i> de propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante tracción <i>in vivo</i>	56
Tabla 12 <i>Overview</i> de propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante indentación	57
Tabla 13 <i>Overview</i> de propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante succión.....	59
Tabla 14 <i>Overview</i> de propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante torsión	61
Tabla 15 <i>Overview</i> de propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante técnicas no convencionales	62
Tabla 16 <i>Overview</i> de propiedades mecánicas de la piel humana utilizadas en simulaciones	63
Tabla 17 Espesores y densidades por capa de la piel humana.....	67
Tabla 18 <i>Overview</i> de coeficientes de fricción de piel humana diferentes polímeros	78
Tabla 19 Asignación de las observaciones.....	83
Tabla 20 Resumen estadístico de coeficientes de Fricción entre piel humana y probetas tipo disco ...	83
Tabla 21 Resumen coeficiente de fricción para cada tratamiento.....	84
Tabla 22 ANOVA para el coeficiente de fricción entre piel humana y probetas tipo disco de PP R= 15 mm	85
Tabla 23 ANOVA Coeficiente de fricción, acabado superficial y fuerza normal	87
Tabla 24 Listado de propiedades mecánicas utilizadas en las simulaciones	92
Tabla 25 Resumen de resultados coeficientes de fricción obtenidos mediante ley de Amontons	94
Tabla 26 Resumen de resultados coeficientes de fricción obtenidos mediante ecuación de Ramezani y Ripin	94
Tabla 27 Propiedades físicas y mecánicas de la piel humana utilizadas en las simulaciones para elección de perfiles propuestos.....	97
Tabla 28 Resumen de resultados coeficientes de fricción obtenidos mediante ley de Amontons para perfiles propuestos	97
Tabla 29 Resumen de resultados coeficientes de fricción obtenidos mediante ecuación de Ramezani y Ripin para perfiles propuestos.....	98
Tabla 30 Herramientas y condiciones de operación utilizadas en la elaboración de probetas micromecanizadas.	100
Tabla 31 Resumen estadístico de coeficientes de Fricción entre piel humana y probetas micromecanizadas	101
Tabla 32 Resumen estadístico de coeficientes de Fricción entre piel humana y probetas micromecanizadas	101
Tabla 33 Resumen Comparativo entre coeficientes de fricción entre la piel humana y probetas de PP micromecanizadas obtenidos experimentalmente y numéricamente con perfiles propuestos.	102
Tabla 34 Coeficientes de fricción pre muestreo.....	127
Tabla 35 Prueba normalidad de Shapiro- Wilk	127

Objetivos

Objetivo General

Estudiar la influencia del acabado superficial convencional y por micromecanizado del Polipropileno en el coeficiente de fricción con la piel, mediante estudios experimentales y numéricos.

Objetivos Específicos:

- Determinar experimentalmente la influencia del acabado superficial del Polipropileno en el coeficiente de fricción utilizando un número de perfiles determinados estadísticamente (diseño de experimentos).
- Conocer y comprender las propiedades mecánicas de la piel, eligiendo un modelo constitutivo adecuado que permita replicar los ensayos experimentales mediante simulaciones numéricas.
- Proponer y validar experimentalmente perfiles superficiales que permitan obtener coeficientes de fricción entre el PP y la piel, apropiados para la interacción socket-muñón en amputados transfemorales que usan prótesis con socket de polipropileno.

Capítulo 1

Introducción y contextualización

Introducción y contextualización

Colombia presenta un problema de orden público complejo desde hace más de 50 años; en este sentido, una de las estrategias militares que se ha utilizado por los grupos al margen de la ley son las minas antipersonas o MAP. Esta estrategia de guerra no solamente afecta físicamente a la víctima, sino que también tiene un impacto psicológico en las mismas y en el adversario. El uso de este tipo de artefactos bélicos en Colombia se presenta desde 1940 (1); entre 1990 a Agosto de 2016 se han registrado 11 458 víctimas de las cuales el 39% son civiles y los restantes son miembros de la fuerza pública (2). Los sobrevivientes son afectados principalmente en la zona genital y los miembros inferiores. Si a la población de amputados por MAP se les suma el número de personas amputadas por complicaciones médicas y los involucrados en accidentes de tránsito, como en la ciudad de Medellín donde hay entre 200 a 250 accidentes diarios, en los cuales el 62 % están involucrados motociclistas(3,4) de los cuales muchos de estos precisaron de una amputación, en esta ciudad se viene duplicando la cifra de motos que circulan cada seis años (5), por lo que estos datos pueden aumentar. Todas estas estadísticas hacen que el panorama de los amputados sea amplio y de difícil prevención y tratamiento.

La sensación de confort de un amputado transfemoral con respecto a su prótesis se puede dividir en dos componentes: el primero se refiere a la interacción socket-muñón y el segundo a la readaptación a su vida cotidiana (6). La interacción socket-muñón está influenciada por la fricción, siendo ésta un factor, que puede ser benéfico o perjudicial. La fricción superficial de la piel produce esfuerzos en las capas interiores de la piel y en los tejidos internos, los cuales pueden dañar el tejido y afectar las funciones normales del mismo (6). Al mismo tiempo, la fricción cumple un papel fundamental en el soporte de cargas, debido a que evita el deslizamiento excesivo del socket, ayudando a evitar problemas dermatológicos. La variable controlable de más fácil manipulación en la interacción socket-muñón es el socket, y su fabricación en Colombia se ha fundamentado en la experiencia del fabricante; a pesar de lo empírico y artesanal de los métodos utilizados, los pasos básicos para su elaboración varían muy poco entre cada una de las empresas (7). Al existir una relación entre la topografía superficial del socket y el coeficiente de fricción, se puede incluir en el proceso de fabricación la modificación de la topografía superficial, de esta manera las empresas fabricantes pueden mejorar la calidad de las prótesis utilizando los mismos materiales con las que se elaboran tradicionalmente, permitiéndoles ser más competitivas a nivel internacional y de manera directa tener un mejoramiento en la percepción de comodidad que los pacientes presentan al usar sus prótesis al estar en contacto directo con la piel (excluyendo el uso de cubiertas protectoras o liners).

1. Fricción

La fuerza de fricción es de tipo tangencial tal que se opone al deslizamiento de una superficie sobre otra, generalmente la fuerza de fricción actúa en sentido contrario al movimiento. De acuerdo con las leyes fundamentales de la fricción planteadas por Amontons en 1699 (8), se tiene que:

- La fuerza de fricción es proporcional a la fuerza aplicada y.
- La fuerza de fricción es independiente del área aparente de contacto.

En 1785 Coulomb propuso la tercera ley de la fricción (9):

- La fuerza de fricción dinámica es independiente de la velocidad de desplazamiento.

Teniendo como base el primer postulado de Amontons, se presenta la ecuación 1, que es la relación que describe de manera simplificada la fricción seca bajo deformación elástica (10,11) se tiene:

$$F_t = \mu F_n \quad 1$$

Donde F_t es la Fuerza tangencial o fuerza de fricción, F_n se refiere a la fuerza normal y μ es la constante de proporcionalidad o coeficiente de fricción. Cada par de materiales generan diferentes coeficientes de fricción y esto depende de la interacción física, química y mecánica de las superficies en contacto. Cuando un par de superficies están en reposo y se busca que exista un movimiento relativo entre ellas, se debe contrarrestar la fuerza tangencial que opone al movimiento, esta fuerza se conoce como fuerza de fricción estática, al vencer esta fuerza podrá existir movimiento de una superficie con la otra. La fuerza aplicada necesaria para conservar el movimiento relativo entre las superficies es una magnitud menor, esta fuerza se conoce como fuerza de fricción dinámica.

La fuerza de fricción en estado seco se puede dividir en dos componentes, $F = F_{adh} + F_{def}$, donde F_{adh} representa el termino por adhesión, que es la resistencia al cortante en la interface causada por la formación y el rompimiento de uniones interatómicas, principalmente debido al corto rango de fuerzas como son las interacciones de Van der Waals en las zonas de contacto. Por otro lado, F_{def} es la componente de la deformación que surge de la recuperación incompleta de la energía disipada debido a la histéresis y viscoelasticidad (12–14). La fricción actúa como un mecanismo de disipación convirtiendo la energía cinética en energía térmica, siendo una de las fuentes de irreversibilidades en los procesos, que disminuyen inevitablemente la eficiencia de una máquina (15,16). La componente deformación también transmite energía ya que la fricción provee más energía a un sistema que el sistema puede disipar, constituye básicamente la mayor fuente de instabilidades observada en vibraciones y primera fuente de radiación de sonido. (17).

La forma más sencilla de evaluar el coeficiente de fricción entre dos materiales, es mediante una plataforma plana de uno de los materiales con la posibilidad de graduar su inclinación y ubicar un objeto con peso conocido del segundo material (Figura 1). Al ir incrementando el ángulo θ de la plataforma con respecto a la horizontal se determinará el ángulo θ_s , al cual el deslizamiento del objeto es inminente, este ángulo se conoce como ángulo de fricción estática. Al reemplazar este ángulo en la ecuación 2 se podrá obtener el coeficiente de fricción estático.

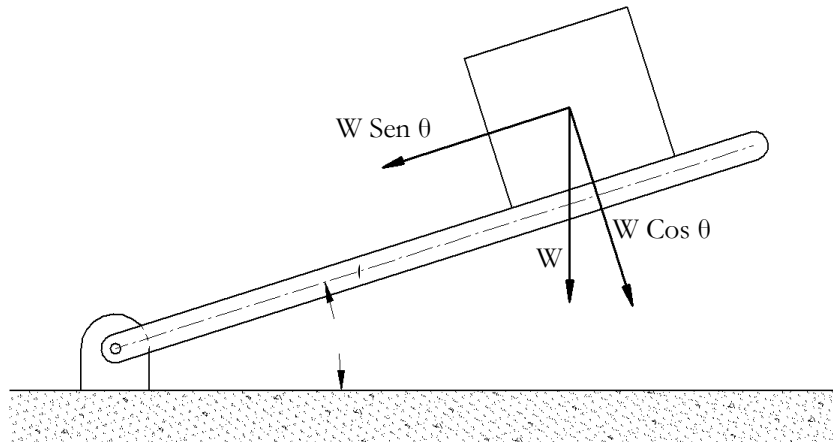


Figura 1 Cálculo del coeficiente de fricción mediante planos inclinados

$$\mu_s = \tan \theta_s$$

2

La ecuación 1 omite tres elementos básicos que contribuyen en la fricción seca: el primero es el área real de contacto entre las superficies deslizantes, el segundo son las fuerzas de unión en la interfaz y finalmente los fenómenos cortantes y de ruptura presentados en y alrededor de las regiones en contacto. Respecto al área real de contacto, todas las superficies poseen algún grado de rugosidad y debido a esto el contacto entre dos cuerpos tienen lugar cerca o en picos de las asperezas (Figura 2); es por esto que el área real de contacto generalmente es mucho menor que el área aparente de contacto (18). La ecuación 3 presenta α , que es la relación de áreas de contacto:

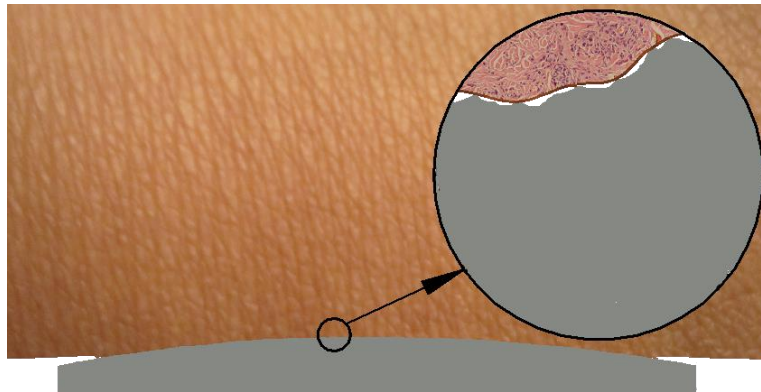


Figura 2 Área de contacto

$$\alpha = \frac{A}{A_0}$$

3

Ramezani & Ripin (18) proponen una ecuación para el coeficiente de fricción que basados en el criterio de deformación plástica de von Mises μ dependiente solamente de la relación de áreas α y el índice de endurecimiento por deformación n (ecuación 4).

$$\mu = \frac{\alpha}{\sqrt{3} \left(\sqrt{1 - \alpha^2} + \sqrt{\alpha^n} \right)} \quad 4$$

Para cuando el área real de contacto sea igual al área aparente real de contacto ($\alpha=1$), Se tendría un $\mu_{\max}=0.577$.

Debido a que tanto la respuesta mecánica, como la mecánica de contacto de la piel tiene una dependencia multivariable. Y pese a que Zhang et al (19), determinaron que en la palma de la mano se presenta un comportamiento lineal en el coeficiente de fricción y el antebrazo tiene una evolución doblemente lineal (siguiendo en ambos casos la ley de Amonotons). La gran mayoría de los investigadores concuerdan que la piel no sigue las leyes fundamentales de la fricción, viéndose afectados las magnitudes del coeficiente de fricción por la velocidad relativa de desplazamiento, la fuerza normal aplicada y el área real de contacto. Es por esto que se han explorado relaciones como la Ramezani & Ripin y relaciones de potencia que representa de mejor manera este fenómeno (ecuación 5 (12)).

$$F_t = k f_n^j \quad 5$$

Donde, k es el coeficiente de fricción cargo dependiente y j es el índice de carga. Si se conoce el componente dominante en la interacción se suele usar un j de 2/3 en situaciones donde la adhesión es dominante y 4/3 donde la deformación es dominante (11).

2. Rugosidad

Los acabados superficiales dependen en gran medida de la técnica utilizada para su fabricación, forma en que fue procesado y cambios debidos a desgaste por tiempo de utilización. Para algunas aplicaciones es importante obtener un acabado superficial específico; generándose la necesidad de representar numéricamente las variaciones superficiales. Con este fin, se tienen unos parámetros estandarizados de los cuales se enumeran algunos a continuación:

2.1. Altura aritmética promedio, R_a

La altura aritmética promedio es la desviación absoluta promedio de las irregularidades del perfil respecto a la línea media sobre la longitud de medición. Este parámetro también es conocido como línea central promedio, que es el más utilizado y presenta una descripción general de la variación de la altura. Sin embargo, este parámetro no ofrece ninguna información respecto a que tan ondulado es el perfil o evidencia de pequeños cambios que puedan existir en el mismo (ver Figura 3), La ecuación 6 describe matemáticamente este parámetro:

$$R_a = \frac{1}{l} \int_0^l |y(x)| dx \quad 6$$

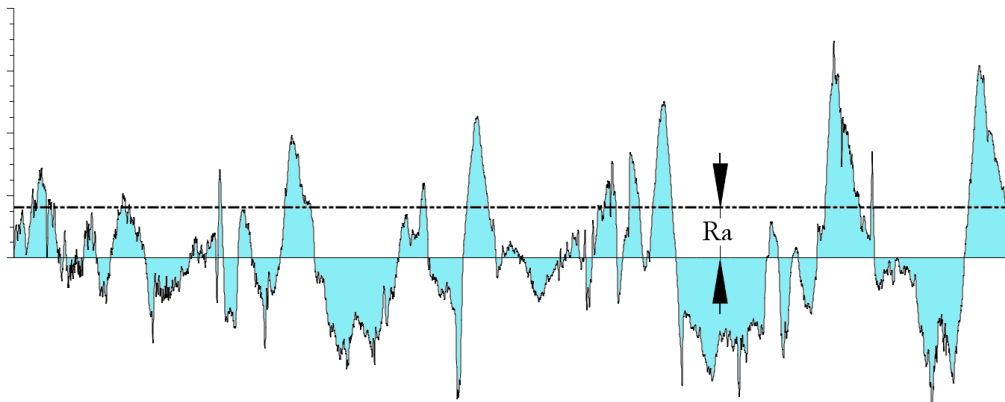


Figura 3 Ejemplo de medición parámetro R_a

2.2. Rugosidad media cuadrática, R_q

También es conocida como la RMS y representa la desviación standard de la distribución de las alturas, la ecuación 7 describe la relación matemática:

$$R_q = \sqrt{\frac{1}{l} \int_0^l \{y(x)\}^2 dx} \quad 7$$

2.3. 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).

2.4. Máxima profundidad de valles, R_v

El R_v define el valle de mayor profundidad del perfil respecto a la línea media. (Ver Figura 4).

2.5. 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 se observa un ejemplo de medición de este parámetro.

$$R_t = R_p + R_v$$

8

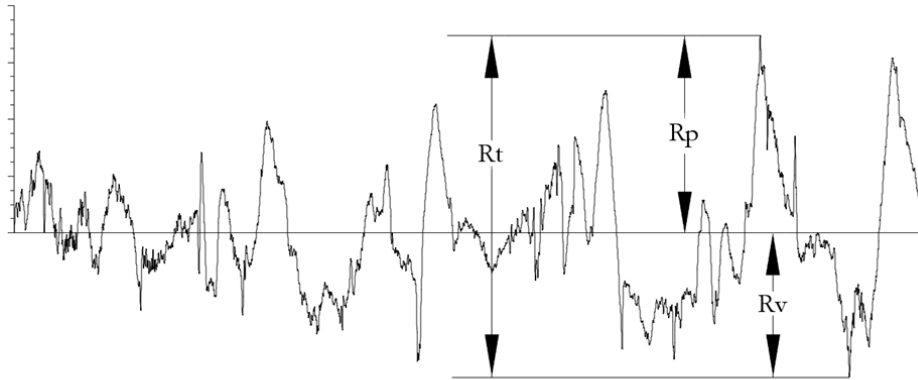


Figura 4 Ejemplo de medición parámetros R_v , R_p y R_t

2.6. Conteo de puntos altos, HSC

Se define como el número local de picos que superan la línea central o una línea paralela a esta, por unidad de longitud, en la Figura 5 se observa el conteo de picos (zona en azul) respecto a la línea roja.

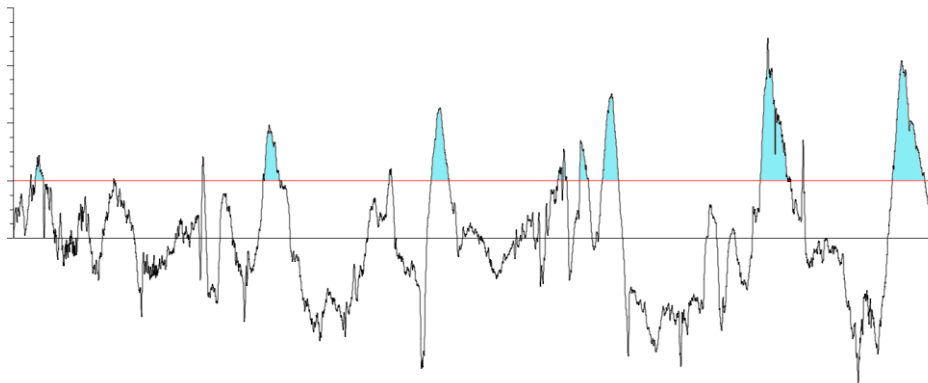


Figura 5 Medida parámetro HSC

3. Polipropileno

Los materiales poliméricos se componen de largas cadenas de monómeros, Propileno o Propeno para el caso del Polipropileno PP (ver Figura 6). Estas cadenas reaccionan ante la acción de un catalizador, proceso conocido como síntesis. Este proceso en polímeros puede presentarse por adición o por condensación; la diferencia entre ambas opciones consiste en que la síntesis por condensación genera subproductos debido a que la unidad repetitiva (mero) carece de alguno de los átomos presentes en el monómero perdiendo moléculas de H₂O o HCl en cada paso de la reacción (20). El PP es generado mediante síntesis por adición (21).

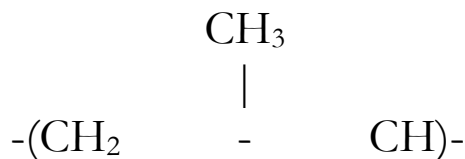


Figura 6 Monómero de Propeno

Las cadenas que se forman en el proceso pueden tener diferentes disposiciones internas, lo que determina la tacticidad. La tacticidad determina: la temperatura de transición vítrea, cristalinidad, propiedades mecánicas y biodegradabilidad; también determina la capacidad de las cadenas de organizarse respecto a otras⁽¹⁾Salazar Ramírez, 2015)(Salazar Ramírez 2015)[19](Salazar Ramírez, 2015)(Salazar Ramírez 2015)¹⁹(19).

La tacticidad del polipropileno se determina de acuerdo a la posición en la que se encuentren los componentes del grupo metilo (CH₃) con respecto a la cadena principal. Cuando la mayoría se encuentra por encima o por debajo, se le llama polipropileno isotáctico (ver Figura 7a), este tipo es el más usado en la industria y tiene mayor resistencia mecánica y mayor tenacidad que los otros tipos. Si la mayor parte de la distribución está intercalada, se llama polipropileno sindiotáctico (ver Figura 7b),. finalmente, cuando la disposición de los componentes del grupo metilo es al azar, se conoce como polipropileno atáctico (ver Figura 7c), (22).

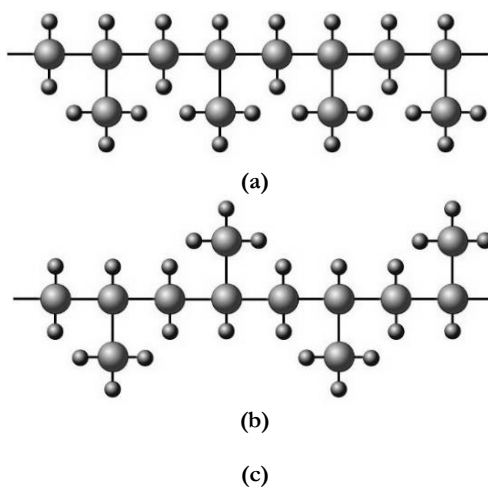


Figura 7 Tacticidad del Polipropileno: a) Isotáctico, b) Sindiotáctico y c) Atáctico (22).

4. Piel

La piel es el órgano más grande del cuerpo; equivale al 5.5 % del peso corporal y tiene un área total de 1.7 m² aproximadamente (23), densidad de 1.1 g cm⁻³ (24) y presenta tendencias hidrofóbicas (El ángulo de contacto 91.2 ± 3.6)(25). Además de ser el medio de interacción del cuerpo con los alrededores y objetos en actividades de la vida diaria, tiene como funciones: proteger el cuerpo de ataques mecánicos como la fricción, presión, impactos y cortes; ser una barrera contra los ataques químicos (26), biológicos y además es una alarma y detector del cuerpo para anunciar enfermedades y presencia de microorganismos u objetos extraños al cambiar su apariencia o estado normal. Uno de los indicadores más observados al predecir la edad de un individuo es el estado de la piel (27) debido a que la presencia de arrugas y cambios de color en la piel son sinónimo de mayor número de años vividos, las arrugas se presentan de manera temprana en los hombres, puesto que estas se presentan 15 años antes de lo que sucede con las mujeres(28). Las arrugas emergen o son más pronunciadas con la edad y puede generarse también con aparición de pliegues de manera frecuente en el mismo sitio (29), se dice que cada década se pierde un 6% del espesor de la piel (30).

La piel incorpora fibras nerviosas y receptores sensoriales para la detección de dolor, texturas y temperatura (50 mecanorreceptores por cada 100 mm² (17)), glándulas para la generación de sudor con el objetivo de controlar la temperatura y glándulas sebáceas que crean una película (entre 0.5 y 5 μm dependiendo de la zona del cuerpo) con el fin de controlar las propiedades fisicoquímicas (31) y controlar la cantidad de agua presente en el cuerpo. Existe tres tipos de piel clasificada, no vellosa como las plantas de los pies y manos, mucocutánea que se refiere a la piel presente en las fronteras de las entradas al interior del cuerpo y finalmente la vellosa que es toda aquella que no entra en las anteriores clasificaciones (12).

4.1. 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.

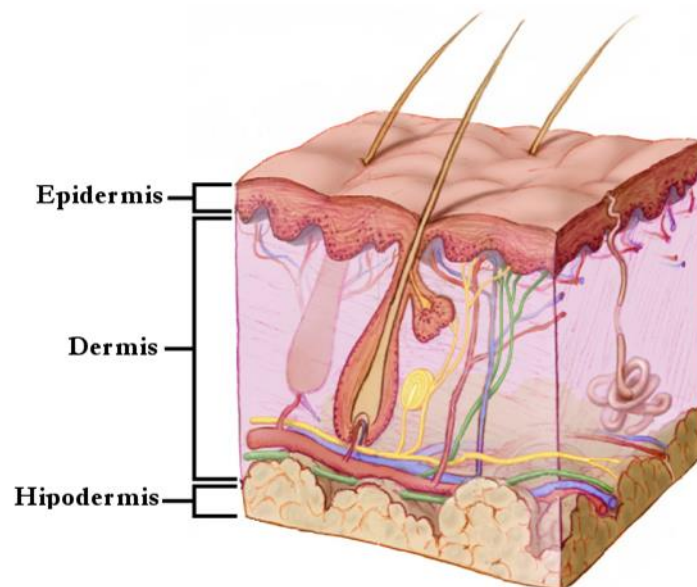


Figura 8 Capas principales de la piel

4.1.1. 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 (32). Un arreglo de 10 a 30 capas de Corneocitos forman la primera parte de la epidermis que se conoce como *Stratum Corneum* (17). La función del *Stratum Corneum* es proteger el cuerpo del ambiente; especialmente limitar la salida de agua, prevenir la deshidratación de las capas interiores (33) 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 (14,34).

El espesor de la epidermis está entre 40 μm y 80 μm (14,35), el *Stratum Corneum* tiene aproximadamente entre 15 y 20 μm (32,35,36) y representa de 1/100 a 1/50 del espesor de la piel siendo más delgado en las mujeres que en los hombres (37), el *Stratum Corneum* y la epidermis están en una renovación continua que se da cada 6 a 30 días (38).

4.1.2. Dermis

La Dermis está compuesta principalmente de la elastina y colágeno, se constituye de dos capas papilar y reticular. 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 10-40 nm de diámetro y están empaquetadas en fibras de 0.3-3. μm de diámetro. Bajo la capa papilar se encuentra la capa reticular; la cual contiene fibras de colágeno de 60-100 nm de diámetro y estas fibras están compuestas principalmente de colágeno tipo I con diámetros 10 μm y 40 μm (39). En la dermis el colágeno no está alineado, puesto que se encuentra en paquetes planos en todas las direcciones que tienden a estar paralelos a la superficie de la piel (40,41). La dermis alberga anexos de la piel como: los folículos de cabello, glándulas sebáceas y de sudor y diferentes células nerviosas(42).

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(35); ofreciendo firmeza, alta elasticidad, resistencia y fuerza a la tensión (32), 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 (43,44), los tipos de colágenos más prominentes en la piel son el tipo I y III (30). La elastina probablemente 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 (Las fibras de colágeno se fracturan al 10 % de elongación, mientras que las fibras de elastina no se fracturan hasta el 100% de extensión de su longitud original)(45,46).

El espesor dermal varía entre 0.84 mm a 1.5 mm (47,48), de acuerdo con análisis realizados las fibras de colágeno representan un 70 a un 80% del peso en piel seca, mientras que la elastina solo representa de un 2 a un 4% (28).

4.1.3. Hipodermis

La hipodermis está principalmente compuesta de tejido conectivo y lóbulos de grasa(49), esta capa juega un papel importante de proteger la piel de esfuerzos mecánicos (34), brinda aislamiento térmico y almacenamiento de energía. Su espesor puede variar entre 1 mm o más de 5cm (35).

5. Interacción socket-muñón en amputados transfemorales.

Una amputación se define como la pérdida total o parcial de un miembro o de una extremidad debido a intervenciones quirúrgicas o traumas. Las causas más comunes por las que se realiza una amputación son: problemas vasculares, la diabetes, el cáncer y cualquier tipo de traumas por accidentes tránsito o laborales. La amputación transfemoral se refiere a la amputación que ocurre en el muslo, a través del hueso femoral (fémur) (Figura 9).

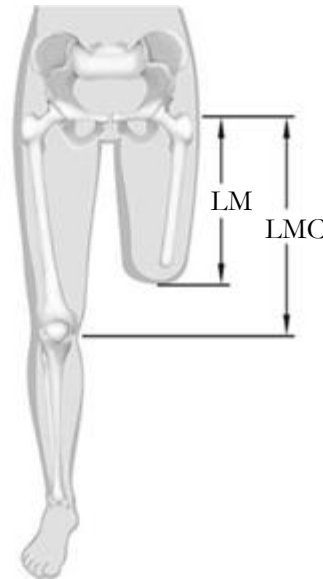


Figura 9 Amputación transfemoral (50).

El porcentaje de miembro residual o %MR, se define como la longitud del muñón con respecto a la longitud total que tendría el miembro completo (Ecuación 9).

$$\%MR = \frac{LM}{LMC} \times 100\% \quad 9$$

Donde LM es la longitud del muñón (medido desde el trocánter mayor) y LMC es longitud del miembro completo (medido desde el trocánter mayor). Mientras menor sea el porcentaje de miembro residual, más energía será necesaria para caminar y más lenta será la velocidad de marcha, mientras mayor sea el porcentaje de miembro residual, el modo de andar mejora y la energía necesaria para la marcha protésica disminuye (50).

Las amputaciones han sido desarrolladas desde tiempos antiguos; existe evidencia de cortes por sierras en esqueletos que datan de la época neolítica, y se tiene conocimiento de que fueron practicadas en el antiguo Egipto y en India (51). Antiguamente, la única razón por la cual se realizaba era porque el miembro estaba afectado por gangrena, pero la mayoría de los pacientes preferían conservar el miembro afectado, debido a que las amputaciones estaban relacionadas a los criminales y a sus actividades delictivas o por sus creencias religiosas, las cuales le dictaban que no tendrían la vida después de la muerte, perdiendo así la vida por estas decisiones (52). Después de los grandes desarrollos armamentistas del siglo XIV, el número de amputaciones aumentó y con ellas se mejoraron las técnicas y el desarrollo de prótesis inicialmente elaboradas de hierro, bronce y madera (53).

Una prótesis es a menudo usada para restaurar la apariencia y movilidad funcional la prótesis para individuos con amputación de miembros inferiores 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 (52). 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 (52). 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 (52). 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 platiflexión y dorsiflexión, incluyendo también en su modelo el socket con succión (52).

En la actualidad, una prótesis de miembro inferior para amputados transfemorales consta de tres partes fundamentales: pie, rodilla protésica y socket, elementos uno, dos y tres de la Figura 10 respectivamente. El socket es la única parte que está en contacto directo con el paciente, es fundamental que tenga la forma (la forma del socket es diferente para cada paciente), rigidez y ubicación adecuada para el funcionamiento apropiado de la prótesis, puesto que es el que transfiere las fuerzas entre la prótesis y el muñón (54). Estos requerimientos dificultaron la estandarización del proceso para su fabricación, hasta que en 1988 el Comité Internacional de la Cruz Roja ICRC introdujo el polipropileno en la fabricación de sockets debido a bajo peso, resistencia, excelentes propiedades higiénicas y a que este material conserva la forma anterior. (55,56).

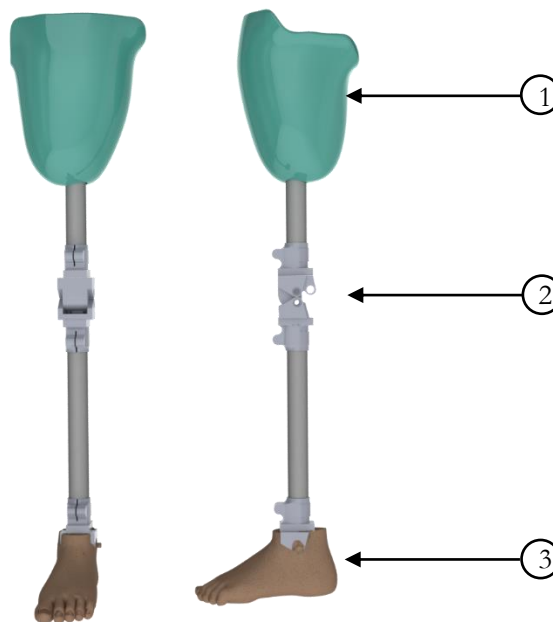


Figura 10 Socket para amputados transfemorales

El socket como elemento fundamental de interacción entre el paciente y la prótesis debe diseñarse adecuadamente para que exista una transmisión de la carga satisfactoria, estabilidad del paciente y un desplazamiento eficiente del amputado mientras realiza todas sus actividades cotidianas. Por esto, la interacción del socket-muñón en miembros inferiores ha sido ampliamente estudiada (6,50,57–62). Las

características del muñón como lo son: la geométrica, tamaño y tolerancias a carga varía en cada persona. Sin embargo, la forma del socket no es una réplica exacta del muñón, esta incluye una rectificación apropiada y optimizada para interacción mecánica. Esta interacción es propia de cada individuo puesto que depende de: el umbral de dolor, nivel de actividad de paciente, temperatura, humedad y propiedades, características del miembro residual entre otras (63). Es por esto que en las investigaciones recientes se está buscando implementar el uso de sensores para la medición a tiempo real de la interacción socket-muñón durante el desplazamiento del paciente, se están desarrollando modelos por elementos finitos que repliquen adecuadamente este fenómeno, con el objetivo de determinar características generales comunes en los pacientes como las zonas de concentración de esfuerzos y cargas para atacar apropiadamente este problema.

6. Problemas dermatológicos

Gran parte de la interacción entre seres humanos y la ejecución satisfactoria de actividades en el quehacer diario está relacionada con la tribología y la respuesta mecánica de la piel. Aunque la piel no genera fuerzas, aparentemente, se reconoce que es el tejido sometido a las cargas y movimientos desde el sistema esquelético, que al presentarse en exceso provocan cambios estructurales que afectan el comportamiento de la piel; es así como, en situaciones de mayor gravedad, puede generarse la muerte del tejido.

Excluyendo los problemas dermatológicos generados por enfermedades, los problemas en la piel pueden ser causados indirectamente por la caída o deslizamiento de objetos, o directamente por fuentes mecánicas como esfuerzos, presiones, deformaciones y deslizamientos las cuales pueden llevar a la creación de ampollas, úlceras, laceraciones, irritación de la piel y distorsión de capas interiores de la piel; lo que altera la distribución de esfuerzos, flujo de sangre, oxígeno y nutrientes; facilitando la acumulación de basura, células muertas llevando a la muerte del tejido (37,54,64).

Los problemas en los tejidos internos debido a la fricción se pueden dividir en dos clases: sin deslizamiento y deslizamiento; en los problemas generados por la primera clase se puede llegar a romper la epidermis y taponar el flujo de sangre y fluidos presentados por estiramientos y compresiones de la piel. La segunda clase anexa daños por abrasión, el frotamiento excesivo causa ampollas y produce calor que puede ser no confortable (19). Estudios han demostrado que la formación de ampollas resultan del efecto de las fuerzas de fricción que mecánicamente separan las células epidérmicas al nivel del *Stratum Spinosum*, La presión hidrostática causa el área de separación al llenar con un fluido que es similar al plasma pero con un nivel menor de proteínas(26).

Al calzar prótesis de miembros inferiores se generan cargas en los muñones que la piel de la zona evolutivamente no está preparada para este tipo de trabajo, a la par se presenta sudoración excesiva debido al confinamiento del muñón; La presión y fricción corte en combinación, así como la humedad, pueden acelerar la formación de úlceras (37) y otros problemas adicionales piel rojiza, cortaduras, enfriamiento de la piel, piel blanca o azul (65).

Para aumentar el confort, disminuir los efectos negativos en la piel y crear una interacción libre de dolor, la fuerza de fricción aplicada debe disminuir, esto se puede lograr disminuyendo la fuerza normal o reduciendo el coeficiente de fricción. La fuerza normal es una fuerza intrínseca a las actividades diarias y es una variable que poco se puede por ella, debido a que en actividades como caminar, correr, sentarse entre otras; esta fuerza está representada por el peso del individuo. El coeficiente de fricción depende de las interacción fisicoquímica y mecánica de las superficies en contacto y una reducción en un 30% en el coeficiente de fricción puede influir que se necesite tres veces más ciclos de carga para presentarse un trauma por abrasión (66).

7. Modelos constitutivos

7.1. Modelo lineal

La manera más general de representar la relación lineal entre el tensor de esfuerzos σ_{ij} y el tensor deformación ε_{kl} está dada por la ley de Hooke (ecuación 10) (67).

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \varepsilon_{kl} \quad 10$$

Donde C_{ijkl} es el tensor de constantes elásticas, cuando el material es isotrópico esta relación se puede definir como se presenta en la ecuación 11; **Error! No se encuentra el origen de la referencia.** El modelo elástico lineal solamente es válido para casos donde la deformación es menor al 5% o se presentan pequeñas rotaciones.

$$\sigma_{ij} = \frac{E}{1 + \nu} \left\{ \varepsilon_{ij} + \frac{\nu}{1 - 2\nu} \varepsilon_{kk} \delta_{ij} \right\} \quad 11$$

7.2. Modelos hiperelásticos

Los elastómeros son materiales que presentan grandes deformaciones a bajas cargas, con la principal característica que al retirar la carga este regresa a su forma original. Sí bien existe una zona muy pequeña que presenta un comportamiento lineal, a diferencia de un material elástico lineal la relación con la curva esfuerzo deformación en este tipo de materiales no es constante y para expresar el comportamiento del material se utiliza la densidad de energía de deformación. La función de densidad de energía de deformación (ecuación 12) (68): se puede expresar en términos de los invariantes del tensor de deformación derecho Cauchy-Green ($C=F^T F$) o de la relación de stretches ($\lambda_i=1+\varepsilon$).

$$W = f(I_1, I_2, I_3) = f(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \quad 12$$

Donde

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad 13$$

$$I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 \quad 14$$

$$I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 = J \quad 15$$

I_3 o J expresa la relación volumétrica total, es por esto que la ecuación 12 se puede reescribir de la siguiente manera (ecuación 16).

$$W = W_d(\bar{I}_1, \bar{I}_2) + W_v(J) = W_d(\bar{\lambda}_1, \bar{\lambda}_2, \bar{\lambda}_3) + W_v(J) \quad 16$$

Donde W_d expresa la energía de deformación necesaria para cambiar la forma y W_v expresa la energía de deformación para cambiar el volumen. Al operar la ecuación 16 se genera la función conocida como Polinomial General (ecuación 17) (69): Cuando un material es considerado incompresible $J=1$.

$$W = \sum_{i+j=1}^N c_{ij}(I_1 - 3)^i(I_2 - 3)^j + \sum_{k=1}^N \frac{1}{D_k}(J - 1)^{2k} \quad 17$$

Los modelos hiperelásticos se pueden clasificar en tres tipos debido a su formulación, dependiendo de la aproximación tomara para determinar la función de energía de deformación. La primera clase de modelos están basados en el desarrollo matemático de W y son llamados fenomenológicos y pueden presentar errores en la predicción del comportamiento cuando se usan en rangos de deformación fuera de los que se determinaron los parámetros. La segunda clase de modelos determinan las funciones del material usando directamente los datos experimentales y finalmente la tercera clase de modelos están basados en la física de las cadenas poliméricas y métodos estadísticos (70).

7.2.1. Polinomial general

$$W = \sum_{i+j=1}^N c_{ij}(I_1 - 3)^i(I_2 - 3)^j + \sum_{k=1}^N \frac{1}{D_k}(J - 1)^{2k} \quad 17$$

Para el caso de un $N=1$, la ecuación 17 se convierte en un caso especial conocido como Mooney-Rivlin.

$$W = c_{10}(I_1 - 3) + c_{01}(I_2 - 3) - \frac{1}{2}p(I_3 - 1) \quad 18$$

7.2.2. Polinomial reducido

La Forma Polinomial reducida resulta al tener en cuenta únicamente el aporte de la componente I_1 en el cambio de forma, de esta manera la ecuación 17 se transforma en:

$$W = \sum_{i+j=1}^N c_{ij}(I_1 - 3)^i + \sum_{k=1}^N \frac{1}{D_k}(J - 1)^{2k} \quad 19$$

Al tener un $N=1$ en la ecuación de Polinomial reducido se presenta el caso especial Neo-Hookean.

$$W = c_{10}(I_1 - 3) - \frac{1}{2}p(I_3 - 1) \quad 20$$

Para situaciones cuando $N=3$ se da el caso especial Yeoh.

$$W = c_{10}(I_1 - 3) + c_{20}(I_1 - 3) + c_{30}(I_1 - 3) - \frac{1}{2}p(I_3 - 1) \quad 21$$

7.2.3. Ogden

Otro enfoque fenomenológico es el presentado por Ogden (ecuación 22), quien expresó mediante series de potencia la energía de deformación.

$$W = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} - \lambda_2^{\alpha_p} - \lambda_3^{\alpha_p} - 3) \quad 22$$

Donde μ_p se refiere al módulo cortante y α_p al índice de endurecimiento por deformación, parámetros del material determinados experimentalmente.

8. Modelo de contacto de Hertz

En muchos casos, el comportamiento mecánico de la piel se puede asumir, elástico y de esta manera la teoría de contacto de Hertz se puede aplicar; esta teoría asume que el material es homogéneo, isotrópico y es válida para bajas deformaciones (71). La fuerza de fricción se puede expresar (42) (ecuación 23):

$$F_{\mu} = F_{adh} + F_{def} \quad 23$$

Siendo la F_{adh} y F_{def} , la componente de la fuerza de fricción por adhesión (ecuación 24) y por deformación (ecuación 25) respectivamente.

$$F_{adh} = \tau \pi a^2 \quad 24$$

Donde τ la fuerza cortante en la interface y al radio de contacto.

$$F_{def} = \frac{3}{16} \beta \frac{\delta}{a} F \quad 25$$

δ se refiere a es la profundidad de indentación y β la contante de proporcionalidad de perdida viscoelástica. El radio de contacto a y la profundidad de indentación se puede calcular teniendo la fuerza normal F y el radio de curvatura del cuerpo R usando la teoría de Hertz de la siguiente manera (ver ecuaciones 26 y 27):

$$a = \sqrt[3]{\frac{3}{4} \frac{RF}{E^*}} \quad 26$$

$$\delta = \sqrt[3]{\frac{9 F^2}{16 R E^{*2}}} \quad 27$$

Donde E^* representa el módulo elástico reducido que se define como:

$$\frac{1}{E^*} = \frac{1 - \nu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \nu_2^2}{E_2} \quad 28$$

En la ecuación 28 E_1 , E_2 , ν_1 y ν_2 ; son los módulos de Young y las relaciones de Poisson de los materiales de contacto, en el caso del contacto de la piel con un material varias veces más rígido, el módulo de elasticidad reducido se simplifica en la ecuación 29.

$$E^* = \frac{E_{skin}}{(1 - \nu_{skin}^2)} \quad 29$$

E^* puede determinarse experimentalmente usando las curvas carga desplazamiento de la siguiente manera.

$$E^* = \frac{\sqrt{\pi} \partial F}{2\sqrt{A} \partial \delta} \quad 30$$

En la ecuación 30, A se refiere al área proyectada del contacto y puede determinarse dependiendo de la geometría del indentador.

9. Parámetros tomados de curva experimental

Una forma alternativa para evaluar la respuesta mecánica de la piel es evaluar las curvas experimentales obtenidas en los diferentes test, esta forma de evaluación es usual en estudios de succión y en menor medida en los de torsión. En la Figura 11 se observa una curva típica de succión, y debido a la naturaleza misma de la piel existe variación en la forma como transcurre el desplazamiento respecto al tiempo, los valores de desplazamiento en los que son evidentes estos cambios, se toman como parámetros de medición.

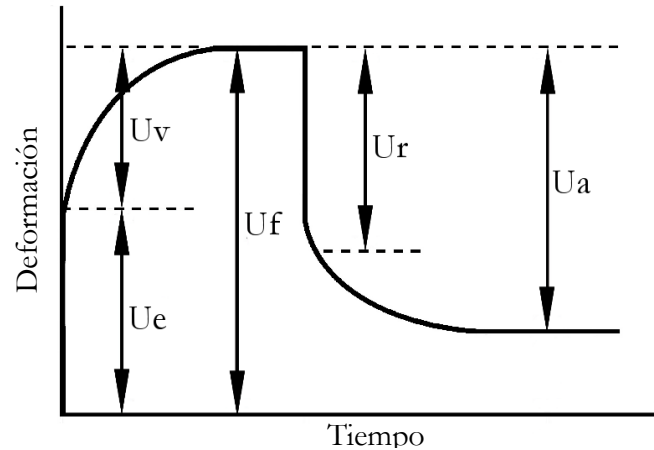


Figura 11 Ejemplo de curva típica de succión

Los parámetros de medición son U_e que se refiere a la deformación inmediata (respuesta elástica), U_v deformación retardada o deformación debido a la contribución viscoelástica, U_f deformación final o máxima, U_r retracción inmediata, U_a retracción recuperación final (72–74). Puesto que los parámetros mencionados son variables entre los sujetos, regiones del cuerpo y espesor de la piel, se proponen relaciones entre las variables mencionadas: U_r/U_e , equivale a la componente elasticidad sin tener en cuenta la deformación viscosa, U_r/U_f componente elasticidad, U_a/U_f : componente de elasticidad bruta y U_v/U_e razón entre la componente elástica y viscoelástica (28).

10. Métodos numéricos

Los métodos numéricos son técnicas mediante las cuales es posible formular problemas matemáticos, de tal forma que puedan resolverse mediante operaciones aritméticas. Este tipo de técnicas facilitan y simplifican la solución de problemas de manera considerable, brindando la posibilidad de profundizar en temas que de otras maneras serían muy complejos de explorar (75). Modelos computacionales son la única forma para reducir los estudios experimentales. Sin embargo solo es válido como alternativa de desarrollo si provee buenos resultados(76).

Una de las formas para expresar matemáticamente los fenómenos físicos y problemas ingenieriles son las ecuaciones diferenciales. Existen situaciones muy complejas donde las expresiones que representan el fenómeno son ecuaciones diferenciales parciales, en este tipo de ecuaciones en ocasiones es muy difícil o no es posible determinar una solución analítica; para enfrentar este tipo de problemas se recurren a métodos como las diferencias finitas, los elementos finitos y volúmenes finitos.

10.1. Método de elementos finitos

El método de los elementos finitos, FEM por sus siglas en inglés, es un método numérico con el cual se resuelven ecuaciones diferenciales de manera aproximada, al transformar el problema diferencial en un problema algebraico.

En todos los problemas que se desean solucionar mediante este método, se inicia aproximando el modelo dividiendo el dominio en formas simples denominadas elementos (discretizado) (para el caso de problemas de mecánica de materiales este tratamiento se le realiza a la geometría) los extremos e intersecciones de los elementos se llaman nodos. Para cada elemento se determina un sistema de ecuaciones, que simplifican las ecuaciones diferenciales del fenómeno, donde la variable desconocida es el campo de desplazamiento nodales; al acoplar todos los sistemas se puede determinar los desplazamientos nodales de todo el sistema y por consiguiente deformaciones unitarias y los esfuerzos en los elementos.

Al utilizar el método de los elementos finitos softwares especializados, este método se divide en tres etapas: preprocesado, procesado y postprocesado. Antes de iniciar la primera etapa, se debe conocer la física del fenómeno, cuales son las variables que lo rigen y las simplificaciones que se desean realizar para disminuir la complejidad del análisis. En la primera etapa se definen: tipo de análisis, geometrías, materiales, condiciones iniciales y de frontera. En la etapa de procesado se soluciona las ecuaciones derivadas de los elementos y finalmente en el postprocesamiento se analizan los datos obtenidos de la simulación; para facilitar la lectura de datos, se acostumbra utilizar una gama de colores que representan en el sistema la solución.

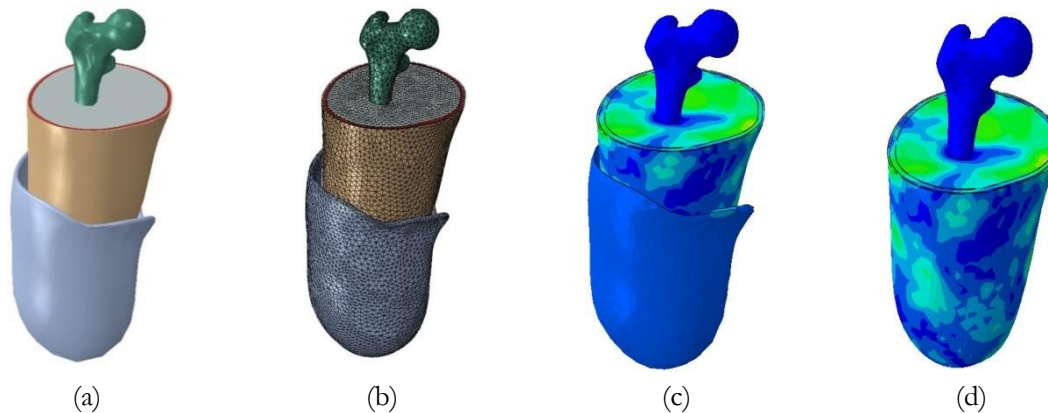


Figura 12 Uso del método de elementos finitos para el calzado del socket de una amputado transfemoral. a) Geometría, b) Geometría discretizada, c) Ejemplo de resultados para el modelo global y d) Ejemplo de resultados para el muñón y hueso femoral.

10.2. Uso de los elementos finitos en problemas biomecánicos

El método de los elementos finitos es una herramienta que tiene un gran potencial. Con este método se puede resolver ecuaciones diferenciales parciales que explican diversos problemas físicos, los cuales no se pueden solucionar empleando métodos analíticos (77). Las soluciones que se obtienen al utilizar el método presenta resultados aproximados, por esto es importante que los modelos adquiridos sean precisos y que representen fielmente, tanto como sea posible, la anatomía y fisiología del sistema en cuestión (78).

El estado de esfuerzos en los tejidos blandos de un amputado de miembro inferior ha sido obtenido en procedimientos experimentales usando transductores de fuerza. Sin embargo, los sensores usados durante la experimentación pueden producir concentraciones de esfuerzos sobre los tejidos blandos, pueden modificar la marcha del amputado y los resultados obtenidos son válidos únicamente en los puntos donde los sensores son ubicados. Todas estas dificultades experimentales han favorecido el uso de métodos numéricos(6), al usar el método se puede estimar la influencia de las propiedades superficiales del socket en cualquier parte del muñón y el comportamiento de la prótesis en general (54,79–82) adquiriendo información importante para el desarrollo apropiado de las prótesis (83,84).

10.2.1. Uso de los elementos finitos para modelar problemas que involucren fricción

El comportamiento por fricción es comúnmente tenido en cuenta en las simulaciones usando un coeficiente de fricción constante. Sin embargo, el coeficiente de fricción varía con el tiempo debido a muchos parámetros. En la literatura se encuentra muy poca información acerca de simulaciones numéricas que tengan como objetivo determinar el coeficiente de fricción; entre los trabajos reportados, se encuentra el de Vad et al (85) donde se obtuvieron valores del coeficiente de fricción diez veces menores a los medidos experimentalmente, y la investigación de Ramezani y Ripin(18), quienes plantearon la teoría que se utilizará en esta investigación, utilizándola en un proceso de punzonado, estos investigadores obtuvieron errores inferiores al 8% al comparar la curva experimental del coeficiente de fricción y la obtenida mediante simulaciones.

10.2.2. Modelado del comportamiento de la piel por elementos finitos

Existen varios estudios numéricos para representar el comportamiento de la piel y la interacción con otros materiales, donde se plantean diferentes comportamientos de la misma. Se ha modelado la piel con un comportamiento elástico lineal (86–89), elástico no lineal (90) e hiperelástico (91–96) que intentan replicar la manera como responde la piel en diferentes escenarios. La elección del mejor modelo depende

de las simplificaciones y/o de la aplicación específica de la investigación, ya que al incluir muchos supuestos y simplificaciones se pueden solucionar casos particulares y no de manera general como se espera en la mayoría de estudios (97).

Además del problema asociado a la elección del tipo de respuesta elástica que se utilizará de la piel, uno de los grandes interrogantes al usar FEM es decidir entre un modelo mono capa y uno multicapa, siendo el primero el más utilizado. Pailler-Mattei y Zahouani (71) sostienen que, aunque las capas de la piel son diferentes, todas las capas reaccionan como una sola (simulación de un ensayo de indentación) al recibir un estímulo mecánico externo. Usando un argumento parecido, Delalleau et al (87) y Liang y Boppart (33) basaron sus simulaciones en un modelo mono capa (En ambas investigaciones se simula un ensayo de succión). Por otra parte, Hendriks et al argumentan que los modelos mono capa no describen correctamente el comportamiento de los ensayos de succión (98,99). Esta decisión parece corresponder al criterio y simplificaciones hechas por los investigadores.

Se han utilizado los métodos numéricos para replicar los experimentos *in vivo* e *in vitro* y determinar las propiedades mecánicas de la piel utilizando aproximaciones lineales, viscoelásticas e hiperelásticas; con la intención de disminuir la experimentación y predecir el comportamiento de la piel en condiciones que podrían producir daños irreparables o dolor a los pacientes. Es por esto que estudios como los de: Isaza (100), Groves (101), Delalleau et al (87–90,102), Mahmud et al (103), Ní Annaidh (49), Reihnsner y Menzel (104), Barbarino (95) entre otros; han utilizado los métodos numéricos de manera inversa con el objetivo de determinar las propiedades mecánicas de la piel.

Capítulo 2

Sockets elaborados en Colombia

Socketes elaborados en Colombia

1. Fabricación de socketes en Colombia

En Colombia, el proceso de elaboración de las prótesis de socket de polipropileno se fundamenta en la experiencia del fabricante, Sin embargo, los pasos básicos para su elaboración varían muy poco entre cada uno de ellos (57); durante la fabricación del socket deben realizarse varios cambios en la geometría que dependen: de la maduración del miembro residual, los cambios de peso y la tonicidad muscular del muñón. A continuación, se enumeran los pasos para la elaboración de un socket para un amputado transfemoral.

1.1. Toma de medidas del modelo

De un positivo en yeso elaborado previamente con las características del muñón del paciente (Figura 13a), se toman medidas aproximadas necesarias para el corte de una lámina de polipropileno que cubrirá el modelo de yeso del muñón (Figura 13b).

1.2. Medición y corte de la lámina

Teniendo una idea básica de las dimensiones del muñón, se realiza un diagrama en la lámina de polipropileno que se va a utilizar y posteriormente se corta la lámina (Figura 13c); el calibre de la lámina depende de la ortopédica donde se fabrica el socket. Estos varían desde 4 mm hasta 6 mm de espesor.

1.3. Preparación del modelo

Para evitar la adhesión del polipropileno caliente al yeso y facilitar la extracción del socket, una vez terminado el proceso de laminado se coloca una media de Nylon al positivo de yeso. Algunos centros ortopédicos colocan dos o más medias para asegurar que el socket se desprenda bien (Figura 13d). Se ingresa la lámina previamente cortada en un horno a 250° C durante 15 minutos aproximadamente. Una vez calentada la lámina de polipropileno se colocan sobre el molde de yeso (Figura 13e) y se le da la forma al socket tratando de que tome todas las características del modelo, Finalmente se elimina el exceso de material (Figura 13f).

Para acelerar el proceso de enfriamiento, se acostumbra utilizar aire comprimido (Figura 13g) o en algunos casos agua. Todos los fabricantes coinciden en que lo ideal es dejar enfriar el socket de manera natural sin forzarlo, ya que el cambio repentino de temperatura hace que el polipropileno se contraiga bruscamente y las dimensiones del socket no sean las esperadas. Una vez frío el polipropileno, se corta dándole la forma deseada y se desprende el socket del yeso (61).

1.4. Acabado del socket

Se retira la media que se colocó inicialmente para evitar la adhesión del socket al modelo, y se cortan los excedentes, se pulen los bordes y se le da la forma final al socket (Figura 13h).



Figura 13 Proceso de fabricación de Sockets para amputados transfemorales en Colombia:
(a) Positivo en yeso del muñón del paciente, (b) Toma de medidas del modelo, (c) Medidas de lámina de Polipropileno para el corte, (d) Calzado de media de Nylon en el positivo, (e) Recubrimiento del modelo con lámina de Polipropileno caliente, (f) Termoformado del Socket, (g) Enfriamiento y (h) pulido y acabado final
Fuente: Grupo Diseño Mecánico

2. Análisis estadístico de la superficie de los sockets elaborados en Colombia.

2.1. Metodología

Con la intención de observar las magnitudes y relaciones de los parámetros tribológicos de los sockets fabricados nacionalmente se realizó un análisis de perfiles, un análisis descriptivo y de correlaciones utilizando el software R versión 3.3.0 (ver título 1.1 del anexo 1), utilizando la siguiente estrategia:

- Los perfiles de rugosidad son de seis sockets para amputados transfemorales diferentes, elaborados en base del mismo positivo. Cada uno fue elaborado por empresas seis empresas diferentes: dos compañías de Santa Fe de Bogotá, dos de Santiago de Cali y dos de Medellín.
- Se tomaron 12 muestras de cada uno de los sockets, en el mismo lugar para los seis sockets, para un total de 72 perfiles (Ver Figura 14). Las posiciones de 1 al 6 corresponden a la zona donde se presenta mayor presión en los pacientes amputados transfemorales según la investigación realizada por Restrepo (61). Las posiciones restantes se realizaron con el fin de evaluar las demás áreas del socket.

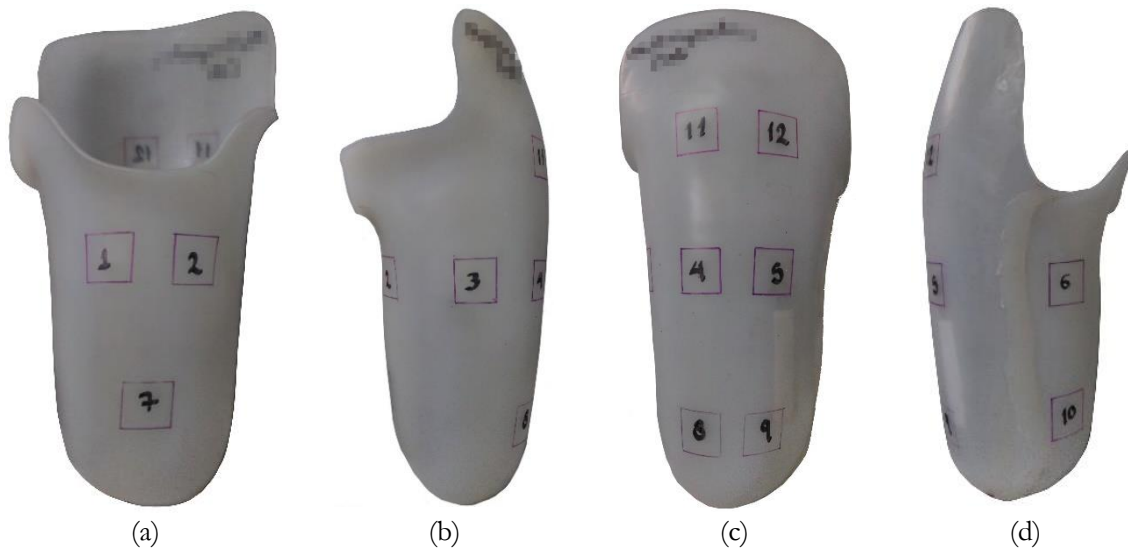


Figura 14 Posición de cada uno de las muestras de un socket utilizadas para el análisis:
a) Muestras 1, 2 y 7; b) Muestra 3; Muestras 4, 5,8 ,9, 11 y 12 y d) Muestras 6 y 10

- Se adquirieron perfiles superficiales con un rugosímetro de contacto Mitutoyo® SV-2000 el cual se encuentra en laboratorio de tribología de la Universidad Nacional Sede Medellín núcleo Minas. En cada una de las probetas se midió una longitud de 10.4 mm, a una velocidad de 0.2 mm/s y adquisición de datos cada 1 μm . Utilizando el programa Truesurf® se adquirieron los parámetros de rugosidad para el análisis; los parámetros utilizados son: Ra, Rq, Rv, Rp, Rt y HSC.
- Para tomar los datos del HSC se utilizó el software SciDAVis y se graficaron los 72 perfiles superficiales, teniendo como línea base de análisis 0.6 Rp (ejemplo presentado en la Figura 15, para este caso 5/10.4 mm). Aunque el HSC se mide por unidad de longitud (x/mm) todos los datos toman unidades de x/10.4 mm debido a que todos los perfiles fueron tomados por el mismo equipo y la misma longitud.

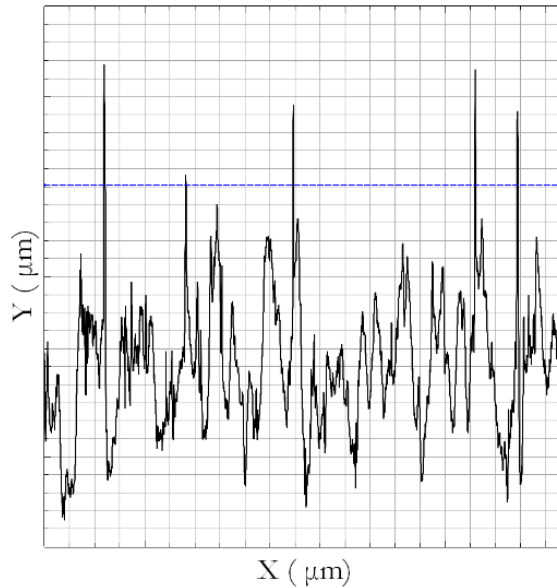


Figura 15 Ejemplo de medida HSC

- Debido a que las variables no analizadas no se asemejan a una distribución normal (ver título 1.2 del anexo 1), se realizó una transformación de potencia para facilitar un posible análisis multivariado, los valores utilizados para cada variable se presentan en la Tabla 1. Para el caso de la variable Rv se realizó un desplazamiento, el valor utilizado se determinó halló la magnitud de Rv más bajo y se sumó como valor positivo para todos los datos de la variable.

Tabla 1 Valores de transformación de potencia de cada variable

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

2.2. Análisis de perfiles

En la Figura 16 se observa cada uno de los perfiles promedio por socket analizado, con bandas de valores máximos y mínimos. Cada uno de los sockets presenta una notable variabilidad en la altura Y. Dicha variación se debe a el uso de una o más medias de NYLON en el proceso de fabricación, presentando una menor variabilidad en las probetas que pertenecen al socket 1 (Figura 16a) y el peor de los casos el Socket 3 (Figura 16c).

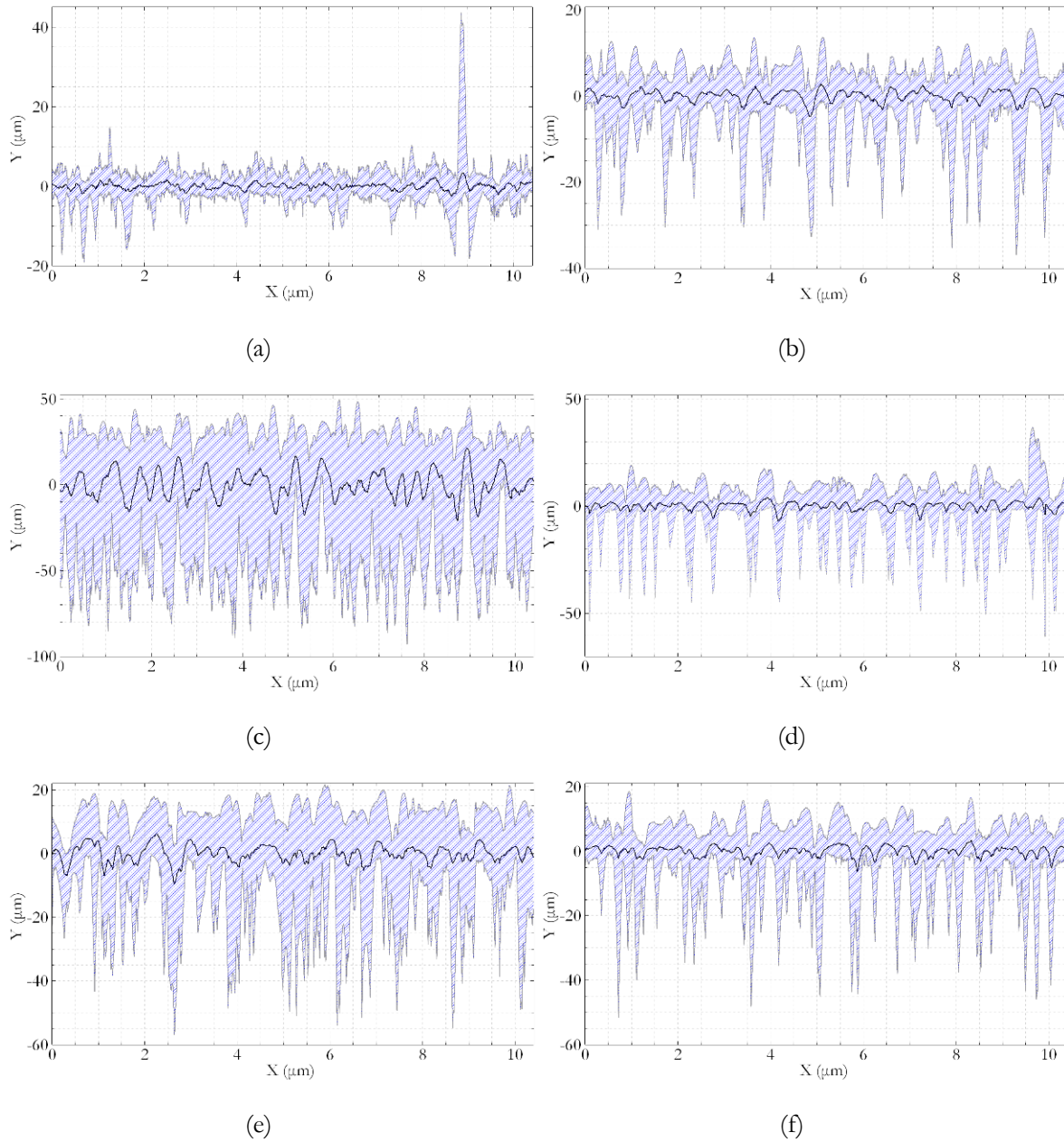


Figura 16 Perfiles promedio por socket analizado, con bandas de valores máximos y mínimos:
a) Socket 1, b) Socket 2, c) Socket 3, d) Socket 4, e) Socket 5 y f) Socket 6.

Los parámetros de rugosidad R_a , R_q , R_p , R_v , R_t y HSC para cada una de las probetas se presentan en la Tabla 2.

Tabla 2 Datos adquiridos de las doce zonas de seis sockets elaborados 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
Socket	Ubicación	Ra	Rq	Rp	Rv	Rt	HSC

Tabla 2 Datos adquiridos de las doce zonas de seis sockets elaborados nacionalmente(Continuación)

Socket	Ubicación	Ra	Rq	Rp	Rv	Rt	HSC
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
Socket	Ubicación	Ra	Rq	Rp	Rv	Rt	HSC

2.3. Análisis descriptivo

El resumen del análisis para los seis parámetros de rugosidad se presenta de la Tabla 3 a la Tabla 8. En la Figura 17 y la Figura 18 se observan los gráficos de cajas comparativos para cada parámetro analizado según por socket y ubicación de probeta respectivamente. Se omitieron los datos del socket 3, debido a que en análisis previos se observó que entre un 33.33 % a un 91.667 % de los valores son atípicos para cada uno de los parámetros de rugosidad analizados (ver título 1.3 del anexo 1).

Tabla 3 Resumen variable Ra

	Media	SD	IQR	0%	25%	50%	75%	100%
Socket 1	1.7587	0.5825	0.8248	1.077	1.2938	1.594	2.1185	2.801
Socket 2	2.6269	2.5721	1.9655	0.554	0.9583	1.695	2.9238	9.21
Socket 4	3.36892	3.9784	2.6755	0.924	1.0523	1.122	3.7278	12.063
Socket 5	5.11192	5.0808	9.3073	0.913	1.1255	2.012	10.4328	14.674
Socket 6	3.5024	3.2838	3.0973	1.041	1.5213	1.8725	4.6185	11.039
General	3.2738	3.5103	2.0883	0.554	1.1280	1.6225	3.21625	14.674

Tabla 4 Resumen variable Rq

	Media	SD	IQR	0%	25%	50%	75%	100%
Socket 1	2.5358	1.15	1.2343	1.424	1.68975	2.162	2.924	5.288
Socket 2	3.3575	3.1789	2.46	0.714	1.3063	2.2675	3.7663	11.57
Socket 4	4.3811	5.1045	3.6993	1.181	1.3843	1.4655	5.0835	15.488
Socket 5	6.3387	6.1814	11.0653	1.279	1.479	2.379	12.5443	17.994
Socket 6	4.4821	4.1372	3.671	1.248	1.9505	2.415	5.6215	13.957
General	4.219	4.3548	3.8	0.714	1.4790	2.1025	5.27900	17.994

Tabla 5 Resumen variable Rp

	Media	SD	IQR	0%	25%	50%	75%	100%
Socket 1	11.2594	10.5513	2.9508	3.145	7.3048	8.093	10.2555	43.547
Socket 2	8.424	3.3060	4.1325	3.357	6.1273	7.959	10.2598	15.753
Socket 4	9.8283	5.0265	3.0133	5.739	6.961	8.0575	9.9743	21.448
Socket 5	10.5905	6.4209	11.4653	3.561	5.6573	7.884	17.1225	21.64
Socket 6	9.0358	4.354	5.9225	3.595	5.827	7.6655	11.7495	18.532
General	9.8276	6.3079	4.735	3.145	5.8795	8.0930	10.61450	43.547

Tabla 6 Resumen variable Rv

	Media	SD	IQR	0%	25%	50%	75%	100%
Socket 1	82.2353	5.3056	6.8703	73.958	78.7815	83.2085	85.65175	89.961
Socket 2	80.7632	11.2614	14.1275	56.247	75.7138	84.453	89.8413	91.46
Socket 4	77.4812	18.9528	17.5718	39.289	71.5583	88.3605	89.13	90.186
Socket 5	69.3664	21.3987	32.9368	36.229	53.3528	83.757	86.2895	87.442
Socket 6	76.9473	16.686	15.837	41.467	71.8675	86.1855	87.7045	88.938
General	77.3587	15.9176	14.1748	36.229	73.8830	84.8720	88.0578	91.460

Tabla 7 Resumen variable Rt

	Media	SD	IQR	0%	25%	50%	75%	100%
Socket 1	22.3723	13.7032	8.9108	9.432	15.9165	20.09	24.8273	61.753
Socket 2	20.8338	13.4828	14.8935	5.07	10.2518	19.1265	25.1453	52.68
Socket 4	25.5198	23.6938	19.6578	8.869	11.1203	13.017	30.778	72.608
Socket 5	34.3973	27.5345	45.0643	11.603	12.1638	15.5835	57.228	78.584
Socket 6	25.2626	20.5399	21.1605	8.298	12.0418	15.2755	33.2023	70.238
General	25.6772	20.3979	16.77	5.070	11.9175	16.9495	28.6875	78.584

Tabla 8 Resumen variable HSC

	Media	SD	IQR	0%	25%	50%	75%	100%
Socket 1	6.4167	4.9810	7	1	3.25	5	10.25	16
Socket 2	6.8333	4.1305	6.25	3	4	4.5	10.25	16
Socket 4	6.1667	4.5093	6.25	1	2	6.5	8.25	16
Socket 5	9.1667	4.7258	5	1	7.25	9.5	12.25	16
Socket 6	7.6667	4.1633	6	1	5	9	11	13
General	8.3750	5.0475	8	1	4	7	11	16

La diferencia en el proceso de fabricación en las empresas se evidencia en la variabilidad presentada en los parámetros tribológicos de los sockets elaborados nacionalmente. La inspección de las tablas resumen presentadas arriba y los gráficos cajas comparativos definidos por sockets, el socket 1, socket 2 presentan la menor variabilidad en sus superficies interiores. Siendo los sockets 5 y 6 los de mayor variabilidad.

En los sockets elaborados en Colombia Ra es de $3.2738 \pm 4.3548 \mu\text{m}$, coincidiendo el menor y mayor valor promedio en la magnitud Ra con los sockets de menor y mayor variabilidad (Socket 1 y Socket 5 respectivamente). Los valores medios en el Rp tienden a ser muy similares en las superficies de los sockets analizados ($8.093 \mu\text{m}$). los comportamientos de las medias en los parámetros Ra, Rp y Rt en la pareja de sockets 1 y 2 tiende a presentar un comportamiento muy similar, una situación semejante se presenta en la pareja de sockets 5 y 6. Es probable que la diferencia en la tendencia en el parámetro HSC, del hecho que el socket 1, 2, 4, 6 y 5 presente de la menor a la mayor variabilidad en ese orden, dependa de la altura elegida para su medición.

Un análisis a la Figura 18, donde se presenta las gráficas de cajas comparativas de los parámetros tribológicos analizados organizados según la posición de la probeta, muestra que existe una posible menor variabilidad de los parámetros tribológicos analizados (excepto HSC) en las posiciones 3, 4, 5, 11 y 12. Que según la Figura 14 son las posiciones más alejadas de zonas de unión de los bordes de la lámina que cubre el positivo. La variabilidad de las posiciones 1, 6 y 7 puede deberse a la cercanía de estas probetas a la zona de unión del socket.

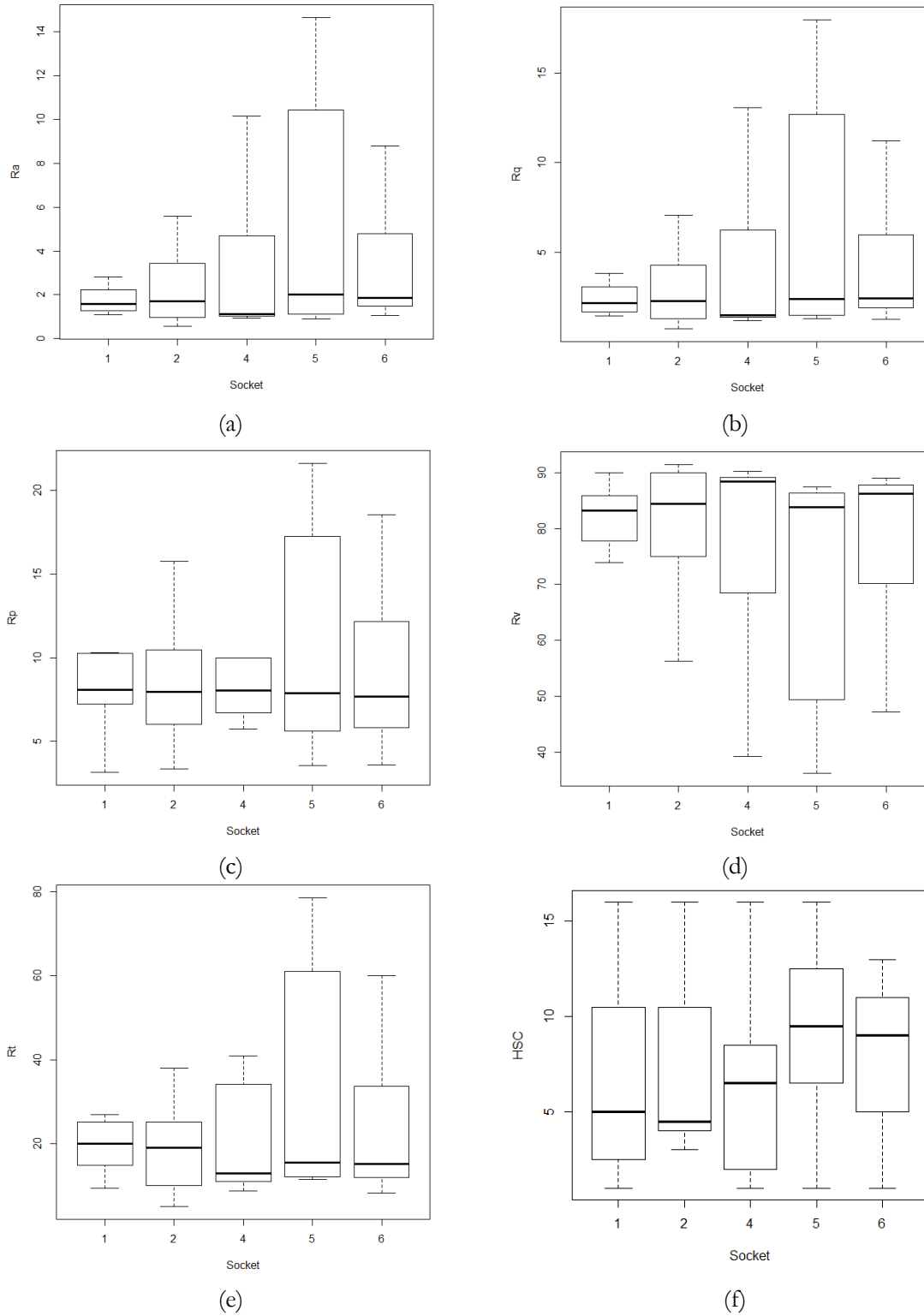
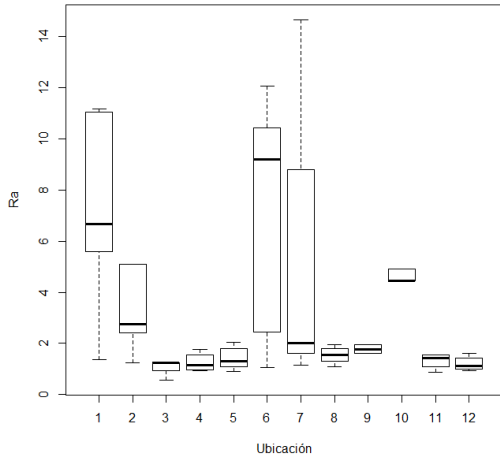
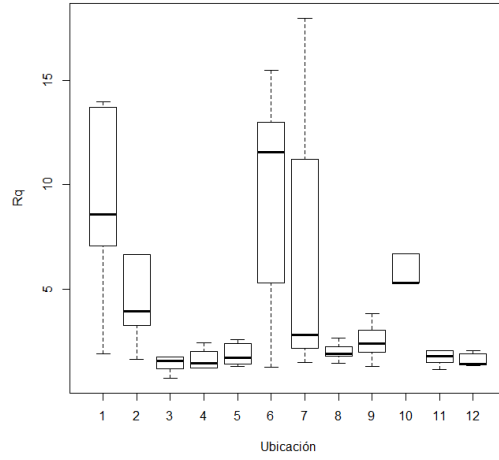


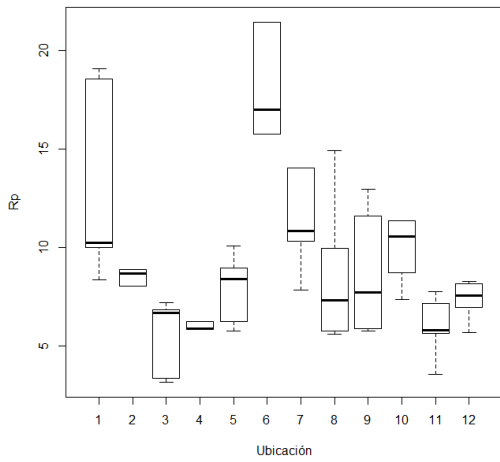
Figura 17 Gráficas de cajas comparativas para cada parámetro de rugosidad analizado en cada socket: a) Ra, b) Rq, c) Rp, d) Rv, e) Rt y f) HSC.



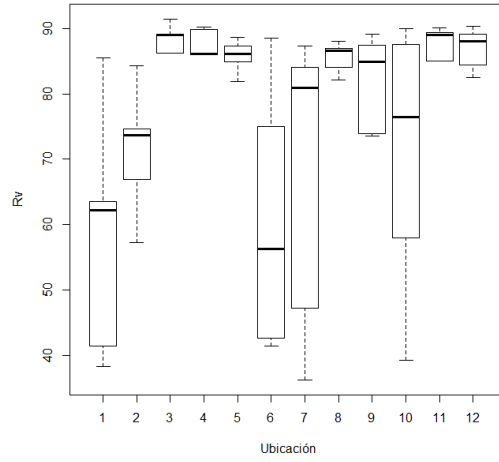
(a)



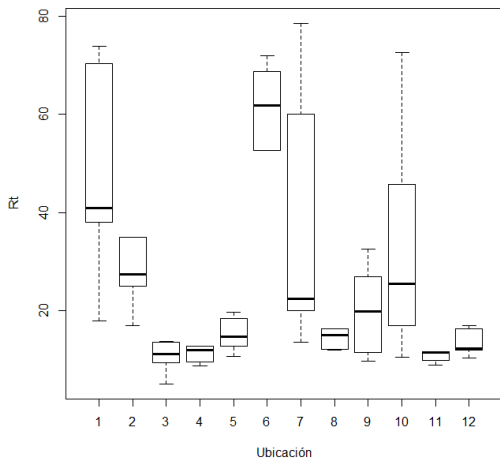
(b)



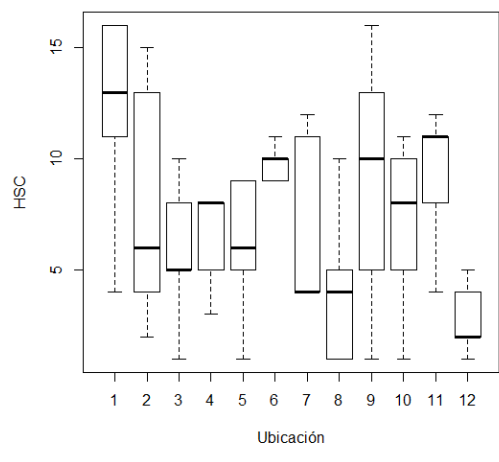
(c)



(d)



(e)



(f)

Figura 18 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.

2.4. Análisis de correlaciones

De acuerdo con la matriz de correlación (Tabla 9), los parámetros de rugosidad analizados en partes de sockets para amputados transfemorales a escala micrométrica esta correlacionadas unas con otras. La pareja de parámetros Ra y Rq con un nivel de correlación de 0.9969 están relacionadas desde la formulación. La misma condición se presenta en Rt puesto que es una combinación lineal de Rv y Rp. Las correlaciones más débiles se presentan para el parámetro HSC, siendo la más débil su relación con Rp (-0.0141).

Tabla 9 matriz de correlación

	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 19 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. La relación negativa de Rv con las variables anteriormente nombradas puede deberse al desplazamiento realizado a la variable, con el fin de poder utilizar el recurso de transformación de potencia. El parámetro HSC aparentemente no muestra una relación lineal con el resto de las variables.

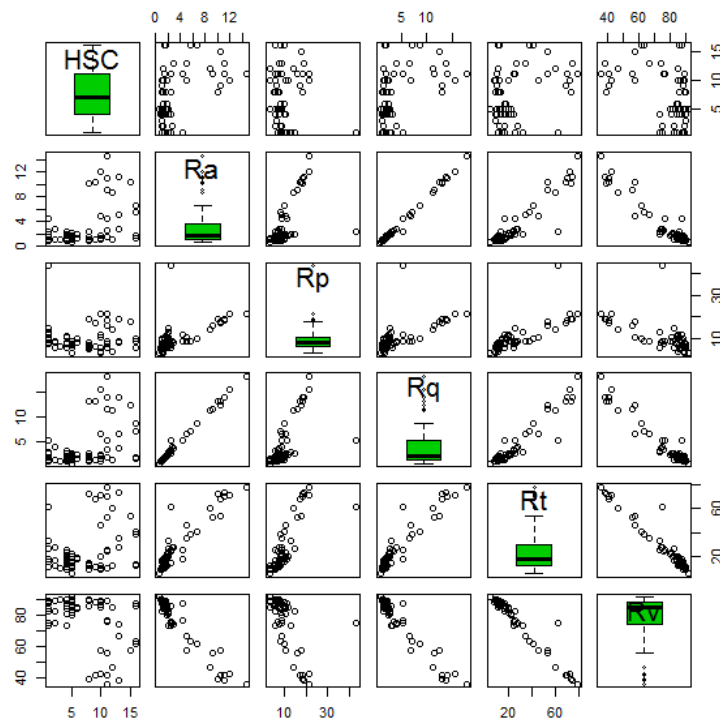


Figura 19 Matriz de dispersión con variables transformadas y cajas y bigotes de las variables analizadas

2.5. Conclusiones

Con la intención de observar las magnitudes y relaciones de los parámetros tribológicos de los sockets fabricados nacionalmente se realizó un análisis de perfiles, un análisis descriptivo y de correlaciones. Este análisis evidencia la variabilidad en las condiciones superficiales en sockets elaborados en compañías nacionales. Los parámetros tribológicos varían entre compañías y la ubicación de la medición. La desigualdad entre compañías puede relacionarse diferencia en la forma y las condiciones de fabricación y al hecho que el proceso de fabricación es muy artesanal. La variabilidad entre las posiciones se debe a la cercanía a la unión de los bordes de la lámina que forma el socket, entre más alejado a la unión se puede presentar una menor variación entre los parámetros tribológicos.

Es evidente la correlación entre pares y grupos de variables debido su relación desde la formulación, como es la relación entre R_a y R_q o entre R_t con R_v y R_p . Pero la correlación entre estas variables se debe al uso de la media de NYLON en el proceso de fabricación, la simetría en el patrón del tejido provoca que estos parámetros estén relacionados. El HSC presenta las correlaciones más débiles con las demás variables, y aunque su correlación con el parámetro R_a sea el más fuerte respecto a la correlación entre HSC con las demás variables, en la presente investigación se utilizará las variables HSC y R_a para analizar como el coeficiente de fricción entre el Polipropileno ve afectado por el acabado superficial. Esto es por la posibilidad de replicar y describir diversos perfiles con estos dos parámetros usando diferentes figuras geométricas como triángulos, rectángulos o trapecios.

Capítulo 3

Respuesta mecánica de la piel humana

Respuesta mecánica de la piel humana

1. Respuesta mecánica de la piel

La piel es un material no lineal, multicapa, anisotrópico, y con un comportamiento viscoelástico (49,87,97,102,105) e hiperelástico (62,92,106–108), cuyas propiedades son altamente variables debido a: las características del ambiente circundante (109,110), hora del día (64), tipo de ensayo y magnitudes utilizadas en el mismo (35,49,102,103), orientación del ensayo (28,33,105), zona del cuerpo (74,111,112), en la misma zona del cuerpo de la misma persona (113) y diferencias intrínsecas de cada individuo como la edad (14,28,33,43,91,114), género (43), etnia (32), nutrición y peso (91,115), cuidados personales (10,73,116), nivel de hidratación (10,24,37,72,98,117), estilo de vida (91), presencia de vello (118), cambios hormonales (119), entre otros factores que hacen difícil el estudio de dichas interacciones. Debido a estas influencias en su comportamiento, determinar las propiedades mecánicas de la piel es una tarea de alta complejidad, la cual implica la generación de nuevas estrategias y equipos para este propósito.

Debido a las restricciones éticas, bajo nivel de repetitividad, limitaciones para estudios con animales (conejos (107), murinos (92) y cerdos (120)) o diferencias de la piel de los animales con la humana (92); se han realizado investigaciones con materiales sustitutos donde se han identificado que los polímeros orgánicos como poliamidas presentan comportamientos similares a la piel seca bajo cargas de indentación (12); siliconas, poliuretano y Bandas elásticas Teraband® Amarillo y gris para tensión (49,120) que junto con pieles sintéticas permiten continuar con las investigaciones que permitan comprender el comportamiento de la piel humana.

La humedad afecta el módulo de Young de la piel al disminuir con la presencia de la misma, afectando principalmente el *Stratum Corneum* y gran parte de la epidermis piel (36,117) lo que cambia la Mecánica de la piel como un conjunto (73), aunque El *Stratum Corneum* no influencia significativamente el comportamiento mecánico general de la piel, este sí modifica al respuesta tangencial de la misma (14,37).

El médico Austríaco Karl Langer fue uno de los pioneros en analizar respuesta mecánica el comportamiento no lineal de la piel, el profesor Langer realizó incisiones en cadáveres con el interés de observar cambios en la forma y conocer el mapa de tensiones de la piel en todo el cuerpo; algunas de sus conclusiones presentadas en 1861 fueron (121–123):

- Es evidente la relación entre las articulaciones y la piel.
- Las tensiones en la piel dependen del volumen de tejido interno y la posición de la extremidad.
- La dirección de la tensión varía con la dirección del movimiento y no es simétrica.

Langer propuso un conjunto de bocetos donde se estableció los patrones en formas de líneas de la orientación de las fibras de colágeno en todo el cuerpo estas líneas se conocen como líneas de Langer, existen variaciones de las líneas de Langer propuestas por: Cox, Kraissl y Borges (49). Las Líneas de Langer son usadas como referentes para el análisis de las propiedades mecánicas donde la dirección de desplazamiento es una de las variables (33,43,91).

Muchos investigadores responsabilizan a la dermis y en especial al colágeno por la respuesta mecánica de la piel (23,39,43,44,49,90,91), la dermis está continuamente sometida a constantes esfuerzos anisotrópicos lo cual explica las líneas de Langer (34) y la red de fibras de colágeno disminuyendo su tamaño y cantidad con la edad (23,74). Cuando se presentan perturbaciones y desplazamientos en la piel, y se generan deformaciones unitarias inferiores a 0.3 el comportamiento de la piel es dominado por las fibras de elastina debido a que las fibras de colágeno se encuentran desalineadas, en el intervalo de 0.3 y 0.6 las fibras de colágeno empiezan a ofrecer resistencia a la deformación al alinearse en dirección de la carga aplicada (39,49) para deformaciones mayores el colágeno trata de contrarrestar la carga.

Aunque la piel presenta ruptura cuando se presentan deformaciones entre el 35 al 115 % (23,49), con resistencia última a la tracción de 21.6 ± 8.4 MPa (49) y al envejecer el módulo de Young puede aumentar cerca de un 30% (29), se tiene como umbral para evitar perjuicios a la piel y los Nociceptores de 0.2 MPa (11) y temperaturas inferiores a 43°C (124).

2. Medición de las propiedades mecánicas

Con la intención de desarrollar y optimizar productos cosméticos, deportivos, textiles y objetos de uso diario que entran en contacto directo con la piel; se han desarrollado estrategias para comprender el comportamiento mecánico, medir sus propiedades mecánicas y el coeficiente de fricción. La piel ha tenido un proceso de evolución a lo largo de millones de años (36), lo que le ha permitido optimizarse para adecuar y modificar sus propiedades mecánicas de acuerdo a las necesidades y condiciones a las que sea sometida. La preocupación por el aspecto físico, apariencia de edad y la presencia de arrugas (28,29,72,74,114,125–128), valoración del nivel y evolución de enfermedades dermatológicas (106,128), el desarrollo de equipos de entrenamiento y cirugías plásticas asistidas por computador (91,106,129,130), evolución de los tejidos debido al aumento de busto (131), monitoreo del efecto de drogas (47,106), animaciones (132) y el desarrollo de nuevas tecnologías (133); plantean la necesidad de identificar modelos constitutivos adecuados que ejemplifiquen el comportamiento mecánico en diferentes escenarios de interacción.

Las técnicas para la medición de las propiedades de la piel pueden dividirse en dos categorías; *In vivo* e *in vitro*. A continuación, se describirá las características principales como las técnicas clasificadas en estas dos categorías. Para cada técnica se presenta una tabla resumen (*overview*) de propiedades mecánicas de la piel humana, en cada tabla se presentan las diferentes investigaciones con sus respectivas propiedades mecánicas y las capas en las que estas propiedades son válidas, la zona del cuerpo, el tipo de ensayo utilizado; el género, sexo y edades de los voluntarios. Cuando se esté refiriendo que el estudio fue elaborado en el antebrazo es la zona volar a no ser que se diga lo contrario En la columna del tipo de modelo se presentan las siguientes abreviaturas:

- * Curvas experimentales,
- - Información no proporcionada
- AB: Arruda & Boyce
- BT: Bec & Tonck
- Hz: Hertz
- JKR: Johnson, Kendall & Roberts
- KV: Kelvin & Voight
- L: Lineal
- MR: Mooney Rivlin
- MRB: Matriz de rigidez y bloques
- NH: Neo Hookean
- NHM: Neo Hookean Modificado
- O: Ortotrópico
- Og: Ogden
- OUC: Unidades de celdas ortotrópicas
- P: Persson
- PG: Polinomial General
- PR: Polinomial Reducido
- PS: Parámetros de Succión
- RB: Rubin & Bodner
- TF: Tong & Fung
- V: viscoelástico
- VQL: viscoelástico cuasi lineal
- VW: Veronda & Westmann
- Y: Yeoh.

2.1. *In vitro*

Para realizar pruebas *in vitro* se deben extraer muestras de piel del cuerpo; estas muestras, por lo general, provienen de cadáveres o de cirugías plásticas; el sitio y la orientación de las muestras es de vital importancia debido a la condición anisotrópica de la piel y al esfuerzo-tensión residual debido a los movimientos a los que estaba sometida. Dicho esfuerzo-tensión está directamente relacionado con las líneas de Langer las cuales muestran la tensión a la que está sometida la piel dependiendo del sitio anatómico; por esta razón las muestras de piel pueden expandirse o contraerse. En las pruebas *in vitro* se pueden analizar las propiedades mecánicas de cada capa de la piel de manera independiente; estas pruebas son elaboradas en ambientes controlados, tal que se pueden realizar ensayos cíclicos y monotónicos en condiciones controladas (120). Además, es posible realizar otro tipo de ensayos destructivos de la piel.

La piel, siendo un material biológico, cuando se extrae para pruebas *in vitro*, se va degradando con el tiempo en parte por la falta de nutrientes y de condiciones ideales para su preservación. Para óptimos resultados, debe conservarse refrigerada hasta un máximo de 48 h para no perder sus propiedades mecánicas. Aunque los resultados son tomados como habitualmente como estimativos puesto que el comportamiento real de la piel es altamente influenciado por los tejidos de los alrededores, flujo de sangre y restricción de movimiento, lo que impide caracterizar adecuadamente la piel (49,134).

2.1.1. Tracción *In vitro*

El ensayo de tracción de piel *in vitro* tiene el mismo procedimiento al realizado a materiales usados en ingeniería, usualmente se usa la norma ASTM D412 método estándar para ensayo de tensión de caucho vulcanizado; las pruebas se realizan en máquinas universales de tracción utilizando mordazas modificadas con patrones superficiales o con la inclusión de papeles abrasivos con el fin de mejorar el agarre de la probeta y evitar deslizamientos.

Existen 2 formas para realizar el ensayo de tracción; la primera consiste en aplicar toda la carga de deformación en un instante de tiempo muy corto, el segundo método a diferencia del primero la carga va aumentando con incrementos muy pequeños respecto al tiempo.

En las pruebas uniaxiales se presentan 3 zonas:

- Una primera zona en donde el comportamiento de la piel es casi lineal, se presentan grandes deformaciones y bajo nivel de esfuerzo.
- Una zona intermedia, donde las fibras de colágeno empiezan actuar.
- Y por último en una zona de gran incremento del esfuerzo con un poco cambio en la deformación y se presenta en el punto de la máxima deformación permitida, donde todas las fibras están participando(43).

En la Tabla 10 se presenta una *Overview* de propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante tracción *in vitro*.

Tabla 10 *Overview* de propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante tracción *in vitro*

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Genero	Edad	N	Año
Daly & Odland (43)	Completa	*		Abdomen	-	F	45	1	1979
Edsberg et al (46)	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 (92)	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 (40)	Completa	*	MRB	Muslo	-	-	-	-	2010
Lapeer et al (91,135)	Epidermis- Dermis	*	PG, PR Og	Abdomen	Uniaxial y Planar, V= 1 mm/s ε=0.4	F		1	2011
Ní Annaidh et al (49)	Epidermis-Dermis	83.3±34.9 MPa	L	Espalda	Lo=33 mm V=50 mm/min ε=0.9	F M	89±6	4 3	2012
Ottenio et al (136)	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 (39)	Dermis	E=18.8 MPa	V L	Tórax Abdomen	L ₀ =20 mm V= 2mm/min	-	47-86	-	2001
Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Genero	Edad	N	Año

2.2. In Vivo

Las pruebas *in vivo* se realizan en pacientes vivos y normalmente sanos, con la prioridad de ser no invasivo y lo menos doloroso para al paciente; la desventaja de este tipo de pruebas radica en la imposibilidad de realizar ensayos destructivos y de realizar ensayos monotónicos en la misma zona, debido a los cambios del estado natural de la piel por cada prueba realizada. La región elegida para realizar los ensayos es importante debido a la tensión y estado inicial de la piel, que está influenciado por las líneas de Langer y las capas internas, modificando considerablemente los resultados que se puedan obtener (137). En la mayoría de las veces, la zona que se desea analizar se debe preparar para realizar las pruebas; normalmente se rasura la zona y se trata con soluciones jabonosas, o alcoholes para remover las células muertas (134). Debido a que solo la capa superior esta accesible durante la realización de las pruebas, se recurre al uso de instrumentos de medición indirecta para detectar los cambios en las capas internas de la piel (114).

2.2.1. Tracción *In vivo*

El ensayo de tracción de piel *in vivo* puede llevarse a cabo de manera uniaxial o multiaxial.

2.2.1.1. Ensayo uniaxial

Consiste en la utilización de dos mandíbulas o placas que se fijan a la piel para moverse en direcciones opuestas, controlando la fuerza o el desplazamiento por servo motores. Tiene, en la mayoría de los ensayos, la posibilidad de tener la porción de piel en prueba totalmente visible (89,120), lo que permite realizar procedimientos con el objetivo de medir las diferentes capas de la piel. El desplazamiento de las placas esta entre 12 mm y 28 mm (138).

2.2.1.2. Ensayo multiaxial

Consiste en la utilización de un numero par de mandíbulas o placas que se fijan a la piel para moverse en direcciones opuestas formando un anillo todas entre sí encerrando la zona de piel a ser analizada, controlando la fuerza o el desplazamiento por servo motores. Al realizar el ensayo, se mueven todas las fijaciones al tiempo con un desplazamiento constante: luego, pasa a un periodo de sostenimiento, repitiendo el procedimiento hasta llegar al desplazamiento máximo (137).

En la Tabla 11 se observa una *Overview* de propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante tracción *in vivo*

Tabla 11 *Overview* de propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante tracción *in vivo*

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Genero	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 ν=0.1 mm/s	F	23.2±1.6	10	2013	
		60.4±2.4					10			
Delalleau et al (89)	Completa	E=500 kPa ν=0.4 e= 1.00 mm	L	Antebrazo	L ₀ =20 mm ε=0.1 ν=0.2 mm/s	-	-	8	2008	
		E=350 kPa ν=0.4 e= 1.5 mm								
Flynn et al (27)	Completa	*	-	Antebrazo	Microrobot, desplazamiento δ= 1.3 mm	-	21-52	21	2011	
Flynn et al (139)	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 (129)	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 (130)	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 (138)	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	
		lla eje Brazo E= 522 kPa	L							
		La eje Brazo E=132 kPa	L							
Kvistedal & Nielsen(137)	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 ν=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 (140)	Completa	*	Og	Antebrazo	Captura de movimiento, δ= 11.7 ± 1.6 mm	-	23-42	5	2010	
Manschot & Brakkee (141)	Completa	*	-	Pierna dorsal	L ₀ = 5 mm F= 12 N en 10s	-	-	-	1986	
Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Genero	Edad	N	Año	

2.2.2. Indentación

El ensayo de indentación se asemeja a un ensayo de dureza realizado a los metales; consiste en la aplicación de una carga por medio de un indentador rígido de radios entre 6.22 mm y 12.7 mm elaborados de acero AISI 52100 (88,142,143), Para medir la profundidad de penetración en función de la fuerza normal aplicada (48). Este tipo de ensayo es apropiado para analizar la influencia de los músculos en las propiedades mecánicas de la piel; las velocidades de indentación pueden variar de 5 $\mu\text{m/s}$ a 1500 $\mu\text{m/s}$, las cargas normales aplicadas están entre 1 mN a 100 mN y dependen del dispositivo utilizado. Este ensayo nos permite obtener propiedades mecánicas como el módulo de Young, fuerzas adhesivas, viscosidad entre otros (71). En la Tabla 12 se enumeran propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante indentación en diversas investigaciones.

Tabla 12 *Overview* de propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante indentación

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Genero	Edad	N	Año
Abellan et al (38)	<i>Stratum Corneum</i>	E=290 kPa	L	Antebrazo	S \emptyset =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 η =0.80 kPa							
	Viable Epidermis	E=1.88 kPa η =0.6 kPa							
	Dermis	E=6 kPa, η =0.4 kPa,							
Hipodermis	E=2 kPa, η =0.2 kPa								
Boyer et al (72)	Completa	E*=10.7 \pm 2.64 kPa	KV	Antebrazo	\emptyset =2 mm δ = 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 C=0.074 \pm 0.019					18-30	16	
		K=32.1 \pm 7.4 C=0.063 \pm 0.014					31-50	15	
		K=28.4 \pm 8.2 C=0.062 \pm 0.016					51-70	15	
Delalleau et al (88)	Completa	E=5.67 kPa ν =0.48	L	Antebrazo	AISI 52100 S \emptyset =6.22 mm δ = 600 μm	F	-	1	2006
Groves et al (47)	Epidermis	μ =4.0991 \pm 0.8382 MPa α =2.9814 \pm 0.5904	Og	Antebrazo	\emptyset =0.5 mm S \emptyset =1.5875 mm δ = 300 μm	F	24-26	4	2012
	Dermis	μ =0.0226 \pm 0.0019 MPa α =3.2876 \pm 0.2333							
	Hipodermis	μ =0.0104 \pm 0.0007 MPa α =13.5793 \pm 4.3224				M	22-26	3	
Iivarinen et al (96)	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	\emptyset =2 mm ν =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				M		7	
Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Genero	Edad	N	Año

Tabla 12 Continuación

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Genero	Edad	N	Año	
Jachowicz et al(144)	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 (13)	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	AISI 52100 Ø=5 mm 22 °C, 50%RH					
		E=76 kPa		Antebrazo 0.5 N						
Pailler-Mattéi & Zahouani (31,71)	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	2006	
Pailler-Mattéi et al (14)	<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								Acero Ø=12.7 mm V=400 µm/s Fn=15 mN 22 °C - 24°C, 20% - 30 %RH
Pailler-Mattéi et al (48)	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 (145)	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 (106)	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 (35)	Completa	E*=8.3 ± 2.1 kPa G*=2.8±0.46 kPa	Hz	Antebrazo	Acero Ø = 5.5 mm δ= 1000 µm Fn=20 mN 22 °C, 50%RH	F	55-70	20	2009	
Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Genero	Edad	N	Año	

2.2.3. Succión

El ensayo de succión consiste en aplicar una presión negativa en una apertura de un diámetro pequeño que varía entre 1 mm a 10 mm, usualmente 6 mm, y presiones de 0 mBar a 600 mBar (114,90) analizando la cúpula que forma la piel (95,146–149). Las pruebas se realizan al aumentar linealmente las presiones hasta presiones parciales, seguida de un sostenimiento de la presión por un tiempo determinado, repitiendo el procedimiento hasta alcanzar la presión máxima. Este test es utilizado frecuentemente para analizar las diferentes capas de la piel, ya que al utilizar diámetros con aperturas muy pequeñas solo participa la epidermis; para diámetros mayores influye la dermis o en algunos casos los músculos (99). Algunos investigadores coinciden en la importancia de este test, puesto que al realizarlo se está analizando la piel de manera multiaxial y se puede tomar las propiedades a nivel general y la facilidad que presta para combinar con equipos de medida (99). La Tabla 13 es un resumen de propiedades mecánicas de la piel humana obtenidas mediante el ensayo de succión.

Tabla 13 *Overview* de propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante succión

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Genero	Edad	N	Año
Areias et al (150)	Epidermis	$C_{10}=333.3$ kPa	NH	-	400 mbar $\emptyset = 1.9$ mm	-	-	-	2003
	Dermis	$C_{10}=33.33$ kPa							
	Hipodermis	$C_{10}=120$ Pa							
Barbarino et al (95)	Epidermis- Dermis	$\mu_0=8.24$ kPa $q=3.12$	RB	Cara	66 mbar 133 mbar 200 mbar 500 mbar $\emptyset = 2$ mm $\emptyset = 8$ 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						
Cook (149)	Completa	*	-	Antebrazo Espalda	2.4517 mbar/s	M - F	2 - 67	116	2006
Boyer et al (72)+	Completa	$U_r/U_f = 0.687 \pm 0.105$	PS	Antebrazo	400 mbar $\emptyset = 2$ mm 22 °C, 50% RH	F	18-30	16	2009
		$U_r/U_f = 0.605 \pm 0.115$					31-50	15	
		$U_r/U_f = 0.532 \pm 0.131$					51-70	15	
Cua et al (74)+	Completa	$U_r/U_f = 0.88 \pm 0.02$	PS	Antebrazo	500 mbar $\emptyset = 2$ 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					
		$U_r/U_f = 0.64 \pm 0.04$		Antebrazo Dorsal					
Delalleau et al (90)	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	NL						
		$C_{10}=39$ kPa $e= 1.08$ mm							
		$C_{10}=19$ kPa $e= 1.51$ mm							
		$E_1=131$ kPa $E_2=365$ kPa $\epsilon=3.8$ % $e= 0.86$ mm							
$E_1=64$ kPa $E_2=273$ kPa $\epsilon=3.9$ % $e= 1.08$ mm									
$E_1=41$ kPa $E_2=187$ kPa $\epsilon=6.8$ % $e= 1.51$ mm									
Delalleau et al (87)	Epidermis – Dermis	$X_1= 30$ kPa $X_2=1000$ kPa $N=0.32$	NHM	Antebrazo	100 mbar $\emptyset = 6$ mm	-	-	-	2011
Diridollou et al (105)	Completa	$E=129 \pm 88$ kPa	L	Antebrazo	100 mbar $\emptyset = 6$ mm	M	20-30	10	2000
Diridollou et al (111)	Epidermis-Dermis	$E=120$ kPa	L	Antebrazo	100 mbar $\emptyset = 6$ mm 20± 2°C 45±6% RH	F	16-38	30	2000
		$E=230$ kPa		Frente		M	16-39	30	
Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Genero	Edad	N	Año

Tabla 13 Continuación

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Genero	Edad	N	Año		
Diridollou et al (114)	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 (119)+	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	300 mbar $\varnothing=2 \text{ mm}$ $19^\circ \text{C} - 23^\circ \text{C}$ $45\% - 55\% \text{ RH}$						
		$U_r/U_f = 0.77 \pm 0.03$		Antebrazo							
		$U_r/U_f = 0.57 \pm 0.04$		Vulva	500 mbar $\varnothing=2 \text{ mm}$ $19^\circ \text{C} - 23^\circ \text{C}$ $45\% - 55\% \text{ RH}$						
		$U_r/U_f = 0.78 \pm 0.03$		Antebrazo							
		$U_r/U_f = 0.47 \pm 0.04$		Vulva							
Hendriks et al (97)	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 (98)	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 (99)	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 (146)	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 (28)+	Completa	$U_r/U_f = 43.35 \pm 7.11$	PS	Antebrazo	$\varnothing=2 \text{ mm}$ 450 mbar 20°C 50% RH			30	2013		
		$U_r/U_f = 44.35 \pm 6.87$						M		20-29	30
		$U_r/U_f = 40.61 \pm 5.83$						F		30-39	30
		$U_r/U_f = 36.63 \pm 7.55$						M			30
		$U_r/U_f = 35.07 \pm 8.28$						F		40-49	30
		$U_r/U_f = 33.72 \pm 6.01$						M			30
		$U_r/U_f = 29.97 \pm 6.20$						F		50-59	30
		$U_r/U_f = 29.95 \pm 7.32$						M			30
		$U_r/U_f = 24.69 \pm 4.88$						F		60-74	30
		$U_r/U_f = 29.66 \pm 6.81$						M			30
		Pedersen et al (148)						Completa		Recuperación= 90.17 %	L
$E= 5.26 \text{ U.A.}$	M		12								
Recuperación= 90.83 %											
$E= 4.8 \text{ U.A.}$											
Sutradhar & Miller (113)	Completa	$E=344 \pm 88 \text{ kPa}$	L	Pecho	$\varnothing=10 \text{ mm}$	F	29-75	23	2013		

+ Parámetros, Zonas y/o presiones adicionales no reportadas en esta tabla

2.2.4. Torsión

El ensayo de torsión típico consiste en la utilización de un disco compuesto por anillos adheridos al a piel, estos giran alrededor de su eje de unos 8 a 10 grados generando hasta 9×10^{-3} Nm de torque (134,151) , analizando el torque necesario para mantener la rotación, este test implementado inicialmente por Sanders en 1973 (151). Este ensayo es utilizado básicamente para el análisis de propiedades elásticas y viscoelásticas de la piel (23). La Tabla 14 es una *overview* de propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante torsión.

Tabla 14 *Overview* de propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante torsión

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Genero	Edad	N	Año
Esoffier et al (34)	Completa	$U_t/U_c=0.99-3.3 \cdot 10^{-3} \times \text{edad}$	PT	Ventral Antebrazo	2.3 10^{-3} N m 19°C -23 °C 45% -55 % RH	M F	8-98	123	1989
		$U_t/U_c=0.93-3.3 \cdot 10^{-3} \times \text{edad}$			10.4 10^{-3} N m 19°C -23 °C 45% -55 % RH				
Sanders (151)	Completa	$E=41.595 \pm 18.504$ kPa	L	Antebrazo	8.3 10^{-4} N m	F	6-61	5	1973
						M		14	
Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Genero	Edad	N	Año

2.2.5. Métodos de análisis no convencionales

Los métodos de análisis no convencionales están diseñados principalmente con la intención de realizar análisis sin contacto directo al caracterizar el comportamiento mecánico de la piel. El propósito de realizar estos estudios sin contacto, es que sin necesidad de perturbar y pre condicionar la piel para realizar el ensayo se obtienen las propiedades mecánicas en condiciones normales de la piel. En la Tabla 15 se presenta un resumen de propiedades mecánicas de la piel humana obtenidas mediante técnicas no comunes.

Tabla 15 *Overview* de propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante técnicas no convencionales

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Genero	Edad	N	Año
Boyer et al (152)	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 (128)	Dermis	G=1.98±0.72 MPa	L	Antebrazo	Propagación de onda, estimulación 300 Hz, ν=0.5, ρ= 1.02 g/cm ²	-	-	4	2004
	Hipodermis	G=5.46±2.76 kPa							
Liang & Boppart (33)	Completa	E=101.180 kPa ν=0.5	L	Antebrazo	OCE- Elastografía de coherencia óptica, 50 Hz	M	-	1	2010
		E=23.01 kPa ν=0.5		Antebrazo húmedo					
		E=300.41 kPa ν=0.5		Antebrazo Seco					
		E=68.678 kPa ν=0.5		Antebrazo Dorsal					
		E=24.910 kPa ν=0.5		Palma					
Luo et al (153)	Dermis	a Líneas de Langer G=4.8 ± 0.9 kPa	L	Antebrazo Dorsal	SIS, Imagen por propagación de ondas supersónicas ρ= 1.02 g/cm ² 50% R.H.	F	24-26	9	2015
		⊥a Líneas de Langer G=3.7 ± 0.7 kPa		Antebrazo					
		a Líneas de Langer G=4.5 ± 0.7 kPa							
		⊥a Líneas de Langer G=2.7 ± 1.0 kPa		Antebrazo Dorsal					
		a Líneas de Langer G=5.2 ± 1.1 kPa							
		⊥a Líneas de Langer G=4.7 ± 0.7 kPa		Antebrazo					
		a Líneas de Langer G=5.7 ± 1.3 kPa							
⊥a Líneas de Langer G=4.7 ± 1.9 kPa									
Persson et al (36)	Completa	E=20 kPa ν=0.5	P	Antebrazo	-	-	-	-	2013
	<i>Stratum Corneum seco</i>	E= 1 GPa ν=0.5							
	<i>Stratum Corneum húmedo</i>	E=7 MPa ν=0.5							
Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Genero	Edad	N	Año

2.3. Propiedades mecánicas de piel humana utilizadas en simulaciones numéricas

En la Tabla 16 se presenta un resumen de propiedades mecánicas de la piel humana determinadas o utilizadas en simulaciones numéricas; estas propiedades no necesariamente fueron determinadas por los investigadores de manera experimental.

Tabla 16 *Overview* de propiedades mecánicas de la piel humana utilizadas en simulaciones

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Ensayo	Zona	Genero	Edad	N	Año
Bischoff et al (154)	Completa	*	AB	Tracción	-	-	-	-	1999
Flynn & McCormack (155)	<i>Stratum Corneum</i>	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							
Khatyr et al (147)	Completa	*	O	Succión	-	-	-	-	2006
Kuhlmann et al (108)	Completa	C ₁₀ =0.31 MPa C ₀₁ =0.30 MPa C ₁₁ =2.25 MPa C ₂₀ =0.50 MPa C ₀₂ =0.60 MPa	PG N=2		Pecho	F	-	-	2013
Magnenat-Thalman et al (29)	<i>Stratum Corneum</i>	E=6 MPa	L	Compresión	-	-	Joven	-	2002
	Epidermis	E=0.05 MPa							
	Dermis	E=0.6 MPa							
	<i>Stratum Corneum</i>	E=12 MPa							
	Epidermis	E=0.05 MPa							
	Dermis	E=1 MPa							
Tachikawa et al (156)	Epidermis	E=14 MPa $\nu=0.48$	L	-	Dedos	-	-	-	2010
	Dermis	E=0.08 MPa $\nu=0.48$							
Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Ensayo	Zona	Genero	Edad	N	Año

3. Análisis comparativo de propiedades mecánicas de piel

El estudio detallado de las propiedades mecánicas de la piel requiere la obtención de parámetros óptimos que describan el comportamiento no lineal del tejido. Estos parámetros de comportamiento y la elección de modelos constitutivos van ligados al desarrollo de modelos predictivos para cauchos, debido a que tejidos biológicos presenta un comportamiento muy cercano a estos. Esto se evidencia en que el modelo hiperelástico propuesto por Mooney – Rivlin (157) fue utilizado para el análisis del comportamiento de la piel por Hendriks et al. (97–99); El modelo expuesto por Ogden (158,159) ha sido utilizado por Lapeer et al.(135), Flynn et al.(129,139) y Manan & Mahmud et al (93,94). Finalmente, el modelo formulado por Yeoh (160) ha sido utilizado por Flynn & Mc Cormack (155).

Aunque los modelos constitutivos descritos en el párrafo anterior son una buena aproximación al comportamiento de cada uno de los experimentos y condiciones a los que la piel fue expuesta. Todos estos modelos consideran que la piel es isotrópica; sin embargo, para algunas aplicaciones no es adecuado realizar esta simplificación. Es por esto que modelos hiperelásticos ortotrópicos como el de Tong & Fung (161) fue validado con piel de conejo y utilizado en piel humana por Flynn et al. (129), Gambarota et al. (130) y Kvistedal & Nielsen También fue desarrollado el modelo constitutivo de familia de fibras isotrópicas formulado por Veronda & Westmann evaluado en piel de gato y utilizado en piel humana por Groves et al. (92). Estos son modelos ideados para describir el comportamiento no lineal y anisotrópico de la piel.

La simulación numérica del comportamiento mecánico de elastómeros o cauchos bajo tensión uniaxial ha sido realizada por Sasso et al (162) en este trabajo se evaluaron métodos ópticos para condiciones de deformación en las cuales es difícil o no son aplicables los métodos extensométricos. En la comparación numérico – experimental que incluye no sólo el estudio uniaxial hasta un 200 % de deformación (Incluye los ensayos: bombeo y planar), se elige el modelo Mooney – Rivlin de segundo orden y el modelo de Ogden como los más adecuados para describir el comportamiento mecánico del material evaluado. Carlescu et al. (163) estudiaron el comportamiento uniaxial del Polidimetilsiloxano PDMS con el objetivo de utilizarlo como músculo artificial al aprovecharlo como un actuador dieléctrico. Carlescu et al. encontraron que los modelos de Mooney – Rivlin, Ogden y Yeoh son los modelos más precisos para describir el comportamiento del material a una deformación máxima de 180 %.

Simulaciones numéricas del comportamiento mecánico de tejidos bajo tensión uniaxial han sido realizadas por Lim et al (120). Estos autores utilizan un modelo lineal para replicar y verificar estudios de tensión uniaxial en piel de cerdo mediante un nuevo dispositivo de tracción; este incluye, en el extremo móvil, una parte en forma de C lo que inhibe la participación de los tejidos de los alrededores, permitiendo de esta manera una comparación entre estudios de tracción *in vivo* e *in vitro*. Groves et al. (92) utilizaron el modelo de Veronda & Westmann para representar un ensayo de tracción realizado en 2 voluntarias femeninas y 8 murinos. En este estudio se evidencia que existe una diferencia apreciable en el comportamiento mecánico de la piel humana y la de los murinos, debido a que la piel humana presenta grandes deformaciones en bajas cargas en contraste con la de los ratones.

Debido a la gran cantidad de estudios que evalúan las propiedades mecánicas de la piel humana bajo diferentes condiciones, es necesario realizar un estudio comparativo entre todas ellas para facilitar la elección de una propiedad al realizar estudios numéricos. En este capítulo se realizará un análisis comparativo de las propiedades mecánicas mediante la réplica de un estudio de tracción *in vitro* mediante una simulación dinámica explícita. Basados en un modelo confrontado con un estudio experimental, se presentan gráficos comparativos de curvas esfuerzo-deformación, para propiedades de piel obtenidas mediante de tracción *in vivo* e *in vitro*. Finalmente, se presentará un gráfico comparativo de cada una de las investigaciones del título 2 que permita, según sus propiedades, realizar la simulación numérica independiente del ensayo utilizado para obtenerla.

3.1. Modelo base

Para realizar un análisis comparativo de las propiedades mecánicas presentadas en el apartado 2 del presente capítulo, se replica un estudio de tracción mediante una simulación dinámica explícita tridimensional (dado que requiere tener en consideración los efectos de inercias y el historial durante todo el análisis) usando ABAQUS® 11.0 sin ningún tipo de escalado de masa. De los ensayos presentados en la Tabla 10 *Overview* de propiedades mecánicas de piel humana obtenidas mediante tracción *in vitro*, únicamente el estudio realizado por Lapeer et al (91) presenta las condiciones de velocidad de deformación, características geométricas de piel y curvas esfuerzo-deformación unitaria; además, cuenta con curvas esfuerzo-deformación unitaria para ensayos planares. Por estas razones es el estudio elegido para calibrar el modelo.

En este mismo estudio se usó una probeta tipo C ASTM D412 (Método estándar para pruebas de tensión en caucho vulcanizado y elastómeros termoplásticos)(164), este tipo de probeta es usado por Ní Annaidh et al. y Ottenio et al. en su investigaciones (49,136). El espesor de la probeta fue de 0.91 mm contando únicamente la participación de la Epidermis (0.070 mm) y la Dermis (0.84 mm) (47). Se utilizaron las primeras curvas de esfuerzo-deformación unitaria de probeta en dirección x de los ensayos uniaxial y planar presentadas por Lapeer et al. para describir el comportamiento de la piel, utilizando un coeficiente de Poisson de $\nu = 0.4998$ una densidad de $\rho = 1200$ para ambas capas (165) y un modelo hiperelástico Ogden.

Adicionalmente, la geometría de la probeta fue simplificada utilizando un cuarto y asignando una doble simetría (una en el eje longitudinal y otra en el zona útil de la probeta) tal como lo planteado por Sasso et al (162). La probeta sufrió un desplazamiento longitudinal máximo de 13.2 mm, imponiendo este movimiento en el extremo de sujeción (ver área gris en la Figura 20a) a una velocidad 1 mm/s. Se utilizaron elementos 2736 elementos Hexaédricos C3D8R para un total de 4485 nodos. En la Figura 20b se observa la apariencia de la malla en la probeta analizada. Para el cálculo de esfuerzo y la deformación se utilizó la reacción en el área transversal del extremo útil de la probeta y el desplazamiento de la zona de sujeción respectivamente.

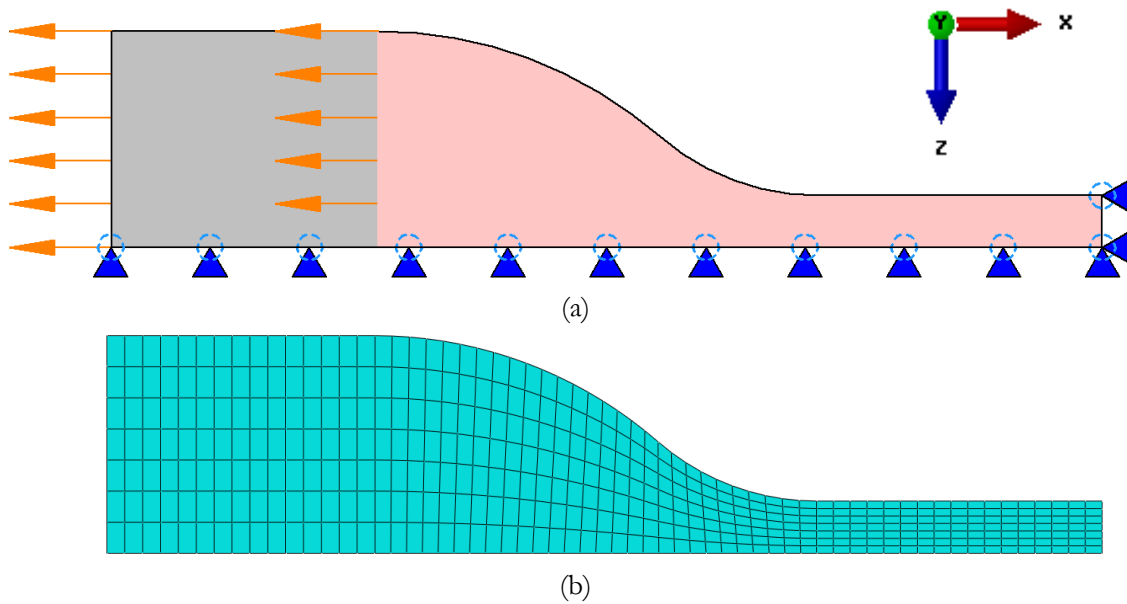
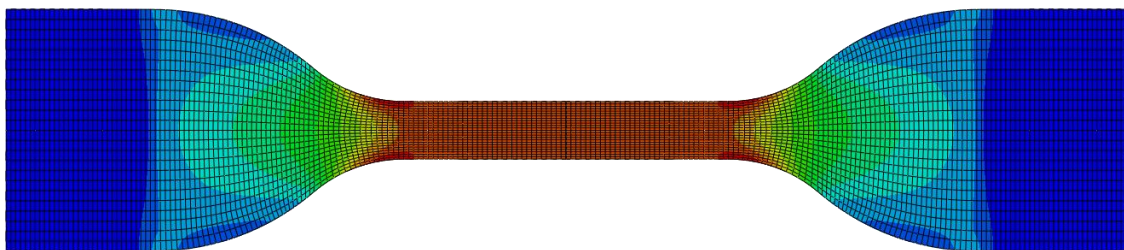
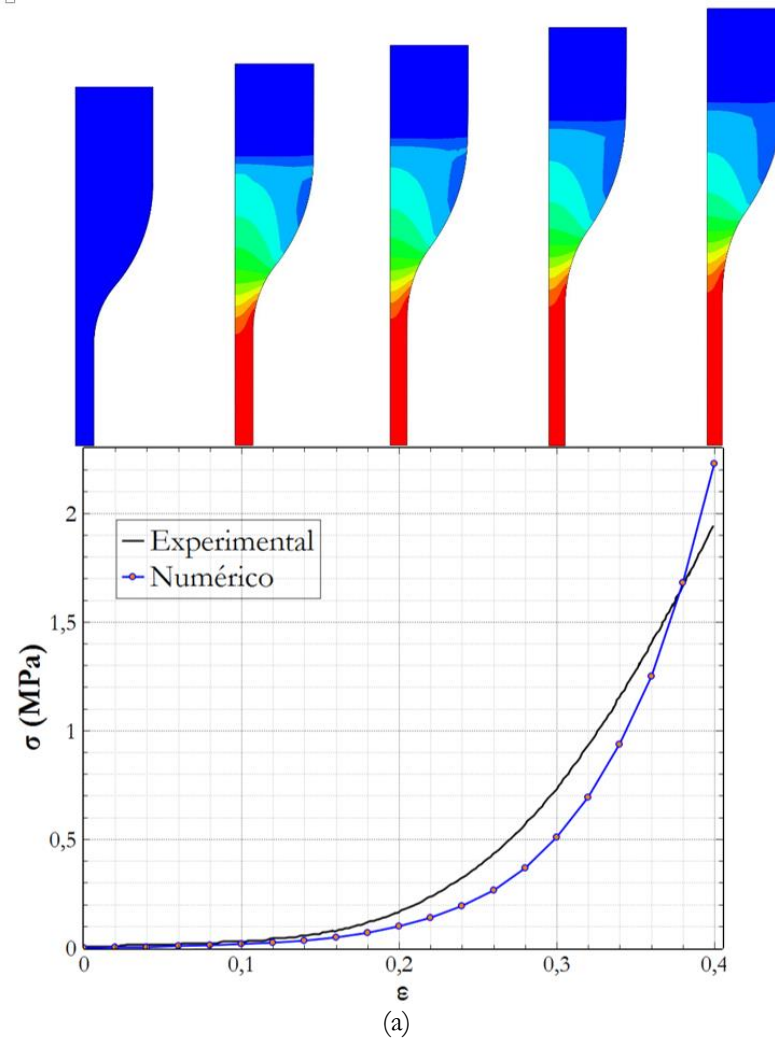


Figura 20 Cuarto de una probeta tipo C ASTM D412:
a) Condiciones de borde y b) Malla.

Los esfuerzos presentados en la probeta simulada son muy similares a los presentados bajo las condiciones experimentales, como se observa en la Figura 21 donde se presenta una comparación entre ambas curvas. La zona útil de la probeta es donde se presentan las mayores magnitudes de esfuerzo, disminuyéndose en las zonas cerca a la sujeción, tal y como se espera que suceda bajo condiciones experimentales (Ver Figura 21b). Se considera que el modelo numérico utilizado al cumplir estas condiciones ejemplifica adecuadamente el fenómeno estudiado y posibilita realizar el estudio comparativo con él.



(b)

Figura 21 Réplica numérica del estudio de Lapper et al:

- a) Comparación entre la curva experimental de tracción elaborada por Lapeer et al y la determinada mediante el análisis numérico y b) Ejemplo de distribución de esfuerzos en la probeta.

En caso de ser necesario disminuir la diferencia entre la curva experimental y la numérica, es preciso caracterizar óptimamente el material hiperelástico con estudios uniaxiales, biaxiales, de compresión, planares entre otros. Todos estos estudios se realizarían con el fin de obtener las constantes hiperelásticas que describan de manera exacta el comportamiento mecánico del material estudiado en las simulaciones numéricas, tal y como los realizó Sasso et al en su estudio(162).

El estudio numérico realizado en esta investigación se basa en las curvas experimentales realizadas por Lapeer et al (91), en el cual únicamente se realizaron estudios uniaxiales y planares a muestras de piel obtenidas del abdomen, por lo que se le puede atribuir a la falta de estudios complementarios a las muestras de piel estudiadas la diferencia presentada entre las curvas. Una alternativa puede ser el uso modelos constitutivos hiperelásticos de mayor complejidad. Pero, para el uso adecuado de estos modelos es necesario que el número de constantes sea igual al número de estudios realizados limitado al a dos para el caso de los estudios de Lapeer et al (91) (el modelo utilizado fue Ogden de grado 1 que utiliza dos constantes), lo que reafirma la necesidad de estudios complementarios a las muestras para obtener un menor error entre las curvas experimentales y numéricas.

3.2. Evaluación de propiedades mecánicas mediante simulación numérica de ensayo de tracción

Usando las condiciones de simulación enumeradas en el modelo base, se efectuó un análisis numérico por cada investigación del apartado 2 que permitiera según sus propiedades realizarla. La simulación de tracción se realizó independientemente del método con el que se determinaron las propiedades. Las investigaciones varían en el número y combinaciones de capas de piel; por este motivo se usaron los espesores y densidades descritos en la Tabla 17 usando las propiedades y número de capas.

Tabla 17 Espesores y densidades por capa de la piel humana

Capa	Densidad (Kg m ³)	Espesor (mm)
Completa	1100 (24)	1.91
<i>Stratum Corneum</i>		0.02 (36)
Epidermis (Con <i>Stratum Corneum</i>)	1200 (165)	0.07 (47)
Dermis		0.84 (47)
Hipodermis	1000 (165)	1 (35)

Todas las capas se consideraron con un comportamiento hiperelástico, condiciones isotrópicas e incompresibles ($\nu= 0.4998$), ya que esta es la formulación que explica de mejor manera el comportamiento de la piel bajo este tipo de solicitaciones (166). Los modelos lineales se aproximan a la formulación de Mooney Rivling usando la siguiente ecuación, utilizada por Schmidt et al. (167) e Isaza (100) en sus investigaciones:

$$E \cong 6 (C_{10} + C_{20}) \tag{31}$$

Siendo $C_{20}= 0.25 C_{10}$, por tanto

$$C_{10} = \frac{2}{5} E \tag{32}$$

$$C_{20} = \frac{1}{4} C_{10} \tag{33}$$

3.2.1. Resultados y discusión

El objetivo principal de este apartado es presentar una forma de comparar la gran cantidad de estudios que evalúan las propiedades mecánicas de la piel humana. Para esto se replicó un estudio de tracción *in vitro* mediante un estudio dinámico explícito. A continuación, se presentan gráficos comparativos de curvas esfuerzo-deformación obtenidas mediante de tracción *in vivo* e *in vitro*. Además, se presentará un gráfico comparativo de cada una de las investigaciones del apartado 2 que permitió según sus propiedades realizar la simulación, independiente del ensayo utilizado para obtenerla.

En la Figura 22 se presenta un gráfico comparativo entre las curvas esfuerzo-deformación unitaria usando propiedades obtenidas mediante tracción *in vivo*. El esfuerzo máximo presentado en este grupo de propiedades se encuentra entre 955 kPa y 52 MPa, existiendo a su vez una limitada deformación en todos los datos ($\epsilon=0.1$), con excepción de modelo Lapeer et al. el cuál es el modelo base. La significativa desigualdad en las curvas y las magnitudes presentada en la Figura 22, se debe principalmente a: la diferencia de velocidades de deformación, puesto que esto afecta directamente la magnitud de las propiedades mecánicas (136) y a causa de la zona donde proviene la muestra porque cada zona del cuerpo se encuentra bajo diferentes condiciones de tensiones (74,168), estas tensiones están delimitadas en mayor parte por las líneas de Langer (33,34,49).

Ní Annaidh, Ottenio y colaboradores (49,136) utilizan en sus investigaciones piel de cadáveres con edades promedio de 89 años, lo que podría evidenciar la interrupción del desplazamiento a bajas deformaciones. Esto se debe a que la piel aumenta su rigidez con el paso de los años debido a la disminución y degradación estructural del contenido de colágeno(23,74,114).

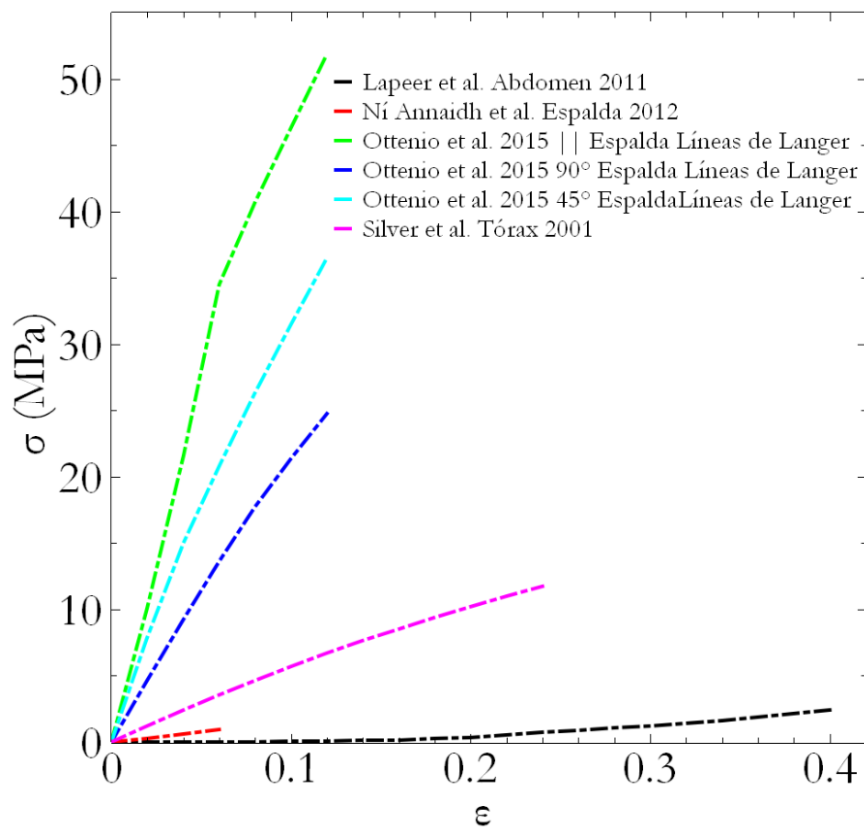


Figura 22 Comparación entre curvas esfuerzo de deformación unitaria usando propiedades obtenidas mediante tracción *in vitro*

Un factor adicional al que se le atribuye la desigualdad en las curvas de la Figura 22, es la diferencia en la temperatura, modo y tiempo de conservación de las muestras. Lapeer et al almacenan las muestras a 10°C por seis días en solución salina (91), Silver et al conservan las muestras por siete días; mientras que Ní Annaidh et al (49) y Ottenio et al (136) almacenan sus muestras en papel húmedo entre dos y nueve días a 4°C y en solución salina por dos semanas a 4 °C respectivamente.

La Figura 23 presenta un gráfico comparativo entre curvas esfuerzo-deformación unitaria usando propiedades obtenidas mediante tracción *in vivo*. El esfuerzo máximo presentado en este grupo de propiedades se encuentra entre 3 kPa y 4.52 MPa, siendo en promedio estos valores menores a los encontrados en el ensayo *in vitro*. El amplio rango del esfuerzo máximo que presenta las propiedades obtenidas mediante tracción *in vivo*, adicional a las discutidas en los ensayos *in vitro* (velocidad de deformación, edad de los voluntarios, condiciones de la piel) se debe a la diversidad de formas como se evaluó la propiedad y deformaciones máximas aplicadas.

La diferencia de más de diez veces en las magnitudes promedio de los esfuerzos máximos entre propiedades obtenidas de manera *in vitro* y las determinadas de manera *in vivo*, se debe a la participación de tejidos, músculos y piel circundante durante los estudios *In vivo* describiendo el comportamiento de la piel bajo condiciones naturales. Comparado con la posibilidad de aislar, restringir adecuadamente las condiciones de frontera y deformar la piel hasta la ruptura de los estudios *In vitro* (38,43,91,120).

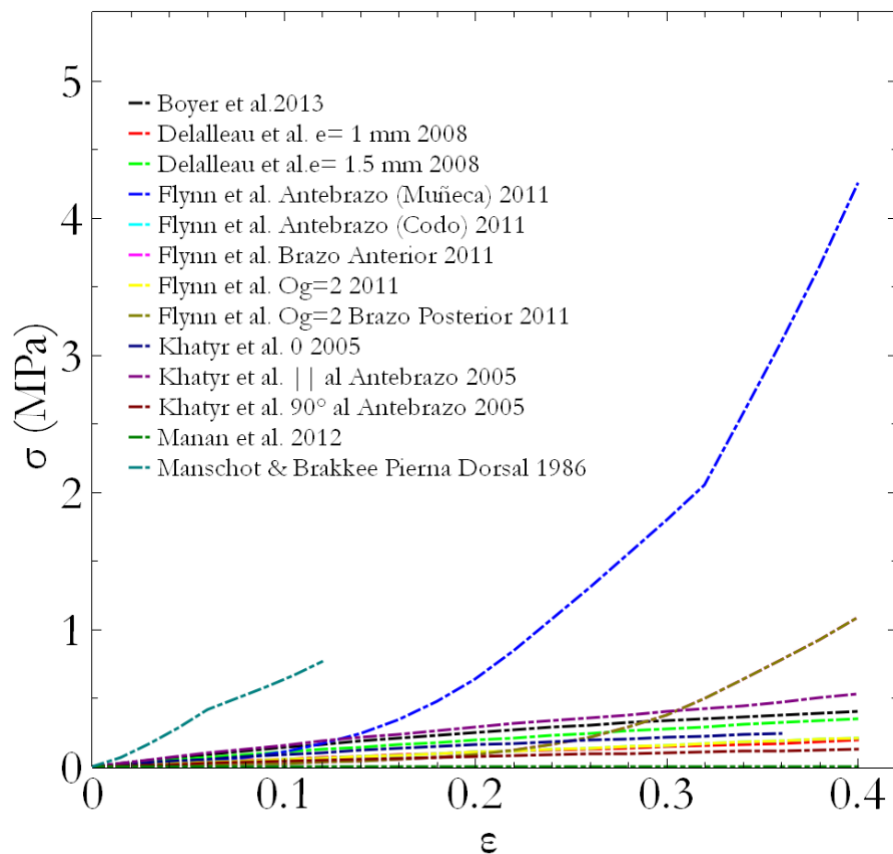


Figura 23 Comparación entre curvas esfuerzo deformación unitaria usando propiedades obtenidas mediante tracción *in vivo*

La forma de evaluar las propiedades influye en el amplio rango de esfuerzos máximos encontrados, puesto que la gran mayoría de investigaciones utilizan dispositivos que hacen el símil de una máquina universal de ensayos; es decir, un lado fijo mientras que el opuesto se desplaza. Sin embargo, Flynn et al. (27,129,139) proponen el uso de un dispositivo que permite evaluar las fuerzas de reacción en una probeta que unida a la zona a evaluar puede desplazarse en los tres ejes. Mahmud, Manan y colaboradores (93,94,140) como también Kvistedal & Nielsen (137), proponen el uso de métodos ópticos para evaluar el desplazamiento de un marcador que perteneciente a un arreglo rectangular y el desplazamiento simultaneo de 16 actuadores en un arreglo circular respectivamente. Estas metodologías permiten evaluar propiedades mecánicas en las que se involucran tanto la anisotropía como la participación de la piel circundante en contraste a la forma tradicional en la que restringen un lado alejándose de la forma como interactúa la piel con los objetos en las actividades diarias. La diferencia en el desplazamiento 1.3 mm de Flynn et al (27) a los 21 mm de Manan et al (94) y las deformaciones unitarias de 0.1 por Boyer et al (86) y Delalleau et al (89) comparadas con 0.7 aplicadas por Kvistedal & Nielsen (137), describen escenarios muy distintos en todas la investigaciones, explicando la heterogeneidad de las curvas.

Como se señaló en párrafos anteriores, se espera que una curva esfuerzo-deformación de piel humana presente tres zonas: una zona de comportamiento lineal, posteriormente una zona donde la rigidez aumenta gradualmente a medida que las fibras de colágeno actúan y finalmente una donde existe un gran incremento del esfuerzo dado que las fibras de colágeno están alineadas en dirección de la carga. De esta forma se espera que la curva esfuerzo-deformación presente un comportamiento inicialmente logarítmico para posteriormente transformarse a uno exponencial. La elastina es la responsable que se presente la primera zona de la curva de esfuerzo deformación para la piel, por lo que esta primera zona no es apreciable o aparentemente inexistente dado que se presenta a muy bajas deformaciones, por lo que las curvas toman una forma similar a una J o directamente un comportamiento exponencial.

En cuanto a los resultados, se esperaría que las curvas esfuerzo-deformación obtenidas mediante simulación presenten un comportamiento exponencial, pero este comportamiento solo se presentó en las curvas cuyas propiedades eran inicialmente hiperelásticas. En este orden de ideas la transformación aplicada a los modelos lineales utilizada para los propósitos de este capítulo y utilizada por Schmidt et al. (167) e Isaza (100) en sus investigaciones anteriormente, no es adecuada para explicar el comportamiento de la piel bajo las condiciones de deformación en las que se realizó esta simulación numérica. En general el comportamiento presentado por las propiedades a las que se les aplicó dicha transformación es logarítmico, que es tal como actúa la piel en la primera zona de la curva esfuerzo deformación, por lo tanto, podría ser usado para realizar simulaciones en la que se presenten muy bajas deformaciones. Se plantea la hipótesis que si se realizan las simulaciones para magnitudes de deformaciones unitarias superiores a las realizadas ($\epsilon=0.4$), a unas por en las cuales los modelos Mooney-Rivlin fueron planteadas ($\epsilon>2$) el comportamiento de la curva cambie a exponencial. Este tipo de simulaciones se encuentran fuera del alcance de la investigación dado que la piel en las actividades cotidianas no alcanza tales grados de deformación.

En la Figura 24 se presenta un gráfico comparativo de curvas esfuerzo deformación unitaria, provenientes de propiedades de cada investigación del título 2 que permitió realizarla independientemente de la forma de obtención, y usando las condiciones de simulación enumeradas en el modelo base. El esfuerzo máximo presentado se encuentra entre 2 kPa y 52 MPa, este intervalo tan amplio es debido a que las propiedades fueron evaluadas en diferentes estudios los cuales están diseñados para evaluar diferentes comportamientos (uniaxial, biaxial, multiaxial). Adicionalmente se conoce que las propiedades de la piel pueden variar por: las características del ambiente circundante, hora del día, zona del cuerpo, edad, nutrición, cuidados personales, nivel de hidratación, estilo de vida, presencia de vello, cambios hormonales, etc. La variación de alguno de esto factores modifica altamente la respuesta mecánica de la piel, por lo tanto, si se considera la piel como un material al evaluar voluntarios diferentes se estaría

evaluando materiales diferentes. En el anexo 2 se presentan gráficos de esfuerzo deformación unitaria de las demás técnicas no analizadas en este título.

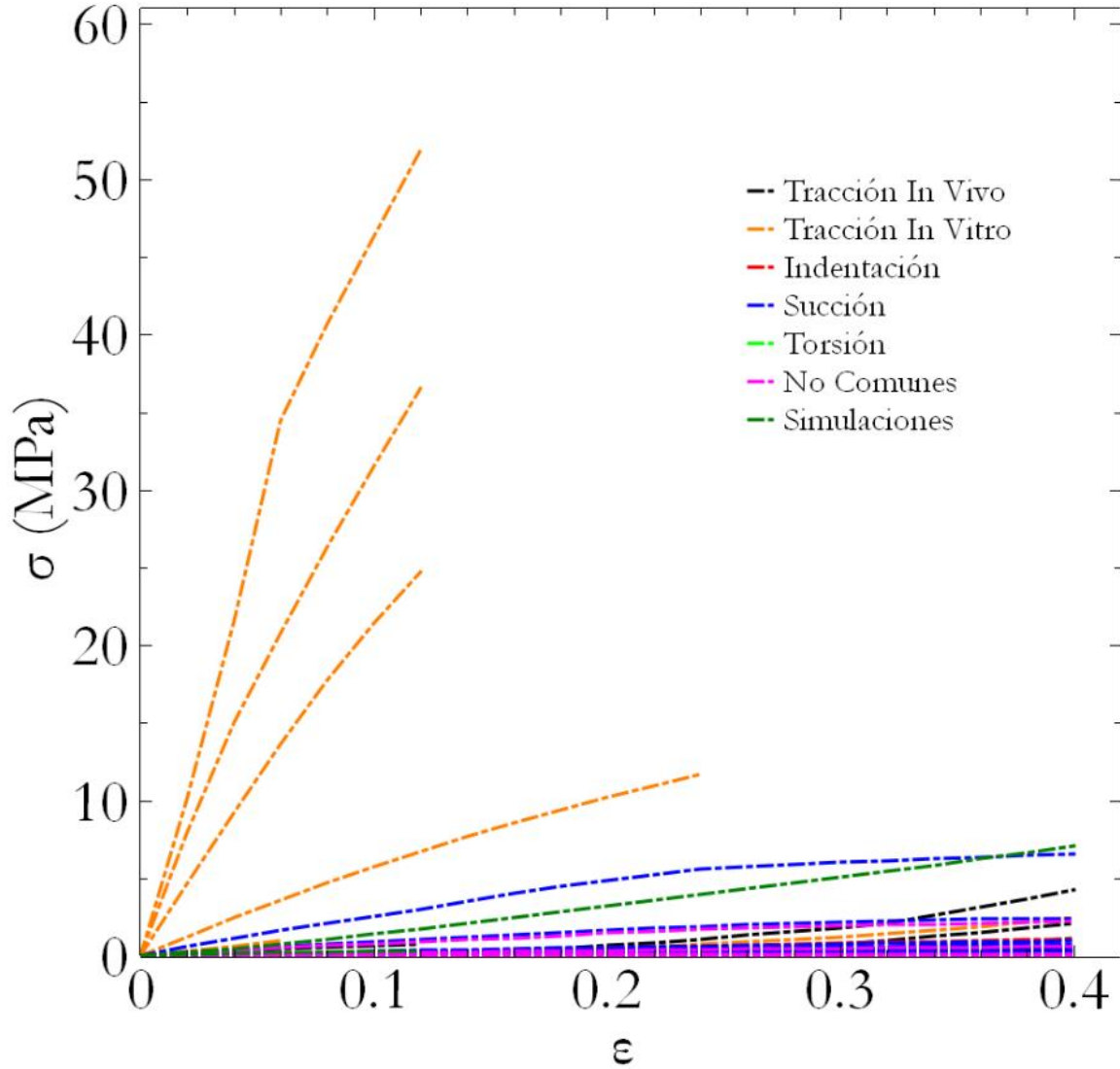


Figura 24 Comparación entre curvas esfuerzo deformación unitaria usando propiedades obtenidas mediante todas las técnicas.

3.2.2. Conclusión

Para entender con mayor claridad el comportamiento mecánico de la piel humana, es necesario crear normas o protocolos específicos para cada una de las técnicas utilizadas, o de manera alternativa utilizar los existentes para materiales similares como la ASTM D412 (Método estándar para pruebas de tensión en caucho vulcanizado y elastómeros termoplásticos) como también fijar idealmente a lo sumo las condiciones de vellosidad, de temperatura y humedad relativa, dado que muchas de las condiciones a las que se expone la piel en los estudios dependen de los recursos disponibles que tengan los investigadores obteniendo resultados de comportamientos en condiciones de laboratorio y alejadas de las condiciones a las que la piel se encuentra naturalmente.

Capítulo 4

Mecánica de Contacto de la piel
humana

Mecánica de contacto de la piel humana

La necesidad de controlar los parámetros tribológicos para mejorar el desempeño de diferentes actividades en la vida diaria, ha llevado a los investigadores de diversas áreas a buscar maneras de manipular las variables que afectan el coeficiente de fricción entre los tejidos y los materiales en contacto. En este contexto, la principal tarea es determinar las variables implicadas y su influencia en el coeficiente de fricción (11,32,64). Aunque existen numerosas investigaciones acerca del coeficiente de fricción entre la piel y diversos materiales, aún es un tema poco estudiado, debido a que en las interacciones existentes no sólo influyen los materiales de las superficies en contacto, sino también otros factores como tales como: el color de la piel, zona del cuerpo, la presencia de cabello, incluso la hora del día, hidratación, vellosidad, etc. Los Coeficientes de fricción medidos en la piel con diversos materiales que se han reportado, varían de 0.02 a 5 para el caso dinámico y de 0.02 a 3.86 para el estático (11,13,118). Veijgen et al determinaron que existe una relación entre el coeficiente fricción estático y el dinámico, donde se observó que el coeficiente de fricción estático es 1.17 veces mayor que el dinámico(118).

1. Parámetros que influyen en el coeficiente de fricción de la piel humana

A continuación se presentan algunos resultados de investigación que apoyan o descartan la influencia de algunos parámetros en el coeficiente de fricción de la piel; estos aparecen ordenados según la clasificación propuesta por Veijgen et al (110).

1.1. Características del sujeto

La edad causa un déficit funcional en la piel debido a la degradación estructural y molecular, esta degradación resulta en cambios morfológicos que incluyen: arrugas, cambios de color, inelasticidad, rigidez y variaciones en el espesor de la piel (34,43,72,114) (Además de la edad el cambio en el espesor también se le atribuye a la zona del cuerpo, la exposición al sol y el BMI (*Body Mass Index* o Índice de masa corporal) (110,115)). Estos cambios pueden verse reflejados en coeficientes de fricción mayores en las personas más adultas, como se presenta en varios trabajos (64,110); este fenómeno puede asociarse a que la piel no absorbe toda la carga aplicada en la zona debido al aumento de la rigidez y bajo espesor, lo que genera una mayor participación de los músculos al contrarrestar los esfuerzos mecánicos a los que está sometida la zona. En contraste con las investigaciones mencionadas, Cua et al y Sivamani et al (112,169), encontraron que el coeficiente de fricción dinámico no varía con la edad. Adicional a esto, Sivamani et al, reafirman la idea de varias investigaciones donde se plantea que no existe diferencias entre la piel de una persona joven y una adulta en zonas que no están expuestas al sol (169).

Adicionalmente, se ha evaluado como el género del voluntario afecta tanto el coeficiente de fricción y las propiedades mecánicas de la piel; para Veijgen et al (118) no se encuentran diferencias entre géneros en el coeficiente de fricción; sin embargo, existen otras posiciones donde se presentan mayor variación en la fricción, de mujeres a los hombres, lo cual se atribuye al ciclo menstrual (37). Esto ha llevado a prestar mayor cuidado a la etapa de este ciclo al realizar pruebas en mujeres (28). De acuerdo con Sivamani et al no existen diferencias en el coeficiente de fricción entre etnias (Afroamericano, asiático, Caucásico o hispano).

Se ha observado que las personas que toman una menor cantidad de líquidos presentan un coeficiente fricción menor que los que toman la cantidad suficiente de líquidos, la presencia de vello repercute en menores valores de coeficiente de fricción, incluso en hábitos alimenticios como la ingesta de pescado puede aumentar significativamente el valor del coeficiente de fricción (118) y no se encontró relación entre la altura con el coeficiente de fricción (64).

1.2. Variables dependientes de la piel

Existen grandes diferencias en el coeficiente de fricción entre las regiones del cuerpo (112,118); aunque no se encontraron diferencias entre la mejilla y el brazo en (109) la zona del cuerpo es una de las variables

a las que se le atribuye la influencia en el coeficiente de fricción. Esto es debido a que evolutivamente ciertas zonas como las palmas de pies y manos son regiones especializadas para agarrar (19,110) a diferencia del resto de zonas del cuerpo; de esta manera, se presentan importantes diferencias en zonas tan cercanas como el borde de la mano y los dedos (el coeficiente de fricción del borde de la mano es de dos a tres veces menor al de las huellas de los dedos)(170). Además, también es posible observarlo entre la frente y el cachete (el cachete tiene un coeficiente de fricción dos veces mayor a la frente)(171), al igual que entre la zona distal del antebrazo y la zona proximal (169).

La presencia continua de lípidos debido a la producción natural de los mismos en la capa exterior de la piel es de gran importancia para las fuerzas de adhesión y pueden también modificar el área de contacto. Este aspecto afecta, en una buena medida, el coeficiente de fricción y la producción de lípidos, dependiendo del área del cuerpo; el antebrazo tiene menor presencia de lípidos sebáceos que zonas como la frente (13,25,32,172).

El nivel de hidratación afecta en gran medida el comportamiento de la epidermis en especial del *Stratum Corneum* (24,117) que es la capa que mayor influencia tiene en la respuesta tangencial de la piel (64). El nivel de hidratación depende de: género (118), Edad (72), zona del cuerpo (173), uso de productos cosméticos y humectantes (25,73) y otros factores medio ambientales. La humectación con productos cosméticos tienen un efecto de aumentar el coeficiente de fricción debido a la reducción del módulo de Young y el hecho que el agua disuelve varias proteínas presentes en la superficie de la piel (174). En este sentido, se ha observado un Aumento de 1.5 a 7 veces en el coeficiente de fricción después de la inmersión en agua o cualquier tratamiento de humectación (37). El uso de productos cosméticos y humectantes generan cambios sustanciales en la piel como por ejemplo, con productos como la vaselina, se crea una barrera hidrofóbica sobre la piel lo que reduce la pérdida de agua. En contraste, la glicerina es un producto humectante y tiene la habilidad de atraer agua a la epidermis de la dermis o la atmosfera en casos de alta humedad relativa; afectando sustancialmente la respuesta mecánica y de contacto de la piel(10).

A diferencia de la mayoría de materiales, a mayor nivel de hidratación se producen mayores niveles de coeficiente de fricción (12,36,37,71,118) obteniendo valores aproximadamente dos veces mayores en comparación de la piel en condiciones normales (64,109). La presencia de líquidos puede aumentar el coeficiente de fricción, pero el comportamiento depende de la tensión superficial que genere el fluido a los elementos en contacto (175).

1.3. Características del material en contacto

La relación entre cada par de superficies de materiales es única debido a la interacción física, química y mecánica que se presentan entre ellos. La piel está en contacto con infinidad de materiales en cada momento del día, creando diferentes tipos de interacciones. En este sentido, se puede reducir el coeficiente de fricción con superficies tratadas con $Ra \leq 10 \mu m$ (109), y en casos donde la componente de deformación es la más influyente, pueden usarse superficies con rugosidades Rq en órdenes de varios micrómetros para cambiar la respuesta de la fricción sustancialmente (11).

1.4. Parámetros de contacto e interacciones

La influencia de la fuerza normal aplicada en el coeficiente de fricción se ve reflejada en la posible participación de tejidos internos, en oposición a la carga aplicada, adquiriendo reacciones equivocadas de la piel a estas cargas. Sin embargo, no existe un consenso en la manera en que influye dicha fuerza en el coeficiente de fricción, ya que se deben tener en cuenta factores como: 1. hay evidencia que disminuye al aumentar la fuerza normal o depende de la calidad de la superficie (170); 2. aumenta la parte adhesiva al aumentar la fuerza normal (31). Al observar su influencia en conjunto con otras variables, su participación no es muy significativa (110). Además, aumenta cuando la normal aumenta, indicando que no sólo la adhesión, sino que también la deformación de la piel y la probeta juegan un papel importante en el coeficiente (176).

La velocidad relativa puede afectar la componente adhesiva (31) y la forma como se comprime en la zona frontal de las probetas, creando una especie de montaña y que la piel se estire detrás de la probeta lo que lleva a una resistencia adicional al deslizamiento (13). Esto para altas velocidades de desplazamiento, ya que es muy difícil que la piel que se recupere inmediatamente y varíe el coeficiente de fricción (176).

1.5. Condiciones ambientales

Las condiciones ambientales en las que se realizan las pruebas son un dato esencial a la hora de reportar los datos de las investigaciones. Esto, debido a que el nivel de hidratación del *Stratum Corneum* depende de la humedad y temperatura del (109,110,118) y la tendencia global es controlar esta variable a la hora de hacer las investigaciones.

Aunque cada una de las variables agrupadas en los párrafos anteriores, por separado, pueden o no contribuir a la magnitud del coeficiente de fricción con la piel, es muy difícil cuantificar apropiadamente la influencia de cada una. La diferencia en las metodologías y variables, como la región anatómica analizada para la aplicación final (producto o segmento de mercado) o accesibilidad al momento de realizar la prueba, hace incomparable una a otras. Todo esto lleva a que las afirmaciones de un estudio sean debatidas, lo que hace necesario la estandarización de las pruebas tal y como pasa con la mayoría de materiales en ingeniería.

2. Medición del coeficiente de fricción en la piel

El análisis del coeficiente de fricción es un factor determinante en el diseño de productos diversos tales como los dermatológicos, biomecánicos y cosmetológicos; de igual manera, en áreas específicas como en la fabricación de dispositivos médicos, herramientas, máquinas de afeitar, botones y pantallas táctiles entre otras (13). Se ha determinado que entre más alto sea el coeficiente de fricción más rápido se forman ampollas, que es un factor importante para la industria de textiles y prótesis (66); de ahí la importancia de su estudio y análisis. El coeficiente de fricción entre diferentes materiales y la piel, al igual que sus propiedades mecánicas, varía debido a la influencia de diversos factores nombrados con anterioridad, lo que dificulta la estandarización del método utilizado para su medición (3,35).

Existen varios procedimientos o metodologías para cuantificar el coeficiente de fricción de la piel con diversos materiales, y se puede dividir en cuatro tipos diferentes: en las primeras, se clasifican los estudios en los que el material en contacto se mueve linealmente con respecto a la piel; la segunda clase de estudios se refiere al material en contacto rotando con el eje de rotación paralelo a la piel; en un tercer tipo de estudio, el material en contacto gira con el eje de rotación perpendicular a la piel y, finalmente, la última clase es cuando la piel se mueve linealmente con respecto a una superficie fija (11).

Algunos de los de los estudios utilizados por diferentes investigadores se presentan a continuación:

2.1. Deslizamiento y presión

El análisis del coeficiente de fricción por deslizamiento y presión consiste en estudiar la interacción de la zona de interés sobre diversos materiales bajo cargas normales; este tipo de ensayos normalmente se realiza en las yemas los dedos y en la palma de la mano. El procedimiento consiste en deslizar la piel aumentando progresivamente la presión aplicada en la superficie, con la ayuda de un dispositivo de análisis de carga multiaxial; de esta manera se determinan la fuerzas normales y tangenciales para cada instante.

Existen dos superficies alternativas que pueden ser utilizadas en este tipo de estudio; una con forma semiesférica y otra de placa completamente plana. La ventaja de utilizar una superficie esférica es que evita aristas vivas y otras deformaciones presentes en las placas planas. Este método tiene como desventaja que las mediciones varían considerablemente por cambios sustanciales en la presión aplicada y en la velocidad del deslizamiento debido a que dependen del paciente. Estas variaciones se presentan cuando la distancia del deslizamiento es la única variable estándar en el proceso (177,170,178). Típicamente se utiliza el vidrio como material de estudio, pero se han utilizado otros materiales como Policloruro de vinilo PVC, Polipropileno PP, NYLON® y textiles (172,179–181).

2.2. Anillo rotatorio.

Los experimentos se realizan con un dispositivo portable y permite la medición en diferentes partes del cuerpo; esto se lleva a cabo con la ayuda de resortes que permiten la aplicación de una fuerza normal constante, independiente de la posición y lugar de medida. El dispositivo utilizado en este método contiene un anillo rotatorio normal a la superficie intercambiable, el cual es controlado por un motor de corriente directa con un transductor de torque integrado; esto permite realizar las mediciones en tiempo real. La posibilidad de intercambiar los anillos permite conocer la interacción de la piel con diferentes materiales y con diferentes acabados, haciendo posible un estudio más riguroso (64). Algunos de los materiales utilizados en este tipo de experimentos son: Teflón, PVC y poliacetal POM, aluminio y NYLON (19,112).

2.3. Indentación dinámica.

Con la ayuda de un dispositivo que permite movimientos traslacionales y rotacionales, con posibilidad de realizar los movimientos a diferentes velocidades, se aplica una fuerza normal que puede ser constante o con un incremento lineal. Las zonas evaluables con este dispositivo son especialmente las extremidades superiores y el abdomen, aunque también se han realizado en zonas no tan habituales como el pterion

(cien). Habitualmente los indentadores son elaborados en acero AISI 52100, pero también se ha utilizado vidrio, polipropileno, e incluso diamante en algunos trabajos (12,27,31,71).

La indentación fue creada como elemento para caracterizar el comportamiento mecánico y la fricción de la piel; principalmente se monitorea la penetración del indentador, tal que la medida de la penetración en la máxima fuerza normal permite determinar el radio de contacto a través de la teoría de Hertz.

Al utilizar este tipo de ensayo para determinar el coeficiente de fricción se monitorea la fuerza tangencial que se presenta al aplicar una fuerza normal constante y una velocidad de desplazamiento constante. El fenómeno presenta dos momentos importantes: el primero se presenta al inicio de la prueba, cuando no existe desplazamiento relativo entre el indentador y el material; los datos de esta zona se utilizan para determinar el coeficiente de fricción estático. El segundo momento se presenta debido al deslizamiento del indentador; los datos que se obtienen cuando el desplazamiento presenta una tendencia constante son los utilizados para calcular el coeficiente de fricción dinámico.(35,48,71).

2.4. Cilindro rotatorio

El método para medir la fricción con dispositivos tipo cilindro rotatorio tiene como ventaja que necesita un área muy pequeña para realizar la medición. Este tipo de dispositivo tiene el eje de rotación paralelo a la superficie, lo que le permite tener una velocidad constante controlada por un motor DC sobre la superficie durante todo el experimento, mientras se aplica una fuerza normal que varía entre 0.5 n a 2 N. Al usar anillo rotatorio (dispositivos de medición rotatorios perpendiculares) no se presentan velocidades constantes debido a que esta depende del radio, por el contrario, al dispositivo de medición paralela (cilindro rotatorio) las velocidades relativas entre las superficies son constantes. (64,182).

2.5. Sonido y acústica.

Un nuevo método para determinar el coeficiente de fricción es utilizando equipos acústicos. Dado que la fricción actúa como un mecanismo de disipación, puede presentarse sonido al existir un contacto entre dos superficies. El sonido por fricción puede presentarse debido a inestabilidades mecánicas bajo altas presiones de contacto o por el contacto dinámico entre superficies rugosas. Basados en este principio y combinándolo con un ensayo de indentación, se ubica un micrófono dentro de un resonador con características conocidas, con el objetivo de observar como el nivel de sonido muestra la influencia de la rugosidad superficial en el coeficiente de fricción de la piel. (17,35).

2.6. Resumen de coeficientes de fricción de materiales poliméricos con la piel.

A continuación se presentan una *Overview* de coeficientes de fricción de materiales poliméricos con la piel humana, en esta Tabla 18 se presentan las diferentes investigaciones con sus respectivos materiales, Polímero en contacto, el tipo de ensayo utilizado; el género (M masculino, F femenino) y edades de los voluntarios. En la columna de condición se refiere al tratamiento previo antes de realizar el ensayo.

Tabla 18 *Overview* de coeficientes de fricción de piel humana diferentes polímeros

Investigadores	Material	Zona	Ensayo	μ	Condición	Genero	Edad	N	Año				
Adams et al (12)	PP	Antebrazo	Indentación	$\mu_d=0.36\pm 0.003$	Tratada	M	-	1	2007				
				$\mu_d=2.84 \pm 0.06$	Húmeda								
Christensen & Nacht (171)	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		$\mu_d=0.21 - 0.34$									
		Cachete		$\mu_d=0.19 - 0.37$	Limpia								
		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 (183)	PTFE	Dorso Mano	Deslizamiento del Material	$\mu_s=0.25$	Normal	F	-	1	1971				
	NYLON			$\mu_d=0.20$									
	PE			$\mu_s=0.56$									
				$\mu_d=0.48$									
				$\mu_s=0.45$									
				$\mu_d=0.31$									
				$\mu_s=0.31 - 1.1$									
				$\mu_s=0.34 - 0.50$									
				Palma mano						$\mu_s=0.86 - 1.4$			
				Pierna tibia						$\mu_s=0.63 - 2.3$			
	$\mu_s=0.6 - 1.24$												
Cua et al (112)	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		$\mu_d=0.35 \pm 0.03$						Normal	F	24.9±1.1	7
		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		$\mu_d=0.21 \pm 0.01$									
				$\mu_d=0.21 \pm 0.01$			75.3±2.4	7					

Tabla 18 Continuación

Investigadores	Material	Zona	Ensayo	μ	Condición	Genero	Edad	N	Año
Elkhyat et al (25)	PTFE	Antebrazo	Indentación	$\mu_i=2.84 - 0.06$	Normal	F	24-25	2	2004
Elsner et al (173)	PTFE	Antebrazo	Rotativo normal	$\mu_i=0.49 \pm 0.02$	Normal	F	22-49	34	1990
		Vulva		$\mu_i=0.60 \pm 0.04$	Tratada				
		Antebrazo		$\mu_i=0.45 \pm 0.01$	Normal		45-78	10	
		Vulva		$\mu_i=0.60 \pm 0.06$	Tratada				
Hendriks & Franklin (109)	PTFE	Antebrazo	Anillo rotativo	$\mu_i=0.11 - 1.11$	Tratada	M F	20-24	10	2010
				$\mu_i=0.4 - 2.8$	Ambiente húmedo				
		Cachete		$\mu_i=0.36 - 1.51$	Tratada				
				$\mu_i=0.65 - 2.17$	Ambiente húmedo				
Highley et al (175)	NYLON	Antebrazo	Rotativo paralelo	$\mu_i=0.19-0.28$	Limpia	-	-	12	1977
Naylor (184)	PE	Pierna Tibia	Indentación	$\mu_i=0.5$	Normal	-	-	-	1955
Tang et al (176)	PP	Antebrazo	Indentación	$\mu_i=0.38 - 0.53$	Limpia	-	20-30	4	2008
Veijgen et al (118)	PTFE	Antebrazo ventral y dorsal, dedo índice y dorso mano.	Rotativo Paralelo	$\mu_i=0.03 - 0.48$	Limpia	F	23-56	9	2013
				$\mu_i=0.13 - 0.73$					
	PE			$\mu_i=0.43 - 0.74$		M		22	
				$\mu_i=0.5 - 1.43$					
Zhang & Mak (19)	NYLON	Mano dorsal	Rotativo normal	$\mu_i=0.38\pm 0.08$	Limpia	-	19-40	10	1999
		Palma mano		$\mu_i=0.47\pm 0.10$					
		Antebrazo		$\mu_i=0.37\pm 0.05$					
		Antebrazo dorsal		$\mu_i=0.33\pm 0.04$					
		Pierna		$\mu_i=0.32\pm 0.06$					
		Pierna Dorsal		$\mu_i=0.32\pm 0.06$					
	SILICONE	Mano dorsal		$\mu_i=0.57\pm 0.16$					
		Palma mano		$\mu_i=0.93\pm 0.20$					
		Antebrazo		$\mu_i=0.55\pm 0.10$					
		Antebrazo dorsal		$\mu_i=0.52\pm 0.10$					
		Pierna		$\mu_i=0.48\pm 0.10$					
		Pierna Dorsal		$\mu_i=0.47\pm 0.09$					
Investigadores	Material	Zona	Ensayo	μ	Condición	Genero	Edad	N	Año

3. Estudios experimentales del acabado superficial del Polipropileno y su coeficiente de fricción

Los polímeros son materiales muy utilizados en la elaboración de gran parte de los objetos que están en contacto con la piel, pasando por bolígrafos hasta textiles. Es por esto que los estudios de fricción con este tipo de materiales son muy comunes. Las investigaciones encontradas que han sido realizadas hasta el momento se han centrado en obtener el coeficiente de fricción de la piel con los siguientes polímeros: PP, PVC, PE, POM y PTFE, Silicona. Las magnitudes del coeficiente de fricción de la piel en contacto con estos polímeros están en el rango de 0.03 hasta 2.84 (17,31,32,109,171). Estos valores han sido obtenidos para diferentes zonas del cuerpo y se han empleado diferentes tipos de pruebas y equipos, lo cual hace difícil el realizar una comparación directa entre los valores reportados. Aunque recientemente con el ensayo de indentación se evalúa el coeficiente de fricción con diversos materiales, este tipo de ensayo se comenzó a utilizar principalmente para evaluar las propiedades viscoelásticas de la piel (71). Para facilitar el cálculo de las propiedades de la piel se utilizan por lo general indentadores con un módulo de rigidez enormemente mayor que de la piel, por este motivo es usual que en este tipo de ensayo se utilicen indentadores de metales (13,14,35,169), y con menor frecuencia con polímeros. Algunos de los polímeros que se han utilizado en estudios de indentación son: PP, PTFE, PE en los cuales se han obtenido coeficientes de fricción dinámicos que van desde 0.32 a 2.84 (12,25,176,184). En este título se presentará el análisis experimental que permitirá determinar la influencia del acabado superficial del Polipropileno en el coeficiente de fricción.

3.1. Características generales del estudio y del equipo

Se realizaron estudios de indentación dinámica en la zona ventral del antebrazo, puesto que es el lado más protegido del sol, y es una zona de la piel muy lisa donde se presentan amplitudes de fluctuaciones más bajas (174). Todos los estudios se realizaron el mismo día en un voluntario (quien dio su consentimiento informado de acuerdo con la declaración de Helsinki,(185)), sin ningún tratamiento previo al estudio, en un recinto con una temperatura de 24 °C a 25.7°C y 49 % a 50 % de Humedad Relativa. El equipo utilizado se encuentra en el Laboratorio de Tribología 1 de la Universidad Nacional Sede Medellín y tiene las siguientes características (Figura 25):

- Controla la velocidad de desplazamiento vertical y horizontal en un rango de 1µm/s hasta 1000µm/s. Mediante un dispositivo traslación resolución PI® 126 PD1 y un actuador lineal PI® m-235.
- Permite mantener constante la profundidad de indentación o la carga aplicada durante toda la prueba.
- Las fuerzas horizontales y verticales son registradas mediante Microceldas *Honeywell® subminiature load cell model 13- AL322AR, 1A, 2U, 6AM15C*; estas celdas poseen una resolución de 0,001g y en un rango de 0 a 1000g.
- El equipo cuenta con un sistema de adquisición de datos y un control que permiten una frecuencia de adquisición 5Hz.
- Contiene un dispositivo que le permite apoyar el brazo y le restringe el movimiento al voluntario mediante una placa de bloqueo.
- Los datos son procesados en una plataforma de *Labview®*.

Para encontrar información adicional del esclerómetro se puede consultar la referencia (186).

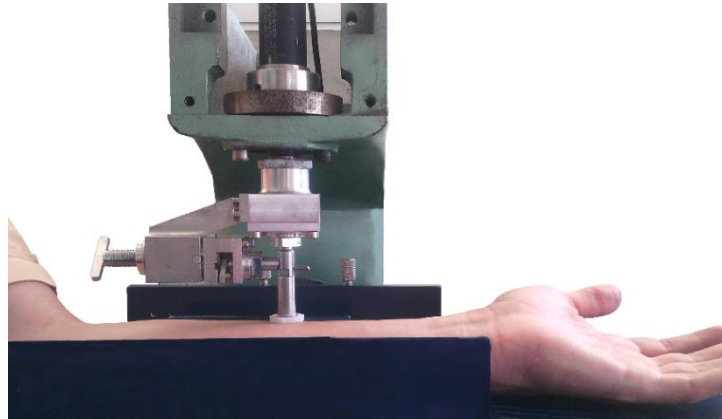


Figura 25 Esclerómetro.

3.2. Probetas utilizadas

Para este estudio se adquirió en la empresa IDEAPLAS de la ciudad de Medellín, una lámina de 3 mm de espesor de Polipropileno de 1220 x 1771 mm, y se fabricaron probetas tipo disco de PP de $R=15$ mm (ver Figura 26). Para darle las características topográficas se utilizaron papeles abrasivos de dos diferentes tamaños de grano: 60 y 360 según la designación CAMI. El desbaste superficial se realizó de manera manual por una única persona efectuando el mismo número de pasadas y procurando conservar la misma dirección durante el procedimiento. En la Figura 27 se presenta un Análisis superficial de probeta modificada con papel abrasivo 360 realizado el microscopio electrónico de barrido JEOL JSM-6480LV ubicado en la Sede de Investigación Universitaria de la Universidad de Antioquia SIU.



Figura 26 Probeta tipo disco PP.

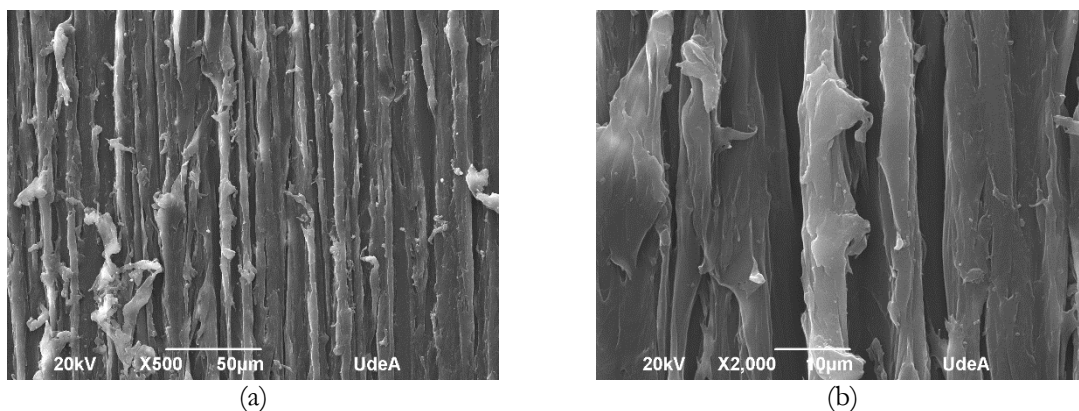


Figura 27 Análisis superficial SEM de probeta modificada con papel abrasivo 360

a) x500 y b) x2000.

Se adquirieron perfiles superficiales de las probetas con un rugosímetro de contacto Mitutoyo® SV-2000, el cual se encuentra en laboratorio de tribología de la Universidad Nacional Sede Medellín núcleo Minas. En cada una de las probetas se midió una longitud de 7 mm, a una velocidad de 0.2 mm/s y adquisición de datos cada 1 μm. Utilizando el programa Truesurf® se adquirieron los parámetros de rugosidad para el análisis. Para el caso del parámetro Ra las magnitudes son respectivamente de: 9.8685 μm, 0.8465 μm y 0.025μm para las probetas desbastadas con papel abrasivo grano 60, probetas desbastadas con papel abrasivo grano 360 y probetas sin ningún tratamiento previo.

3.3. Parámetros del ensayo

Los ensayos se realizaron a una profundidad de indentación de 1000μm, un desplazamiento de 10 mm a una velocidad de 100μm/s. El coeficiente de fricción dinámico se determinó como la relación entre las fuerzas tangenciales sobre las fuerzas normales presentadas durante el desplazamiento. La fuerza medida en el eje x difiere de la fuerza de fricción real debido a la ubicación de la celda de carga horizontal, se toma 0.2387 como factor de corrección basado en la ecuación 34 y el diagrama de cuerpo libre del sistema mostrado en la Figura 28 . Donde F_R es la fuerza de reacción, F_m fuerza medida en el experimento y F_f es la fuerza de fricción real.

$$\sum_{+\zeta} M_R: 10.74 \text{ mm } F_m - 45 \text{ mm } F_f = 0 \quad 34$$

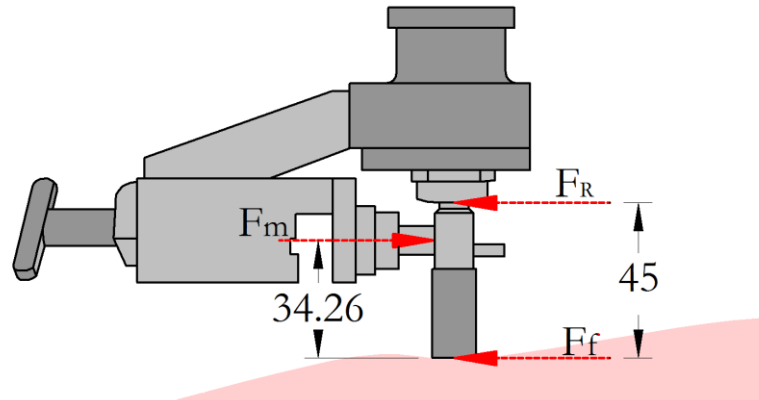


Figura 28 Diagrama cuerpo libre del sistema de indentación.

3.4. Determinación del tamaño de la muestra

Se realizó un pre muestreo usando diez probetas sin modificar con papel abrasivo, donde se encontró una desviación estándar de 0.0399 en el coeficiente de fricción. Al aceptar una diferencia entre tratamientos de 0.065, una potencia de 0.9 y un nivel de significancia de 0.05 y un número de tratamientos de 3, se determinó que el número de observaciones debían ser 11. Detalles adicionales de este cálculo se presentan en el anexo 3.

3.5. Aleatorización del experimento

Se utilizaron tres tratamientos, dos de ellos compuestos por probetas modificadas utilizando los diferentes papeles abrasivos nombrados en párrafos anteriores y el grupo restante lo componen probetas sin ningún tipo de modificación. Las probetas se ordenaron como se presenta en la Tabla 19.

Tabla 19 Asignación de las observaciones

Tratamiento	Observaciones										
1 Grano 60	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
2 Grano 360	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22
3 Sin modificar	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33

La aleatorización de las corridas se estableció el comando simple de software R, obteniéndose la siguiente configuración: 8, 23, 26, 30, 11, 25, 28, 1, 10, 19, 12, 32, 4, 22, 18, 21, 6, 2, 27, 14, 20, 29, 5, 17, 3, 16, 13, 15, 31, 9, 7, 24 y 33.

3.6. Análisis descriptivos de los datos

De acuerdo con la Tabla 20, bajo las condiciones analizadas, el coeficiente de fricción dinámico entre piel humana y el PP es de 0.2331 ± 0.1033 . De acuerdo con Veijgen et al, existe una relación lineal entre el coeficiente de fricción estático y el coeficiente de fricción dinámico, siendo el estático 1.17 veces el dinámico (64,110,118). Por esto se considera que el coeficiente de fricción estático bajo las condiciones evaluadas en esta investigación es 0.2727.

Tabla 20 Resumen estadístico de coeficientes de Fricción entre piel humana y probetas tipo disco

Tratamiento	Media	SD	IQR	0%	25%	50%	75%	100%	n
COF	0.2331	0.1033	0.1327	0.0467	0.1626	0.2129	0.2953	0.6856	3763

El valor promedio del coeficiente de fricción dinámico entre la piel y el PP obtenido experimentalmente en esta investigación tiene un valor de 0.23, en contraste con 0.36 obtenido por Adams et al.(12) quienes realizaron ensayos de indentación con una probeta semiesférica de PP de 20.2 mm de diámetro, en un voluntario masculino a una velocidad de desplazamiento de 8 mm/s. Por otra parte Tang et al (176) al variar la fuerza normal aplicada de 0.1 N a 0.9 N y al variar la velocidad de desplazamiento de 0.5 mm/s a 4 mm/s, obtienen rangos de coeficientes de fricción de 0.37 - 0.48 y 0.37 – 0.52 respectivamente, al usar un indentador esférico de PP de 10 mm de diámetro en cuatro voluntarios; estando fuera del rango la magnitud de 0.23 encontrada en nuestra investigación. En nuestra investigación se utilizó una probeta plana que comparada con una esférica, por lo que existiría mayor probabilidad que el área real de contacto sea menor, lo que reduce notablemente el coeficiente de fricción.

Al utilizar velocidades de desplazamiento bajas, la piel tiene la posibilidad retornar a la posición inicial y disipar la energía una vez la fuente de perturbación es retirada, teniendo para este tipo de casos una histéresis es pequeña. Sin embargo, al tener velocidades de deformación altas, la piel no puede recuperar su forma inmediatamente presentando un estiramiento en la zona del indentador opuesta al movimiento y una acumulación en el lado del movimiento. Estas condiciones hacen que a velocidades altas de deformación se presenten mayores coeficientes de fricción (13,176), como los presentados por Adams et al y Tang et al. La velocidad de desplazamiento utilizada en nuestra investigación fue 100 $\mu\text{m/s}$, siendo entre 5 a 80 veces menor a las utilizadas en las investigaciones de referencia, lo que explicaría que el coeficiente de fricción promedio hallado sea menor. Factores adicionales por el cual el coeficiente de fricción hallado en nuestra investigación es menor a los encontrados en la literatura, puede atribuirse a la diferencia en los sujetos de prueba en especial la ingesta de líquidos y pretratamiento de la zona antes del experimento. Respecto a la ingesta de líquidos, según Veijgen et al, personas que toman menor cantidad de líquidos presenta un menor coeficiente de fricción que los que toman la cantidad de líquidos recomendada (64). Finalmente, en ambas investigaciones de referencia se limpió la zona de evaluación con alcoholes o soluciones en contraste con nuestra investigación. La piel sin ningún tipo de tratamiento previo como la evaluada en la presenta investigación, puede tener menores coeficientes de fricción debido a la presencia de células y residuos.

Un análisis a la Figura 29 en la que se presenta el gráfico de medias para cada uno de los tratamientos, se muestra que existe un posible aumento del coeficiente de fricción al aumentar el Ra, lo que indicaría que el coeficiente de fricción entre la piel humana y el PP se ve afectado por la variación en el acabado superficial del PP. El resumen del análisis para los tres tratamientos se presenta en la Tabla 21, de donde se conoce que el coeficiente de fricción promedio entre la piel humana con: una probeta desbastada con papel abrasivo de grano 60 ($\overline{R_a}=9.8685 \mu\text{m}$), una tratada con papel abrasivo de grano 360 ($\overline{R_a}=0.8465 \mu\text{m}$) una probeta sin tratamiento ($\overline{R_a}=0.025 \mu\text{m}$) es de 0.2683 ± 0.1218 , 0.2248 ± 0.0791 y 0.2034 ± 0.0928 respectivamente.

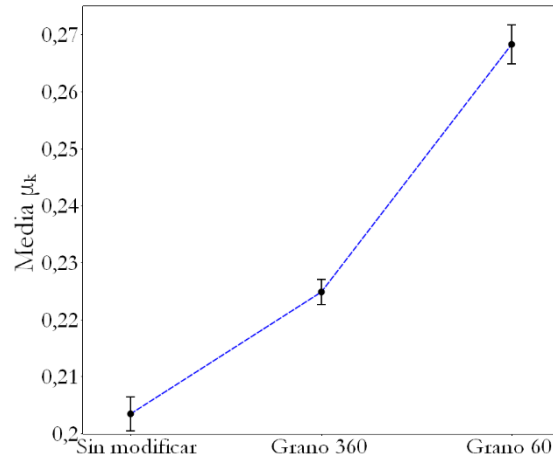


Figura 29 Gráfico de medias de los tratamientos analizados

Tabla 21 Resumen coeficiente de fricción para cada tratamiento

Tratamiento	Media	SD	IQR	0%	25%	50%	75%	100%
1 Sin modificar	0.2034	0.0928	0.1248	0.0467	0.1303	0.1918	0.2551	0.487
2 Grano 360	0.2248	0.0791	0.0933	0.0646	0.1685	0.2034	0.2618	0.4662
3 Grano 60	0.2683	0.1218	0.1445	0.072	0.1836	0.2527	0.3281	0.6856

3.7. Análisis de varianza – ANOVA

Para el análisis de varianza se propone el modelo de medias de la ecuación 35, donde se plantea que:

a: Tratamiento, tamaño de grano, $a = 1,2,3$.

n: número de réplicas

μ : Coeficiente de fricción promedio entre el PP y la piel humana.

$$y_{ij} = \mu_i + \varepsilon_{ij}, i = 1, \dots, a. j = 1, 2, \dots, n.$$

35

Donde:

μ_i : Coeficiente de fricción promedio para el tratamiento i .

ε_{ij} : Efectos asociados a fuentes de variabilidad.

3.7.1. Hipótesis

H_0 : El coeficiente de fricción dinámico promedio entre el PP y la piel humana no depende del acabado superficial generado de manera convencional con papeles abrasivos.

$$H_0: \mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = \mu \quad 36$$

H_1 : Al menos dos tipos acabados superficiales generados por los papeles abrasivos tienen coeficientes de fricción dinámicos promedios diferentes.

$$H_1: \mu_i \neq \mu_j \quad 37$$

Tabla 22 ANOVA para el coeficiente de fricción entre piel humana y probetas tipo disco de PP R= 15 mm

	Grados de libertad	Suma de cuadrados	Cuadrado medio	Valor F	Pr (>F)
Acabado superficial	2	2.74	1.371	137.7	2e-16
Residuales	3760	37.44	0.010		

De acuerdo con el análisis de varianza efectuado al experimento realizado, hay suficiente evidencia estadística para rechazar la hipótesis nula H_0 , de esta manera existe diferencias en el coeficiente de fricción promedio entre el PP y la piel humana debido al acabado superficial generado de manera convencional usando papeles abrasivos. La ANOVA presentada Tabla 22, muestra que la suma de cuadrados de los tratamientos es menor a la suma de cuadrados de los residuales ($SSTrat < SSE$). Este resultado no indica explícitamente que los tratamientos estén mal seleccionados puesto que el valor p es menor a $2e-16$, sí no que pueden existir variables o la interacción entre ellas, que son aspectos que explican mejor el fenómeno y no se incluyeron en este experimento. Al realizar los en un solo voluntario, el mismo día y en la misma habitación, se bloquearon factores de variación del coeficiente de fricción como: la edad, género, condiciones medio ambientales. Adicionalmente al realizarse los ensayos en la misma zona, bajo las mismas condiciones de velocidad de desplazamiento, penetración y usando el mismo material, hacen que factores medio ambientales y los estos parámetros de contacto sean los que menos afecten el aumento de la suma de cuadrados de los residuales, siendo las variables intrínsecas de la piel las candidatas más opcionadas en el aumento de este estadístico de prueba.

Una de las variables obtenidas en la experimentación realizada y que podría complementar el análisis de parámetros de contacto que afectan el coeficiente de fricción de la piel humana, es la fuerza normal. Las fuerzas normales que se presentaron en este experimento varían entre 0.20 y 5 N. Al dividir este intervalo en tres grupos iguales A, B y C y relacionar con las magnitudes de Ra obtenidas por el desbaste con papeles abrasivos se obtienen el gráfico de medias que se presenta en la Figura 30. Al realizar una inspección al gráfico, se observa que independientemente del acabado superficial, el coeficiente de fricción disminuye al aumentar la fuerza normal. También existen intersecciones entre las líneas, indicando que el coeficiente de fricción entre la piel humana y el PP no solo se ve afectado por la variación en el acabado superficial del PP, sino que también por la fuerza normal aplicada durante la interacción del contacto. Debido a que hay evidencia que la fuerza normal afecta al coeficiente de fricción se plantea un análisis de varianza complementario en el cual se evalúa tanto los aportes individuales de la fuerza normal aplicada y el Ra obtenido por el desbaste con papeles abrasivos, como la interacción de estas dos variables. Por otra parte se presentarían los mismos coeficientes de fricción para las probetas sin ninguna modificación y las desbastadas con papel abrasivo de grano 60 en el grupo de fuerzas normales altas (entre 3.2 N y 5 N), que podría indicar que la deformación que presenta la piel en estos tratamientos bajo este rango de carga, generarían un área de contacto muy parecida por ende un mismo coeficiente de fricción dinámico.

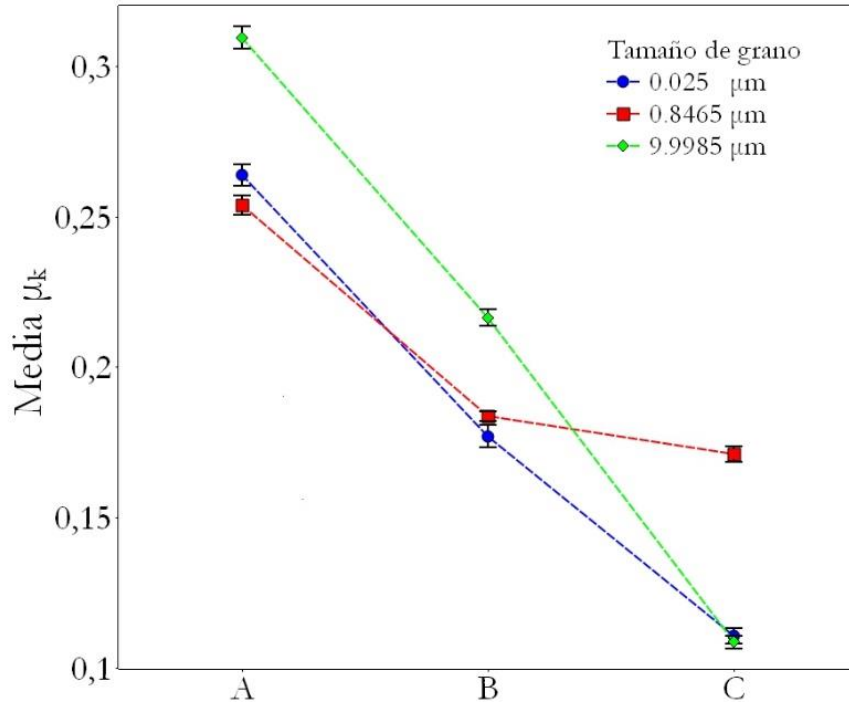


Figura 30 Gráfico medias para Fuerza Normal y tamaño de grano

3.8. Análisis de varianza – ANOVA complementario

Para el análisis de varianza se propone el modelo de efectos de la ecuación 47, donde se plantea que:

- a:** Factor, tamaño de grano, $a = 1,2,3$.
- b:** Factor, Fuerza Normal, $b = 1,2,3$.
- n:** número de réplicas.

$$y_{ijk} = \mu + \tau_i + \beta_j + (\tau\beta)_{ij} + \varepsilon_{ijk}, i = 1, \dots, a. j = 1,2, \dots, b. k = 1,2, \dots, n \quad 38$$

Donde:

- μ : Coeficiente de fricción promedio entre el PP y la piel humana.
- τ_i : Es el efecto del nivel i en el tamaño de grano.
- β_j : Es el efecto del nivel j de la fuerza normal.
- ε_{ijk} : Efectos asociados a fuentes de variabilidad.

3.8.1. Hipótesis

3.8.2. Efectos principales

H_0 : Los efectos de la fuerza normal aplicada no tienen ninguna incidencia en el coeficiente fricción dinámico promedio entre el PP y la piel humana.

$$H_0: \tau_1 = \tau_2 = \tau_3 = 0 \quad 39$$

H_f : Al menos uno de los efectos de la fuerza normal aplicada tiene incidencia en el coeficiente fricción dinámico promedio entre el PP y la piel humana.

$$H_f: \tau_i \neq 0 \quad 40$$

De la misma manera

H_0 : Los efectos del acabado superficial generado de manera convencional con papeles abrasivos, no tienen ninguna incidencia en el coeficiente fricción dinámico promedio entre el PP y la piel humana.

$$H_0: \beta_1 = \beta_2 = \beta_3 = 0 \quad 41$$

H_f : Al menos uno de los efectos del acabado superficial generado de manera convencional con papeles abrasivos tienen incidencia en el coeficiente fricción dinámico promedio entre el PP y la piel humana.

$$H_f: \beta_i \neq 0 \quad 42$$

3.8.3. Efectos Dobles

H_0 : La interacción de los efectos de la fuerza normal aplicada y el acabado superficial generado de manera convencional con papeles abrasivos, no tiene ninguna incidencia en el coeficiente fricción dinámico promedio entre el PP y la piel humana.

$$H_0: (\tau\beta)_{ij} = 0 \quad 43$$

H_f : La interacción de los efectos de la fuerza normal aplicada y el acabado superficial generado de manera convencional con papeles abrasivos, tienen incidencia en el coeficiente fricción dinámico promedio entre el PP y la piel humana.

$$H_f: (\tau\beta)_{ij} \neq 0 \quad 44$$

Tabla 23 ANOVA Coeficiente de fricción, acabado superficial y fuerza normal

	Grados de libertad	Suma de cuadrados	Valor F	Pr (>F)
Acabado superficial	2	1.3226	98.126	2e-16
Fuerza normal	2	11.6123	861.513	2e-16
Lija: Fuerza normal	4	0.526	19.510	6.21e-16
Residuales	3754	25.299		

Dado que el valor p es $2e-16$ para el acabado superficial y para la fuerza normal, y $6.21 e-16$ para la interacción entre ellas, se rechaza la hipótesis nula H_0 , a favor de la hipótesis alternativa, de esta manera existen diferencias en el coeficiente de fricción promedio entre el PP y la piel humana debido al acabado superficial generado de manera convencional usando papeles abrasivos y por la fuerza normal aplicada. Al graficar cada uno de los datos obtenidos para el coeficiente de fricción dinámico entre el PP y la piel humana, respecto a la fuerza Normal aplicada se obtiene el gráfico de la Figura 31, el gráfico exhibe la tendencia de disminuir el coeficiente de fricción con el aumento de la fuerza normal, presentando menores variaciones a partir de los 3 N aproximadamente. Esta tendencia complementa lo planteado por el gráfico de medias de la Figura 30, donde en el grupo C de fuerzas normales, las probetas sin modificación alguna y las tratadas por papeles abrasivos de grano 60 presentan coeficientes de fricciones similares. Al agregar una línea de tendencia que explique el comportamiento de los coeficientes de fricción hallados, se obtiene una ecuación de potencia. Lo que indicaría que la mejor formulación para describir el fenómeno de esta experimentación, es la ley de potencia presentada en la ecuación 3 donde $k=0.1629$ y $j=-2/3$, apuntando que la componente más importante en este experimento es la componente adhesiva (11). En varias investigaciones se han obtenido tendencias similares en el coeficiente de fricción de la piel en contacto con diferentes materiales (vidrios, polímeros, textiles) donde las tendencias presentan un comportamiento de ley de potencia, siendo evaluadas en diversas zonas como los nudillos, borde de la muñeca, abdomen y dedos (32,170,172,177,183,187).

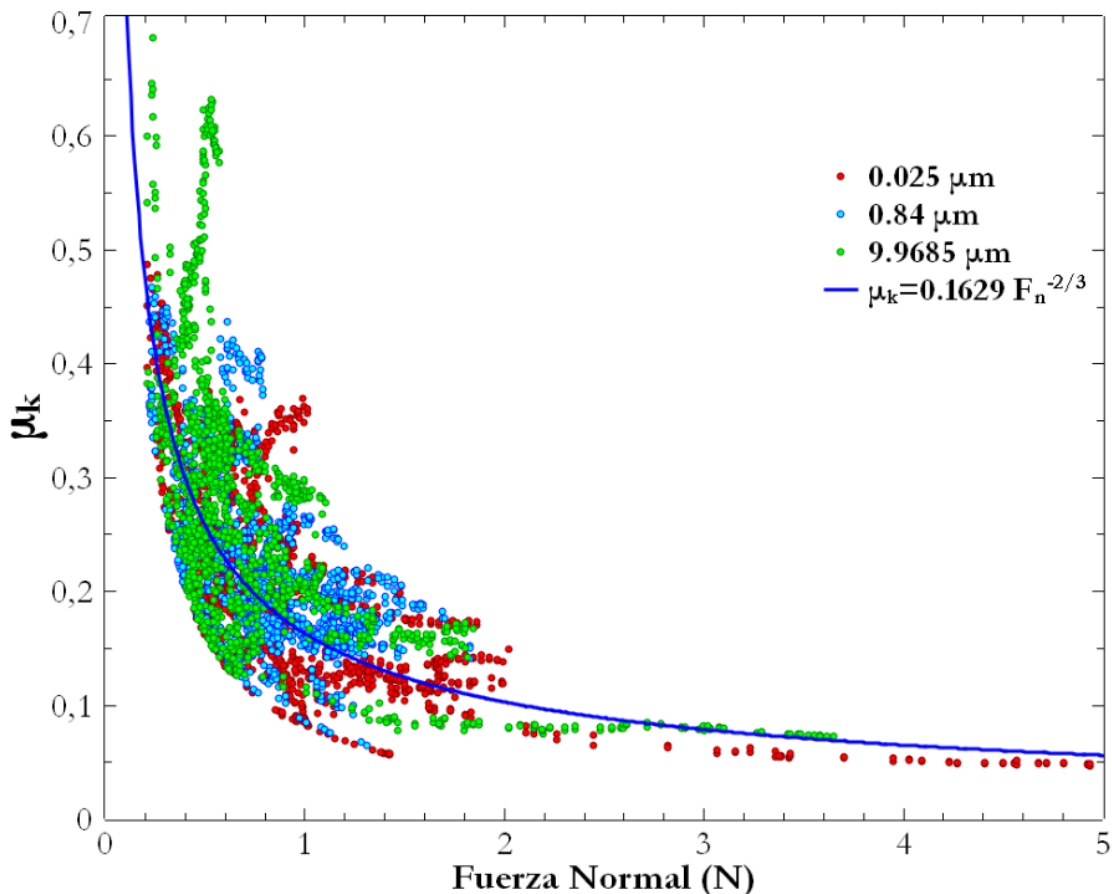


Figura 31 Coeficiente de fricción dinámico entre el PP y la piel humana, respecto a la fuerza Normal aplicada

La fuerza normal como se planteó en el título 1.4 de este capítulo, es una de las variables en las cuales no se ha llegado a un consenso dentro de la comunidad académica en cuál es la manera en la que afecta

el coeficiente de fricción en la piel humana, pero los resultados arrojados en esta investigación indican que al aumentar la fuerza normal, se disminuye el coeficiente de fricción. La reducción de la magnitud del coeficiente de fricción al aumentar la fuerza normal sugeriría que la magnitud de la fuerza tangencial se mantendría inalterada, indicando que la piel se vea afectada en la misma medida independiente de la magnitud de la carga normal.

3.9. Comparaciones con análisis previos y propuestas

En 2013 Veijgen et al. propusieron un modelo multivariado para predecir el coeficiente de fricción de la piel humana (110). En el modelo que describe el comportamiento del coeficiente de fricción dinámico además de incluir variables relacionadas con el voluntario (edad, altura,) ambiente circundante (temperatura ambiente), material (energía superficial efectiva) y variación por evaluar en zonas como los dedos o el pterion (sien), siendo variables controladas en nuestra investigación. El modelo también incluye el R_a pero con un nivel de peso muy bajo (0.003) y la temperatura de la piel, variable que no se tuvo en cuenta dentro de nuestra investigación.

Un factor importante que se debe tener en cuenta, es la presencia de humedad en la piel. Puesto que, bajo grandes porcentajes de humedad, la piel reduce su rigidez y las capacidades mecánicas de sus capas bajo cualquier interacción mecánica. Estas afectaciones deben evaluarse, en especial en el *Stratum Corneum* primera capa de la epidermis, puesto que para el caso de la mecánica de contacto es la capa más importante (37,64). Bajo condiciones de humedad y sudoración, el *Stratum Corneum* se ve afectado por cambios en los lípidos que mantienen los corneocitos adheridos unos a otros (117), lo que se traduce en incremento tanto del área real de contacto como de la adhesión (14,36,98,109), modificando sustancialmente la respuesta tangencial de la piel y por ende el coeficiente de fricción.

3.10. Conclusión

Para evaluar de mejor manera la mecánica de contacto entre el polipropileno y la piel humana, se debe realizar un diseño experimental de mayor complejidad, que incluya: la temperatura de la piel, el nivel de interno de humedad, fuerza normal, además de las condiciones superficiales del material. Puesto que el coeficiente de fricción no se ve afectado únicamente por el acabado superficial, si no por el posible aporte individual de las variables enumeradas anteriormente y la interacción entre ellas.

Capítulo 5

Réplica numérica del fenómeno de la fricción y
propuesta de perfiles

Réplica numérica del fenómeno de la fricción y propuesta de perfiles.

En este capítulo se pretende identificar propiedades mecánicas, de piel humana, idóneas para determinar por medio de estudios numéricos el coeficiente de fricción con objetos de polipropileno PP. Para ello, se utilizan condiciones de bordes similares a las del estudio experimental presentado en el apartado 3 del capítulo 4, donde se evaluó la influencia del acabado superficial del Polipropileno en el coeficiente de fricción con la piel humana. Posteriormente, usando las mismas condiciones numéricas, se evaluarán 9 perfiles para el PP de forma rectangular, variando tres valores diferentes de Ra y tres valores de HSC, para finalmente proponer el perfil más conveniente para utilizarlo en sockets para amputados transfemorales con el objetivo de mejorar el confort de esta población al usar su prótesis.

1. Réplica numérica del fenómeno de la fricción

1.1. Modelo geométrico

Se utilizaron modelos geométricos bidimensionales para describir el fenómeno. Todos los modelos fueron elaborados en el software CAD *SolidWorks* 2010®. La probeta de PP se modeló como un rectángulo, 3 mm de espesor y 15 mm de ancho, de los cuales únicamente 0.33 mm contienen información del perfil real. Dicho perfil, es un equivalente a todo el perfil medido para cada tipo de acabado en los parámetros Ra y HSC. El perfil superficial del PP se creó al importar los puntos adquiridos por el rugosímetro de contacto *Mitutoyo*® SV-2000, utilizando los parámetros de medición descritos en los títulos precedentes.

La piel se encuentra a una distancia vertical respecto al PP de 0.001 mm y un desfase horizontal de 2 mm. La piel se modeló como un rectángulo de 20.5 mm de ancho y 2.91 mm de espesor. En la Figura 32 se observa un boceto del modelo geométrico utilizado.

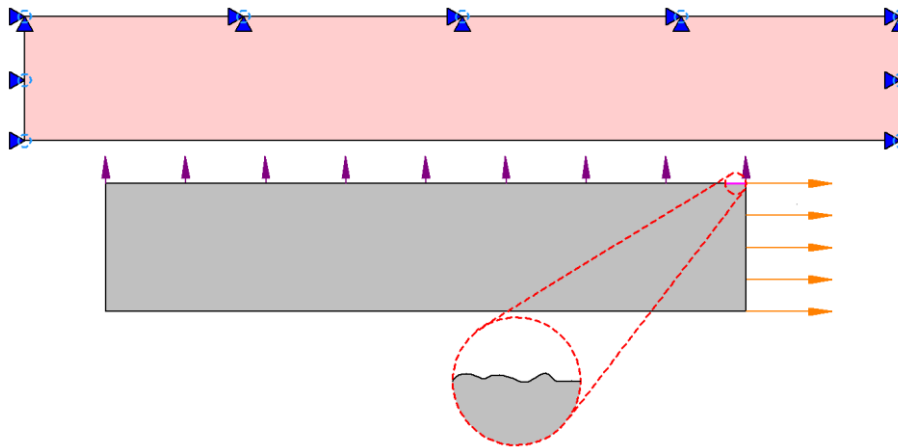


Figura 32 Modelo geométrico y condiciones de borde utilizadas en los estudios numéricos.

1.2. Modelo numérico

Se efectuaron estudios dinámicos explícitos (dado que requiere tener en consideración los efectos de inercias y el historial durante todo el análisis) en el software *Abaqus* 6.11® para evaluar la mecánica de contacto de la piel, se seleccionaron propiedades mecánicas del apartado 2 del capítulo 3, que desde su evaluación fueron consideradas hiperelásticas, puesto que se según las conclusiones arrojadas por los estudios numéricos realizados en el capítulo 3, apartado 3, el comportamiento que describe la piel después de transformar propiedades mecánicas lineales a hiperelásticas, puede alejarse significativamente del comportamiento real. En la Tabla 24 se enumeran las propiedades mecánicas elegidas para ser evaluadas.

Tabla 24 Listado de propiedades mecánicas utilizadas en las simulaciones

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Técnica	Genero	Edad	N	Año
Delalleau et al (90)	Dermis	$C_{10}=19$ kPa	NH	Antebrazo	Succión	-	-	30	2008
Flynn et al (139)	Completa	$\mu=39.8$ kPa $\alpha=33.452$	Og	Antebrazo	Tracción	-	-	1	2011
Flynn et al (129)	Completa	$\mu_1=20.764$ kPa $\mu_2=0.695$ kPa $\alpha_1=1.223$ $\alpha_2=41.672$	Og N=2	Antebrazo	Tracción	-	21-52	21	2011
Hendriks et al (98)	Completa	$C_{10}=10.8 \pm 9.5$ kPa $C_{01}=9.3 \pm 7.7$ kPa	MR	Antebrazo	Succión	M	29-47	13	2004
Kuhlmann et al (108)	Completa	$C_{10}=0.31$ MPa $C_{01}=0.30$ MPa $C_{11}=2.25$ MPa $C_{20}=0.50$ MPa $C_{02}=0.60$ MPa	PG N=2		Simulación	F	-	-	2013
Barbarino et al (95)	Epidermis-Dermis	$C_{10}=3.18$ kPa $C_{20}=14.5$ kPa	PR	Cara	Succión	M	30	1	2011
	Hipodermis – SMAS	$C_{10}=0.4$ kPa $C_{20}=1.4$ kPa							
Hendriks et al (97)	Epidermis-Dermis	$C_{10}=9.4 \pm 3.6$ kPa $C_{01}=82 \pm 60$ kPa	MR	Antebrazo	Succión	M F	19-24	10	2003
	Grasa	$C_{10}=0.02$ kPa	NH						
Areias et al (150)	Epidermis	$C_{10}=333.3$ kPa	NH	-	Succión	-	-	-	2003
	Dermis	$C_{10}=33.33$ kPa							
	Hipodermis	$C_{10}=120$ Pa							
Groves et al (47)	Epidermis	$\mu=4.0991 \pm 0.8382$ MPa $\alpha=2.9814 \pm 0.5904$	Og	Antebrazo	Indentación	F	24-26	4	2012
	Dermis	$\mu=0.0226 \pm 0.0019$ MPa $\alpha=3.2876 \pm 0.2333$				M	22-26	3	
	Hipodermis	$\mu=0.0104 \pm 0.0007$ MPa $\alpha=13.5793 \pm 4.3224$							
Tran et al (106)	Epidermis	$C_{10}=0.12 \pm 0.06$ MPa $D=5.45 \pm 1.7$ MPa	NH	Antebrazo Dorsal	Indentación	M	25	1	2007
	Dermis	$C_{10}=1.11 \pm 0.09$ MPa $D=29.6 \pm 1.28$ MPa							
	Hipodermis	$C_{10}=0.42 \pm 0.05$ MPa $D=36.0 \pm 0.9$ MPa							
Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	Genero	Edad	N	Año

Las investigaciones presentadas en la tabla anterior, varían en el número y combinaciones de capas de piel, por este motivo se usaron los espesores y densidades descritos en la Tabla 17.

Tabla 17 Espesores y densidades por capa de la piel (copia)

Capa	Densidad (Kg m ⁻³)	Espesor (mm)
Completa	1100 (24)	2.91
Epidermis	1200 (165)	0.07 (47)
Dermis		0.84 (47)
Hipodermis	1000 (165)	2 (35)

Para el caso del PP, se consideró un comportamiento lineal con un módulo de Young de 1500 MPa, una relación de Poisson de 0.3 y una densidad de 0.8 g cm⁻³ (6,80,188,189). Se fijó el borde de la piel opuesto a la zona de contacto, se consideró una simetría infinita en los bordes laterales de la piel y se restringió cualquier tipo de desplazamiento el eje no incluido en plano analizado.

Para el modelo se utilizaron elementos CPS4R (*Quad* 2D de primer orden) con un total de 561 551 y 579 746 elementos y nodos respectivamente en todo el modelo, existiendo una relación de 4 por unidad de longitud entre los elementos de la piel y el perfil de PP (ver Figura 33). La simulación se dividió en dos *Steps* replicando las condiciones experimentales: En el primer *Step*, el PP entra en contacto con la piel y penetra 0.151 mm garantizando de esta manera la participación de la dermis. En el segundo *Step*, el PP se desplaza 1 mm en dirección horizontal a una velocidad de 100µm/s empleando un tipo de contacto

Surface to Surface, considerando como maestra la superficie del PP. Debido a que el interés de la simulación es determinar el coeficiente de fricción, los contactos tangenciales se consideran *frictionless*, de esta manera no se imponen fuerzas tangenciales que afectarían el comportamiento de la piel y se obtiene la componente por deformación del coeficiente de fricción generada por la interacción de las superficies estudiadas.

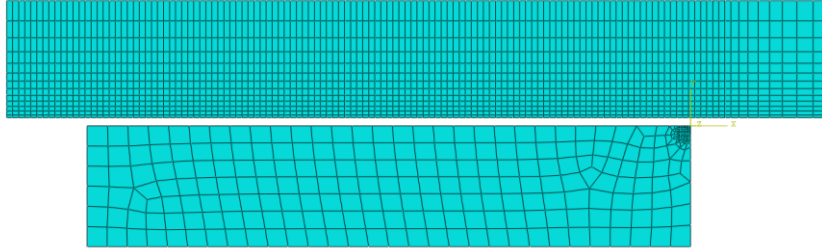


Figura 33 Malla utilizada para replicar el fenómeno

1.3. Posprocesado

Para determinar el coeficiente de fricción se recurrió a ley de Amontons (ecuación 1) y la ecuación planteada por Ramezani y Ripin (ecuación 4). Dado que el tipo de simulación empleado es 2D se propone que la relación de áreas de contacto α de la ecuación 4 se considere como la relación de nodos en contacto. Para esto se generó un reporte de cada propiedad mecánica de las reacciones en la dirección vertical. Se consideró todos los nodos del perfil real como los nodos aparentes en contacto, por otra parte, cada nodo que generara una fuerza con dirección opuesta al movimiento de la probeta de PP se consideró que hace parte de los nodos reales en contacto. En la literatura el índice de endurecimiento por deformación n , varía entre 1.64 y 57.89 (47,93,139,190–192), para el presente análisis se eligió un índice de endurecimiento por deformación de cinco -5-.

$$F_t = \mu F_n \quad 45 \quad (\text{Copia})$$

$$\mu = \frac{\alpha}{\sqrt{3} \left(\sqrt{(1 - \alpha^2)} + \sqrt{\alpha^n} \right)} \quad 46 \quad (\text{Copia})$$

1.4. Resultados

Comparando las simulaciones numéricas realizadas, utilizando las propiedades mecánicas de la Tabla 25 con respecto a los resultados obtenidos experimentalmente en el esclerometro, se observa que las magnitudes del coeficiente de fricción dinámico hallados al utilizar la ley de Amontons presentan diferencias entre 9 al 196 % para las simulaciones que contienen información del perfil de probetas desbastadas con papeles abrasivos de grano 360, respecto al coeficiente de fricción dinámico experimental promedio. A su vez, las simulaciones que contienen información del perfil de probetas desbastadas con papeles abrasivos de grano 60, presentan diferencias entre 32 % y 168% respecto al coeficiente de fricción dinámico experimental promedio. La investigación en la cual sus propiedades presentan mayor cercanía respecto a los estudios experimentales son las de la investigación bicapa de Hendriks et al (97), esta investigación presenta una diferencia de 9% entre las simulaciones que contienen el perfil desbastado un grano de 360 respecto al coeficiente de fricción dinámico determinado experimentalmente. Pero al comparar el coeficiente de fricción experimental usando probetas desbastadas con papeles abrasivos de grano 60 existe una diferencia de 48 %. Además, el coeficiente de fricción es menor al presentado en su

contraparte de grano de 360, llendo en contra en lo presentado de manera experimental. Debido a que desde la definición, el contacto tangencial se definió *frictionless*, las fuerzas tangenciales dependen únicamente la oposición que realizan los picos del perfil y de la distancia entre ellos. Para este caso las magnitudes tan bajas en el coeficiente de fricción dinámico determinado mediante simulaciones numericas obtenidos mediante la ley de Amontons en la mayoría de propiedades mecánicas provenientes de investigaciones previas, pueden deberse a que la piel no penetró lo suficiente dentro del perfil para crear una oposición al movimiento que represente las fuerzas presentadas en los estudios experimentales, dependiendo dicha penetración de los parámetros R_a y HSC del perfil como de la rigidez de la piel.

Tabla 25 Resumen de resultados coeficientes de fricción obtenidos mediante ley de Amontons

Investigadores	Propiedades de Piel				Coeficiente de Fricción	
	Año	Capas	Técnica	Modelo	360	60
Delalleau et al	2008	Monocapa	Succión	NH	0.0705	0.018
Flynn et al	2011	Monocapa	Tracción	Og	0.0659	0.0724
Flynn et al	2011	Monocapa	Tracción	Og N=2	0.6664	0.0183
Hendriks et al	2004	Monocapa	Succión	MR	0.0731	0.0159
Kuhlmann et al	2013	Monocapa	Simulación	PG N=2	0.0765	0.0244
Barbarino et al	2011	Bicapa	Succión	PR	0.4015	0.355
Hendriks et al	2003	Bicapa	Succión	MR	0.246	0.1376
Areias et al	2003	Tricapa	Succión	NH	0.719	0.7199
Groves et al	2012	Tricapa	Indentación	Og	0.1489	0.1341
Tran et al	2007	Tricapa	Indentación	NH	0.5334	-
Experimental	2016	-	-	-	0.2248±0.0791	0.2683±0.1218
Investigadores	Año	Capas	Técnica	Modelo	360	60
Propiedades de Piel					Coeficiente de Fricción	

Al utilizar la relación de nodos en contacto α , para evaluar el coeficiente de fricción dinámico entre el PP y la piel, se puede afirmar que el número de capas es un factor influyente en este tipo de simulaciones. Esto es debido a que todos los modelos monocapa presentan una relación de contacto de uno - 1 -, lo que indicaría un contacto perfecto. Aunque en investigaciones como las de Hendriks & Franklin (109), se considera un contacto perfecto para calcular el coeficiente de fricción de la piel con otros materiales. Esto se aleja de lo que se presenta realmente en estudios experimentales. Donde el área real de contacto es pequeña comparada con el área aparente de contacto (36). Casos como que el área de contacto entre la piel del antebrazo y textiles es menor al 1% del área aparente de contacto, que el área de contacto real de contacto es de 30 % entre las huellas de los dedos y una superficie rugosa (187) o que el área real de contacto es del 15 % si el coeficiente de fricción entre la piel y el objeto de contacto es de 0.5 (32), reafirman que no existe el contacto perfecto entre la piel con cualquier material, descartando de esta manera del modelo planteado para replicar los estudios numéricos las investigaciones que tiene propiedades monocapa.

Tabla 26 Resumen de resultados coeficientes de fricción obtenidos mediante ecuación de Ramezani y Ripin

Investigadores	Propiedades de Piel				α		Coeficiente de Fricción	
	Año	Capas	Técnica	Modelo	360	60	360	60
Delalleau et al	2008	Monocapa	Succión	NH	1	0.9889	0.5774	0.5093
Flynn et al	2011	Monocapa	Tracción	Og	1	0.9889	0.5774	0.5093
Flynn et al	2011	Monocapa	Tracción	Og N=2	1	0.9889	0.5774	0.5093
Hendriks et al	2004	Monocapa	Succión	MR	1	0.9889	0.5774	0.5093
Kuhlmann et al	2013	Monocapa	Simulación	PG N=2	1	0.9889	0.5774	0.5093
Barbarino et al	2011	Bicapa	Succión	PR	0.3764	0.5222	0.2145	0.2872
Hendriks et al	2003	Bicapa	Succión	MR	0.0118	0.1333	0.0068	0.0772
Areias et al	2003	Tricapa	Succión	NH	0.3294	0.5556	0.189	0.3022
Groves et al	2012	Tricapa	Indentación	Og	0.6118	0.9889	0.3259	0.5093
Tran et al	2007	Tricapa	Indentación	NH	1	-	0.5774	-
Experimental	2016	-	-	-	-	-	0.2248±0.0791	0.2683±0.1218
Investigadores	Año	Capas	Condiciones	Modelo	360	60	360	60
Propiedades de Piel					α		Coeficiente de Fricción	

En contraste con lo presentado en con las propiedades mecánicas con información monocapa, la gran mayoría de investigaciones que presentan propiedades mecánicas bicapa y tricapa, exponen relaciones de contacto mas cercanas a un contacto piel material siendo los más opcionados para replicar el comportamiento entre el PP y piel bajo las condiciones experimentales. De los cinco modelos de piel multicapa analizados numéricamente el de Barbarino et al se acerca a la magnitud del coeficiente de fricción evaluado experimentalmente, y presenta la tendencia de a mayor magnitud de Ra menor coeficiente de fricción dinámico, por lo que se utilizará en títulos posterior, donde se propondrá un perfil adecuado para ser utilizado en prótesis de amputados. En la Figura 34 se presenta un ejemplo de la distribución de los esfuerzos presentados en la piel al entrar en contacto la probeta.



Figura 34 Contacto de probeta con perfil superficial por acabado con papel abrasivo 360 sobre la piel.

2. Propuesta de perfiles

De acuerdo con el análisis de varianza efectuado al experimento realizado en el Capítulo 4, hay suficiente evidencia estadística afirmar que existe diferencias en el coeficiente de fricción promedio entre el PP y la piel humana debido al acabado superficial, pero los perfiles superficiales obtenidos mediante el desbaste al usar papeles abrasivos son aleatorios. Aunque en dichas superficies se encuentren que las magnitudes de los parámetros Ra y HSC son similares entre una probeta y otra, no es posible realizar réplicas controladas de los mismos, por lo que es necesario encontrar otras alternativas para la elaboración de los acabados superficiales. Existen varias estrategias para la fabricación de superficies controladas, como el ataque químico y el uso de corte por láser, pero estas metodologías están desarrolladas principalmente para materiales metálicos o como proceso de producción, no como una alternativa de mejorar los acabados superficiales de piezas (193–198), por esta razón las técnicas de micromecanizado pueden ser una alternativa viable para controlar la rugosidad de los sockets debido a la precisión con la que se pueden fabricar los modelos (199–201). Para evaluar perfiles micromecanizables se utilizará el modelo numérico descrito en el título anterior para luego realizar una validación y comprobación experimental.

2.1. Modelo geométrico

Se utilizaron modelos geométricos bidimensionales similares a los elaborados para la réplica del fenómeno. Modelando la probeta de PP como un rectángulo, 3mm de espesor y 15 mm de ancho, de los cuales únicamente 2.5 mm contienen información del perfil. Se usaron nueve perfiles rectangulares como propuesta para elegir el más conveniente para ser implementado en sockets para amputados transfemorales con el objetivo de mejorar el confort de esta población al usar su prótesis. En estos perfiles se varió los parámetros Ra y HSC, donde se modificó el perfil usando tres valores para Ra (10 μm , 20 μm y 50 μm) y tres para el HSC (2/2.5 mm, 5/2.5 mm y 10/2.5 mm) (ver Figura 35). La piel está ubicada a la misma distancia espacial del perfil de PP y tiene las mismas características utilizadas en la etapa de réplica numérica del fenómeno.

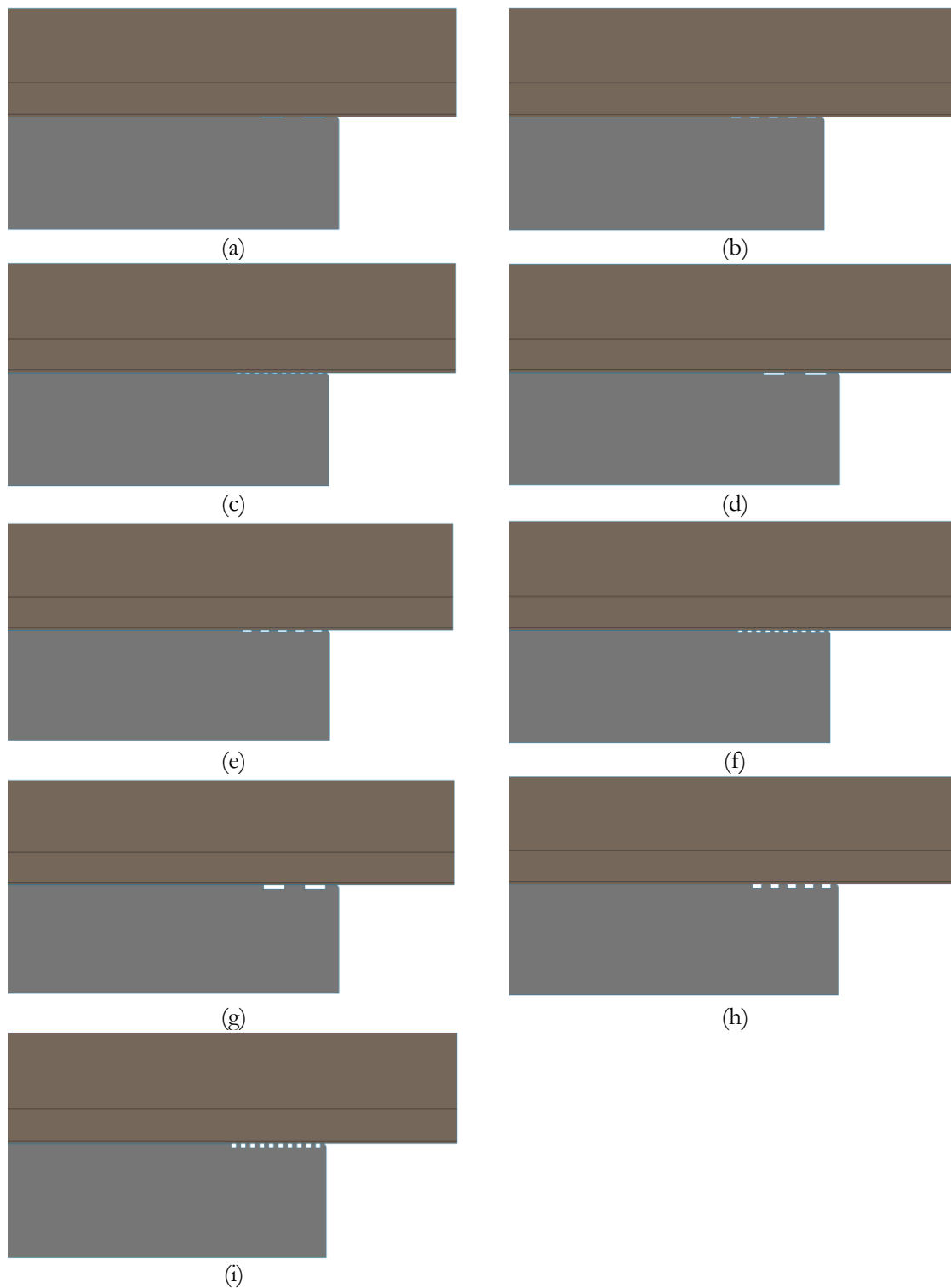


Figura 35 Perfiles propuestos:
(a) Ra 10 μm HSC 2, (b) Ra 10 μm HSC 5, (c) Ra 10 μm HSC 10, (d) Ra 20 μm HSC 2, (e) Ra 20 μm HSC 5, (f) Ra 20 μm HSC 10, (g) Ra 50 μm HSC 2 (h) Ra 50 μm HSC 5 y (i) Ra 50 μm HSC 10.

2.2. Modelo numérico

Se utilizaron las mismas condiciones de borde descritas tanto en el título 1.2 del presente capítulo como en los estudios experimentales. De acuerdo con las conclusiones del el título 1.4, las propiedades propuestas por Barbarino et al se acerca a la magnitud del coeficiente de fricción evaluado experimentalmente y presenta la tendencia de a mayor magnitud de Ra menor coeficiente de fricción dinámico, por esta razón se utilizará dichas propiedades para elegir un perfil dentro de los propuestos que sea el más adecuado para la aplicación. En la Tabla 27 se reescriben las propiedades físicas de la piel humana como también las propiedades mecánicas de la piel propuestas por Barbarino et al. No se realizaron variaciones en las propiedades físicas ni mecánicas del PP.

Tabla 27 Propiedades físicas y mecánicas de la piel humana utilizadas en las simulaciones para elección de perfiles propuestos

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Densidad	Espesor
Barbarino et al (95)	Epidermis- Dermis	C ₁₀ =3.18 kPa C ₂₀ = 14.5 kPa	PR	1200 Kg m ⁻³ (165)	0.91 mm (47)
	Hipodermis – SMAS	C ₁₀ =0.4 kPa C ₂₀ = 1.4 kPa		1000 Kg m ⁻³ (165)	2 mm (35)

Para el modelo se utilizaron elementos CPS4R (Quad 2D de primer orden) con un total de 608 610 y 590 078 elementos y nodos respectivamente en todo el modelo, conservando la relación de 4 por unidad de longitud entre los elementos de la piel y el perfil de PP.

2.3. Posprocesado

El coeficiente de fricción dinámico se evaluó usando nuevamente la ley de Amontons (ecuación 1) y la ecuación planteada por Ramezani y Ripin (ecuación 4). Usando la relación de nodos α en reemplazo de la relación de áreas de contacto en la ecuación 4 como se definió en la etapa de réplica de los estudios experimentales, finalmente se definió un índice de endurecimiento por deformación de cinco -5-.

2.4. Resultados

En la Tabla 28 se presenta un resumen de los resultados obtenidos mediante las simulaciones numéricas usando la ley de Amontons para los perfiles propuestos. Como se observa en dicha tabla, a excepción del perfil con un Ra 20 μm y un HSC de 2, todos los perfiles presentan magnitudes del coeficiente de fricción entre la piel humana y el PP muy alejados a los reportados en la literatura. Donde la magnitud del coeficiente de fricción dinámico más alto es de 0.52, presentado por Tang et al (176). En base a los resultados de esta investigación se puede concluir que el uso de la ley de Amontons para determinar el coeficiente de fricción entre el PP y la piel humana desde simulaciones numéricas arrojaría resultados erróneos, independientemente del tipo perfil utilizado (real aleatorio o controlado).

Tabla 28 Resumen de resultados coeficientes de fricción obtenidos mediante ley de Amontons para perfiles propuestos

	HSC		
	Coeficiente de Fricción		
	2	5	10
Ra 10 μm	1.2727	0.8428	0.8598
Ra 20 μm	0.4451	0.7088	0.7415
Ra 50 μm	1.078	1.0659	0.75269

En contraste con los resultados obtenidos para el coeficiente de fricción dinámico mediante la ley de Amontons para los perfiles propuestos, tanto la relación de contacto α como el coeficiente de fricción hallados por medio de la ecuación de Ramezani y Ripin presentan magnitudes acordes con las que se

presentarían en el contacto piel humana y PP. Puesto que no se presentan relaciones de contacto perfecto y las magnitudes del coeficiente de fricción se encuentran dentro de las magnitudes encontradas en esta y otras investigaciones provenientes de la literatura 0.23 – 0.52 (12,176).

Tabla 29 Resumen de resultados coeficientes de fricción obtenidos mediante ecuación de Ramezani y Ripin para perfiles propuestos

	HSC			HSC		
	2	α 5	10	Coeficiente de Fricción		
				2	5	10
Ra 10 μm	0.4889	0.567	0.6739	0.2715	0.3071	0.35
Ra 20 μm	0.3619	0.5919	0.5077	0.2067	0.3177	0.2804
Ra 50 μm	0.5778	0.4825	0.6	0.3118	0.2685	0.3211

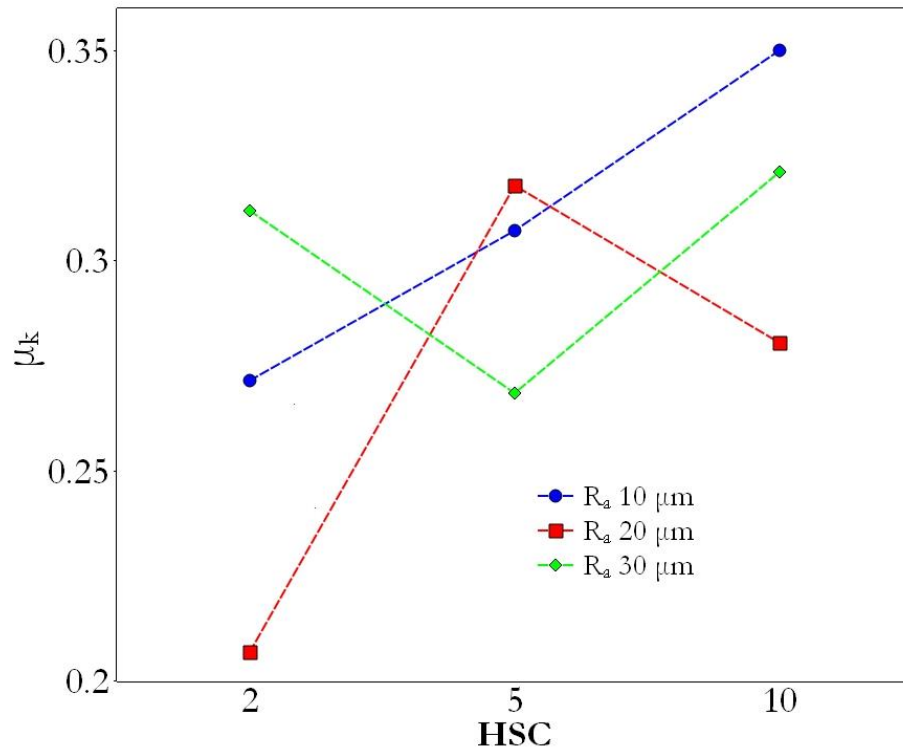


Figura 36 Coeficiente de fricción dinámico entre la Piel Humana y el PP según los parámetros HSC y Ra determinados numéricamente

Al realizar una inspección al gráfico de la Figura 36, donde se presenta las curvas del coeficiente de fricción dinámico entre la piel humana y el PP con perfil rectangular vs el HSC, para los diferentes Ra evaluados numéricamente. Únicamente se podría afirmar que para las probetas con un Ra de 10 μm existe una relación directamente proporcional entre el coeficiente de fricción y el HSC. Respecto a las probetas con Ra de 20 μm y 50 μm , puede existir una relación no lineal entre HSC y el coeficiente de fricción dinámico, presentado concavidades opuestas entre los dos tipos de probetas. Dichos cambios de concavidad generan intersecciones entre las líneas de los tres tipos de probetas, indicando que el coeficiente de fricción entre la piel humana y el PP no solo se ve afectado por el parámetro la variación en la magnitud en el parámetro Ra, sino por el parámetro HSC y la interacción entre ambos parámetros.

En la Figura 37 se presenta un ejemplo de la distribución de los esfuerzos presentados en la piel al entrar en contacto la probeta con Ra 20 μm y HSC 2/2.5mm. En dicha figura puede observarse una

división en la concentración de esfuerzos, presentando las mayores magnitudes en la cutis (Epidermis y Dermis combinadas) y unas magnitudes muy bajas en comparación de la cutis en la hipodermis. De esta manera se tiene un comportamiento similar al que se presentaría en estudios experimentales puesto que la epidermis es la capa responsable de la respuesta de contacto de la piel, la dermis es la responsable de la respuesta mecánica de la piel humana y finalmente la hipodermis distribuye la energía que entra a la piel debido a las perturbaciones mecánicas.

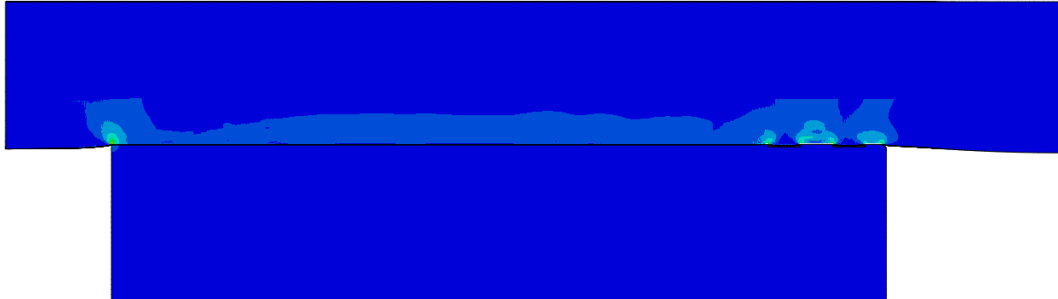


Figura 37 Distribución de esfuerzos para la probeta de PP con Ra 20 µm y HSC 2/2.5mm

2.4.1. Elección de perfil

De acuerdo con Restrepo et al (202), el coeficiente de fricción entre el polipropileno y la piel afecta directamente el valor del esfuerzo cortante y al reducir este último, se puede reducir el riesgo de daños en los tejidos blandos. Por lo que el perfil de todos los perfiles propuestos (ver Figura 35), el perfil rectangular con una magnitud de Ra 20 µm y un HSC 2/2.5 mm es el perfil más conveniente para ser utilizado en sockets para amputados transfemorales con el objetivo de mejorar el confort de esta población al usar su prótesis. Debido a que es el perfil que presenta la menor magnitud del coeficiente de fricción dinámico (0.2067). La implementación de este perfil en los sockets conllevaría a tener menores esfuerzos cortantes que junto con las presión ejercida, son los principales causantes de los problemas dermatológicos (19). Reduciendo la posibilidad de que se presenten traumas en los tejidos blandos incluyendo la piel, debido a la exposición a las cargas y ciclos a los que somete el socket al muñón (54,66,203) .

3. Estudios experimentales del acabado superficial del Polipropileno en el coeficiente de fricción usando probetas micromecanizadas

3.1. Características generales del estudio y del equipo

Se realizaron estudios de indentación dinámica en la zona ventral del antebrazo en el mismo voluntario al que se le realizó los estudios con probetas con acabados superficiales debido al desbaste con papeles abrasivos (quien dio su consentimiento informado de acuerdo con la declaración de Helsinki,(185)), los estudios se realizaron sin ningún tratamientos previo, en un recinto con una temperatura de 23 °C a 25.7°C y 49 % a 50 % de Humedad Relativa,. Se utilizó el mismo equipo empleado en los estudios previos de esta investigación, el cual se encuentra en el Laboratorio de Tribología 1 de la Universidad Nacional Sede Medellín.

3.2. Probetas micromecanizadas utilizadas

Para este estudio se micromecanizó probetas rectangulares de 15 mm x 15 mm de PP proveniente de la misma lámina con la se fabricaron las probetas tipo disco empleadas en los estudios previos. Las características superficiales se realizaron en un centro de Mecanizado Kern Evo (ver Figura 38), este centro de micromecanizado se encuentra en la Universidad del Norte, en la ciudad de Barranquilla Atlántico y tiene las características enumeradas a continuación:

- 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 50 000 RPM; 3,4 kW.
- Velocidad de avance 0,01 mm/min – 16 000 mm/min.
- Aceleración 8 m/s².
- 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 para 32 posiciones.
- Medición automática de pieza mediante palpador INFRARED PROBE.
- Medición automática de longitud y radio de herramienta mediante sistema láser BLUM y controlador HEIDENHAIN.



Figura 38 Centro de micromecanizado Kern Evo.

Fuente: Universidad del Norte.

Para este estudio se mecanizaron dos de los perfiles propuestos (Ra 10 μm HSC 10 y Ra 50 μm HSC 10) y para darle las características se utilizó las herramientas y condiciones de operación descritas en la Tabla 30.

Tabla 30 Herramientas y condiciones de operación utilizadas en la elaboración de probetas micromecanizadas.

Descripción	Díámetro (mm)	Velocidad de husillo (rpm)	Avance (mm/min)
1 Fresa plana carburo 2 filos	1.0	10 000	200
2 Fresa punta bola carburo 2 filos	0.5	20 000	120
3 Fresa punta bola carburo 2 filos	0.1	45 000	80

3.3. Parámetros del ensayo

Se realizaron tres repeticiones por cada probeta, utilizando las mismas condiciones del estudio experimental previo. Utilizando a una profundidad de indentación de 1000μm, un desplazamiento de 10 mm a una velocidad de 100μm/s. El coeficiente de fricción dinámico se determinó como la relación entre las fuerzas tangenciales sobre las fuerzas normales presentadas durante el desplazamiento.

3.4. Resultados

De acuerdo con la Tabla 31, bajo las condiciones analizadas, el coeficiente de fricción dinámico entre piel humana y el PP usando probetas micromecanizadas es de 0.3501 ± 0.169 . Usando la relación de 1.17 entre el coeficiente de fricción dinámico y el estático planteado por Veijgen et al (110). Se considera que el coeficiente de fricción estático bajo las condiciones evaluadas es de 0.4095.

Tabla 31 Resumen estadístico de coeficientes de Fricción entre piel humana y probetas micromecanizadas

Tratamiento	Media	SD	IQR	0%	25%	50%	75%	100%	n
COF	0.3501	0.169	0.1971656	0.06804	0.2108	0.3366	0.4079	0.8149	688

El valor promedio del coeficiente de fricción dinámico entre la piel y las probetas micromecanizadas de PP obtenido experimentalmente en esta investigación de 0.35, el cual se encuentra cercano a los rangos de coeficientes de fricción reportados por Adams et al.(12) (0.36) y Tang et al (176) (0.37 – 0.52), habiendo una posible mayor influencia por la geometría del perfil y parámetro de rugosidad Ra y HSC que tenga la probeta; que por la fuerza normal, velocidades de desplazamiento, ingesta de líquidos y pretratamiento de la zona antes del experimento. Todo esto debido a que el material utilizado proviene de la misma lámina de PP, se utilizó los mismos parámetros experimentales y se realizaron todos los análisis en el mismo voluntario tanto para las pruebas con probetas con acabados superficiales con papeles abrasivos como para las probetas con perfiles rectangulares micromecanizados.

El resumen de los coeficientes de fricción dinámicos para cada una de las probetas micromecanizadas se presenta en la Tabla 32, de donde se conoce que el coeficiente de fricción promedio entre la piel humana con: una probeta micromecanizada Ra 10 μ m HSC 10 y una probeta micro mecanizada con Ra 50 μ m HSC 10 es de 0.3534 ± 0.1743 y 0.3467 ± 0.1636 respectivamente.

Tabla 32 Resumen estadístico de coeficientes de Fricción entre piel humana y probetas micromecanizadas

Tratamiento	Media	SD	IQR	0%	25%	50%	75%	100%
Ra 10 μ m HSC 10	0.3534	0.1743	0.1687	0.1417	0.2204	0.3243	0.3891	0.8149
Ra 50 μ m HSC 10	0.3467	0.1636	0.232	0.0680	0.1993	0.3588	0.4313	0.7052

Al efectuar un análisis similar al realizado para las probetas de PP con acabado superficial por desbaste con papeles abrasivos, donde se grafica cada uno de los datos obtenidos para el coeficiente de fricción dinámico entre el PP y la piel humana respecto a la fuerza normal aplicada se obtiene el gráfico de la Figura 39. El gráfico exhibe la tendencia de disminuir el coeficiente de fricción con el aumento de la fuerza normal y al agregar una línea de tendencia que explique el comportamiento de los coeficientes de fricción hallados, se obtiene una ecuación de potencia tal y como se presentó para el caso de las probetas con acabados por papeles abrasivos. Para esta ecuación $k= 0.1204$ y en contraste con lo presentado con las probetas desbastadas por papeles abrasivos, para este caso $j= -4/3$, apuntando que la componente más importante del coeficiente de fricción es la componente por deformación (11). Indicando que la geometría del perfil y los parámetros Ra y HSC que tenga la probeta no solamente afecta la magnitud del Coeficiente de fricción dinámico, sino que también afecta la componente dominante de dicho coeficiente.

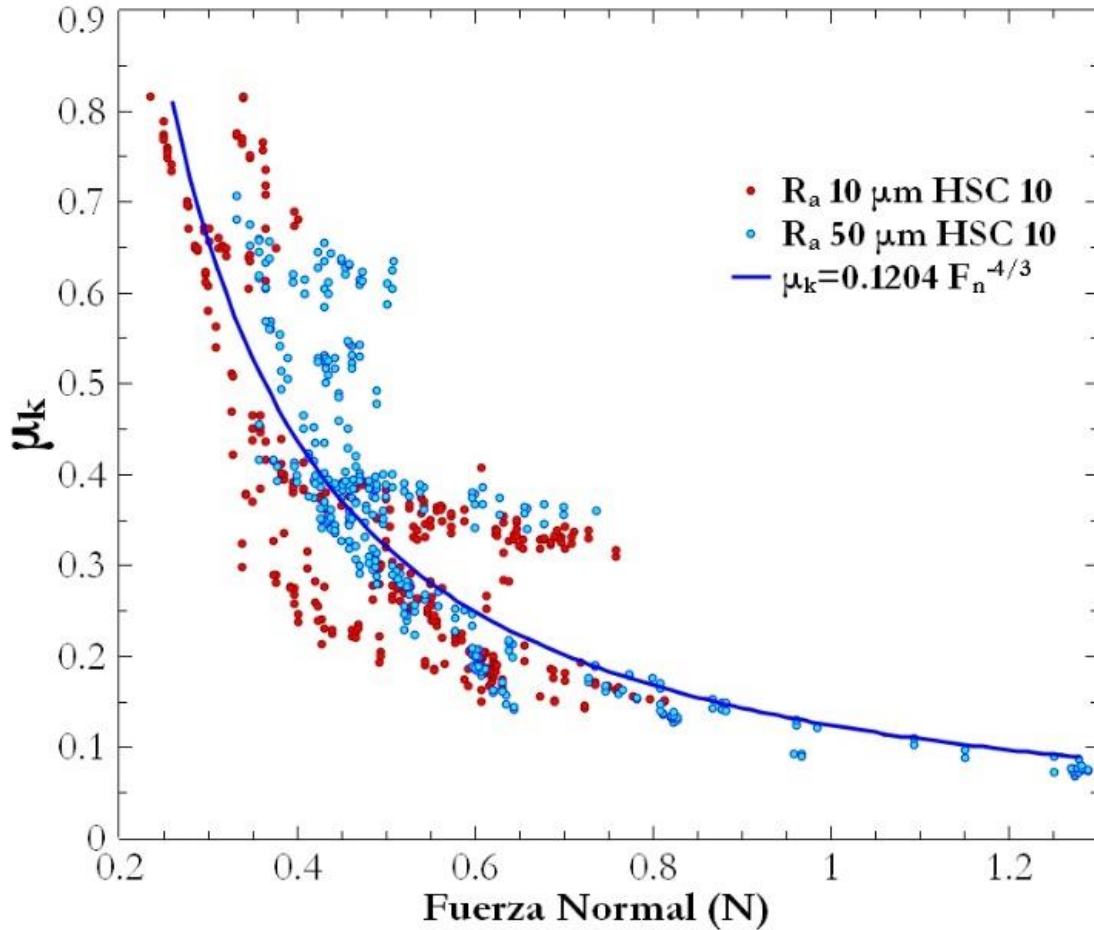


Figura 39 Coeficiente de fricción dinámico entre el PP y la piel humana, respecto a la fuerza Normal aplicada para probetas micromecanizadas Ra 10μm HSC 10 y Ra 50μm HSC 10

4. Comparación simulaciones perfiles propuestos y estudios experimentales

En la Tabla 33, se presentan un resumen comparativo entre los coeficientes de fricción entre la piel humana y probetas de PP micromecanizadas obtenidos experimentalmente y numéricamente con perfiles propuestos. Los errores presentados al comparar estos coeficiente de fricción, se encuentran entre 1.1 al 7.3 %. Esta diferencia puede considerarse mínima, puesto la comparación se realizó respecto al coeficiente de fricción promedio experimental.

Tabla 33 Resumen Comparativo entre coeficientes de fricción entre la piel humana y probetas de PP micromecanizadas obtenidos experimentalmente y numéricamente con perfiles propuestos.

Tratamiento	μ_k Experimental	μ_k Numérico	% Diferencia
Ra 10μm HSC 10	0.3534±0.1743	0.35	1.1
Ra 50μm HSC 10	0.3467±0.1636	0.3211	7.3

5. Conclusión

El cálculo del coeficiente de fricción de la piel en contacto con el PP puede ser realizado empleando métodos numéricos, en este caso el método de los elementos finitos, con resultado muy cercanos a los presentados experimentalmente. En términos generales se debe evaluar las condiciones experimentales del procedimiento para calcular las propiedades mecánicas de la piel. Ya que ésta se comporta de forma muy diferente dependiendo del tipo de excitación externa que le sea impuesta y por lo tanto los resultados de las simulaciones numéricas se ven afectados por la respuesta de los modelos propuestos, es decir, algunos autores reportan propiedades mecánicas de la piel que sólo pueden emplearse para reproducir el comportamiento en condiciones similares al ensayo del cual provienen. Para este caso las propiedades mecánicas utilizadas en las simulaciones para evaluar el coeficiente de fricción mediante simulaciones numéricas, provienen de un ensayo de succión y no uno de indentación, indicando que si bien las propiedades mecánicas representan el comportamiento para el que se evaluó pueden no replicar excitaciones similares (Indentación dinámica).

Si bien se observó que puede presentarse un coeficiente de fricción menor al usar superficies micromecanizadas, su implementación en sockets para amputados transfemorales no están viable. Esto se debe a que la implementación de este proceso adicional incrementaría enormemente el precio de la prótesis. Es necesario evaluar el uso de otras técnicas alternativas como el ataque químico o la impresión 3D, que podrían brindar procesos más económicos para obtener los acabados superficiales apropiados en la superficie del socket.

Trabajo futuro

Trabajo futuro

La piel se encuentra en contacto con un sin número de materiales al realizar cualquier actividad cotidiana y, en muchos casos, este contacto genera problemas dermatológicos que provocan incomodidades, infecciones o lesiones, lo que compromete la calidad de vida de las personas. Se sabe que la mecánica de contacto y el coeficiente de fricción no dependen solamente del par tribológico, sino también de otras variables que, para el caso de la piel son: el área de contacto y la humedad (incluyendo el sudor) son las más importantes. Es necesario realizar investigaciones en los que no solamente se evalúe el efecto de la textura superficial de materiales en contacto con la piel, sino también la influencia de la presencia de humedad, la sudoración y la fuerza normal aplicada en el coeficiente de fricción con la piel. Este tipo de investigación permitiría proponer y validar perfiles superficiales que ayuden a obtener coeficientes de fricción entre diversos materiales y la piel para diferentes aplicaciones adicionales al rediseño de prótesis.

Por otra parte, es conveniente realizar simulaciones numéricas con perfiles 3D y utilizando propiedades mecánicas que provenga de la misma experimentación de la que se obtiene el coeficiente de fricción.

Referencias

1. Padilla de León F, Bejarano Marín JA, Espejo Muñoz JO, Filigrana Durán E. Testigos Fieles : Víctimas del horror de las minas antipersonal. 1a ed. Bogota: Comando General Fuerzas Militares; 2008. 273 p.
2. Situación Nacional Víctimas Minas Antipersonal [Internet]. Tableau Software. [citado el 5 de octubre de 2016]. Disponible en: http://public.tableau.com/views/SituacionNacionalVictimasMinasAntipersonal_5/MapaVictimasCivilesyMilitares?: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=0.
3. Arango RM. En Medellín muere un peatón cada 60 horas [Internet]. www.elcolombiano.com. [citado el 5 de octubre de 2016]. Disponible en: <http://www.elcolombiano.com/antioquia/movilidad/en-medellin-muere-un-peaton-cada-60-horas-KI3785639>.
4. Beltrán JSC. El 60 % de los accidentes de tránsito en Medellín involucran motos [Internet]. www.elcolombiano.com. [citado el 5 de octubre de 2016]. Disponible en: <http://www.elcolombiano.com/multimedia/videos/el-60-de-los-accidentes-de-transito-en-medellin-involucran-motos-JY4166931>.
5. Giraldo MI. ¿Debería existir también el “Día sin moto” en Medellín? [Internet]. www.elcolombiano.com. [citado el 5 de octubre de 2016]. Disponible en: <http://www.elcolombiano.com/antioquia/movilidad/motos-en-medellin-contaminan-la-ciudad-BC1765021>.
6. Ramírez J. Nivel de Confort y Distribución de Esfuerzos en la Interfaz Socket - Muñón en Amputados Transfemorales [Doctoral]. [Medellín]: Universidad Nacional de Colombia; 2011.
7. Restrepo V, Villarraga JA, Pavón JJ. Determining the most representative topographic variables in locally manufactured sockets for patients with transfemoral amputation. *Ing Compet.* junio de 2014;16(1):221–8.
8. Martínez Pérez F. Tribología Integral. 1a ed. Mexico D.F.: Limusa Wiley; 2011.
9. Arnell RD, Davies PB, Halling J, Whomes TL. Tribology: principles and design applications. 1a ed. Vol. 1. London, United Kingdom: Macmillan Education; 1991.
10. Ramalho A, Silva CL, Pais AACC, Sousa JJS. In vivo friction study of human skin: Influence of moisturizers on different anatomical sites. *Wear.* el 10 de septiembre de 2007;263(7–12):1044–9.
11. Heide EVD, Zeng X, Masen MA. Skin tribology: Science friction? *Friction.* el 1 de junio de 2013;1(2):130–42.
12. Adams MJ, Briscoe BJ, Johnson SA. Friction and lubrication of human skin. *Tribol Lett.* el 1 de junio de 2007;26(3):239–53.

13. Kwiatkowska M, Franklin SE, Hendriks CP, Kwiatkowski K. Friction and deformation behaviour of human skin. *Wear.* el 15 de junio de 2009;267(5–8):1264–73.
14. Paillet-Mattei C. b, Pavan S., Vargiolu R., Pirot F., Falson F., Zahouani H. Contribution of stratum corneum in determining bio-tribological properties of the human skin. *Wear.* 2007;263(7–12 SPEC. ISS.):1038–43.
15. Van Wylen GJ, Sonntag RE, Borgnakke C. *Fundamentals of classical thermodynamics.* 2a ed. Vol. 1. Mexico D.F.: John Wiley & Sons; 2007.
16. Cengel YA, Boles MA, Kanoglu M. *Thermodynamics: an engineering approach.* 6a ed. Mexico D.F.: McGraw-Hill; 2008.
17. Zahouani H, Vargiolu R, Boyer G, Paillet-Mattei C, Laquière L, Mavon A. Friction noise of human skin in vivo. *Wear.* el 15 de junio de 2009;267(5–8):1274–80.
18. Ramezani M, Ripin ZM. A friction model for dry contacts during metal-forming processes. *Int J Adv Manuf Technol.* el 28 de marzo de 2010;51(1–4):93–102.
19. Zhang M, Mak AFT. In vivo friction properties of human skin. *Prosthet Orthot Int.* 1999;23(2):135–41.
20. Mier Buenhombre JL, Artiaga Díaz R, García Soto L. *Síntesis de Polímeros. Pesos moleculares. Conformación y configuración.* 1997 [citado el 12 de enero de 2016]; Disponible en: <http://ruc.udc.es/handle/2183/9638>.
21. Kutz M. *Applied plastics engineering handbook: processing and materials.* William Andrew; 2011.
22. Salazar Ramírez DF. *Propiedades Mecánicas Uniaxiales y Superficiales de polipropileno micromecanizado para fabricación de Sockets de prótesis para Amputados Transfemorales [Pregrado].* [Medellín]: Universidad de Antioquia; 2015.
23. Edwards C, Marks R. Evaluation of biomechanical properties of human skin. *Clin Dermatol.* 1995;13(4):375–380.
24. Potts RO, Chrisman Jr. DA, Buras Jr. EM. The dynamic mechanical properties of human skin in vivo. *J Biomech.* 1983;16(6):365–72.
25. Elkhyat A. b, Courderot-Masuyer C. b, Gharbi T., Humbert P. b. Influence of the hydrophobic and hydrophilic characteristics of sliding and slider surfaces on friction coefficient: I vivo human skin friction comparison. *Skin Res Technol.* 2004;10(4):215–21.
26. Zhong W. d, Xing MMQ., Pan N., Maibach HI. Textiles and human skin, microclimate, cutaneous reactions: An overview. *Cutan Ocul Toxicol.* 2006;25(1):23–39.
27. Flynn C., Taberner A. b, Nielsen P. b. Measurement of the force-displacement response of in vivo human skin under a rich set of deformations. *Med Eng Phys.* 2011;33(5):610–9.
28. Luebberding S, Krueger N, Kerscher M. Mechanical properties of human skin in vivo: A comparative evaluation in 300 men and women. *Skin Res Technol* [Internet]. 2013; Disponible en: <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-84880615226&partnerID=40&md5=5f60cc644ab1786ca6b8dfb51b5b6c31>.

29. Magnenat-Thalmann N, Kalra P, Luc Leveque J, Bazin R, Batische D, Querleux B. A computational skin model: fold and wrinkle formation. *IEEE Trans Inf Technol Biomed.* 2002;6(4):317–23.
30. Hussain SH, Limthongkul B, Humphreys TR. The Biomechanical Properties of the Skin. *Dermatol Surg.* el 1 de febrero de 2013;39(2):193–203.
31. Pailler-Mattéi C., Zahouani H. b. Study of adhesion forces and mechanical properties of human skin in vivo. *J Adhes Sci Technol.* 2004;18(15–16):1739–58.
32. Derler S, Gerhardt L-C. Tribology of Skin: Review and Analysis of Experimental Results for the Friction Coefficient of Human Skin. *Tribol Lett.* el 1 de enero de 2012;45(1):1–27.
33. Liang X., Boppart SA. Biomechanical properties of in vivo human skin from dynamic optical coherence elastography. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2010;57(4):953–9.
34. Escoffier C, De Rigal J, Rochefort A, Vasselet R, Leveque J-L, Agache PG. Age-related mechanical properties of human skin: An in vivo study. *J Invest Dermatol.* 1989;93(3):353–7.
35. Zahouani H., Pailler-Mattei C., Sohm B., Vargiolu R., Cenizo V., Debret R. Characterization of the mechanical properties of a dermal equivalent compared with human skin in vivo by indentation and static friction tests. *Skin Res Technol.* 2009;15(1):68–76.
36. Persson BNJ., Kovalev A., Gorb SN. Contact mechanics and friction on dry and wet human skin. *Tribol Lett.* 2013;50(1):17–30.
37. Gerhardt L-C. b, Strässle V., Lenz A., Spencer ND., Derler S. Influence of epidermal hydration on the friction of human skin against textiles. *J R Soc Interface.* 2008;5(28):1317–28.
38. Abellan MA, Bergheau JM, Zahouani H. Numerical simulation of the influence on interstitial fluid flow and ion transport of the viscous mechanical behavior of human skin in vivo. En: 11th world congress on computational mechanics [Internet]. Barcelona: International Center for Numerical Methods in Engineering; 2014 [citado el 20 de octubre de 2015]. Disponible en: <http://www.wccm-eccm-ecfd2014.org/admin/files/filePaper/p2051.pdf>
39. Silver FH., Freeman JW., Devore D. Viscoelastic properties of human skin and processed dermis. *Skin Res Technol.* 2001;7(1):18–23.
40. Huang Z., Zhou D., Ren Q-S. Nonlinear anisotropic composite biomechanical modeling of human skin. *J Shanghai Jiaotong Univ Sci.* 2010;15(3):363–7.
41. Annaidh AN. b c, f KB e, Destrade M. g, Gilchrist MD., Maurini C. c, Otténio M. e f, et al. Automated estimation of collagen fibre dispersion in the dermis and its contribution to the anisotropic behaviour of skin. *Ann Biomed Eng.* 2012;40(8):1666–78.
42. van Kuilenburg J, Masen MA, van der Heide E. Contact modelling of human skin: What value to use for the modulus of elasticity? *Proc Inst Mech Eng Part J J Eng Tribol.* el 1 de abril de 2013;227(4):349–61.
43. Daly CH, Odland GF. Age-related changes in the mechanical properties of human skin. *J Invest Dermatol.* 1979;73(1):84–7.

44. Verhaegen PD, b c d e, Schouten HJ, f, Tigchelaar-Gutter W, Van Marle J, Van Noorden CJ, Middelkoop E. c e, et al. Adaptation of the dermal collagen structure of human skin and scar tissue in response to stretch: An experimental study. *Wound Repair Regen.* 2012;20(5):658–66.
45. Oxlund H, Manschot J, Viidik A. The role of elastin in the mechanical properties of skin. *J Biomech.* 1988;21(3):213–8.
46. Edsberg LE, Mates RE, Baier RE, Lauren M. Mechanical characteristics of human skin subjected to static versus cyclic normal pressures. *J Rehabil Res Dev.* 1999;36(2):133–41.
47. Groves RB, Coulman SA, Birchall JC, Evans SL. Quantifying the mechanical properties of human skin to optimise future microneedle device design. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2012;15(1):73–82.
48. Paillet-Mattei C, Bec S, Zahouani H. In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests. *Med Eng Phys.* junio de 2008;30(5):599–606.
49. Ní Annaidh A, Bruyère K, Destrade M, Gilchrist MD, Otténio M. Characterization of the anisotropic mechanical properties of excised human skin. *J Mech Behav Biomed Mater.* enero de 2012;5(1):139–48.
50. Vélez Zea JA, Piedrahita Maya M. Análisis de la influencia del porcentaje del miembro residual en la distribución de esfuerzos y presiones en la interfaz socket-muñón [Pregrado]. [Medellín]: Universidad de Antioquia; 2011.
51. Friedmann LW. Amputations and prostheses in primitive cultures. *Bull Prosthet Res.* 1972;10.
52. Sellegren KR. An early history of lower limb amputation and prostheses. *IOWA Orthop J.* 1982;2:13–27.
53. Vanderwerker Jr EE. A Brief Review of the History of Amputations and Prostheses. *J Assoc Child Prosthet Orthotic Clin.* 1976;15(5):15–6.
54. Silver-Thorn MB, Steege JW, Childress DS. A review of prosthetic interface stress investigations. *J Rehabil Res Dev.* julio de 1996;33(3):253–66.
55. ICRC. Trans-Femoral prosthesis: Physical rehabilitation programme. International Committee of the Red Cross; 2006.
56. OAAO BOCK. Thermoplastics in orthopedic technology. OAAO BOCK;
57. Colombo G, Filippi S, Rizzi C, Rotini F. A new design paradigm for the development of custom-fit soft sockets for lower limb prostheses. *Comput Ind.* 2010;61:513–23.
58. Gottschalk FA, Kourosch S, Stills M, McClellan B, Roberts J. Does Socket Configuration Influence the Position of the Femur in Above-knee amputation. *J Prosthet Orthot.* 1984;2:94–102.
59. Portnoy S, van Haare J, Geers RPJ, Kristal A, Siev-Ner I, Seelen HAM, et al. Real-time subject-specific analyses of dynamic internal tissue loads in the residual limb of transtibial amputees. *Med Eng Phys.* mayo de 2010;32(4):312–23.

60. Sewell P, Noroozi S, Vinney J, Amali R, Andrews S. Static and dynamic pressure prediction for prosthetic socket fitting assessment utilising an inverse problem approach. *Artif Intell Med.* enero de 2012;54(1):29–41.
61. Restrepo V. Optimización Superficial de un Socket para Amputado Transfemoral que Disminuya los Esfuerzos Variando el Coeficiente de Fricción [Pregrado]. [Medellín]: Universidad de Antioquia; 2012.
62. Tobon Espinosa DF, Londoño Soto M, Villarraga Ossa J. Determinación del modelo hiperelástico idóneo para la simulación numérica de la piel.
63. Jia X, Zhang M, Li X, Lee WCC. A quasi-dynamic nonlinear finite element model to investigate prosthetic interface stresses during walking for trans-tibial amputees. *Clin Biomech.* julio de 2005;20(6):630–5.
64. Veijgen NK, Masen MA, van der Heide E. Variables influencing the frictional behaviour of in vivo human skin. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2013 [citado el 7 de agosto de 2013]; Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1751616113000659>
65. Meulenbelt HE, Geertzen JH, Jonkman MF, Dijkstra PU. Determinants of skin problems of the stump in lower-limb amputees. *Arch Phys Med Rehabil.* enero de 2009;90(1):74–81.
66. Carlson JM. 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.* 2006;18(4):93–103.
67. Garcia MJ, Ruiz O, Lopez C. Hyperelastic material modeling. Technical Report, Universidad EAFIT; 2005.
68. Jakel R. Analysis of hyperelastic materials with MECHANICA-Theory and Application examples. 2010.
69. Ali A, Hosseini M, Sahari BB. A review of constitutive models for rubber-like materials. *Am J Eng Appl Sci.* 2010;3(1):232.
70. Marckmann G, Verron E. Comparison of hyperelastic models for rubber-like materials. *Rubber Chem Technol.* 2006;79(5):835–58.
71. Pailler-Mattéi C, Zahouani H. Analysis of adhesive behaviour of human skin in vivo by an indentation test. *Tribol Int.* enero de 2006;39(1):12–21.
72. Boyer G., Laquière L., Le Bot A., Laquière S., Zahouani H. Dynamic indentation on human skin in vivo: Ageing effects. *Skin Res Technol.* 2009;15(1):55–67.
73. Akhtar N., Zaman SU., Khan BA., Amir MN., Ebrahimzadeh MA. Calendula extract: Effects on mechanical parameters of human skin. *Acta Pol Pharm - Drug Res.* 2011;68(5):693–701.
74. Cua AB, Wilhelm K-P, Maibach HI. Elastic properties of human skin: Relation to age, sex, and anatomical region. *Arch Dermatol Res.* 1990;282(5):283–8.
75. Chapra SC, Canale RP. Numerical methods for engineers. 6a ed. Vol. 1. New York, NY: McGraw-Hill; 2010.

76. Reese S, Frischkorn J, Kebriaei R, Radermacher A, Vladimirov IN. Challenges of computational modelling in production and medical technology. *IACM Expr Int Assoc Comput Mech IACM*. junio de 2012;31:22–6.
77. Hernández AF, Cañizo RGR, Huerta OS, Cruz EAM, Pineda JMS, Hernández EP. Aplicación de metodología de modelado 3D utilizando Tomografías Computarizadas para su análisis numérico. *Rev Fac Ing*. 2014;(72):116–26.
78. Henninger HB, Reese SP, Anderson AE, Weiss JA. Validation of computational models in biomechanics. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 2010;224(7):801–12.
79. Omasta M, Paloušek D, Návrát T, Rosický J. Finite element analysis for the evaluation of the structural behaviour, of a prosthesis for trans-tibial amputees. *Med Eng Phys*. enero de 2012;34(1):38–45.
80. Lee WCC, Zhang M, Jia X, Cheung JTM. Finite element modeling of the contact interface between trans-tibial residual limb and prosthetic socket. *Med Eng Phys*. el 1 de octubre de 2004;26(8):655–62.
81. Zhang M, Mak AF, Roberts VC. Finite element modelling of a residual lower-limb in a prosthetic socket: a survey of the development in the first decade. *Med Eng Phys*. julio de 1998;20(5):360–73.
82. Lee WCC, Zhang M. Using computational simulation to aid in the prediction of socket fit: a preliminary study. *Med Eng Phys*. octubre de 2007;29(8):923–9.
83. Mak AFT, Zhang M, Boone DA. State-of-the-art research in lower-limb prosthetic biomechanics-socket interface: A review. *J Rehabil Res Dev*. marzo de 2001;38(2):161–73.
84. Zhang M, Roberts C. Comparison of computational analysis with clinical measurement of stresses on below-knee residual limb in a prosthetic socket. *Med Eng Phys*. noviembre de 2000;22(9):607–12.
85. Vad S, Eskinazi A, Corbett T, McGloughlin T, Vande Geest JP. Determination of Coefficient of Friction for Self-Expanding Stent-Grafts. *J Biomech Eng*. el 8 de noviembre de 2010;132(12):121007–121007.
86. Boyer G, Molimard J, Ben Tkaya M, Zahouani H, Pericoi M, Avril S. 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*. noviembre de 2013;27:273–82.
87. Delalleau A., Josse G., Lagarde J-M., Zahouani H., Bergheau J-M., Toscano R. A new stochastic inverse identification of the mechanical properties of human skin. *Eng Optim*. 2011;43(1):61–75.
88. Delalleau A, Josse G, Lagarde J-M, Zahouani H, Bergheau J-M. Characterization of the mechanical properties of skin by inverse analysis combined with the indentation test. *J Biomech*. 2006;39(9):1603–10.
89. Delalleau A, Josse G, Lagarde JM, Zahouani H, Bergheau JM. Characterization of the mechanical properties of skin by inverse analysis combined with an extensometry test. *Wear*. el 4 de marzo de 2008;264(5–6):405–10.

90. Delalleau A, Josse G, Lagarde J-M, Zahouani H, Bergheau J-M. A nonlinear elastic behavior to identify the mechanical parameters of human skin in vivo. *Skin Res Technol.* 2008;14(2):152–164.
91. Lapeer RJ., Gasson PD., Karri V. A hyperelastic finite-element model of human skin for interactive real-time surgical simulation. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2011;58(4):1013–22.
92. Groves RB, Coulman SA, Birchall JC, Evans SL. 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.* febrero de 2013;18:167–80.
93. Mahmud J, Holt C, Evans S, Manan NFA, Chizari M. A Parametric Study and Simulations in Quantifying Human Skin Hyperelastic Parameters. *Procedia Eng.* 2012;41:1580–6.
94. Manan NFA, Ramli MHM, Patar MNAA, Holt C, Evans S, Chizari M, et al. Determining hyperelastic parameters of human skin using 2D finite element modelling and simulation. En 2012. p. 805–9.
95. Barbarino GG, Jabareen M, Mazza E. Experimental and numerical study on the mechanical behavior of the superficial layers of the face. *Skin Res Technol.* 2011;17(4):434–444.
96. Iivarinen JT, Korhonen RK, Julkunen P, Jurvelin JS. Experimental and computational analysis of soft tissue stiffness in forearm using a manual indentation device. *Med Eng Phys.* diciembre de 2011;33(10):1245–53.
97. Hendriks FM., Brokken D., van Eemeren JTW., Oomens CWJ., Baaijens FPT., Horsten JBAM. A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behavior of human skin. *Skin Res Technol.* 2003;9(3):274–83.
98. Hendriks FM., Brokken D., Oomens CWJ., Baaijens FPT. Influence of hydration and experimental length scale on the mechanical response of human skin in vivo, using optical coherence tomography. *Skin Res Technol.* 2004;10(4):231–41.
99. Hendriks FM, Brokken D, Oomens CWJ, Bader DL, Baaijens FPT. The relative contributions of different skin layers to the mechanical behavior of human skin in vivo using suction experiments. *Med Eng Phys.* abril de 2006;28(3):259–66.
100. Isaza López JA. Comportamiento mecánico de tejidos blandos tipo multicapa. [Medellín]: Universidad Nacional de Colombia, Medellín; 2013.
101. Groves R. Quantifying the mechanical properties of skin in vivo and ex vivo to optimise microneedle device design. Cardiff University; 2012.
102. Delalleau A. b, Josse G., Lagarde J-M., Bergheau J-M., Zahouani H. An inverse identification of the mechanical properties of human skin. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2012;10(SUPPL. 1):195–6.
103. Mahmud J, Holt CA, Evans SL. An innovative application of a small-scale motion analysis technique to quantify human skin deformation in vivo. *J Biomech.* 2010;43(5):1002–6.
104. Reihnsner R, Menzel EJ. Two-dimensional stress-relaxation behavior of human skin as influenced by non-enzymatic glycation and the inhibitory agent aminoguanidine. *J Biomech.* 1998;31(11):985–93.

105. Diridollou S., Patat F., Gens F., Vaillant L., Black D., Lagarde JM., et al. In vivo model of the mechanical properties of the human skin under suction. *Skin Res Technol.* 2000;6(4):214–21.
106. Tran HV, Charleux F, Rachik M, Ehrlacher A, Ho Ba Tho MC. In vivo characterization of the mechanical properties of human skin derived from MRI and indentation techniques. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2007;10(6):401–7.
107. Li L., Qian X., Wang H., Hua L., Zhang H., Liu Z. b. Power type strain energy function model and prediction of the anisotropic mechanical properties of skin using uniaxial extension data. *Med Biol Eng Comput.* 2013;51(10):1147–56.
108. Kuhlmann M, Fear EC, Ramirez-Serrano A, Federico S. Mechanical model of the breast for the prediction of deformation during imaging. *Med Eng Phys.* abril de 2013;35(4):470–8.
109. Hendriks CP, Franklin SE. Influence of Surface Roughness, Material and Climate Conditions on the Friction of Human Skin. *Tribol Lett.* el 1 de febrero de 2010;37(2):361–73.
110. Veijgen NK, van der Heide E, Masen MA. A multivariable model for predicting the frictional behaviour and hydration of the human skin. *Skin Res Technol.* 2013;19(3):330–338.
111. Diridollou S, Black D, Lagarde J m., Gall Y, Berson M, Vabre V, et al. Sex- and site-dependent variations in the thickness and mechanical properties of human skin in vivo. *Int J Cosmet Sci.* 2000;22(6):421–435.
112. Cua AB, Wilhelm K-P, Maibach HI. Frictional properties of human skin: Relation to age, sex and anatomical region, stratum corneum hydration and transepidermal water loss. *Br J Dermatol.* 1990;123(4):473–9.
113. Sutradhar A, Miller MJ. In vivo measurement of breast skin elasticity and breast skin thickness. *Skin Res Technol.* 2013;19(1):e191–e199.
114. Diridollou S, Vabre V, Berson M, Vaillant L, Black D, Lagarde JM, et al. Skin ageing: changes of physical properties of human skin in vivo. *Int J Cosmet Sci.* 2001;23(6):353–362.
115. Choo S., Marti G., Nastai M., Mallalieu J., Shermak MA. Biomechanical properties of skin in massive weight loss patients. *Obes Surg.* 2010;20(10):1422–8.
116. Asserin J, Zahouani H, Humbert P, Couturaud V, Mougou D. Measurement of the friction coefficient of the human skin in vivo: Quantification of the cutaneous smoothness. *Colloids Surf B Biointerfaces.* el 15 de noviembre de 2000;19(1):1–12.
117. Liang X, Graf BW, Boppart SA. In vivo multiphoton microscopy for investigating biomechanical properties of human skin. *Cell Mol Bioeng.* 2011;4(2):231–8.
118. Veijgen NK., Masen MA., Van Der Heide E. b. Relating friction on the human skin to the hydration and temperature of the skin. *Tribol Lett.* 2013;49(1):251–62.
119. Elsner P, Wilhelm D, Maibach H i. Mechanical properties of human forearm and vulvar skin. *Br J Dermatol.* 1990;122(5):607–614.
120. Lim KH, Chew CM, Chen PCY, Jeyapalina S, Ho HN, Rappel JK, et al. New extensometer to measure in vivo uniaxial mechanical properties of human skin. *J Biomech.* 2008;41(5):931–6.

121. Langer K. On the anatomy and physiology of the skin: I. The cleavability of the cutis. *Br J Plast Surg*. Enero de 1978;31(1):3–8.
122. Langer K. On the anatomy and physiology of the skin: II. Skin Tension (With 1 Figure). *Br J Plast Surg*. abril de 1978;31(2):93–106.
123. Langer K. On the anatomy and physiology of the skin: Conclusions. *Br J Plast Surg*. octubre de 1978;31(4):277–8.
124. Lin M. b, Zhai X., Wang S., Wang Z., Xu F. b c, Lu Tj. Influences of supra-physiological temperatures on microstructure and mechanical properties of skin tissue. *Med Eng Phys*. 2012;34(8):1149–56.
125. La edad de los 46, temida por las mujeres. *Semana* [Internet]. el 3 de enero de 2015 [citado el 19 de enero de 2015]; Disponible en: <http://www.semana.com//vida-moderna/articulo/46-anos-edad-en-la-que-las-mujeres-envejecen/413723-3>
126. Louis CS. Treating Cellulite? It's Still There. *The New York Times* [Internet]. el 25 de junio de 2009 [citado el 19 de enero de 2015]; Disponible en: <http://www.nytimes.com/2009/06/25/fashion/25skinintro.html>
127. Un mes durmiendo con maquillaje envejece hasta 10 años. *Semana* [Internet]. el 31 de julio de 2007 [citado el 19 de enero de 2015]; Disponible en: <http://www.semana.com//vida-moderna/articulo/un-mes-durmiendo-maquillaje-envejece-hasta-10-anos/352645-3>
128. Gennisson J-L., Baldeweck T., Tanter M., Catheline S., Fink M., Sandrin L., et al. Assessment of elastic parameters of human skin using dynamic elastography. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2004;51(8):980–9.
129. Flynn C, Taberner A, Nielsen P. Modeling the Mechanical Response of In Vivo Human Skin Under a Rich Set of Deformations. *Ann Biomed Eng*. el 1 de julio de 2011;39(7):1935–46.
130. Gambarotta L, Massabò R, Morbiducci R, Raposio E, Santi P. In vivo experimental testing and model identification of human scalp skin. *J Biomech*. noviembre de 2005;38(11):2237–47.
131. Vegas MR, Martin del Yerro JL. Stiffness, Compliance, Resilience, and Creep Deformation: Understanding Implant-Soft Tissue Dynamics in the Augmented Breast: Fundamentals Based on Materials Science. *Aesthetic Plast Surg*. octubre de 2013;37(5):922–30.
132. Un peculiar escaneo en 3D transforma la piel humana en arte [Internet]. [citado el 19 de enero de 2015]. Disponible en: <http://cnnespanol.cnn.com/2014/09/21/un-peculiar-escaneo-en-3d-transforma-la-piel-humana-en-arte/>.
133. Piel humana para controlar aparatos electrónicos. *Semana* [Internet]. el 26 de marzo de 2010 [citado el 19 de enero de 2015]; Disponible en: <http://www.semana.com//vida-moderna/tecnologia/articulo/piel-humana-para-controlar-aparatos-electronicos/114835-3>.
134. Geerlings M. A literature review of the mechanical behavior of the stratum corneum, the living epidermis and the subcutaneous fat tissue. *Philips Research Europe*; 2006.

135. Lapeer RJ, Gasson PD, Karri V. Simulating plastic surgery: From human skin tensile tests, through hyperelastic finite element models to real-time haptics. *Prog Biophys Mol Biol.* diciembre de 2010;103(2–3):208–16.
136. Ottenio M, Tran D, Ní Annaidh A, Gilchrist MD, Bruyère K. Strain rate and anisotropy effects on the tensile failure characteristics of human skin. *J Mech Behav Biomed Mater.* enero de 2015;41:241–50.
137. Kvistedal YA, Nielsen PMF. Estimating material parameters of human skin in vivo. *Biomech Model Mechanobiol.* el 1 de febrero de 2009;8(1):1–8.
138. Khatyr F, Imberdis C, Vescovo P, Varchon D, Lagarde J-M. Model of the viscoelastic behaviour of skin in vivo and study of anisotropy. *Skin Res Technol.* 2004;10(2):96–103.
139. Flynn C, Taberner A, Nielsen P. Mechanical characterisation of in vivo human skin using a 3D force-sensitive micro-robot and finite element analysis. *Biomech Model Mechanobiol.* el 1 de febrero de 2011;10(1):27–38.
140. Mahmud J, Holt CA, Evans SL. An innovative application of a small-scale motion analysis technique to quantify human skin deformation in vivo. *J Biomech.* 2010;43(5):1002–6.
141. Manschot JFM, Brakkee AJM. The measurement and modelling of the mechanical properties of human skin in vivo-I. The measurement. *J Biomech.* 1986;19(7):511–5.
142. Carson WC, Gerling GJ, Krupski TL, Kowalik CG, Harper JC, Moskaluk CA. Material characterization of ex vivo prostate tissue via spherical indentation in the clinic. *Med Eng Phys.* abril de 2011;33(3):302–9.
143. Lafrance H, Guillot M, Germain L, Auger FA. A method for the evaluation of tensile properties of skin equivalents. *Med Eng Phys.* octubre de 1995;17(7):537–43.
144. Jachowicz J, McMullen R, Prettypaul D. Indentometric analysis of in vivo skin and comparison with artificial skin models. *Skin Res Technol.* 2007;13(3):299–309.
145. Pailler-Mattei C, Debret R, Vargiolu R, Sommer P, Zahouani H. In vivo skin biophysical behaviour and surface topography as a function of ageing. *J Mech Behav Biomed Mater.* diciembre de 2013;28:474–83.
146. Iivarinen JT, Korhonen RK, Julkunen P, Jurvelin JS. Experimental and computational analysis of soft tissue mechanical response under negative pressure in forearm. *Skin Res Technol.* 2013;19(1):e356–e365.
147. Khatyr F, Imberdis C, Varchon D, Lagarde J-M, Josse G. Measurement of the mechanical properties of the skin using the suction test. *Skin Res Technol.* 2006;12(1):24–31.
148. Pedersen L, Hansen B, Jemec GBE. Mechanical properties of the skin: A comparison between two suction cup methods. *Skin Res Technol.* 2003;9(2):111–115.
149. Alexander H, Cook T. Variations with age in the mechanical properties of human skin in vivo. *J Tissue Viability.* agosto de 2006;16(3):6–11.
150. Areias PMA, Natal Jorge RM, Barbosa JT, Fernandes AA, Mascarenhas T, Oliveira M, et al. Experimental and finite element analysis of human skin elasticity. En: American Society of

- Mechanical Engineers, Bioengineering Division (Publication) BED [Internet]. Washington, DC.: American Society of Mechanical Engineers (ASME); 2003. p. 303–4. Disponible en: <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-1842612616&partnerID=40&md5=561dae1326434da80908adff39e1f323>.
151. Sanders R. Torsional elasticity of human skin in vivo. *Pflüg Arch.* 1973;342:255–60.
 152. Boyer G, Pailler Mattei C, Molimard J, Pericoi M, Laquieze S, Zahouani H. Non contact method for in vivo assessment of skin mechanical properties for assessing effect of ageing. *Med Eng Phys.* marzo de 2012;34(2):172–8.
 153. Luo C-C, Qian L-X, Li G-Y, Jiang Y, Liang S, Cao Y. Determining the in vivo elastic properties of dermis layer of human skin using the supersonic shear imaging technique and inverse analysis. *Med Phys.* julio de 2015;42(7):4106–15.
 154. Bischoff JE, Arruda EM, Grosh K. Finite element modeling of human skin using an isotropic, nonlinear elastic constitutive model. *J Biomech.* junio de 2000;33(6):645–52.
 155. Flynn C, McCormack BAO. Simulating the wrinkling and aging of skin with a multi-layer finite element model. *J Biomech.* el 10 de febrero de 2010;43(3):442–8.
 156. Tachikawa H, Takano N, Nishiyabu K, Miki N, Ami Y. Effect of Tension and Curvature of Skin on Insertion Characteristics of Microneedle Array. *J Solid Mech Mater Eng.* 2010;4(3):470–80.
 157. Mooney M. A Theory of Large Elastic Deformation. *J Appl Phys.* 1940;11(9):582.
 158. Ogden RW. Large Deformation Isotropic Elasticity - On the Correlation of Theory and Experiment for Incompressible Rubberlike Solids. *Proc R Soc Math Phys Eng Sci.* el 1 de febrero de 1972;326(1567):565–84.
 159. Ogden RW. Non-linear elastic deformations. Courier Corporation; 1997.
 160. Yeoh OH. Some Forms of the Strain Energy Function for Rubber. *Rubber Chem Technol.* 1993;66(5):754–71.
 161. Tong P, Fung Y-C. The stress-strain relationship for the skin. *J Biomech.* el 1 de enero de 1976;9(10):649–57.
 162. Sasso M, Palmieri G, Chiappini G, Amodio D. Characterization of hyperelastic rubber-like materials by biaxial and uniaxial stretching tests based on optical methods. *Polym Test.* diciembre de 2008;27(8):995–1004.
 163. Carlescu V, Prisacaru G, Olaru ND. FEM Simulation on Uniaxial Tension of Hyperelastic Elastomers. *Appl Mech Mater.* octubre de 2014;659:57–62.
 164. ASTM. ASTM D412-06a(2013), Standard Test Methods for Vulcanized Rubber and Thermoplastic Elastomers—Tension. West Conshohocken, PA,: ASTM International; 2013.
 165. Bazzazi B, Sadr A. Finite-element simulation of effects of laser parameters on laser generated ultrasonic waves in human skin. En: 2010 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES). 2010. p. 1–4.

166. Martins P, Natal Jorge RM, Ferreira AJM. A Comparative Study of Several Material Models for Prediction of Hyperelastic Properties: Application to Silicone-Rubber and Soft Tissues. *Strain*. 2006;42(3):135–147.
167. Schmidt H, Heuer F, Simon U, Kettler A, Rohlmann A, Claes L, et al. Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. *Clin Biomech*. mayo de 2006;21(4):337–44.
168. Renvoise J., Burlot D., Marin G., Derail C. Adherence performances of pressure sensitive adhesives on a model viscoelastic synthetic film: A tool for the understanding of adhesion on the human skin. *Int J Pharm*. 2009;368(1–2):83–8.
169. Sivamani RK, Wu GC, Gitis NV, Maibach HI. Tribological testing of skin products: gender, age, and ethnicity on the volar forearm. *Skin Res Technol*. el 1 de noviembre de 2003;9(4):299–305.
170. Derler S, Gerhardt L-C, Lenz A, Bertaux E, Hadad M. Friction of human skin against smooth and rough glass as a function of the contact pressure. *Tribol Int*. diciembre de 2009;42(11–12):1565–74.
171. Christensen MS, Nacht S. Facial oiliness and dryness: Correlation between instrumental. *J Soc Cosmet Chem*. 1983;34:241–53.
172. Derler S, Schrade U, Gerhardt L-C. Tribology of human skin and mechanical skin equivalents in contact with textiles. *Wear*. el 10 de septiembre de 2007;263(7–12):1112–6.
173. Elsner P, Wilhelm D, Maibach HI. Frictional properties of human forearm and vulvar skin: influence of age and correlation with transepidermal water loss and capacitance. *Dermatology*. 1990;181(2):88–91.
174. Koudine, Barquins, Anthoine, Aubert, Lévêque. Frictional properties of skin: proposal of a new approach. *Int J Cosmet Sci*. 2000;22(1):11–20.
175. Highley DR, Coomey M, DenBeste M, Wolfram LJ. Frictional Properties of Skin. *J Invest Dermatol*. septiembre de 1977;69(3):303–5.
176. Tang W, Ge S, Zhu H, Cao X, Li N. The Influence of Normal Load and Sliding Speed on Frictional Properties of Skin. *J Bionic Eng*. marzo de 2008;5(1):33–8.
177. Derler S, Süess J, Rao A, Rotaru G-M. Influence of variations in the pressure distribution on the friction of the finger pad. *Tribol Int*. julio de 2013;63:14–20.
178. Kim M-S, Kim I-Y, Park Y-K, Lee Y-Z. The friction measurement between finger skin and material surfaces. *Wear*. abril de 2013;301(1–2):338–42.
179. Tomlinson SE, Lewis R, Carré MJ. The effect of normal force and roughness on friction in human finger contact. *Wear*. el 15 de junio de 2009;267(5–8):1311–8.
180. Mizuhara K, Hatano H, Washio K. The effect of friction on the usability of touchpad. *Tribol Int*. septiembre de 2013;65:326–35.
181. Tomlinson SE, Lewis R, Liu X, Texier C, Carré MJ. Understanding the Friction Mechanisms Between the Human Finger and Flat Contacting Surfaces in Moist Conditions. *Tribol Lett*. el 1 de enero de 2011;41(1):283–94.

182. Veijgen NK, Masen MA, van der Heide E. A novel approach to measuring the frictional behaviour of human skin in vivo. *Tribol Int.* octubre de 2012;54:38–41.
183. Comaish S, Bottoms E. The Skin and Friction: Deviations from Amonton's Laws, and the Effects of Hydration and Lubrication. *Br J Dermatol.* el 1 de enero de 1971;84(1):37–43.
184. Naylor PFD. The Skin Surface and Friction. *Br J Dermatol.* el 1 de julio de 1955;67(7):239–48.
185. WMA Declaration of Helsinki - Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects [Internet]. 2013 [citado el 29 de mayo de 2015]. Disponible en: <http://www.wma.net/en/30publications/10policies/b3/>
186. Ramírez J, Pavón J, Toro A. Experimental assessment of friction coefficient between polypropylene and human skin using instrumented sclerometer. *J Eng Tribol.* 2015;229(3):259–65.
187. Derler S, Rossi R, Rotaru G-M. Understanding the variation of friction coefficients of human skin as a function of skin hydration and interfacial water films. *Proc Inst Mech Eng Part J J Eng Tribol.* el 1 de marzo de 2015;229(3):285–93.
188. Ming Zhang, Mak AF. 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.* diciembre de 1996;4(4):337–46.
189. Diosa J, Villarraga J, Pavón J, Ramírez J, Zavattieri P. Elección De Un Modelo Constitutivo Para Simulaciones De Fricción Entre Polipropileno Y Piel Humana. En: X CONGRESO COLOMBIANO DE METODOS NUMERICOS: Simulación en Ciencias y Aplicaciones Industriales X CCMN 2015. Cartagena: Universidad Tecnológica de Bolívar; 2015.
190. Shergold OA, Fleck NA, Radford D. The uniaxial stress versus strain response of pig skin and silicone rubber at low and high strain rates. *Int J Impact Eng.* septiembre de 2006;32(9):1384–402.
191. Crichton ML, Donose BC, Chen X, Raphael AP, Huang H, Kendall MAF. The viscoelastic, hyperelastic and scale dependent behaviour of freshly excised individual skin layers. *Biomaterials.* julio de 2011;32(20):4670–81.
192. Martins PA, Ferreira F, Natal Jorge R, Parente M, Santos A. Necromechanics: Death-induced changes in the mechanical properties of human tissues. *Proc Inst Mech Eng [H].* el 1 de mayo de 2015;229(5):343–9.
193. Wang X, Lu L-H, Liu C. Micromachining techniques for liquid crystal polymer. En 2001. p. 126–30.
194. Lee J-M, Sung I-H, Kim D-E. Process development of precision surface micro-machining using mechanical abrasion and chemical etching. *Microsyst Technol.* el 1 de septiembre de 2002;8(6):419–26.
195. Park JM, Jeong SC, Lee HW, Jeong HD, Lee E. A study on the chemical mechanical micro-machining (C3M) process and its application. *J Mater Process Technol.* el 20 de diciembre de 2002;130–131:390–5.

196. Brinksmeier E, Lucca DA, Walter A. Chemical Aspects of Machining Processes. *CIRP Ann - Manuf Technol.* 2004;53(2):685–99.
197. Shi K, Tang J, Zhang L, Zhou Y, Qu D, Sun L-N, et al. A preliminary study on chemical micro-machining of complex three-dimensional patterns on silicon substrates. *J Solid State Electrochem.* el 1 de mayo de 2005;9(5):398–402.
198. Huang A, Wong VTS, Ho C-M. Silicone polymer chemical vapor sensors fabricated by direct polymer patterning on substrate technique (DPPOST). *Sens Actuators B Chem.* el 28 de julio de 2006;116(1–2):2–10.
199. Cheng J, Liu C, Shang S, Liu D, Perrie W, Dearden G, et al. A review of ultrafast laser materials micromachining. *Opt Laser Technol.* marzo de 2013;46:88–102.
200. Câmara MA, Rubio JCC, Abrão AM, Davim JP. State of the Art on Micromilling of Materials, a Review. *J Mater Sci Technol.* agosto de 2012;28(8):673–85.
201. Masuzawa T. State of the Art of Micromachining. *CIRP Ann - Manuf Technol.* 2000;49(2):473–88.
202. Restrepo V, Villarraga J, Palacio JP. Stress Reduction in the Residual Limb of a Transfemoral Amputee Varying the Coefficient of Friction. *JPO J Prosthet Orthot.* 2014;26(4):205–211.
203. Li W, Kong M, Liu XD, Zhou ZR. Tribological behavior of scar skin and prosthetic skin in vivo. *Tribol Int.* julio de 2008;41(7):640–7.

Anexos

1. Análisis estadístico de la superficie de los sockets elaborados nacionalmente.

1.1. Scrip para R

```
#####
#####
# UNIVERSIDAD DE ANTIOQUIA #
#####
#####
#- :mmmmmo :mmm- +mmmd -mmmm+ -#
#- :MMMMs /MMM- oMMMMN `dMMMMMN. -#
#- :MMMMs /MMM- .yhy+sMMMMN ./syyyoy. oMMMMMMh -#
#- :MMMMs /MMM- +NMMmNMMMMN -hMMNmMMNs` .NMM:NMMM+ -#
#- :MMMMs /MMM- -MMMMy.hMMMMN :NMMM oMMMd` hMMs MMMN. -#
#- :MMMMs /MMM- oMMM- oMMM dMMMMmmMMMMM: +MMMyosMMMMh -#
#- :MMMMd` `sMMM- +MMMM: oMMMN hMMMM .NMMMMMMMMMM/ -#
#- `mMMMMmddmMMMMh `mMMMMd+omMMMMN -mMMM/sNNNh` yMMN++++dMMMMN` -#
#- .odNMMMMMMNdo` -hNMMMNhMMMMN .odNMMMMMMNdo` /MMM+ :MMMMy -#
#- `./+//` `://.`:::- `./://.`:::- `:::- -:::- -#
#####
# ANÁLISIS ESTADÍSTICO SOCKETS #
# R version 3.3.0 (2016-05-03) #
#####
library(Rcmdr)
rm(list = ls())
Sockets <- readXL( xxxx,rownames=FALSE, header=TRUE, na="", sheet="Hojal", stringsAsFactors=TRUE)
Sockets <- within(Sockets, {Socket <- as.factor(Socket) Ubicación <- as.factor(Ubicación)}
library(car)
library(splines)
library(RcmdrMisc)
library(sandwich)

##RESUMEN ESTADÍSTICO##
numSummary(Sockets[,c("Ra", "HSC", "Rp", "Rq", "Rt", "Rv")], groups=Sockets$Socket, statistics=c("mean",
"sd", "IQR"))

## Box-plots POR SOCKET##
par(mfrow=c(3,2))
#Boxplot(Ra~Socket, data=Sockets, id.method="none",outline=FALSE)
Boxplot(Ra~Socket, data=Sockets, id.method="y")
Boxplot(Rq~Socket, data=Sockets, id.method="y")
Boxplot(Rp~Socket, data=Sockets, id.method="y")
Boxplot(Rv~Socket, data=Sockets, id.method="y")
Boxplot(Rt~Socket, data=Sockets, id.method="y")
Boxplot(HSC~Socket, data=Sockets, id.method="y")

## Box-plots POR UBICACIÓN##
dev.new()
par(mfrow=c(3,2))
Boxplot(Ra~Ubicación, data=Sockets, id.method="y")
Boxplot(HSC~Ubicación, data=Sockets, id.method="y")
Boxplot(Rp~Ubicación, data=Sockets, id.method="y")
Boxplot(Rq~Ubicación, data=Sockets, id.method="y")
Boxplot(Rt~Ubicación, data=Sockets, id.method="y")
Boxplot(Rv~Ubicación, data=Sockets, id.method="y")

## TRANSFORMACIONES ##
##Ra
powerTransform(Sockets$Ra)
summary(powerTransform(Sockets$Ra))
##testTransform(powerTransform(Sockets$Ra),lambda=xx)
##Rq
powerTransform(Sockets$Rq)
summary(powerTransform(Sockets$Rq))
##Rp
powerTransform(Sockets$Rp)
summary(powerTransform(Sockets$Rp))
##Rv
powerTransform(Sockets$Rv+0.0001)
summary(powerTransform(Sockets$Rv+0.0001))
##Rt
powerTransform(Sockets$Rt)
summary(powerTransform(Sockets$Rt))
##Rp
powerTransform(Sockets$HSC)
```

```
summary(powerTransform(Sockets$HSC))

## GRÁFICAS ##
dev.new()
par(mfrow=c(3,2))
with(Sockets, Hist(Ra, scale="frequency", breaks="Sturges", col="darkgray"))
with(Sockets, Hist(Rq, scale="frequency", breaks="Sturges", col="darkgray"))
with(Sockets, Hist(Rp, scale="frequency", breaks="Sturges", col="darkgray"))
with(Sockets, Hist(Rv, scale="frequency", breaks="Sturges", col="darkgray"))
with(Sockets, Hist(Rt, scale="frequency", breaks="Sturges", col="darkgray"))
with(Sockets, Hist(HSC, scale="frequency", breaks="Sturges", col="darkgray"))

## MATRIZ DE DIAGRAMAS DE DISPERSIÓN ##
scatterplotMatrix(~Ra+HSC+Rp+Rq+Rt+Rv, reg.line=FALSE, smooth=FALSE, spread=FALSE, span=0.5,
ellipse=FALSE, levels=c(.5, .9), id.n=0, diagonal = 'boxplot', data=Sockets)

## CORRELACIONES CON VARIABLES ##
cor(Sockets[,c("Ra", "HSC", "Rp", "Rq", "Rt", "Rv")], use="complete")
```

1.2. Histograma para cada uno de los parámetros tribológicos.

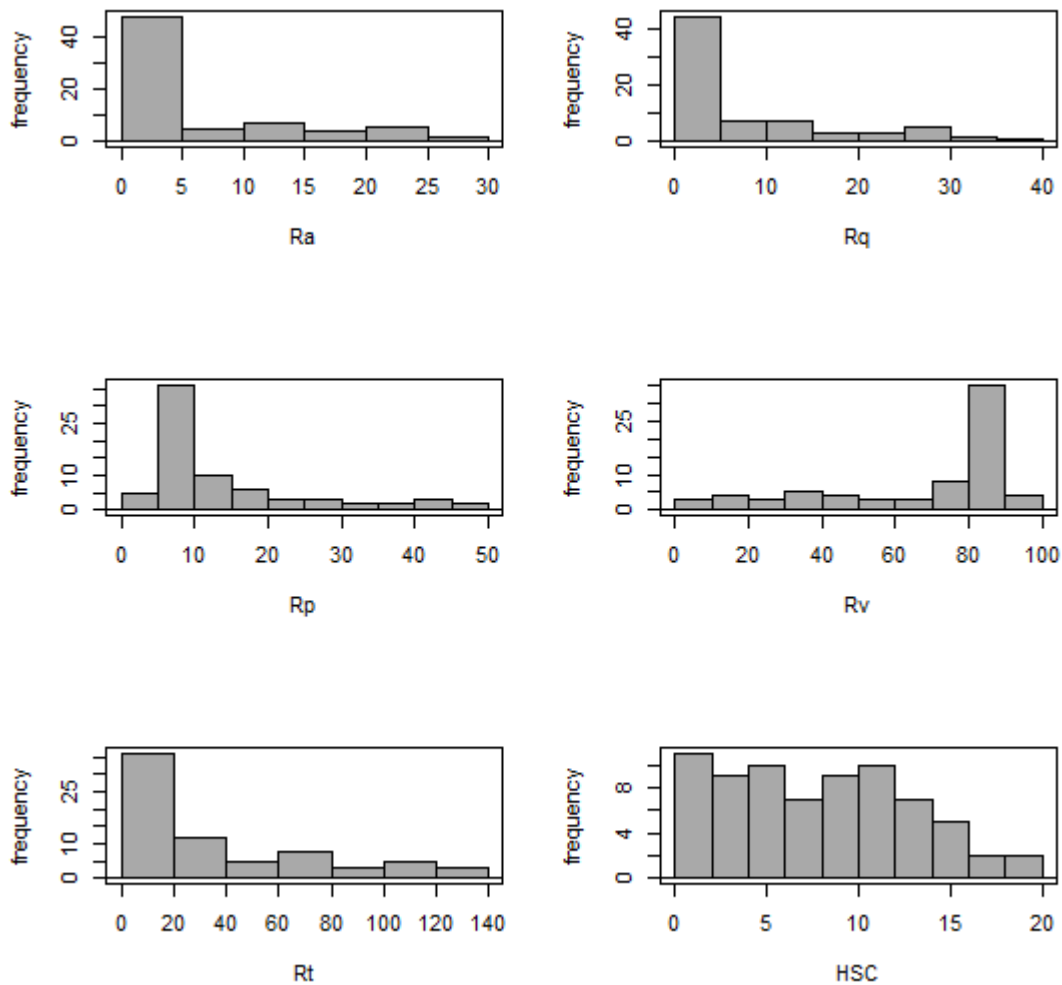


Figura 40 Histograma para cada uno de los parámetros tribológicos de la superficie de los sockets elaborados nacionalmente.

1.3. Box plots por Socket y ubicación parámetros de rugosidad.

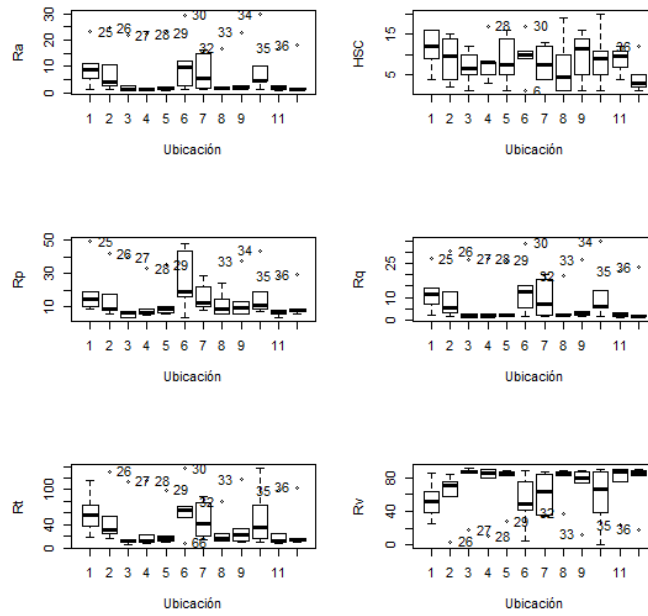


Figura 41 Gráficas de cajas comparativas para cada parámetro de rugosidad analizado por ubicación: presencia de datos atípicos pertenecientes al socket 3.

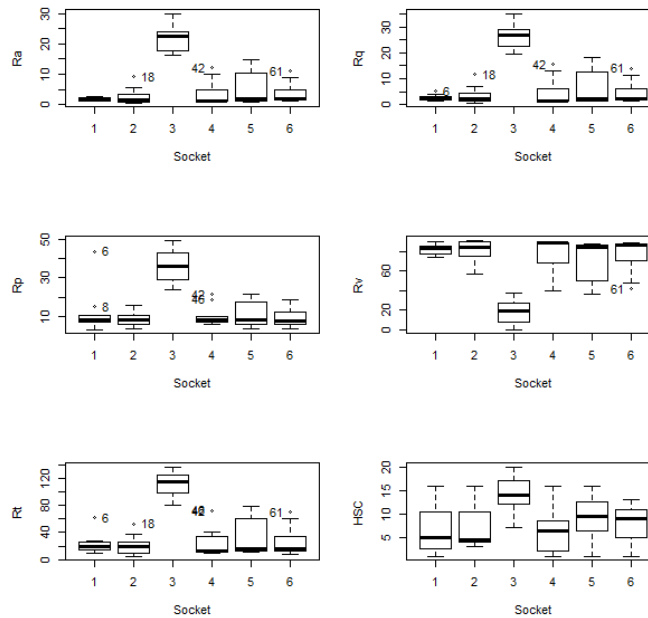


Figura 42 Gráficas de cajas comparativas para cada parámetro de rugosidad analizado en cada socket:

2. Evaluación de propiedades mecánicas mediante simulación numérica de ensayo de tracción.

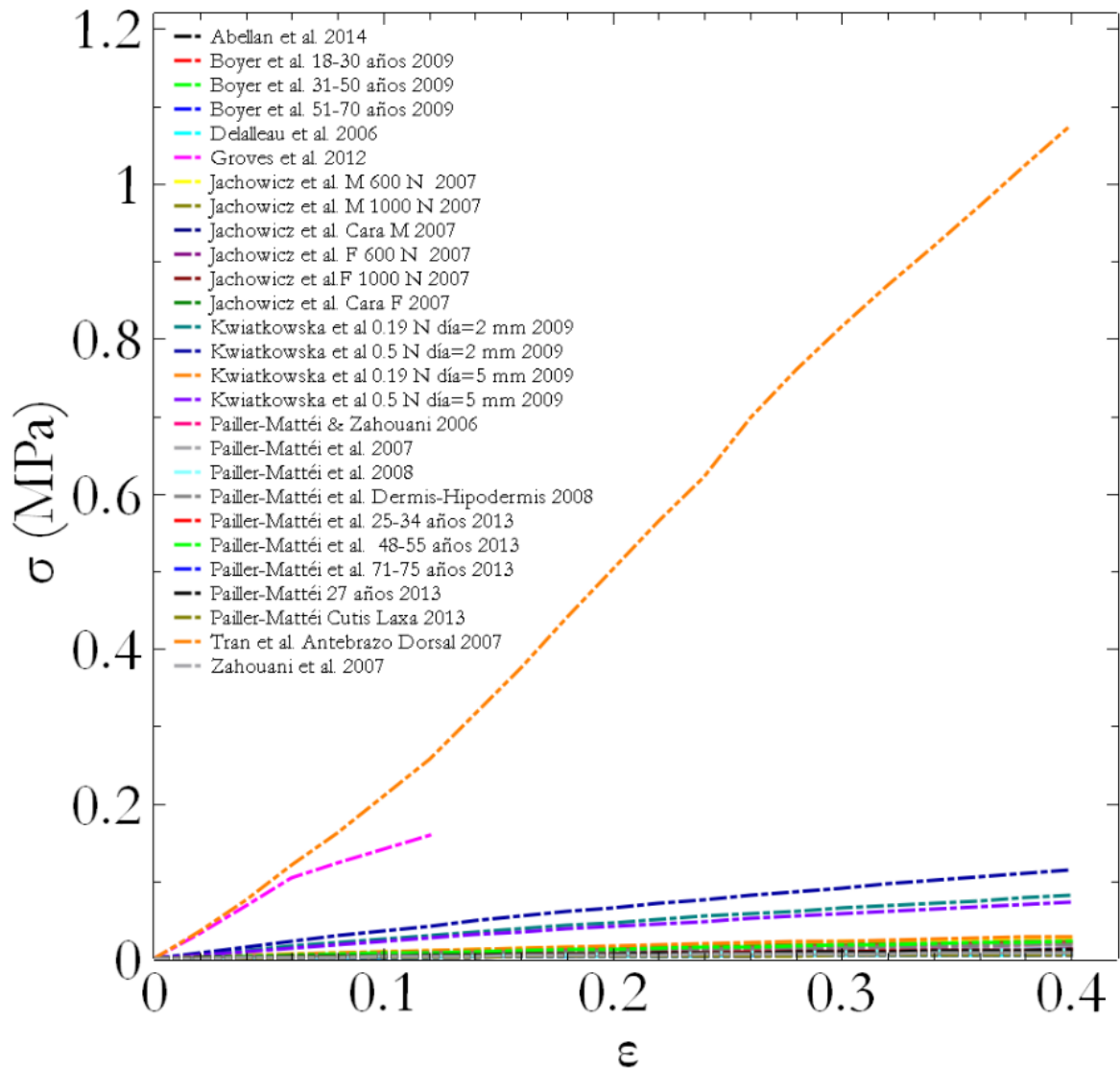


Figura 43 Comparación entre curvas esfuerzo deformación unitaria usando propiedades obtenidas mediante Indentación.

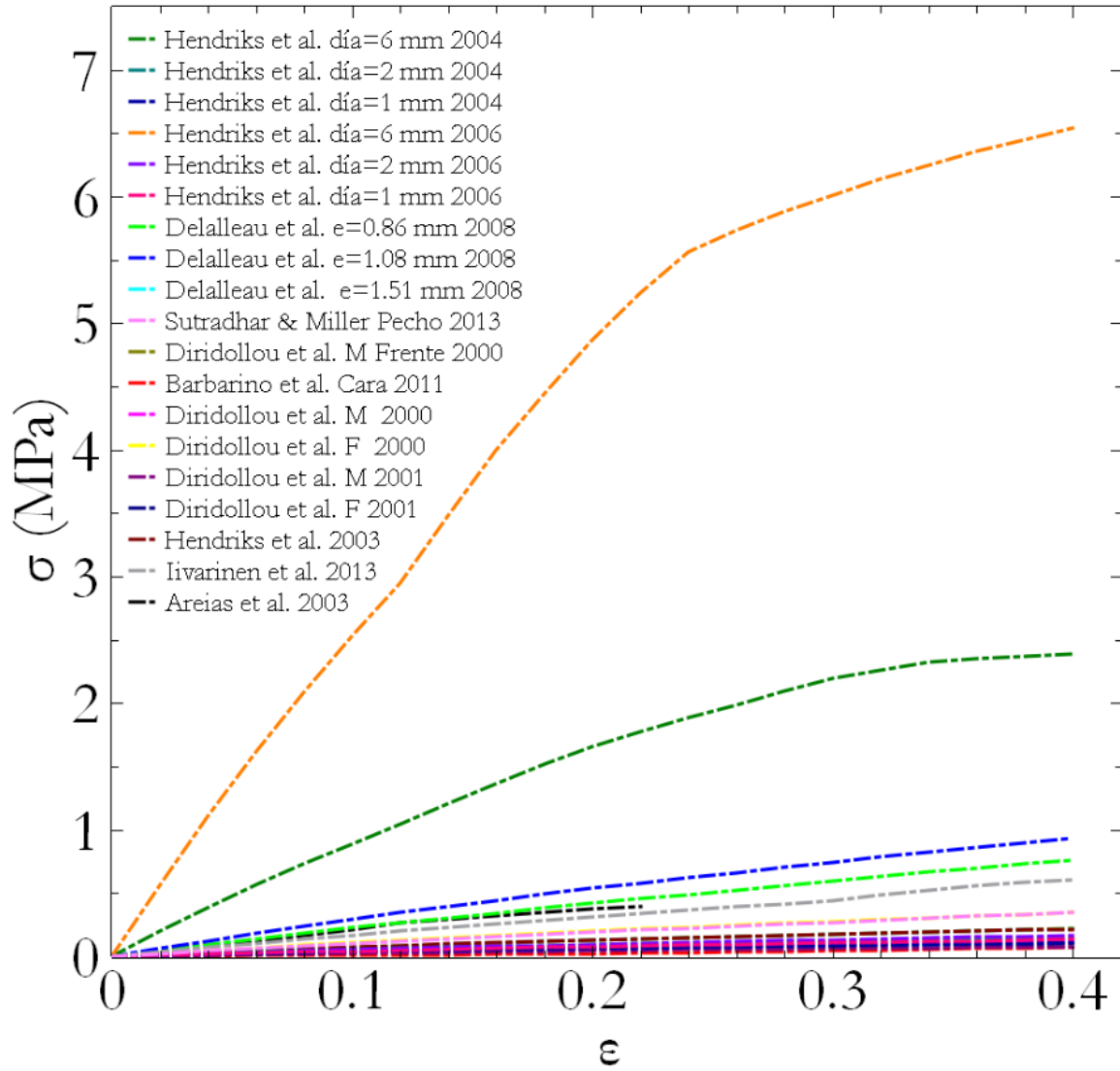


Figura 44 Comparación entre curvas esfuerzo deformación unitaria usando propiedades obtenidas mediante succión.

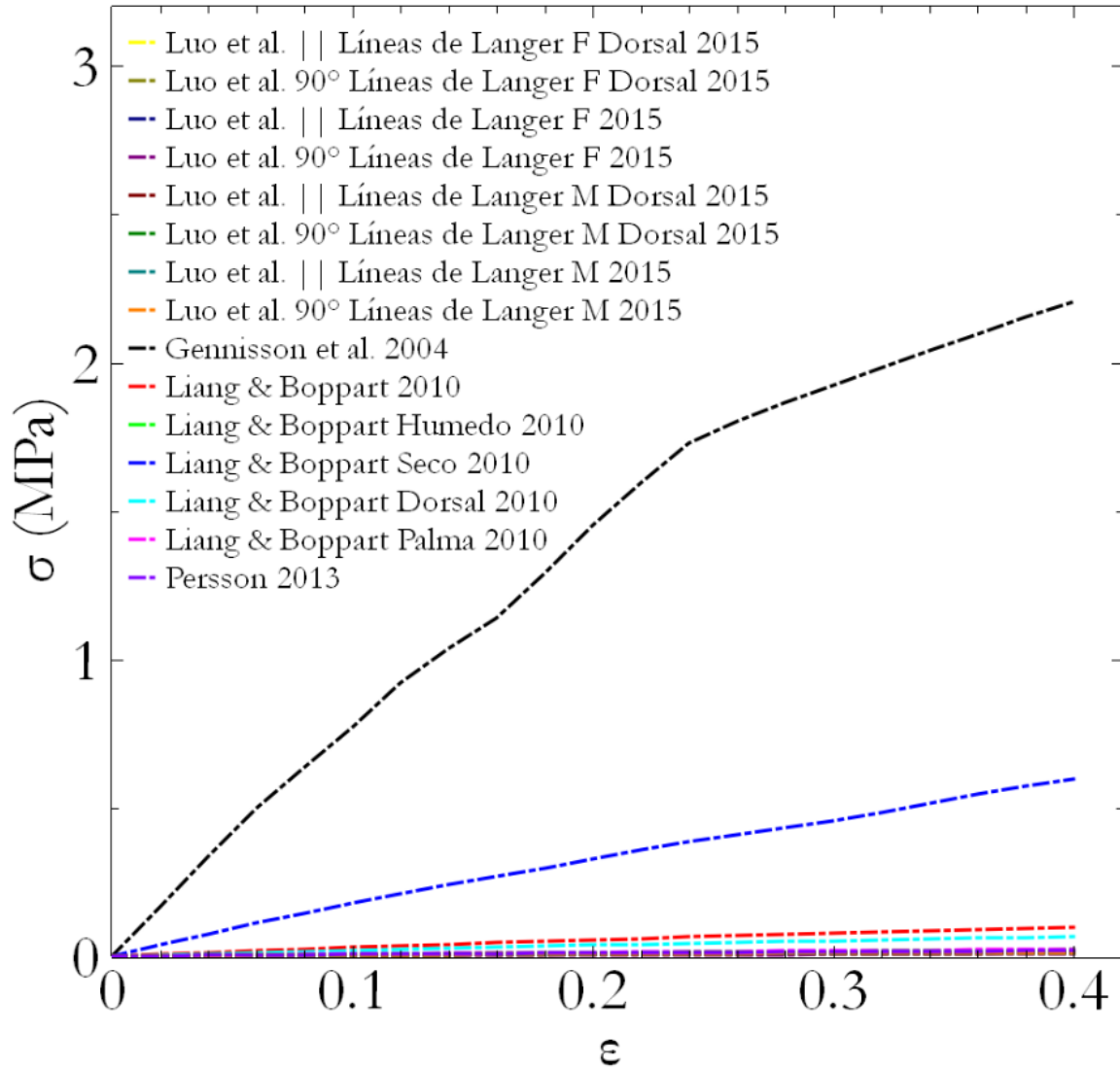


Figura 45 Comparación entre curvas esfuerzo deformación unitaria usando propiedades obtenidas mediante métodos de análisis no comunes.

3. Estudios experimentales del acabado superficial

3.1. Premuestreo

Se realizaron diez corridas usando una probeta plana en forma de disco sin ninguna modificación el siguiente orden: 2, 5, 10, 7, 4, 1, 9, 6, 3 y 8. Los coeficientes de fricción obtenidos al usar estas probetas se presentan en la Tabla 34. El coeficiente de fricción promedio es 0.134 con una desviación estándar de 0.0399.

Tabla 34 Coeficientes de fricción pre muestreo

Probeta	μ_k
1	0.1316
2	0.1406
3	0.0767
4	0.2057
5	0.1364
6	0.0855
7	0.1613
8	0.0979
9	0.1719
10	0.1327

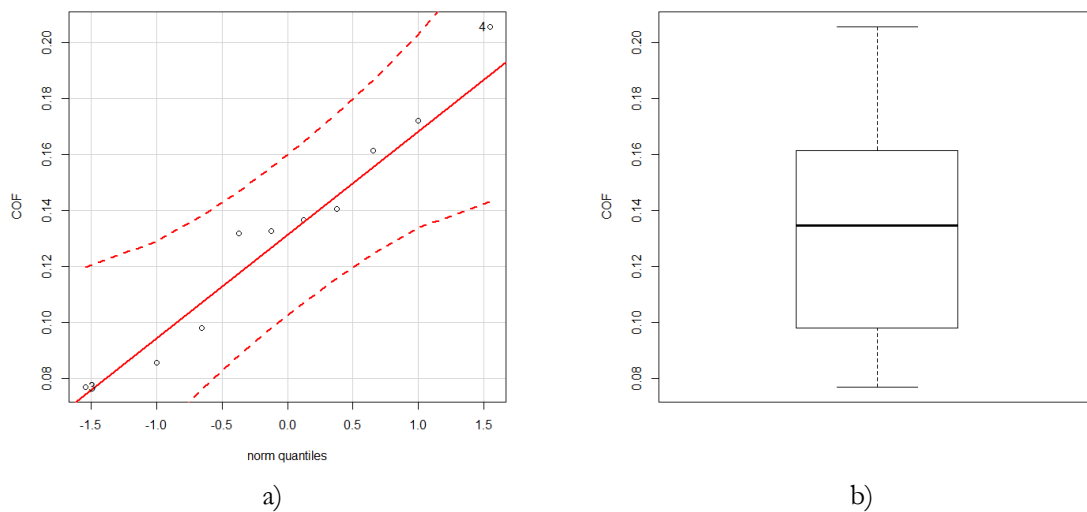


Figura 46 a) Pruebas gráficas de normalidad:
a) QQ plot y b) Diagrama de caja

Tabla 35 Prueba normalidad de Shapiro- Wilk

Variable	COF
W	0.96057
p-value	0.7923

3.2. Cálculo de tamaño de muestra

Para el cálculo de la muestra se utilizó la ecuación 47 para calcular el estadístico F.

$$F^2 = \frac{D^2}{2 a \sigma^2} \quad 47$$

Donde D es la diferencia aceptada, a el número de tratamientos y σ es la desviación estándar de premuestreo. El tamaño de la muestra se calculó usando el software R en la siguiente sección se presenta el scrip utilizado. Donde F^2 es 0.442313 para un α de 3, una diferencia de 0.065.

3.3. Scrip para R

```
#####
#####
# UNIVERSIDAD DE ANTIOQUIA #
#####
#- ..... -#
#- :mmmmmo :mmm- +mmmmmd -mmmmmm+ -#
#- :MMMMMs /MMMM- oMMMMN `dMMMMMMN. -#
#- :MMMMMs /MMMM- .+yhhy+sMMMMN ./syyyo:. oMMMNMMMMh -#
#- :MMMMMs /MMMM- +NMMmNmMMMMN -hMMNnmMMNs` .NMM:NMMMM+ -#
#- :MMMMMs /MMMM- -MMMMMy..hMMMMN :NMMMM oMMMMd` hMMMs MMMN. -#
#- :MMMMMs /MMMM- oMMMM- oMMMMN dMMMMmmmmMMMMM: +MMMyosMMMMMh -#
#- :MMMMMd` `sMMMM+MMMM: oMMMMN hMMMMM .NMMMMMMMMMM/ -#
#- `mMMMMmdmMMMMh `mMMMMd+omMMMMN -mMMMy//sNNNh` yMMN++++dMMMMN` -#
#- .odNMMMMMMNdo` -hNMMNhmMMMMN .odNMMMMMMNdo` /MMMM+ :MMMy -#
#- `./+/-.` .://.::-` .-///:.` .::: -:::- -#
#####
# CÁLCULO TAMAÑO DE MUESTRAS Y ANÁLISIS EXPERIMENTAL #
# R version 3.3.0 (2016-05-03) #
#####
#Instalar libreria pwr
Require(pwr)
library(car)
library(splines)
library(RcmdrMisc)
library(sandwich)
library(Rcmdr)
library(mvtnorm, pos=16)
library(survival, pos=16)
library(MASS, pos=16)
library(TH.data, pos=16)
library(multcomp, pos=16)

##CÁLCULO TAMAÑO DE MUESTRA##
pwr.anova.test (f=sqrt(0.442313),k=3,power=0.9,sig.level=0.05)
sample(33)
rm(list = ls())
COF <- readXL(XXX, rownames=FALSE, header=TRUE, na="", sheet="Hojal",stringsAsFactors=TRUE)

##RESUMEN ESTADÍSTICO##
numSummary(COF[, "cof"], statistics=c("mean", "sd", "IQR", "quantiles"), quantiles=c(0,.25,.5,.75,1))
numSummary(COF[, "cof"], groups=COF$lija, statistics=c("mean", "sd", "IQR", "quantiles"),
quantiles=c(0,.25,.5,.75,1))

## ANOVA ##
AnovaModel.1 <- aov(cof ~ lija, data=COF)
summary(AnovaModel.1)
with(COF, numSummary(cof, groups=lija, statistics=c("mean", "sd")))

#####
```