



**UNIVERSIDAD  
DE ANTIOQUIA**  
1 8 0 3

**DETERMINACIÓN DEL MODELO CONSTITUTIVO IDÓNEO PARA REALIZAR  
SIMULACIONES NUMÉRICAS DE LA PIEL EN CONTACTO CON  
POLIPROPILENO**

**Mónica Londoño Soto**

Universidad de Antioquia  
Facultad de Ingeniería  
Departamento de Ingeniería Mecánica  
2016

**DETERMINACIÓN DEL MODELO CONSTITUTIVO IDÓNEO PARA REALIZAR  
SIMULACIONES NUMÉRICAS DE LA PIEL EN CONTACTO CON  
POLIPROPILENO**

**Mónica Londoño Soto**  
Ingeniera Mecánica

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

Director  
Ph.D (c) Junes Abdul Villarraga Ossa

Maestría en Ingeniería  
Investigación Biomecánica

Grupo Diseño Mecánico

Universidad de Antioquia  
Facultad de Ingeniería  
Departamento de Ingeniería Mecánica  
2016

*“Una cosa fundamental en la vida es saber lo que se quiere. Primero búscalo como el que se asfixia busca el aire y finalmente paga el precio.”*

*FERNANDO GONZÁLEZ OCHOA*

*“Esto es el mundo y yo una persona, todo lo demás llegó después.”*

*EVARISTO PÁRAMOS.*

## **Dedicatoria**

*A mamá, que me ha dado mucho más que la vida.*

*A papá, mi motor, mi impulso.*

*A mis tías Nena, Mari y Carmen, mis hermanas, mis consentidoras.*

*A Dani y a Diosa, compañeros incondicionales y verdaderos amigos.*

*A Mauricio, que ha estado y estará siempre...*

*Sin ellos no lo hubiese logrado.*

## Agradecimientos

- A mi tutor Ph.D (c) Junes Villarraga O. por darme la oportunidad de emprender este camino.
- A la profesora Dra. Maryory Gómez B. por su confianza, su apoyo y su ayuda en la realización de los ensayos en el tribómetro CIDEMAT, de la Universidad de Antioquia.
- A la Ing. Johana Gutiérrez B. por su colaboración en las caracterizaciones realizadas en el AFM y por el uso del laboratorio de Bio y Nano tecnología de Tecnoparque Medellín.
- A la Dra. Luz Marina Restrepo y al Grupo de Ingeniería de Tejidos de la Universidad de Antioquia, por la buena disposición y la colaboración que mostraron para proporcionarme las muestras de piel, para las experimentaciones.
- A la microbióloga Natalia Montoya, por su colaboración apoyo en este proceso.
- Al grupo de diseño mecánico GDM, a mis compañeros, por todo el trabajo colaborativo, teórico y experimental que hemos construido juntos en estos años y por los buenos tiempos de esparcimiento que pasamos.

## Contenido

<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	9
<b>LISTA DE TABLAS</b> .....	11
<b>CAPÍTULO I</b> .....	12
1. Introducción .....	12
1.1. Resumen.....	12
1.2. Hipótesis .....	13
1.3. Objetivos .....	13
1.3.1. Objetivo general.....	13
1.3.2. Objetivos específicos .....	13
2. Marco teórico.....	14
2.1. Contextualización .....	14
2.1.1. Causas de amputación .....	14
2.1.1.1. Violencia .....	14
2.1.1.2. Accidentes .....	14
2.1.1.3. Enfermedades.....	15
2.2. Prótesis .....	15
2.2.1. Elementos de la prótesis.....	15
2.2.2. Fabricación de los encajes o <i>sockets</i> en Colombia .....	16
2.2.3. Impacto de las prótesis en la piel.....	20
2.3. La piel .....	20
2.3.1. Histología .....	21
2.3.1.1. Capas de la piel .....	22
2.3.2. Experimentación .....	24
2.3.2.1. Propiedades mecánicas de la piel .....	26
2.3.3. Topografía, según propiedades y experimentación .....	31
2.4. El polipropileno .....	33
2.4.1. Manipulación y propiedades .....	33
2.5. Tribología .....	34
2.5.1. Consideraciones .....	34
2.5.1.1. Fricción .....	34
2.5.1.2. Rugosidad .....	35
2.5.1.3. Mediciones .....	37

2.5.1.3.1. Interfaz piel polipropileno .....	37
2.5.1.4. Aplicaciones de la tribología en biomecánica .....	38
2.5.1.5. Tribología computacional.....	39
2.6. Modelos constitutivos .....	39
2.6.1. Modelos constitutivos de la piel humana .....	39
2.6.1.1. Modelos lineales.....	39
2.6.1.2. Modelos hiperelásticos .....	40
2.6.1.3. Modelos viscoelásticos .....	41
2.6.2. Modelos constitutivos del polipropileno.....	42
<b>CAPÍTULO II</b> .....	43
1. Metodología.....	43
1.1. Mediciones de probetas de polipropileno en AFM .....	43
1.2. Mediciones de la piel en el AFM .....	44
1.3. Mediciones de probetas de polipropileno en rugosímetro .....	45
1.4. Interfaz polipropileno-piel .....	46
1.5. Selección de datos para las simulaciones.....	49
1.5.1. Selección de modelos numéricos .....	49
1.5.2. Selección de la presión a usar .....	51
1.5.3. Selección de perfiles.....	51
1.6. Simulaciones computacionales .....	52
1.6.1. Simulaciones topografía real del polipropileno.....	53
1.6.2. Simulaciones con condiciones definidas.....	55
<b>CAPÍTULO III</b> .....	59
1. Diseño de experimentos.....	59
2. Análisis de resultados.....	69
2.1 Análisis comparativo de la eficiencia energética, estabilidad matemática y computacional entre los modelos de Kulhman et al (Polinomial general de grado 2), Hendriks et al (Mooney-Rivlin) y Manan et al (Ogden) y la simulación realizada con la topografía real del polipropileno. La figura No 48 muestra la eficiencia de los tiempos computacionales de los tres modelos. ....	69
2.2. Análisis comparativo de la eficiencia energética matemática y computacional entre los modelos de Kulhman et al. (Polinomial general de grado	

2), Hendriks et al. (Mooney-Rivlin) y Manan et al. (Ogden) Vs simulación con perfil del polipropileno real. ....	73
2.3. Análisis comparativos de resultados de las curvas de fricción entre simulación con perfil real del polipropileno Vs datos experimentales y simulación ideal vs datos experimentales.....	77
<b>3. Conclusiones</b> .....	<b>87</b>

## LISTA DE FIGURAS

- Figura No. 1: Partes de una prótesis para un amputado transfemoral
- Figura No. 2: Proceso de fabricación de *Socket* compañía TAO
- Figura No. 3: Proceso de fabricación de *Socket* Fundación Mahavir K-mina
- Figura 4: Fotografías de la piel humana
- Figura No. 5: Estructura de la piel y sus funciones
- Figura No. 6: Estructura de la piel
- Figura No. 7: Curva típica de fuerza elongación para el *Stratum Corneum* a diferentes humedades porcentajes de humedad
- Figura No. 8: Esquema de la prueba de indentación
- Figura No. 9: patrón rectangular
- Figura No. 10: Patrón triangular
- Figura No. 11: Patrón sinusoidal
- Figura No. 12: Areas definidas a través de la línea media y área del parámetro  $R_a$ .
- Figura No. 13: Definición del promedio aritmetico de la altura  $R_a$
- Figura No. 14:  $R_q$  de una superficie
- Figura No. 15: Calculo del HSC respecto a una paralela de la línea media
- Figura No. 16: Comportamiento del colágeno y la matriz gelatinosa en la que está contenido
- Figura No. 17: Comportamiento no lineal y elasticidad de la piel debido a la tensión.
- Figura No. 18: Comportamiento de un material hiperelástico
- Figura No. 19: representación estándar de un sólido viscoelástico
- Figura No. 20: Gráfica de esfuerzo vs deformación del Polipropileno
- Figura No. 21: Probetas analizadas y sockets de los cuales fueron tomadas.
- Figura No. 22: Probetas analizadas en AFM.
- Figura No. 23 muestra de piel del dedo índice.
- Figura No. 24 muestra de impresión poli vinílica de la piel.
- Figura No. 25: proceso de medición de piel en el AFM Nanosurf Easyscan II
- Figura No. 26 Probetas de los perfiles indentadores e indentador recubierto.
- Figura No. 27 montaje de prueba en esclerómetro.
- Figura No. 28: Experimentos con muestras de piel humana mediante el uso de tribómetro usando un contra-cuerpo de polipropileno.
- Figura No. 29a: Coeficientes de fricción.
- Figura No. 29b: coeficientes de fricción.
- Figura No. 30: perfil de rugosidad de la muestra de la zona 2.
- Figura No. 31: perfil de rugosidad de la muestra de la zona 3.
- Figura No. 32: perfil de rugosidad de la muestra de la zona 5.
- Figura No. 33: Ensamble piel-polipropileno en SolidWorks 2012.
- Figura No. 34: mallado de la piel.
- Figura No. 35: condición de borde de encastre.
- Figura No. 36: condiciones de borde.
- Figura No. 37: amplitud para la carga.
- Figura No. 38: condiciones de mallado de la piel.
- Figura No. 39: boxplot inicial.

- Figura No. 40: comparación de los factores HSC y PGPD.  
Figura No. 41: comparación de los factores HSC y Ra.  
Figura No. 42: Comparación de los factores Ra y los PGPD.  
Figura No. 43: evaluación de la interacción de los PGPD con el HSC.  
Figura No. 44: evaluación de la interacción Ra y HSC.  
Figura No. 45: evaluación de la interacción Ra y PGPD.  
Figura No. 46: gráficas de distribución normal.  
Figura No. 47: gráficas de distribución normal.  
Figura No. 48: eficiencia computacional.  
Figura No. 49: tiempo de estabilización vs tiempo de simulación.  
Figura No. 50: energía de deformación vs tiempo de simulación.  
Figura No. 51: energía total vs tiempo de simulación.  
Figura No. 52: Tiempo computacional vs tiempo de simulación incluyendo la simulación con el perfil real del polipropileno.  
Figura No. 53: tiempo de estabilización vs tiempo de simulación incluyendo la simulación con el perfil real del polipropileno.  
Figura No. 54: energía de deformación vs tiempo de simulación incluyendo la simulación con el perfil real del polipropileno.  
Figura No. 55: energía total vs tiempo de simulación incluyendo la simulación con el perfil real del polipropileno.  
Figura No. 56: curva de tendencia de fricción en perfiles rectangulares.  
Figura No. 57: curva de tendencia de fricción en perfiles rectangulares vs curva experimental.  
Figura No. 58: curva de tendencia de fricción en perfiles rectangulares vs curva en perfil real de polipropileno.  
Figura No. 59: curva de tendencia de fricción en perfiles triangulares vs curva experimental.  
Figura No. 60: curva de tendencia de fricción en perfiles triangulares vs en perfil real de polipropileno.  
Figura No. 61: curva de tendencia de fricción en perfiles triangulares vs curva experimental.  
Figura No. 62: curva de tendencia de fricción en perfiles sinusoidales.  
Figura No. 63: curva de tendencia de fricción en perfiles sinusoidales vs curva experimental.  
Figura No. 64: curva de tendencia de fricción en perfiles sinusoidales vs en perfil real de polipropileno.  
Figura No. 65: perfil real de la probeta de polipropileno Vs experimentación.

**LISTA DE TABLAS**

Tabla No. 1: propiedades mecánicas de piel humana

Tabla No. 2: características del AFM easyScan 2

Tabla No. 3: propiedades del Polipropileno.

Tabla No. 4: resultados de coeficientes de fricción de la piel vs polímeros.

Tabla No. 5: condiciones experimentales en el tribómetro.

Tabla No. 6: constantes de Hendriks para el modelo de Mooney-Rivlin.

## CAPÍTULO I

### 1. Introducción

#### 1.1. Resumen

Este estudio es la continuación de una serie de investigaciones que se han adelantado, donde de manera separada se ha trabajado en la rugosidad del polipropileno y en la distribución de esfuerzos que se generan entre el calzado de un *socket* o encaje (parte de una prótesis, en este caso para amputados transfemorales) sobre el muñón del paciente, y por otro lado la determinación de un modelo ideal para simular la piel como material hiperelástico.

Se han conocido los puntos críticos que se generan en amputados transfemorales al calzar la prótesis, y como consecuencia de estos, el paciente genera varios problemas en el muñón, tales como: laceraciones, úlceras de presión, callosidades, abrasiones, ampollas, mala circulación sanguínea, entre otras.

Por esto, se centra la atención en un factor preponderante en esta situación de incomodidad, que es la fricción que se genera en la interfaz *socket*-muñón con la idea de mejorar las condiciones del paciente. Para esto se tuvieron en cuenta variables topográficas que definen la rugosidad de las superficies, determinante en la fricción entre dos cuerpos.

La primera parte de la investigación se centra en el polipropileno, material con el que se fabrican los *sockets*, tomando el conocimiento que se ha obtenido previamente de su topografía, para evaluar posteriormente la interacción de las variables topográficas  $R_a$ , HSC y los perfiles geométricos con patrones definidos, en adelante PGPD, de las probetas que se consideraron para el presente estudio.

La segunda parte está centrada en la piel humana. Después de un extenso trabajo de búsquedas bibliográficas, se establecen propiedades mecánicas y constantes, que definen los modelos constitutivos, que se han establecido en el estudio de esta, para simular numéricamente el tejido. Además, se realizaron ensayos tribológicos de la piel en contacto con el polipropileno, para obtener coeficientes de fricción entre ambas superficies.

Una tercera parte de este trabajo, se concentró en la realización de una simulación computacional, en la que se tuvo en cuenta, la topografía con un perfil real de un probeta de polipropileno, (obtenida en estudios anteriores [8]) y una probeta de piel humana con una superficie plana, considerada como un material hiperelástico, bajo un modelo polinomial general de segundo grado. De esta, se obtuvieron resultados que muestran el comportamiento computacional, el comportamiento energético del sistema evaluado y el comportamiento de la fricción entre las superficies en el lapso simulado.

Finalmente se realizaron simulaciones computacionales en las que se consideraron tres tipos de PGPD superficiales asignadas al polipropileno (rectangulares, sinusoidales y triangulares), tres valores para el parámetro HSC (5,10 y 20) y cinco valores para el parámetro Ra (10, 15, 20, 25 y 30), para finalmente analizar la influencia de cada uno de estos componentes dentro del coeficiente de fricción.

### 1.2. Hipótesis

Con el fin de lograr una mejor relación en la interfaz piel-polipropileno y con ello dar comodidad a los pacientes con amputaciones, aminorando los daños colaterales que implica el uso de la prótesis, se pretende saber si la interfaz piel-polipropileno y el coeficiente de fricción que en ella se presenta, se ve alterada por factores asociados a la rugosidad, y la influencia de los patrones superficiales presentes en el polipropileno al examinar el comportamiento de los modelos computacionales.

Se busca establecer el modelo numérico idóneo que permita simular la interfaz piel polipropileno, y visualizar los cambios presentados en el coeficiente de fricción en la medida en que se alteren factores como Ra, HSC y los PGPD en las superficies del polipropileno.

### 1.3. Objetivos

#### 1.3.1. Objetivo general

Determinar los modelos constitutivos que mejor se ajusten al comportamiento de la piel en contacto con el polipropileno, para ser utilizados en simulaciones numéricas.

#### 1.3.2. Objetivos específicos

- Identificar los parámetros superficiales representativos del polipropileno empleado en la fabricación de *sockets* para amputados transfemorales.
- Determinar la influencia de la topografía superficial del polipropileno en la cuantificación del coeficiente de fricción con la piel humana.
- Obtener propiedades biomecánicas de piel humana.
- Realizar simulaciones numéricas que representen adecuadamente el comportamiento de la piel en contacto con el polipropileno a escala micrométrica.
- Analizar los resultados obtenidos y seleccionar el o los mejores modelos para representar la piel en simulaciones numéricas.

### 2. Marco teórico

#### 2.1. Contextualización

En Colombia, las principales causas de las amputaciones y particularmente de las extremidades inferiores, tienen sus orígenes en enfermedades como la diabetes y en factores exógenos a los cuerpos de los pacientes, como los accidentes de tránsito y la violencia generada por la inestabilidad política y social del país.

Las víctimas de este tipo de eventos, se encuentran frente a una situación en la cual deben iniciar un proceso de rehabilitación, en donde el uso de una prótesis juega un papel fundamental en su recuperación física y mental, que les permita continuar con su vida cotidiana. Este proceso requiere, además del apoyo psicológico y fisioterapéutico [1] que se presente una buena compatibilidad entre el muñón y la prótesis. Es importante mencionar que el *socket*, es el elemento protésico que entra en contacto directo con la piel [2], además, la interacción entre ellos es la responsable de las alteraciones cutáneas que generan incomodidad y rechazo del paciente a la prótesis [3].

Es en esta interacción y en los problemas de compatibilidad en la interfaz muñón-*socket* donde se presentan los mayores inconvenientes para la recuperación de la calidad de vida de los amputados, llevando a incrementos en los costos que las entidades estatales y de salud deben asumir para ayudar a la recuperación de los pacientes amputados.

##### 2.1.1. Causas de amputación

###### 2.1.1.1. Violencia

El proceso de violencia que ha vivido el país durante los últimos 60 años, ha generado en Colombia una gran cantidad de víctimas de diversas índoles. Entre 1990 y el 31 de marzo de 2016 se presentaron, según cifras de la Dirección para la Acción Integral contra Minas Antipersonal (DAICMA), 11 405 accidentes con minas antipersona, y en particular en el año 2015 se presentaron 218 casos, en los cuales por lo menos 22 personas sufrieron la amputación de alguno de sus miembros inferiores [4].

###### 2.1.1.2. Accidentes

Los accidentes de tránsito, principalmente los que involucran motociclistas, han dejado un sinnúmero de amputaciones. Durante el año 2014 fueron reportados al Instituto Nacional de Medicina Legal y ciencias forenses (INMLCF) 50 574 casos de accidentes de tránsito, de los cuales 6402 (12,66%) correspondieron a accidentes fatales, mientras que 44 172 (87,34%) terminaron con heridas no fatales. De estos

últimos, un total de 10 515 accidentes generaron secuelas permanentes en las víctimas de los mismos y dentro de estos últimos el 0,68% perdió uno de sus miembros, esto es 71 personas [5].

### 2.1.1.3. Enfermedades

La diabetes es la principal responsable de las amputaciones en el país, esta enfermedad prolifera en todas las esferas de la sociedad colombiana, debido a malos hábitos alimenticios entre otras costumbres del ciudadano colombiano promedio. Se estima, por parte de la Organización Mundial de la Salud en su informe anual de 2015 [6] que entre el 9 y el 10% de la población mayor de 18 años padece de diabetes, de los cuales uno de cada 100 pacientes [7] sufre la amputación de uno de sus miembros como consecuencia de esta enfermedad.

## 2.2. Prótesis

### 2.2.1. Elementos de la prótesis

Las prótesis usadas por los amputados transfemorales como se observa en la figura No 1 [2], se componen normalmente de: *socket*, rodilla protésica, tubos, adaptadores, placas de sujeción y el conjunto pie-tobillo [2].

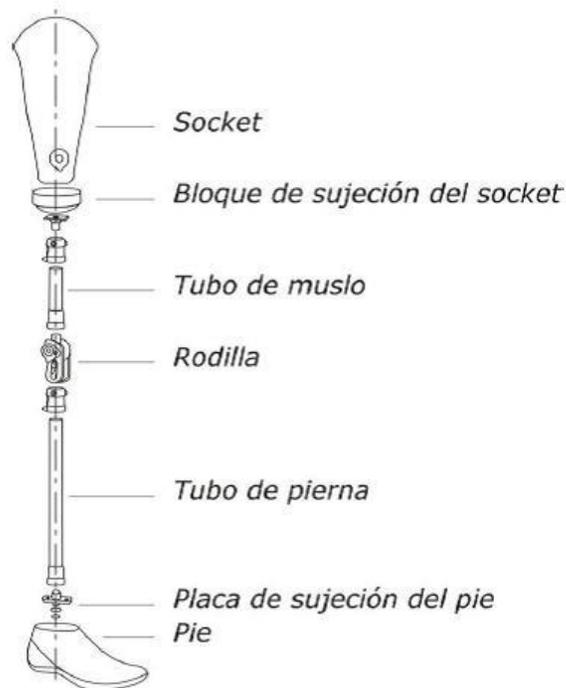


Figura No. 1: Partes de una prótesis para un amputado transfemoral.

**Socket o encaje:** Es la parte de la prótesis que entra en contacto con el muñón, por lo que es donde se presentan los más importantes inconvenientes de compatibilidad con la prótesis. Actualmente, en el país no se cuenta con un proceso de fabricación estándar, por lo que ésta se realiza bajo procesos manuales que incluso pueden ser artesanales y por ello no puede determinarse un acabado superficial uniforme [8].

**Rodilla Protésica:** Es la parte encargada de brindar el soporte al paciente, sirve de bisagra para simular el movimiento al caminar brindando una marcha que busca ser uniforme y normal. Y de esta manera, ofrece un soporte cuando el sujeto está de pie a la vez que le permite sentarse.

**Tubos, adaptadores y placas de sujeción:** Son las partes encargadas de conectar la rodilla con el conjunto pie-tobillo, ayudando a transmitir las fuerzas causadas por el peso del paciente para su distribución, a través del pie-tobillo, hacia el suelo.

**Pie-tobillo:** Es el soporte de la prótesis, transmite al suelo las fuerzas ejercidas por el peso del paciente y las distribuye generando el equilibrio necesario para el sostén del cuerpo.

### 2.2.2. Fabricación de los encajes o *sockets* en Colombia

Este elemento de las prótesis es fabricado en el país principalmente mediante el termoformado de placas de polipropileno de espesores que oscilan entre 4 y 5 mm de acuerdo al tipo de paciente, sus condiciones físicas y su estilo de vida. Las figuras No 2 y 3 muestran el proceso de fabricación del encaje o *socket*, en dos instituciones diferentes del país.

- Proceso de fabricación de *sockets* de la empresa colombiana TAO [9].

PASO 1	PASO 2	PASO 3	PASO 4
			
<p>Valoración del paciente y toma de medidas.</p>	<p>Ubicación del trocánter.</p>	<p>Instalación del desmoldante.</p>	<p>Traza de líneas de medida.</p>

CAPÍTULO I

PASO 5	PASO 6	PASO 7	PASO 8
			
<p>Moldeado.</p>	<p>Extracción del molde.</p>	<p>Corrección manual del molde.</p>	<p>Vaciado del yeso para la pieza.</p>
PASO 9	PASO 10	PASO 11	PASO 12
			
<p>Obtención del molde positivo.</p>	<p>Adherencia de la válvula al socket.</p>	<p>Envolvimiento del molde en nylon que hará las veces de desmoldante.</p>	<p>Calentamiento de una lámina de polipropileno hasta el estado plástico.</p>
PASO 13	PASO 14	PASO 15	PASO 16
			

CAPÍTULO I

Adherencia del polipropileno al molde.	Extracción de la lámina de polipropileno y remoción de rebaba, previo enfriamiento de la misma. Antes de su enfriamiento, la lámina de polipropileno se retira y se elimina la rebaba.	Extracción del Se extrae el <i>socket</i> aplicando aire comprimido.	Obtención del <i>socket</i> preliminar.
<b>PASO 17</b>	<b>PASO 18</b>	<b>PASO 19</b>	<b>PASO 20</b>
			
Envolvimiento del muñón con una venda.	Introducción del muñón en el <i>socket</i> y extracción de la punta de la venda por el orificio dejado por la válvula, creándose un vacío entre la piel y el <i>socket</i> .	Evaluación del <i>socket</i> y la comodidad del muñón.	Marcación de los puntos y ángulos a corregir.

Figura No. 2: Proceso de fabricación de *Socket* compañía TAO

- Proceso de fabricación de la fundación Mahavir K-mina: [9].

<b>PASO 1</b>	<b>PASO 2</b>	<b>PASO 3</b>	<b>PASO 4</b>
			
Valoración del paciente y toma de medidas.	Medición de varios patrones hasta determinar el indicado para el paciente.	Sobre el patrón se adhiere una venda enyesada y se retira el molde.	Se ajustan las medidas del paciente y se vierte yeso.

CAPÍTULO I

PASO 5	PASO 6	PASO 7	PASO 8
			
<p>Se deja secar el yeso y se retiran la venda y el patrón.</p>	<p>Se mide la longitud de la rodilla del paciente para determinar la extensión del yeso.</p>	<p>Se cubre el molde con acetato y una venda. Se agrega más yeso.</p>	<p>Se elimina los excedentes de yeso de acuerdo con las medidas tomadas.</p>
PASO 9	PASO 10	PASO 11	PASO 12
			
<p>Se pule el extremo del yeso y se aplanan los extremos.</p>	<p>Se trazan sobre el yeso, líneas paralelas a una distancia de 7 cm entre ellas.</p>	<p>Se añade más yeso para pulir el molde.</p>	<p>Se pule la forma.</p>
PASO 13	PASO 14	PASO 15	PASO 16
			
<p>Se aplica una nueva capa de yeso</p>	<p>Se recorta el polipropileno que será termo formado.</p>	<p>Se calienta el polipropileno.</p>	<p>El polipropileno se termo forma sobre el molde de yeso.</p>



Figura No. 3: Proceso de fabricación de *Socket* Fundación Mahavir K-mina.

Es importante anotar que el proceso de fabricación aún es bastante artesanal y está supeditado a la experticia del protesista, además es común en los procesos el uso de una venda o media que entrará en contacto directo con el polímero, y que al ser removida de éste, deja rastros en la superficie del *socket* alterando la superficie del mismo [9].

### 2.2.3. Impacto de las prótesis en la piel.

El continuo roce que se produce en la interacción del *socket* con la piel del muñón, sumado a la humedad producida por el ambiente y la producida por el cuerpo, más las presiones para las cuales la piel no está preparada, llevan a que la probabilidad de la aparición y desarrollo de diferentes tipos de enfermedades y lesiones aumente considerablemente [10].

Enfermedades como alergias, dermatitis, eczemas, hiperemias, hiperplasias verrugosas, pigmentaciones, costras, excoriaciones, úlceras que pueden incluso derivar en gangrena, quistes y tumores, son algunas de las enfermedades cutáneas que puede presentar el paciente transfemoral en su muñón, a consecuencia del contacto con el *socket*. Así mismo, condiciones higiénicas inadecuadas en el manejo de la prótesis aumentan los riesgos sobre la aparición de enfermedades de la piel asociadas al uso de estos elementos.

### 2.3. La piel

La figura No 4, muestra seis fotografías, cinco de ellas logradas a través del microscopio que corresponden a las muestras de piel proporcionadas por el Grupo de Ingeniería de Tejidos de la Universidad de Antioquia; en la fotografía ubicada en la esquina superior derecha se observa una muestra tal cual fue suministrada, en las restantes se pueden apreciar al microscopio, elementos como vasos capilares, folículos y capas como la epidermis, la dermis y la hipodermis.

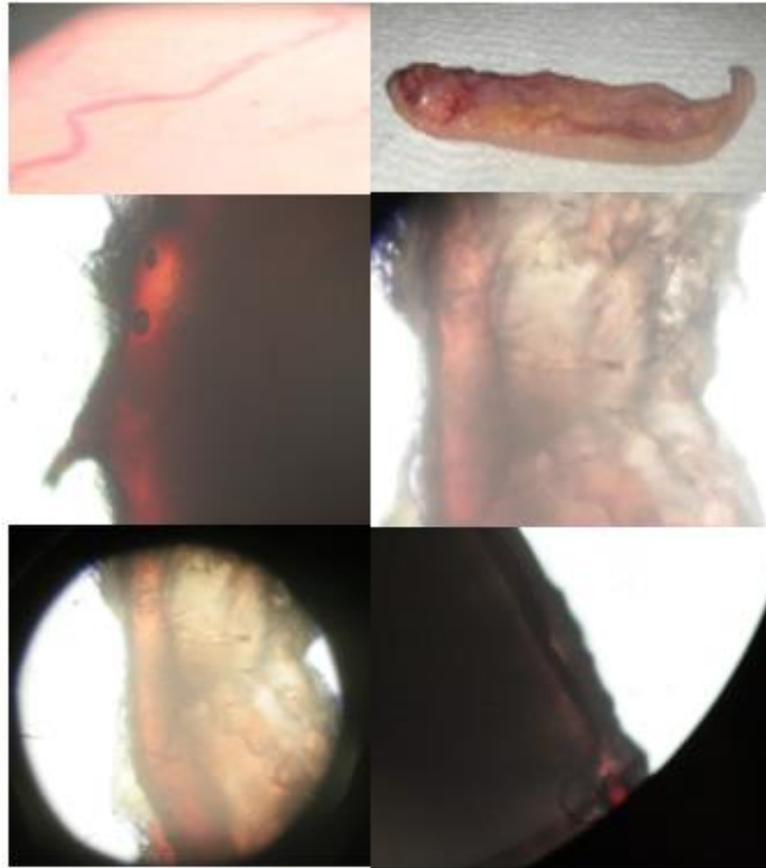


Figura 4: Fotografías de la piel humana.

### 2.3.1. Histología

La piel es el órgano más grande del cuerpo humano, con un área de alrededor de 1,7 m<sup>2</sup>. Cumple una función de suma importancia en la vida, pues es la capa protectora de los demás órganos, y los protege tanto de la influencia del ambiente exterior como de posibles impactos y contaminaciones, garantizando así el buen funcionamiento de estos. Es la capa que aísla el cuerpo de la influencia de los rayos UV, de bacterias y de ambientes biológicamente nocivos, la figura No 5 muestra las partes y funciones de la piel [11]. Además, funciona como un filtro que permite el paso de nutrientes y elementos necesarios para el cuerpo. Su peso, corresponde aproximadamente a cuatro kilogramos y es alrededor del 5,5% del total de la masa corporal [12].

El aspecto de la piel es cambiante, muta de acuerdo con el medio en el cual se desenvuelve su portador y, de igual manera refleja el estado de salud de éste, pues su apariencia (color, humedad, elasticidad, entre otras) cambia según la condición de salud de la persona, sirviendo de referente para el diagnóstico de algunas enfermedades o estados de

alerta del cuerpo, por ejemplo, la anemia, la hepatitis, la deshidratación, entre otras.

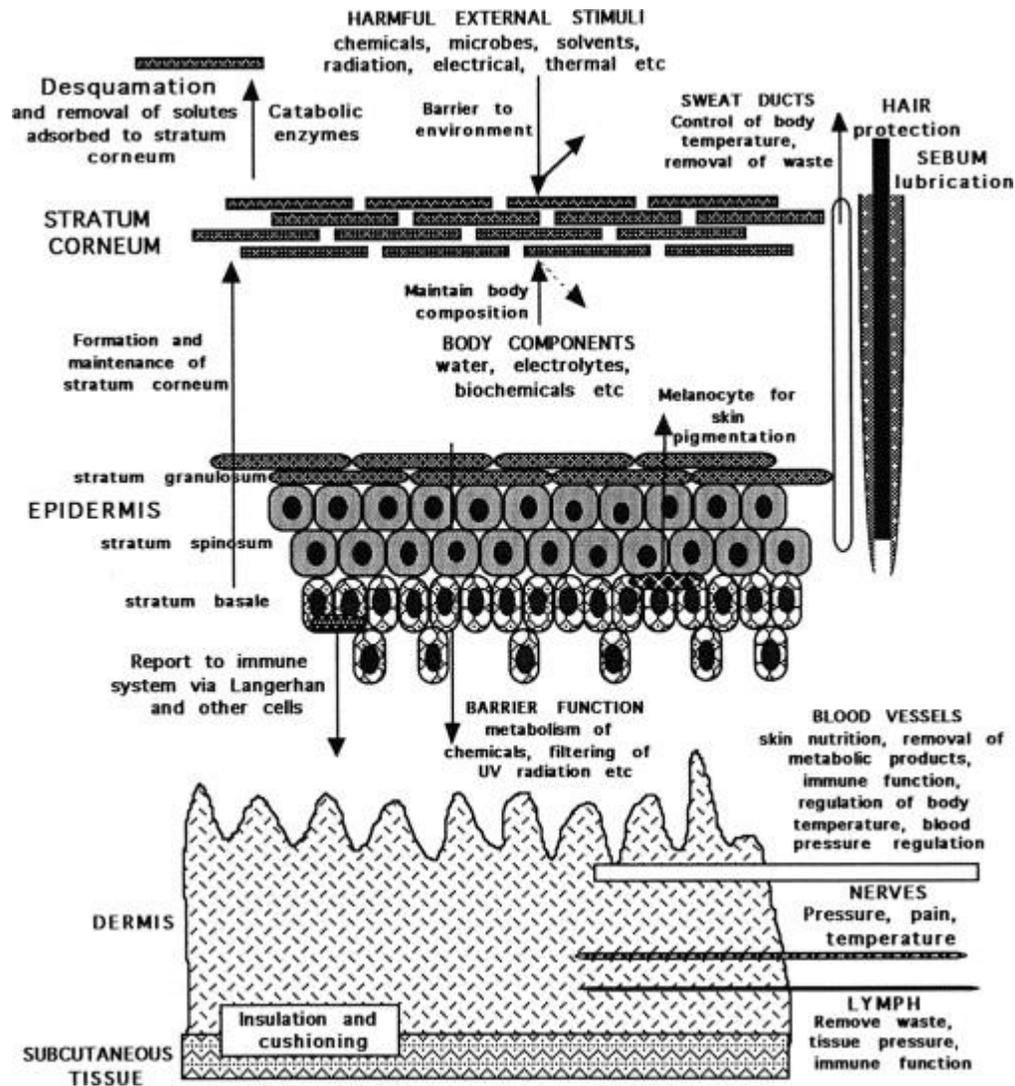


Figura No. 5: Estructura de la piel y sus funciones.

### 2.3.1.1. Capas de la piel

La piel está constituida por cuatro capas, que cumplen con diferentes funciones como se observa en la figura No 6 [15]: El *stratum corneum*, la epidermis, la dermis y la hipodermis.

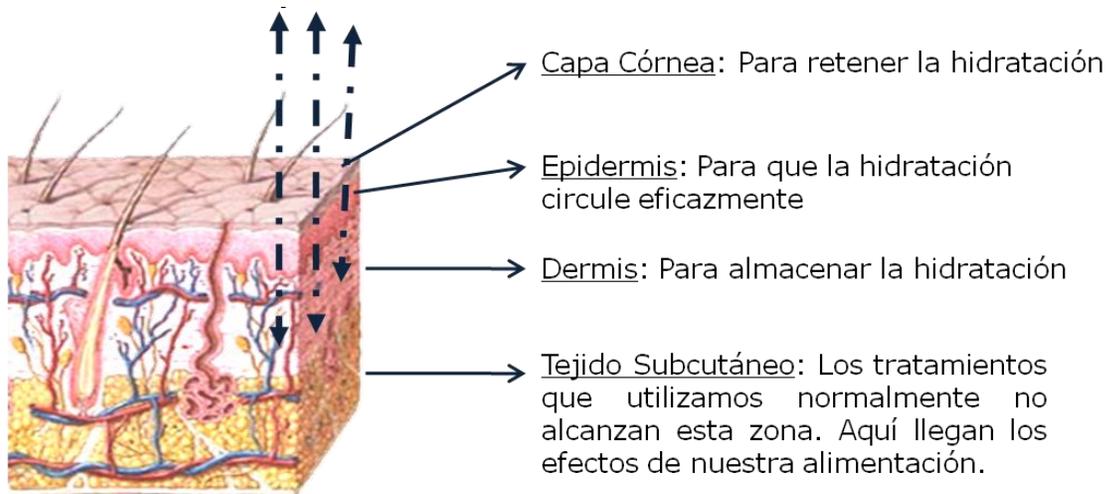


Figura No. 6: Estructura de la piel.

- **Stratum Corneum:** Es la capa más externa de la epidermis tiene un espesor entre 10 y 25  $\mu\text{m}$ . Espesor que varía de acuerdo a la parte del cuerpo que se esté observando. Está constituida por células que se renuevan en períodos de entre 6 y 30 días. Es la primera barrera de la piel, la humedad y la temperatura afectan su comportamiento. Esta capa, a pesar de que no se considera una parte viva, presenta una notable influencia sobre las propiedades mecánicas de la piel y por esto se describe de manera independiente, como se puede ver en la figura No. 7 [13] [14].

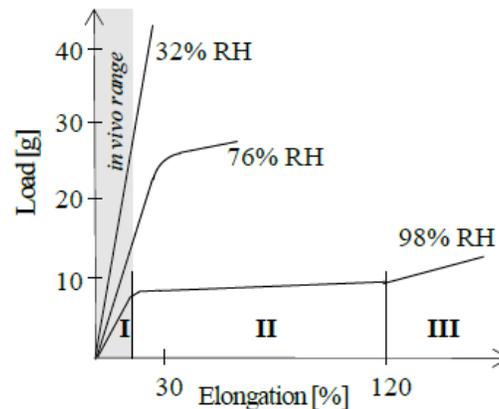


Figura No. 7: Curva típica de fuerza vs elongación para el *Stratum Corneum* a diferentes porcentajes de humedad.

- **Epidermis:** Su espesor varía entre 30 y 80  $\mu\text{m}$ . En ella se encuentra la melanina, que es el componente que determina el color de la piel, las células de Merkel a las cuales se asocia la sensibilidad táctil, y además, se hallan las primeras formaciones de antígeno. Los distintos

grupos celulares que la componen por sus diferentes estructuras y tamaños determinan la topografía de la piel [13] [14].

- **Dermis:** Tiene un espesor de entre 1 y 4 mm. Está compuesta por dos zonas: La dermis papilar y la reticular. La papilar es la zona más externa y mide aproximadamente el 10% del total del espesor de la dermis. El contenido de agua en esta capa altera las condiciones mecánicas de la piel. Es aquí donde aparecen las primeras fibras de colágeno y elastina. También se encuentran aquí vasos capilares. No se conoce el límite entre la epidermis y la dermis. En la dermis reticular se encuentran las principales concentraciones de fibras de colágeno y elastina, las cuales están embebidas en un gel viscoso. Esta capa de la piel puede extenderse hasta un 25% más, debido a la presencia de estas fibras. Al ser sometida a compresión tiene una capacidad de desplazamiento lateral. Las fibras de colágeno y elastina presentan una capacidad de recuperación, luego de ser sometidas a tensión o compresión [13] [14].
- **Hipodermis:** Es la capa que separa la dermis de la fascia muscular. Está unida a la dermis a través de las fibras de colágeno y de las redes basales, su espesor varía de acuerdo a la edad, el sexo, y las condiciones nutricionales, entre otras. Es un tejido adiposo que se encarga de proteger de impactos al cuerpo y de controlar la temperatura [13] [14].

### 2.3.2. Experimentación

Sobre la piel se han realizado diferentes tipos de ensayos, que incluyen pruebas *in vivo*, *in vitro* y *ex vivo*. Cada tipo de muestra presenta virtudes y desventajas, como el caso de las pruebas *in vitro*, donde se debe tener en cuenta que el tejido pierde algunas de sus propiedades al faltarle oxigenación e irrigación sanguínea, y sus consabidas consecuencias de cambios de temperatura y humedad, es una prueba que puede realizarse sólo una vez sobre una misma muestra. Por su parte, la experimentación *in vivo* tiene como dificultades la ubicación de la muestra sobre el equipo de experimentación, la sensibilidad de la piel que hace que el individuo genere movimientos que alteren los resultados, además la repetitividad de los mismos genera ruido experimental al presentarse fatiga en el tejido, y la sujeción de éste que sólo es permitida en la parte externa, limita las condiciones a evaluar en capas interiores. Estas pruebas dan resultados sobre fuerzas externas de torsión, cortantes, compresión e indentación, directamente sobre el cuerpo [12].

Finalmente, la experimentación *ex vivo*, consiste en extraer tejidos de un cuerpo vivo y realizar inmediatamente las pruebas, permitiendo que el tejido extraído conserve las propiedades, debido a su estado “vivo”, y de este

modo se evitan las reacciones generadas por la fatiga y la sensibilidad en el individuo.

Dentro de los diferentes tipos de pruebas, se encuentran las de indentación, succión, ultrasonido, tensión y torsión. Estas pruebas permiten conocer perfiles de la piel y datos asociados al roce y/o contacto de ésta con otros elementos, permite además determinar propiedades mecánicas, como la elasticidad.

La experimentación por succión, consiste en generar vacío sobre la piel mediante un elemento esférico cóncavo. Se evalúa el domo generado por la piel y se observa la deformación de los tejidos. Los diámetros más usados en este tipo de experimentación corresponden a 1, 6 y 10 mm, siendo el de 6 mm el que mejores resultados presenta dado el espesor de la piel y la deformación que presenta a esta apertura [16] [42] [43].

Las pruebas de indentación se realizan con una probeta cuya punta, generalmente cónica presiona o comprime el tejido como se observa en la figura No 8 [8]. Este método es utilizado frecuentemente para calcular coeficientes de fricción y deformaciones [17].

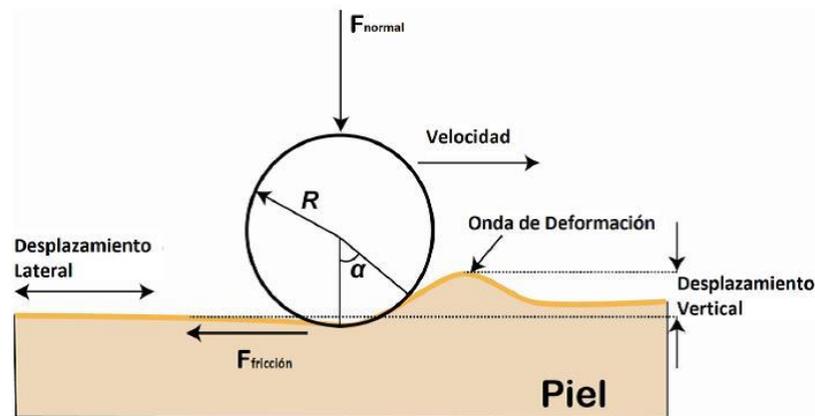


Figura No. 8: Esquema de la prueba de indentación.

Las pruebas de ultrasonografía permiten conocer mediante frecuencias de señales eléctricas y ondas sonoras el espesor de los tejidos, es una prueba no invasiva que en conjunto con pruebas de succión resultan de gran utilidad para conocer deformaciones cutáneas y evaluar el comportamiento elástico de la piel [18].

Existen también experimentaciones realizadas con tensiómetros y durómetros, que permiten conocer propiedades biomecánicas de la piel como el módulo de Young, coeficiente de Poisson y los niveles de rigidez.

### 2.3.2.1. Propiedades mecánicas de la piel

La humedad y suavidad de la piel, generadas por hidratación causan cambios en la rigidez y este efecto se vislumbra desde el *stratum corneum*, la elasticidad es proporcionada por la elastina y el colágeno, definidos a plenitud en la dermis, y la matriz gelatinosa en la que se encuentran proporciona las propiedades viscoelásticas que tiene la piel [19].

Con la edad, la piel sufre alteraciones en su composición y con ello cambian sus propiedades mecánicas. El módulo de elasticidad en un niño es, en promedio, de 70 MPa, en el caso de un adulto mayor, en promedio, es de 60 MPa [20]. Además, la elasticidad se pierde, no sólo por la edad, sino también por la exposición al sol, el estilo de vida y la salud de las personas, lo que genera el envejecimiento de la piel.

Como se observa en la tabla No 1, según diferentes pruebas realizadas, el área examinada y tipo de experimentación (*in vivo*, *in vitro*), las propiedades varían, tal como ocurre con el módulo de Young  $E$ , éste varía entre 0,42 MPa y 0,85 MPa en pruebas de torsión, entre 4,6 MPa y 20 MPa en pruebas de tensión y entre 0,05 MPa y 0.15 MPa en pruebas de succión [17].

CAPÍTULO I

	Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones
In Vivo	Groves et al (44)	Epidermis	$\mu=4.0991\pm0.8382$ MPa $\alpha=2.9814\pm0.5904$	Og	Antebrazo	$\emptyset=0.5$ mm S $\emptyset=1.5875$ mm $\delta=300$ $\mu$ m
		Dermis	$\mu=0.0226\pm0.0019$ MPa $\alpha=3.2876\pm0.2333$			
		Hipodermis	$\mu=0.0104\pm0.0007$ MPa $\alpha=13.5793\pm4.3224$			
In Vivo	Iivarinen et al (110)	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 $\nu=0.5$
		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			
In Vivo	Tran et al (55)	Epidermis	$C_{10} = 0.12 \pm 0.06$ MPa $D=5.45 \pm 1.7$ MPa	NH	Antebrazo Dorsal	-
		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			

CAPÍTULO I

Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones
Areias et al (113)	Epidermis	$C_{10}=333.3$ kPa	NH	-	400 mbar $\varnothing=1.9$ mm
	Dermis	$C_{10}=33.33$ kPa			
	Hipodermis	$C_{10}=120$ Pa			
		$C_{10}=57$ kPa e= 0.86 mm	NH		
		$C_{10}=39$ kPa e= 1.08 mm			
		$C_{10}=19$ kPa e= 1.51 mm			
Delalleau et al (51)	Epidermis - Dermis	$X_1= 30$ kPa $X_2=1000$ kPa $N=0.32$	NHM	Antebrazo	100 mbar $\varnothing=6$ mm
Hendriks et al (52)	Epidermis- Dermis	$C_{10}=9.4 \pm 3.6$ kPa $C_{01}= 82\pm 60$ kPa	MR	Antebrazo	26 - 360mbar $\varnothing=6$ mm
	Grasa	$C_{10}= 0.02$ kPa	NH		
Hendriks et al (74)	Completa	$C_{10}=29.6 \pm 21.1$ kPa $C_{01}= 493\pm 613$ kPa	MR	Antebrazo	200 mbar $\varnothing=6$ mm 22 °C, 50% RH
		$C_{10}=11.5 \pm 8.7$ kPa $C_{01}= 18.3\pm 12.6$ kPa			350 mbar $\varnothing=2$ mm 22 °C, 50% RH
		$C_{10}=10.8 \pm 9.5$ kPa $C_{01}= 9.3\pm 7.7$ kPa			350 mbar $\varnothing=1$ mm 22 °C, 50% RH
Hendriks et al (102)	Epidermis- Papilar y Reticular Dermis	$C_{10}=60.9$ kPa $C_{01}= 1412$ kPa 6 mm apertura	MR	Antebrazo	200 mbar $\varnothing=6$ mm 350 mbar $\varnothing=2$ mm 350 mbar $\varnothing=1$ mm 22 °C 50% RH
		$C_{10}= 24.2$ kPa $C_{01}= 4.11$ kPa 2 mm apertura			
		$C_{10}= 21.7$ kPa $C_{01}= 0.5$ kPa 1 mm apertura			
		$C_{10}=0.11$ kPa			
	Epidermis- Dermis Papilar Dermis Reticular	$C_{10}=0.16$ MPa			

CAPÍTULO I

	Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones	
	Areias et al (113)	Epidermis	$C_{10}=333.3$ kPa	NH	-	400 mbar $\varnothing=1.9$ mm	
		Dermis	$C_{10}=33.33$ kPa				
		Hipodermis	$C_{10}=120$ Pa				
				$C_{10}=57$ kPa e= 0.86 mm	NH		
				$C_{10}=39$ kPa e= 1.08 mm			
				$C_{10}=19$ kPa e= 1.51 mm			
Delalleau et al (51)	Epidermis Dermis	$X_1= 30$ kPa $X_2=1000$ kPa $N=0.32$	NHM	Antebrazo	100 mbar $\varnothing=6$ mm		
	Hendriks et al (52)	Epidermis- Dermis	$C_{10}=9.4 \pm 3.6$ kPa $C_{01}= 82\pm 60$ kPa	MR	Antebrazo	26 - 360mbar $\varnothing=6$ mm	
		Grasa	$C_{10}= 0.02$ kPa	NH			
	Hendriks et al (74)	Completa		$C_{10}=29.6 \pm 21.1$ kPa $C_{01}= 493\pm 613$ kPa	MR	Antebrazo	200 mbar $\varnothing=6$ mm 22 °C, 50% RH
				$C_{10}=11.5 \pm 8.7$ kPa $C_{01}= 18.3\pm 12.6$ kPa			350 mbar $\varnothing=2$ mm 22 °C, 50% RH
				$C_{10}=10.8 \pm 9.5$ kPa $C_{01}= 9.3\pm 7.7$ kPa			350 mbar $\varnothing=1$ mm 22 °C, 50% RH
	Hendriks et al (102)	Epidermis- Papilar y Reticular Dermis		$C_{10}=60.9$ kPa $C_{01}= 1412$ kPa 6 mm apertura	MR	Antebrazo	200 mbar $\varnothing=6$ mm 350 mbar $\varnothing=2$ mm 350 mbar $\varnothing=1$ mm 22 °C 50% RH
				$C_{10}= 24.2$ kPa $C_{01}= 4.11$ kPa 2 mm apertura			
				$C_{10}= 21.7$ kPa $C_{01}= 0.5$ kPa 1 mm apertura			
				$C_{10}=0.11$ kPa			
		Epidermis- Dermis Papilar Dermis Reticular	$C_{10}=0.16$ MPa				

CAPÍTULO I

	Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones
	Flynn et al (115)	Completa	$\mu=2.6$ kPa $\alpha=35.883$	Og	Antebrazo (Muñeca)	Microrobot, desplazamiento $\delta= 1.5$ mm
			$\mu=39.8$ kPa $\alpha=33.452$		Antebrazo (Codo)	
			$\mu=9.6$ kPa $\alpha=35.993$		Brazo Anterior	
	Flynn et al (84)	Completa	$\mu=6.568$ kPa $\alpha=25.152$	Og	Antebrazo	Microrobot, desplazamiento, $\delta= 1.6$ mm
			$\mu_1=20.764$ kPa $\mu_2=0.695$ kPa $\alpha_1=1.223$ $\alpha_2=41.672$	Og N=2		
			$\mu_1= 27.039$ kPa $\mu_2= 2.769$ kPa $\alpha_1= 3.786$ $\alpha_2= 39.378$	Og N=2	Brazo Posterior	
Manan et al (116,117)	Completa	$\mu=10$ Pa $\alpha=110$	Og	Antebrazo	Captura de movimiento, $\delta= 21$ mm	
Mahmud et al (118)	Completa	*	Og	Antebrazo	Captura de movimiento, $\delta= 11.7 \pm 1.6$ mm	
<b>In Vitro</b>	Lapeer et al (50,120)	Epidermis - Dermis	*	PG, PR Og	Abdomen	Uniaxial y Planar, $V= 1$ mm/s $\epsilon=0.4$
<b>Simulaciones</b>	Flynn & McCormack (123)	Stratum Corneum	$C_{10} = 160$ MPa $D= 0.00025$ MPa 30 % RH $C_{10} = 40$ 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	NH	-	-

	Investigadores	Capa	Propiedades	Modelo	Zona	Condiciones
Simulaciones	Kuhlmann et al (37)	Completa	C <sub>10</sub> =0.31 MPa C <sub>01</sub> =0.30 MPa C <sub>11</sub> =2.25 MPa C <sub>20</sub> =0.50 MPa C <sub>02</sub> =0.60 MPa	PG N=2	Pecho	F

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

- información no proporcionada

\* Curvas experimentales, - información no proporcionada

Tabla No. 1 propiedades mecánicas de piel humana [21]

### 2.3.3. Topografía, según propiedades y experimentación

La piel, según la disposición celular y sus componentes, genera una topografía irregular, cambiante según los niveles de hidratación, las arrugas generadas por la edad y las condiciones externas antes mencionadas, entre otras.

En caracterizaciones realizadas sobre la piel con un microscopio de fuerza atómica (*Atomic Force Microscope*) *easyScan 2 controller electronics* cuyas características aparecen en la tabla No 2; mediante pruebas *ex vivo* realizadas con muestras de piel obtenidas del dedo índice de la autora, para el presente trabajo, y se obtuvieron superficies tridimensionales, haciendo uso del software del equipo, se obtuvieron diferentes perfiles en 2D generados por el programa a través de las capturas de las superficies, y se hicieron selecciones aleatorias de éstos, para establecer patrones geométricos definidos (rectangular triangular y sinusoidal) como se aprecia en las figuras No 9 10 y 11.

The easyScan 2 Controller electronics	
Controller size / weight:	470×120×80 mm / 2.4 kg
Power supply:	90–240 V AC, 50/60 Hz, 100 W
Computer interface:	USB 2.0 (Appr. controller serial number 23-06-030 and higher)
Integrated USB hub:	2 Ports (100 mA max)
Scan generator:	16 bit D/A converter for all axes
Scan drive signals:	±10 V, no high voltage
Scan speed:	Up to 60 ms/line at 128 data points/line
Measurement channels:	16 bit A/D converters, up to five signals depending on mode.
Scan area and data points:	Individual width/height, up to 2048×2048
Scan image rotation:	0–360°
Sample tilt compensation:	Hardware X/Y-slope compensation
Spectroscopy modes:	Single point measurement or multiple measurements along a vector
Spectroscopy data points:	Up to 2048
Spectroscopy averaging:	Up to 1024 times

Tabla No 2 Características del AFM easyScan 2

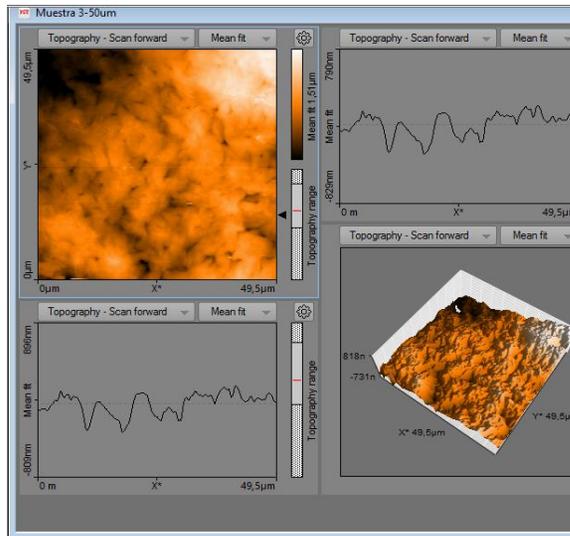


Figura No. 9: patrón rectangular.

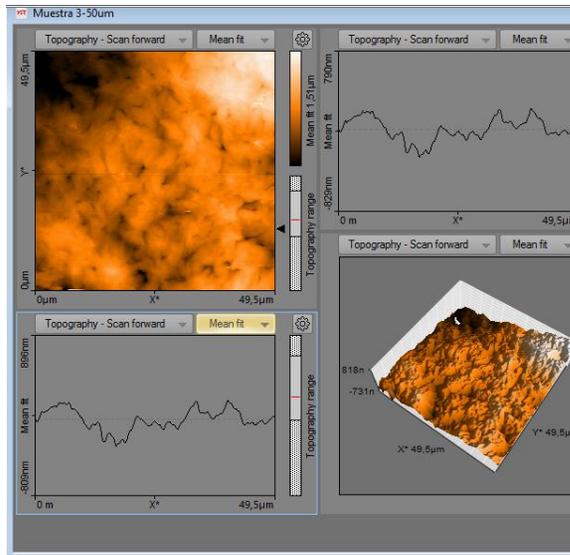


Figura No. 10: Patrón triangular.

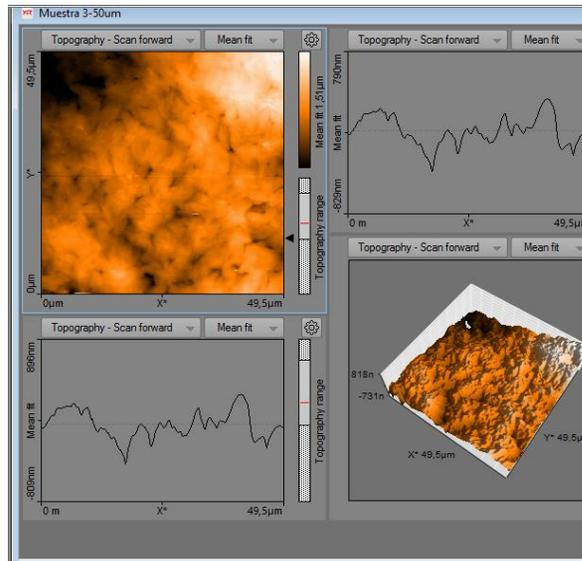


Figura No. 11: Patrón sinusoidal.

## 2.4. El polipropileno

El polipropileno es un material polimérico, constituido por cadenas de propileno, su estructura le proporciona unas características que permiten que éste sea manipulado mediante diferentes técnicas, maquinado, extruido, inyectado, soplado o termoformado, esta última es la utilizada para la fabricación de los *sockets* para las prótesis de amputados transfemorales [22].

### 2.4.1. Manipulación y propiedades

El termoformado, al requerir de alteraciones considerables en la temperatura del material, cambia o flexibiliza las cadenas de su estructura para poder modificarlo y lograr la forma deseada. Al perder temperatura, el polipropileno se rigidiza y se reordena en su estructura, esto, tiene implicaciones como la formación de superficies rugosas [39] [40] en su topografía.

La tabla No 3 presenta las propiedades físicas y mecánicas del polipropileno de acuerdo a pruebas tales como tracción, compresión y dureza. [23]

Densidad	800 – 900 Kg/m <sup>3</sup>
Ecuación constitutiva	Lineal
Módulo de elasticidad	E=1500 (MPa)
Coefficiente de Poisson	$\nu = 0,3$

Tabla No. 3: Propiedades del Polipropileno.

### 2.5. Tribología

La tribología, estudia la interacción entre superficies que se encuentran en movimiento relativo, y sus pilares fundamentales son, la fricción que se presenta, el desgaste generado y la lubricación necesaria para evitarlo.

#### 2.5.1. Consideraciones

De la superficie de los materiales dependen muchas de sus propiedades mecánicas, y de la interacción de esta con el medio ambiente, se desprenden sus comportamientos frente a fenómenos como el desgaste, la fricción, la adhesión, etc. Un ejemplo es el caso de la piel, donde el *stratum corneum* y la exposición a la humedad genera cambios en las medidas del coeficiente de fricción generado frente a otra superficie.

La tribología estudia la fricción, el desgaste y la lubricación. Su propósito está enfocado en la reducción de los problemas asociados con la interacción de las superficies, para ello, es fundamental el conocimiento de las propiedades mecánicas de los materiales en estudio y su topografía.

De los tres fenómenos estudiados en un sistema tribológico, solo la fricción recibe atención en el presente estudio, para obtener comparaciones del coeficiente de fricción observado en simulaciones computacionales y mediciones realizadas con un tribómetro tipo *Pin on Disc*.

##### 2.5.1.1. Fricción

Estudia el contacto de las superficies en movimiento relativo. Existen dos tipos de coeficientes de fricción: El dinámico y el estático.

El estático se refiere a la situación en la que el contacto se presenta sin deslizamiento entre las superficies y se procura vencer la fuerza que se opone al movimiento, por tanto, es mayor al coeficiente de fricción dinámico, pues en éste, la fuerza de oposición inicial se ha vencido y se presenta movimiento relativo o deslizamiento entre las superficies. La fricción depende de la lubricación de los cuerpos, esta última tiene como objeto disminuir el coeficiente de fricción.

En el caso de la piel, particularmente la humectación y los líquidos de hidratación aumentan el coeficiente fricción, este incremento tiene responsabilidad en la generación de úlceras en el muñón por la sudoración cuando se usa el *socket*. [16] [24] [36] [37] [38].

En la piel, las condiciones como el sexo, o la raza no son relevantes en pruebas de medición del coeficiente de fricción. Caso contrario se presenta con condiciones como la edad, las condiciones de hidratación y la parte del cuerpo considerada.

Debido al componente viscoelástico de la piel, la fricción depende del área de contacto, la carga impuesta y el módulo de elasticidad. [16] [41]

### 2.5.1.2. Rugosidad

La rugosidad muestra las irregularidades presentes en una superficie real, permite conocer parámetros que influyen en la fricción de los cuerpos.

En la actualidad se adelantan estudios en tres dimensiones que empiezan a ganar importancia, al permitir la observación de parámetros y tendencias, desde las cuales se pueden obtener perfiles que den muestra de estos mismos componentes en dos dimensiones [25]. La medición de los parámetros superficiales en 2D, muestra información dimensional de los desvíos respecto de la forma ideal de una superficie. Por ello se establecen parámetros de referencia como la línea media, que se ubica paralela a la dirección general del perfil y permite definir un campo de medición en la que las sumas de las áreas, por encima y por debajo de ella son iguales como se observa en la figura No 12.

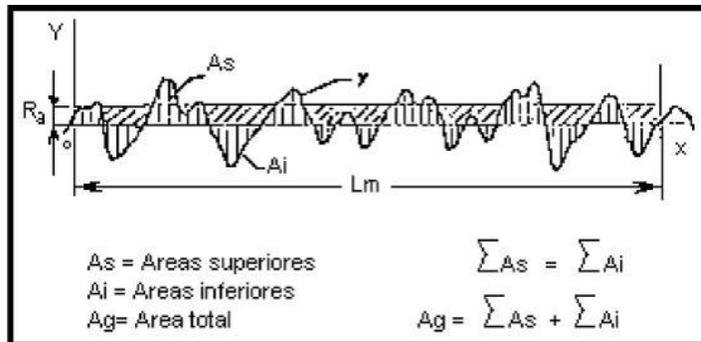


Figura No. 12: Áreas definidas a través de la línea media y área del parámetro Ra.

Las mediciones realizadas respecto de la línea media se agrupan en medidas de profundidad, medidas horizontales y medidas proporcionales [44]. En el presente estudio se estudian parámetros correspondientes a los dos primeros grupos.

- **RA Rugosidad Media Aritmética:** Medida de profundidad que determina el valor promedio aritmético en valor absoluto, de la

altura de los perfiles, a lo largo de la línea media, puede expresarse a través de la ecuación No 1, donde  $l$ , corresponde a la longitud medida o a través de la ecuación No 2 que es un cálculo hecho por aproximación, donde  $n$  corresponde al número de ordenadas consideradas en el perfil tal como se ilustra en la figura No 13.

$$R_a = \frac{1}{l} \int_0^l |y(x)dx| \text{ Ecuación No 1}$$

$$R_a = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |y_i| \text{ Ecuación No 2}$$

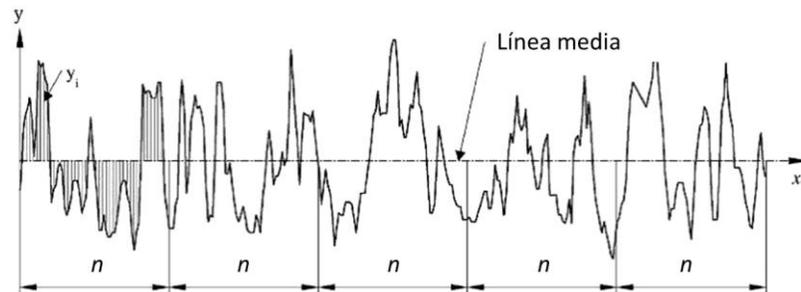


Figura No. 13: Definición del promedio aritmético de la altura  $R_a$ .

- **Rq Rugosidad media cuadrática:** Medida de profundidad definida como la raíz cuadrada de la media aritmética al cuadrado del perfil respecto a la línea media, la ecuación No 3 muestra el cálculo matemático, la ecuación No 4 es un cálculo aproximado, es la desviación estándar de la distribución de alturas del perfil, su significado estadístico es importante pues acentúa el error al elevarlo al cuadrado, la figura No 14 muestra un perfil  $R_q$ .

$$R_q = \sqrt{\frac{1}{l} \int_0^l \{y(x)\}^2 dx} \text{ Ecuación No 3}$$

$$R_a = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i^2} \text{ Ecuación No 4}$$

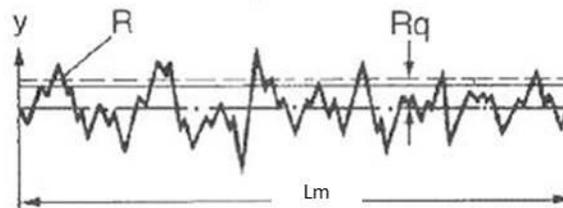


Figura No. 14:  $R_q$  de una superficie.

- **HSC (*high spot count*) o conteo de crestas emergentes:** Corresponde al grupo de medidas horizontales respecto de la línea media como se observa en la figura No 16, el HSC. Mide los picos del perfil que existen sobre la línea media o una paralela definida respecto de la línea media.

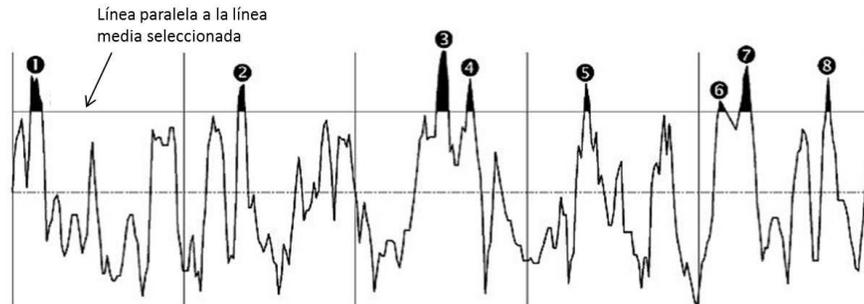


Figura No. 15: Cálculo del HSC respecto a una paralela de la línea media.

### 2.5.1.3. Mediciones

Con respecto al polipropileno se han realizado caracterizaciones de su topografía con la ayuda de un esclerómetro, sobre probetas tomadas de *sockets* fabricados en Colombia.

#### 2.5.1.3.1. Interfaz piel polipropileno

Entre los diferentes tipos de experimentos asociados al conocimiento de la fricción de la piel sobre superficies poliméricas se puede mencionar el adelantado con un *UMT II series multispecimen Biomedical Micro-Tribometer* tipo *pin on disk*, donde se simuló las condiciones de calzado de medias protésicas, que son las que van sobre el muñón antes de calzar el *socket*, observando que la fricción aumenta y con ello las molestias y las úlceras presentadas en los pacientes con el uso de medias de nylon y lana, mientras que las de algodón y seda presentan un coeficiente de rozamiento menor que brinda más comodidad y salud a la piel [26].

Se han realizado otros experimentos que involucran materiales poliméricos en contacto con la piel humana, entre ellos el polipropileno, entregando diferentes coeficientes de fricción, la tabla No 4 muestra un compendio de estos resultados, teniendo en cuenta el tipo de ensayo realizado, la zona del cuerpo sobre la cual fue practicado y la condición de la piel al momento de la prueba.

Investigadores	Material	Zona	Ensayo	$\mu$	Condición
Adams et al (9)	PP	Antebrazo	Indentación	$\mu_d=0.36\pm 0.003$	Tratada
				$\mu_d=2.84 \pm 0.06$	Húmeda
Comaish & Bottoms (181)	PE		Indentación	$\mu_s=0.45$	
				$\mu_d=0.31$	
				$\mu_s=0.31 - 1.1$	
				$\mu_s=0.34 - 0.50$	
		Palma mano		$\mu_s=0.86 - 1.4$	
		Pierna tibia		$\mu_s=0.63 - 2.3$	
			$\mu_s=0.6 - 1.24$		
Naylor (182)	PE	Pierna Tibia	Indentación	$\mu_d=0.5$	Normal
Tang et al (174)	PP	Antebrazo	Indentación	$\mu_d=0.38 - 0.53$	Limpia
Veijgen et al (115)	PE			$\mu_d=0.43 - 0.74$	
Veijgen et al (115)				$\mu_s=0.5 - 1.43$	

Tabla No. 4: Resultados de coeficientes de fricción de la piel vs polímeros [21].

#### 2.5.1.4. Aplicaciones de la tribología en biomecánica

La tribología en aplicaciones humanas ha ganado importancia, en la medida en la que la interacción de la piel humana con otros objetos como textiles, cuchillas y peines, que cuentan con superficies diferentes y que actúan en conjunto con hidratantes como las cremas, niveles de humedad y condiciones ambientales particulares, influencia en la salud comodidad y calidad de vida de las personas.

Como se ha expuesto en el presente trabajo, la piel tiene un comportamiento mecánico y tribológico particular, por ello requiere de equipos que puedan acomodarse a las diferentes consideraciones y situaciones de estudio en las que la piel se ve sometida a la fricción, tales como la humectación en cosmética, el contacto con textiles húmedos en deportes acuáticos y el uso de las prótesis de miembros inferiores, y por ello los investigadores se han interesado en disminuir el coeficiente de fricción a través de nuevas texturas, recubrimientos y mecanizados que mejoren las condiciones de la vida humana [16] [27] [28].

El uso de los tribómetros *ball on disk* y *pin on disk* se ha implementado para conocer las condiciones de la piel en procesos de rehabilitación y adaptación a los encajes protésicos, [46] [47] sin

embargo no se ha considerado un estudio de una interfaz que incluya el polipropileno, que es el material de fabricación de los *sockets*.

### 2.5.1.5. Tribología computacional

La tribología computacional juega un papel importante en el estudio de la biomecánica, debido a que permite simplificar procesos, predecir comportamientos experimentales, controlar la influencia de factores externos y de variables determinadas por el investigador, además de conocer información y comportamientos determinados [30].

## 2.6. Modelos constitutivos

Las ecuaciones constitutivas, son aquellas que se asocian a las características del material y la manera como este responde a las cargas exteriores, de este modo se establecen, las relaciones de esfuerzo vs deformación [48]. Los modelos constitutivos, al ser formulaciones matemáticas que describen el comportamiento del material en condiciones ideales, se establecen después de aplicar hipótesis que simplifican una situación real condicionada [54].

### 2.6.1. Modelos constitutivos de la piel humana

#### 2.6.1.1. Modelos lineales.

La piel es difícil de modelar debido a las capas que la componen, los elementos que estas contienen, y lo que cada uno aporta en el comportamiento global.

Por ello algunos autores como M. Geerlig L. van Breemen, han considerado que ésta se pueda simular como un material lineal [49]. En la figura No 17 se observa el comportamiento que presenta la piel al verse sometida a diferentes cargas, y la forma en que elementos contenidos en ella, como el colágeno y la matriz gelatinosa en la que se encuentra embebido, se portan frente a estos esfuerzos [27]. La figura No 18, muestra el comportamiento no lineal y elástico de la piel y el modo en que se combinan las respuestas de la elastina, las fibras de colágeno y su orientación al ser sometidas a tensión [31].

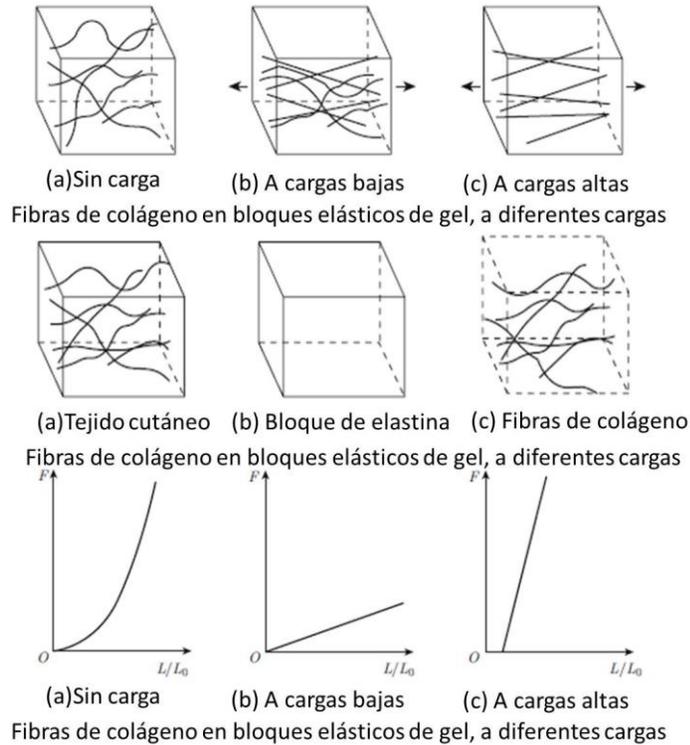


Figura No. 16: Comportamiento del colágeno y la matriz gelatinosa en la que está contenido.

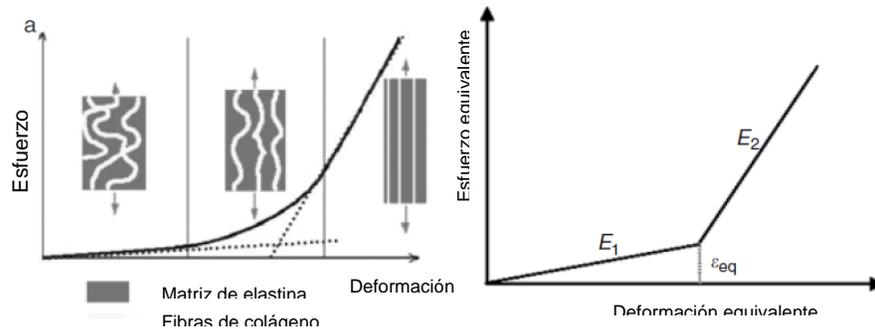


Figura No. 17: Comportamiento no lineal y elasticidad de la piel, debido a la tensión.

### 2.6.1.2. Modelos hiperelásticos

Autores como D. Tobón, M. Londoño, J. Villarraga et al., definen que la piel se comporta como un material hiperelástico, tal como se observa en la figura No 19 donde la deformación exhibe un comportamiento no lineal, incrementándose considerablemente respecto a la variación del esfuerzo [50], además, es capaz de absorber la energía impuesta por las cargas que producen deformaciones en ella, para luego devolverla en su totalidad y recuperar su forma sin sufrir alteraciones permanentes [32].

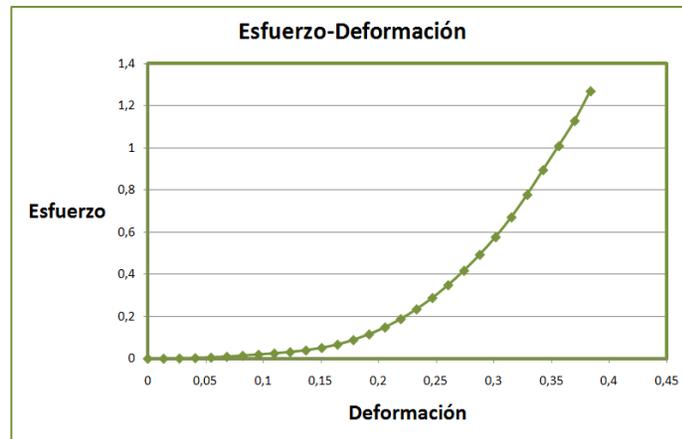


Figura No. 18: Comportamiento de un material hiperelástico

### 2.6.1.3. Modelos viscoelásticos

La viscoelasticidad, está presente en un material que exhiba características tanto viscosas como elásticas, en este punto es importante mencionar que los modelos elásticos no tienen en cuenta el tiempo para determinar el comportamiento del esfuerzo frente a la deformación, se caracterizan por que el cuerpo recupera la forma después de liberarse de la carga sin perder sus propiedades, mientras que el modelo viscoso, se basa en el tiempo en el que una carga continua se aplica, y la manera cómo evoluciona la deformación a lo largo del ciclo. [48] Varios investigadores como P. Vescovo y D. DeVore en diferentes trabajos, han concluido que la capacidad de los tejidos cutáneos de almacenar energía y devolverla sin generar deformaciones, tomando en cuenta la influencia del tiempo, puede explicarse a través de los modelos viscoelásticos, éstos describen adecuadamente el comportamiento de la piel humana, sin embargo, es un modelo muy complicado para ser usado en simulaciones.[52][53] Además es importante resaltar que el componente viscoso puede omitirse cuando la experimentación se ejecuta en un lapso corto. [51]. La figura No 20 representa un esquema de un modelo sólido lineal estándar para viscoelasticidad, donde  $E_1$ , representa la rigidez del resorte 1;  $E_2$ , la rigidez del resorte 2 y  $\eta$  representa la viscosidad del amortiguador.

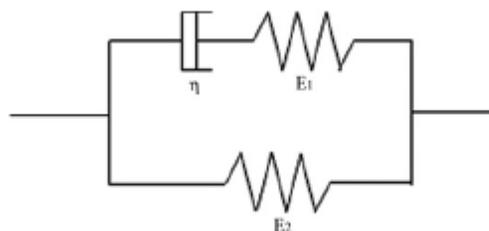


Figura No. 19: representación estándar de un sólido viscoelástico

## 2.6.2. Modelos constitutivos del polipropileno

El polipropileno se constituye como un material elástico, dado que en el presente estudio es sometido a pequeñas cargas y no sufre deformaciones importantes, se determina una relación lineal de la deformación respecto a la carga, es decir se mantiene en la primera zona de la figura No 21 [33], que ilustra la zona elástica del material, donde éste regresa a su forma inicial, sin sufrir deformaciones permanentes cuando la carga se ha retirado [55].

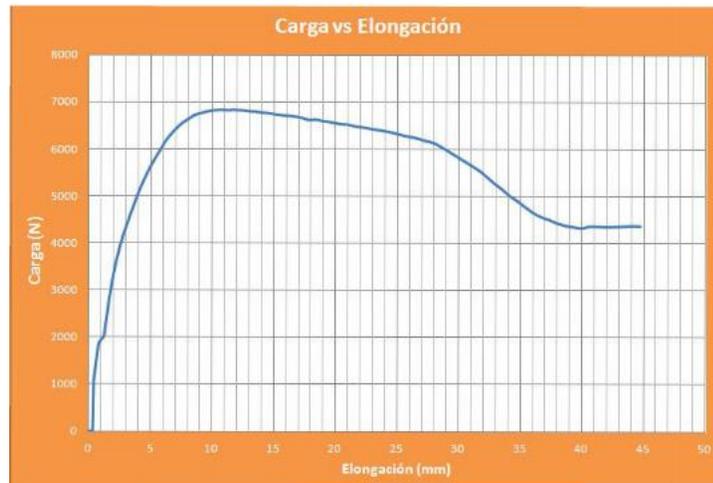


Figura No. 20: Gráfica de esfuerzo vs deformación del Polipropileno.

## CAPÍTULO II

### 1. Metodología

#### 1.1. Mediciones de probetas de polipropileno en AFM

En investigaciones previas a este estudio, se realizaron las caracterizaciones de los parámetros superficiales de 72 probetas de polipropileno, cada una de ellas de un área aproximada de 250 mm<sup>2</sup>, se tomaron 12 muestras, de 6 *sockets* fabricados en 3 diferentes empresas del país, la figuras No 21 y No 22 ilustran los *sockets* y las probetas seleccionadas, cada muestra fue analizada por el AFM *easyscan 2 controller electronics* en un área de 250 μm<sup>2</sup>, 50 μm en cada dirección la figura 22b muestra una de las probetas en el proceso de medición [8] [34].



Figura No. 21: Probetas analizadas y *sockets* de los cuales fueron tomadas

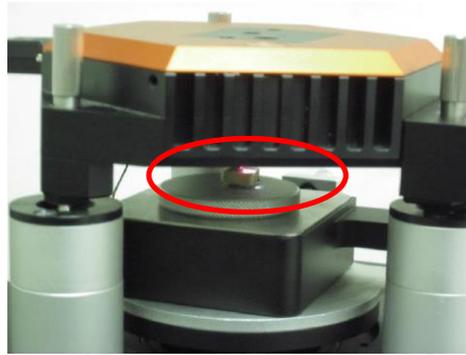


Figura No. 22: Probeta en análisis en el AFM.

Con esta información se realizaron observaciones en el programa Nanosurf para analizar de acuerdo a la información de la superficie escaneada, los patrones de comportamiento de los perfiles en 2D que constituyen la superficie y que servirán de apoyo para la selección de las geometrías seleccionadas en las simulaciones realizadas.

### 1.2. Mediciones de la piel en el AFM

Se realizaron mediciones en el AFM a temperatura y humedad ambiente de la ciudad de Medellín, sobre dos muestras, la primera tomada *in situ* del dedo índice aportada por la autora, como se observa a la derecha de la figura No 23, al lado izquierdo se observa la medición del espesor de la muestra, de un orden de  $28\mu\text{m}$ . La segunda corresponde a una impresión tomada de la superficie de la piel, específicamente del dorso del antebrazo, copiada en una solución de acetato de polivinilo tal como aparece en el lado izquierdo de la figura No 24, del lado derecho se observa el AFM utilizado para tomar las mediciones. La figura No 25 muestra el proceso de la toma de los datos en el AFM *easyscan controlled electronic*.

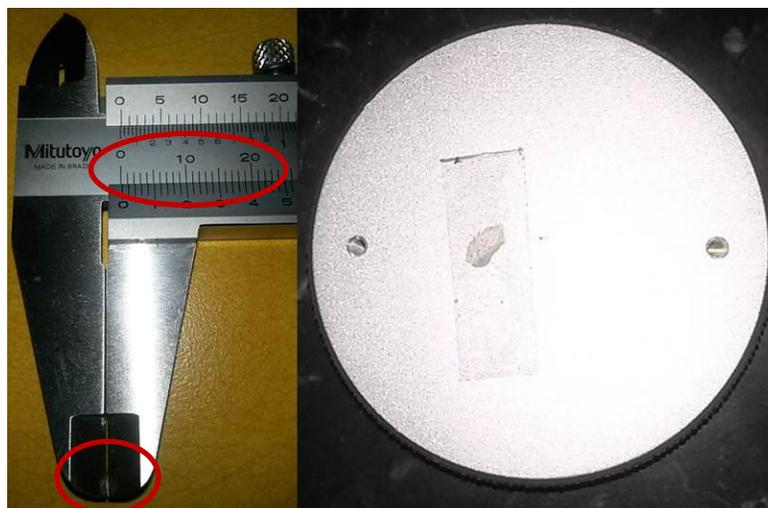


Figura No. 23 muestra de piel del dedo índice.



Figura No. 24 muestra de impresión poli vinílica de la piel.

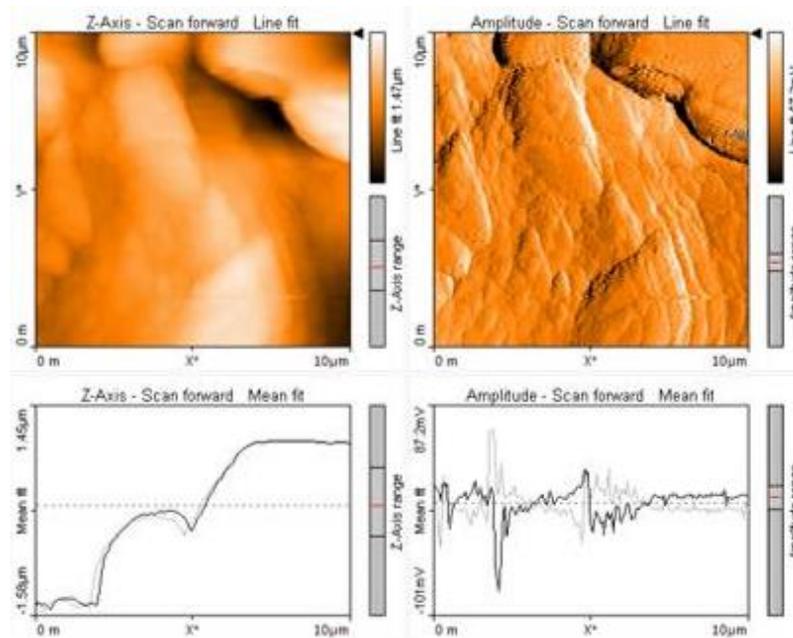


Figura No. 25: proceso de medición de piel en el AFM Nanosurf Easyscan II

### 1.3. Mediciones de probetas de polipropileno en rugosímetro

En estudios previos al presente trabajo, se obtuvieron haciendo uso de un rugosímetro, los parámetros de rugosidad promedio Ra, Rq y Rm de los recubrimientos para indentadores hechos de polipropileno, como aparecen en la figura No 26, éstos fueron fabricados para realizar pruebas sobre un esclerómetro, que realiza mediciones del indentador que entra en contacto sobre la sobre la piel, como se observa en la figura No 27, de este modo se obtienen valores de coeficientes de fricción entre la piel y el polipropileno [8].



Figura No. 26 Probetas de los perfiles indentadores e indentador recubierto.



Figura No. 27 montaje de prueba en esclerómetro

#### 1.4. Interfaz polipropileno-piel

El ensayo tribológico realizado en el presente trabajo, consideró el tribómetro tipo *pin on disc* como el ideal para lograr los objetivos propuestos, enfocados en la medición del coeficiente de fricción, sin tener en cuenta ningún componente lubricante, este tipo de tribómetro permitió adaptar los elementos que constituyeron el par tribológico, la piel que estuvo en el porta-muestras y los recubrimientos de los indentadores de

polipropileno que se instalaron como contra-cuerpo en el equipo como se observa en la figura No 27, también puede observarse el montaje realizado y la prueba durante su ejecución, además las prestaciones de éste, el hecho de poder controlar la velocidad y las cargas, y poder medir el coeficiente de fricción en tiempo real a lo largo de la prueba [45].

Se usó, el tribómetro de tipo *pin on disc* ubicado en las instalaciones del grupo CIDEMAT de la Universidad de Antioquia, las pruebas se realizaron en dos días. Las condiciones de trabajo presentes durante las pruebas se observan en la tabla No 5.

Prueba	Día 1				
Humedad promedio	66,40	66,69	66,46	66,32	66,35
Temperatura promedio	17,63	18,05	17,72	17,46	17,84
Velocidad del disco (rpm)	30				
Carga aplicada en gramos	300	500	1000	1500	2000
Carga aplicada en Newtons	3	5	10	15	20
Duración de la prueba en minutos	5				
Radio de la huella en mm	2 mm				
Prueba	Día 2				
Humedad promedio	64,28	64,32	63,87	63,37	63,08
Temperatura promedio	16,96	16,75	17,10	16,86	16,93
Velocidad del disco (rpm)	30				
Carga aplicada en gramos	300	500	1000	1500	2000
Carga aplicada en Newtons	3	5	10	15	20
Duración de la prueba en minutos	5				
Radio de la huella en mm	2 mm				

Tabla No 5: condiciones experimentales en el tribómetro.

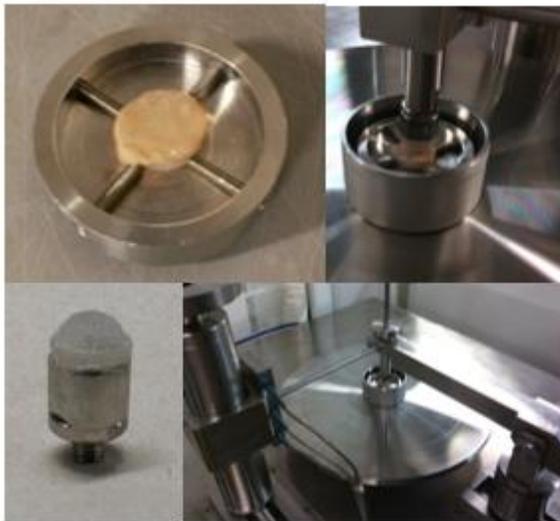


Figura No. 28: Experimentos con muestras de piel humana mediante el uso de tribómetro usando un contra-cuerpo de polipropileno.

Las muestras de piel que se usaron para estos experimentos fueron donadas por la Dra. Luz Marina Restrepo del Grupo de Ingeniería de Tejidos de la Universidad de Antioquia. Éstas fueron almacenadas en enfriadores y estuvieron inmersas en solución salina, para conservar sus propiedades hasta el momento en que se ubicaran en el porta-muestras del tribómetro.

La figura 29a muestra los resultados de los coeficientes de fricción, obtenidos durante las pruebas del día 1, para las cargas de 10 y 15N se observa una misma tendencia, el primer tercio inicia constante con valores del orden de  $\mu=0,02$  y se incrementa en los dos últimos tercios. Mientras que las cargas de 5 y 20N a lo largo de toda la prueba se mantienen constantes en valores muy cercanos a cero, la menor carga, correspondiente a 3N se comporta uniformemente entre  $\mu= 0,05$  y 0,15

La figura 29b muestra los resultados de los coeficientes de fricción, obtenidos durante las pruebas del día 2, al igual que el día 1 las cargas de 3 y 5N se comportan constantes a 3N los valores del coeficiente de fricción oscilan entre  $\mu= 0.05$  y 0.1, mientras que a 5N continua la tendencia con valores cercanos a cero, este mismo comportamiento se aprecia para las cargas de 10 y 15N, finalmente la carga de 20N presenta una línea constante con valores cercanos a  $\mu= 0.03$  durante el transcurso de la prueba.

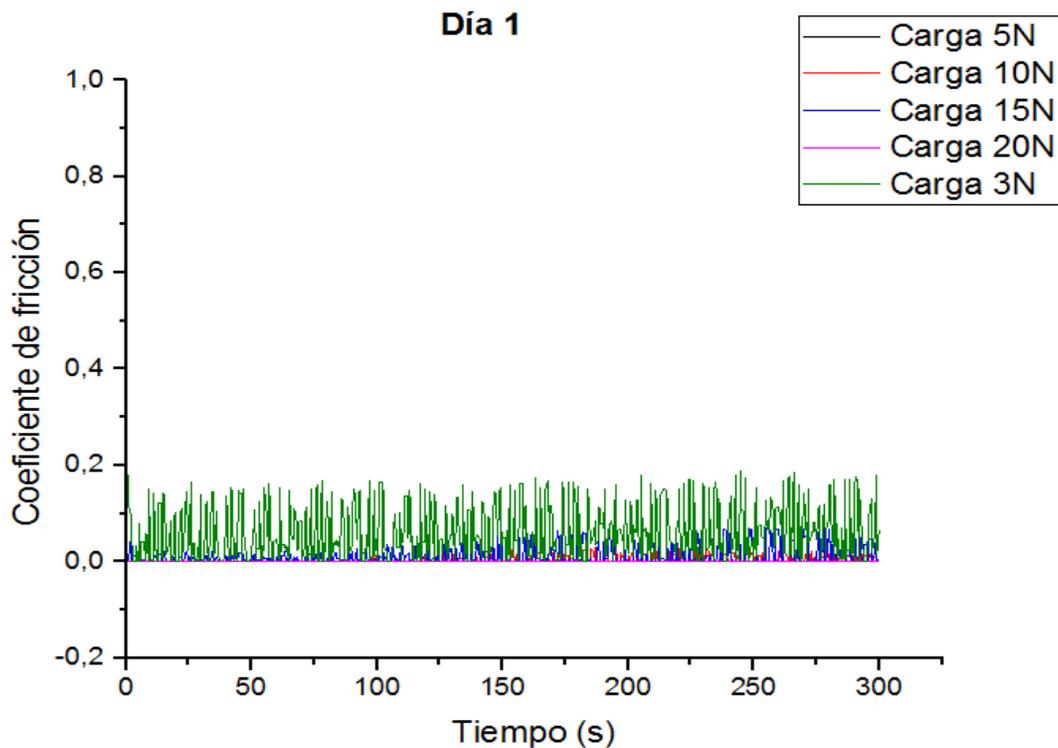


Figura No. 29a: coeficientes de fricción

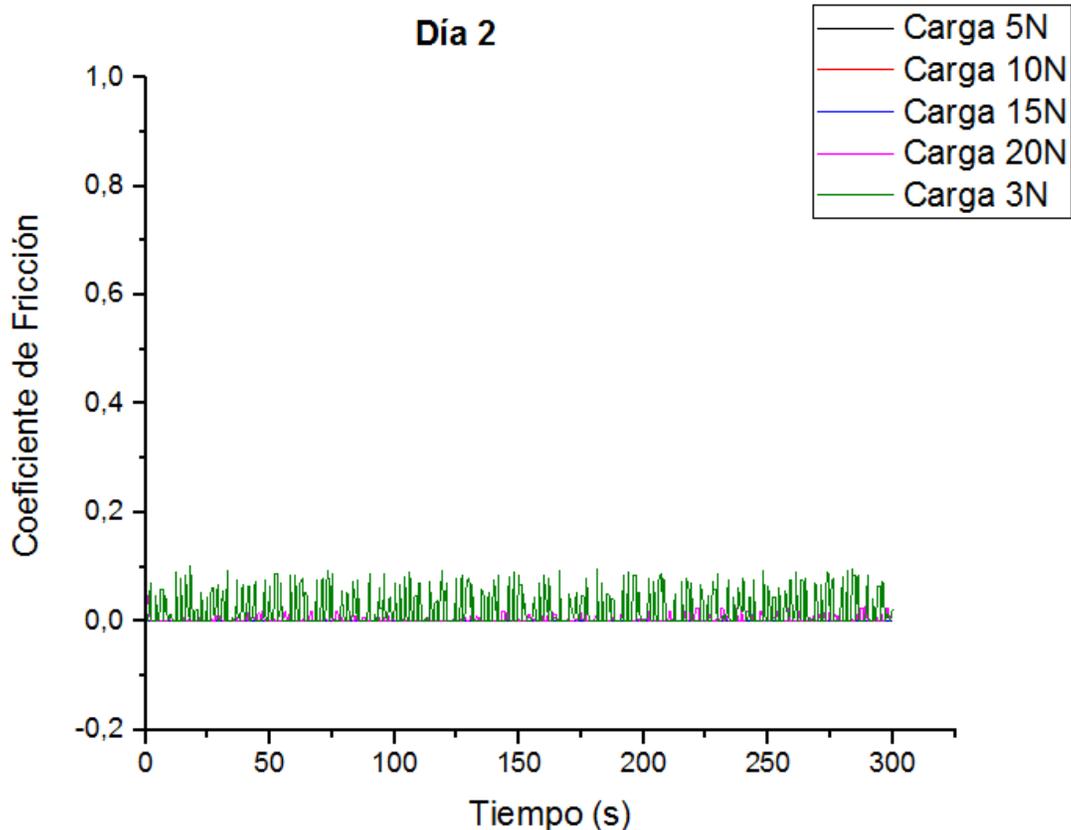


Figura No. 29b: coeficientes de fricción

Los valores de los coeficientes de fricción en ambos días se mantienen entre  $\mu = 0$  y 0.2. Es relevante anotar que los decrecimientos de los valores de los coeficientes en las pruebas del día 2, sin ser significativos, pueden ser causados por el incremento del porcentaje de humedad tal como se registró en la tabla No 5.

## 1.5. Selección de datos para las simulaciones

### 1.5.1. Selección de modelos numéricos

A partir de la búsqueda y análisis en la literatura existente sobre fricción, tribología, simulaciones numéricas, propiedades mecánicas de la piel y el polipropileno, entre otras, se definieron los modelos constitutivos a evaluar para seleccionar el que mejor se ajusta a la simulación numérica de la interfaz piel – polipropileno. La selección de los modelos hiperelásticos como los idóneos para representar las condiciones de la piel, se establecen en la capacidad de los tejidos de absorber la energía de deformación introducida por esfuerzos como la compresión o la tensión y devolverla en su totalidad, sin tomar en cuenta el tiempo en las aplicaciones y

liberaciones de la carga. Así, se determinaron tres modelos hiperelásticos a ser usados en este trabajo.

**Polinomial general.**

$$W^{INC} = \left( \sum_{i+j=1}^N c_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j \right) - \frac{1}{2} p(I_3 - 1)$$

Cuando N=1 se da el caso especial de Mooney-Rivlin

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

Donde W hace referencia a la energía disipada y donde los valores de  $c_{ij}$ , son constantes obtenidas experimentalmente y los valores  $I_k$  se definen como invariantes

Las constantes de Hendriks para el modelo de Mooney-Rivlin. se observan en la tabla No 6 [56].

C <sub>10</sub> =6.63 KPa	C <sub>11</sub> =12.7 KPa
C <sub>10</sub> =6.52 KPa	C <sub>11</sub> =14.4 KPa
C <sub>10</sub> =15.8 KPa	C <sub>11</sub> =216 KPa

Tabla No 6: constantes de Hendriks para el modelo de Mooney-Rivlin.

**Polinomial general de grado 2 N=2**

$$W = C_{10}(I_1 - 3) - C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3)$$

Donde W hace referencia a la energía disipada y donde los valores de  $c_{ij}$ , son constantes obtenidas experimentalmente y los valores  $I_k$  se definen como invariantes

Constantes de Kuhlmann para el modelo PG N=2.

$$C_{10}=0.31 \text{ KPa}$$

**Ogden**

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

Donde  $\lambda_1$  son los esfuerzos principales.

Constantes de Manan:

$$\mu=0.010 \text{ KPa}$$

### 1.5.2. Selección de la presión a usar

De trabajos realizados anteriormente en los que se hizo un análisis de la marcha en pacientes con amputaciones transfemorales, se establecieron tres fases en el ciclo de la marcha, la postura del *socket* la acomodación o relajación del muñón en él y finalmente la carga establecida sobre el miembro cuando el paciente se pone en pie, se ha tomado una presión de 0,0356 MPa, que corresponde a la presión promedio ejercida en la interfaz *socket*-muñón en la fase de aplicación de la carga [2].

### 1.5.3. Selección de perfiles

Como se mencionó anteriormente, se obtuvieron los perfiles de rugosidad de los recubrimientos de indentadores utilizados en trabajos pasados, a través de un rugosímetro, de éstos perfiles se hicieron observaciones de tendencias de comportamiento geométrico. En la parte superior de la figura 21, se observan los 6 *sockets*, en los que aparecen marcadas 12 zonas de interés, de donde se extrajeron las probetas evaluadas.

Se observaron tres tipos de perfiles en las probetas de polipropileno: triangulares, rectangulares y sinusoidales. La selección de perfiles geométricos con patronos definidos PGPD, el propósito de esto es poder incluir asperezas en la superficie, con perfiles controlados dentro del modelo, y de este modo establecer si su influencia es relevante para hacer recomendaciones de mecanizados superficiales sobre el polipropileno [35].

Se escogieron tres muestras del *socket* seleccionado, en las figuras No 30, 31 y 32, se presentan los perfiles de rugosidad de cada muestra y los valores de los parámetros Ra y Rq de cada uno de ellos.

De la zona 2 se determina la selección de la forma triangular:

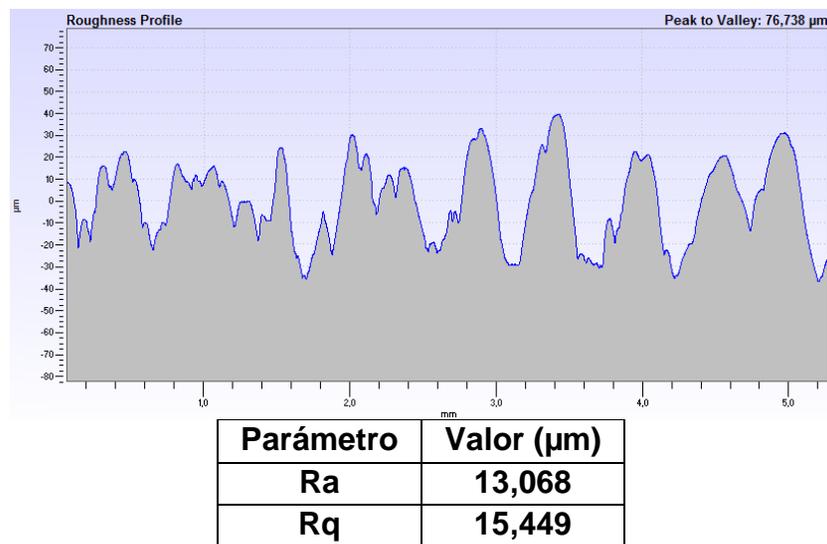


Figura No. 30: perfil de rugosidad de la muestra de la zona 2.

De la zona 3 se determina la selección de la forma rectangular:

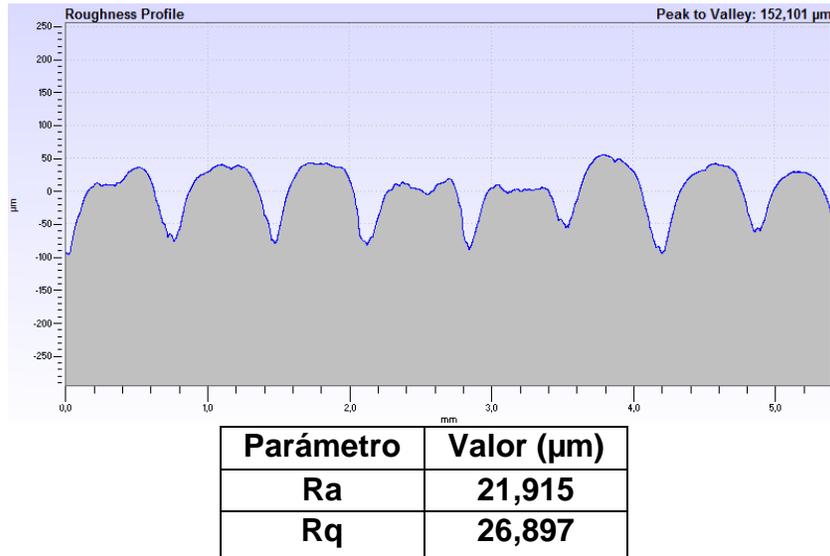


Figura No. 31: perfil de rugosidad de la muestra de la zona 3.

De la zona 5 se determina la selección de la forma sinusoidal

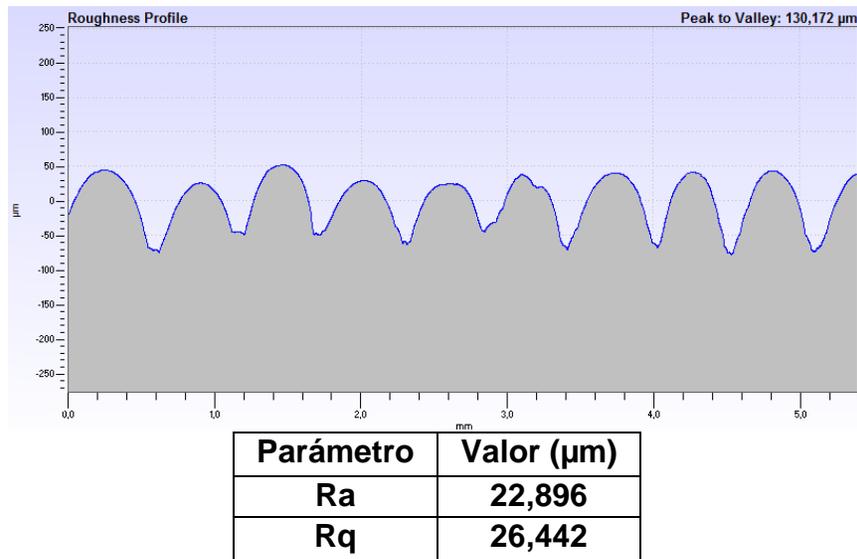


Figura No. 32: perfil de rugosidad de la muestra de la zona 5.

### 1.6. Simulaciones computacionales

En el proceso se adelantaron dos tipos de simulaciones, cada uno con características particulares que serán descritas en el siguiente numeral, sin embargo estas tienen en común aspectos computacionales seleccionados que se describirán a continuación.

Las simulaciones se realizaron en el programa ABAQUS 6.12, importando los ensambles de piel y polipropileno desde el programa SolidWorks 2010, como se observa en la figura No 33

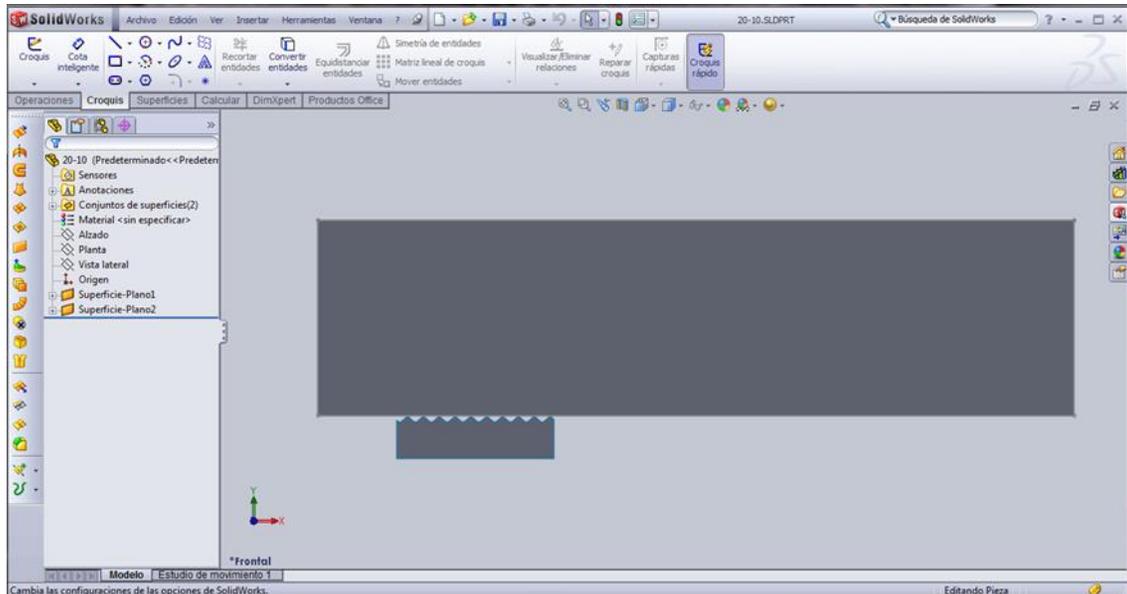


Figura No. 33: Ensamble piel-polipropileno en SolidWorks 2012.

Al programa ABAQUS 6.12 se importó el ensamble como 2D *planar deformable*, pues el presente estudio, no busca conocer desplazamientos en 3D y este tipo de ensamble no genera deformaciones en el eje Z. Se seleccionó un modelo explícito que se fundamenta en la necesidad de tener un sistema de solución de ecuaciones iterativo, buscando la convergencia de los datos y no a través de un sistema matricial que demanda mayores tiempos computacionales. Desde el punto de vista energético, los modelos explícitos son conservativos y para interés del presente estudio éste factor es fundamental.

La piel y el polipropileno se establecieron como sólidos homogéneos, pues no son de interés en el presente estudio los esfuerzos coplanares, por que los cuerpos sólidos rígidos son los que se acomodan a este tipo de simulaciones.

#### 1.6.1. Simulaciones topografía real del polipropileno

Se asumió que la piel es un material hiperelástico, de acuerdo a lo expuesto en el numeral 2.6.1.2 en el presente estudio, se modeló mediante una ecuación polinomial reducida de grado 2, que se acomoda a este tipo de modelos y al polipropileno como un material elástico de acuerdo a lo mencionado en el numeral 2.6.2.

La topografía de la piel no es objeto de interés en el presente estudio y por esto se determinó que su superficie se simulara idealmente como plana, por su parte la topografía superficial del polipropileno seleccionada, corresponde al perfil de rugosidad de la muestra 3 de las pruebas de esclerometría, mencionadas en numerales previos.

Respecto a los *Steps* o pasos definidos en la simulación, se establecieron dos: el primero correspondiente a la aproximación del polipropileno hacia la piel, denominado contacto al que se le asignó un tiempo de ejecución de 11 segundos y el segundo *step* desplazamiento, que describe el tiempo en el que la probeta de polipropileno se desplaza sobre la piel y al que le fue asignado un tiempo de ejecución de 20 segundos.

Se establecieron cuatro condiciones de borde:

- **Encastre:** se impuso esta condición en el perfil superior de la piel, para restringir los 6 grados de libertad.
- **Simetría izquierda y simetría derecha:** impide que la piel se desplace en el eje x, en ambos extremos.
- **Contacto:** se estableció sobre toda la superficie de la probeta de polipropileno imponiendo un desplazamiento tipo *Displacement/Rotation* que restringe la rotación de la superficie, en el eje Y de  $0,85 \mu\text{m}$ .
- **Desplazamiento:** se estableció sobre toda la superficie de la probeta de polipropileno y se le impuso un desplazamiento tipo *Displacement/Rotation* en el eje X de  $2 \mu\text{m}$ . Ésta condición se estableció con una amplitud tipo tabular.

La malla para el polipropileno tiene un tamaño global de 0.08 con una curvatura de control de 0.02 es tipo cuadriláteros bilineales para tensión plana de 4 nodos e integración reducida en adelante tipo CPS4R.

Para la piel tiene un tamaño global de 0.02 y una curvatura de control definida por defecto, también tipo CPS4R. Se describen las condiciones del bias establecido, en la figura No. 34.

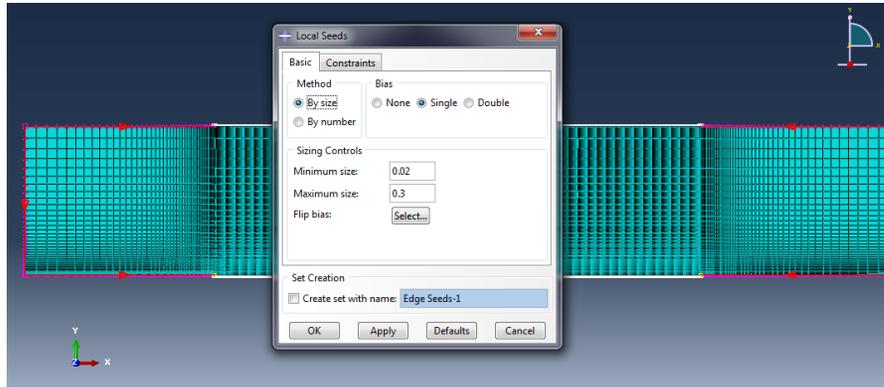


Figura No. 34: mallado de la piel.

Tamaño del ensamble

Número de nodos 642629

Número de elementos 632189

### 1.6.2. Simulaciones con condiciones definidas

La piel es modelada bajo las condiciones de un material hiperelástico, donde se considera la capacidad de deformación de ésta por la carga a la que le sometió el polipropileno reversible, dado que puede almacenar toda la energía que genera dicha deformación y devolverla en su totalidad, la duración de la prueba está dada en un lapso en el que las características viscoelásticas de la piel pueden ser despreciadas. Por ello tres modelos constitutivos fueron seleccionadas para la realización de las simulaciones, la polinomial reducida de grado 2 establecida por Kulhman, el modelo de Mooney-Rivling establecido por Hendriks y el modelo de Ogden establecido por Mannan. Las constantes correspondientes a cada modelo se tomaron de la tabla No 1 [21]. Del mismo modo que en las simulaciones realizadas en el numeral anterior, el polipropileno se simuló como un material elástico, pues las deformaciones a las que fue sometido, no representaron deformaciones considerables ni permanentes.

Respecto a las condiciones topográficas consideradas para el polipropileno, se tuvieron en cuenta los 3 PGPD definidos para el presente trabajo, sinusoidal, triangular y rectangular, además los perfiles consideraron factores de Ra con valores de 10, 15, 20, 25 y 3,0 finalmente se consideró en el establecimiento del perfil valores de 5, 10 y 20 para el factor HSC. La piel se asumió lisa.

Se consideraron tres *steps* o pasos definidos en la simulación: el contacto, que se realiza en un tiempo de 0,2 segundos en los que se describe la aproximación de la probeta de polipropileno hasta entrar en contacto con la piel, la presión, que describe la carga que la probeta ejerce sobre la piel, a esta se le asignó un tiempo de 1,4 segundos y el desplazamiento, al que se

le asignó un tiempo de 7.5 segundos, y que describe el desplazamientos de la probeta de polipropileno sobre la piel.

### Interacción

Se estableció una interacción tipo “*Surface-to-Surface contact (explicit)*” en el *step* contacto debido a que el ensamble utilizado fue 2D, además se definieron unas propiedades de interacción tipo contacto, con condiciones mecánicas que establecen un comportamiento tangencial “*frictionless*” pues no interesa incluir fricciones computacionales ya que lo que se requiere es medir la fricción generada, y un comportamiento normal “*hard contact*” donde se asegure que las superficies no se rompan por el contacto si no que se deformen.

Las condiciones de borde establecidas fueron:

- **Encastre:** Se impidió la rotación y el desplazamiento de la piel en los tres ejes, imponiendo esta condición en el perfil superior de la piel como se observa en la figura No 35.

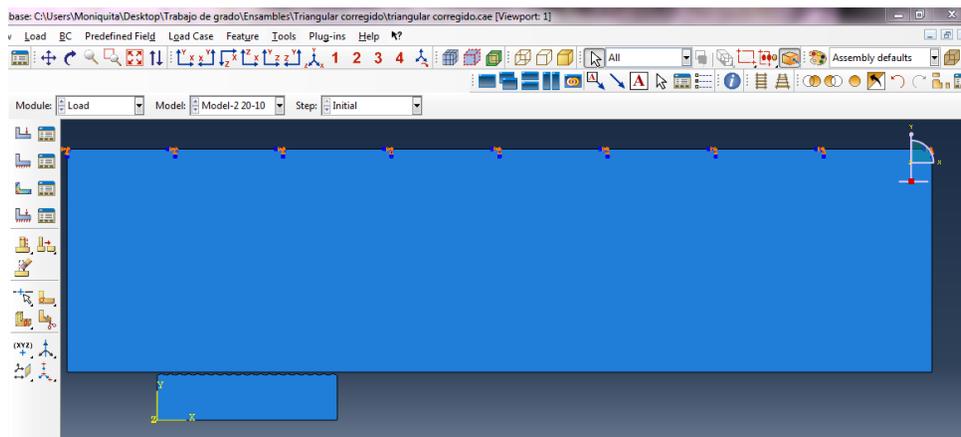


Figura No. 35: condición de borde de encastre.

- **Simetría izquierda y simetría derecha:** Impiden que la piel se desplace en el eje x, en ambos extremos, para poder observar el comportamiento del tejido frente al esfuerzo de compresión al que ha sido sometido.
- **Contacto:** se estableció sobre toda la superficie de la probeta de polipropileno en desplazamiento, imponiendo un desplazamiento tipo *Displacement/Rotation*, (que impide la rotación de la probeta) en el eje Y de  $0.1 \mu\text{m}$ . Éste desplazamiento se da con un movimiento establecido por una amplitud tabular tipo *smooth*, este tipo de amplitud garantiza que se introduzca la energía de deformación de manera paulatina.

- **Desplazamiento:** se estableció sobre toda la superficie de la probeta de polipropileno a la que se le impuso un desplazamiento tipo *Displacement/Rotation* en el eje X de 7,5  $\mu\text{m}$ . Ésta condición se establece con una amplitud tipo tabular, debido a que ya la superficie ha sido deformada.
- **Velocidad cero:** también se estableció en la superficie del polipropileno, esta impide el movimiento en el eje X con una restricción tipo *Velocity/Angular Velocity* definiendo una velocidad sobre el eje X igual a 0. Para evitar con esto que la probeta se desplace sobre este eje en la fase de contacto, en la que sólo se desea movimientos presentes en el eje Y.

La figura No 36 ilustra las 4 últimas condiciones de borde y el *step* en el que fueron impuestas.

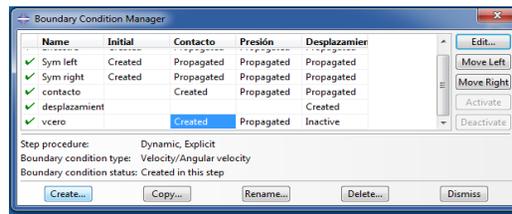


Figura No. 36: condiciones de borde.

La carga que se estableció, es de tipo presión, sobre la superficie inferior de la probeta de polipropileno, con una magnitud de 0,0356 MPa y una distribución uniforme bajo una amplitud tabular, la condiciones en las que fue establecida se observan en la figura No 37

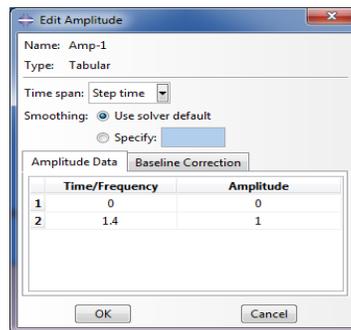


Figura No. 37: amplitud para la carga.

La malla utilizada para la piel, al igual que en la simulación de perfil real de la probeta de polipropileno fue una cuadrangular, tipo CPS4R de tamaño global de 0,01 y un bias de 0,01 a 0,3. Tanto la piel como el polipropileno se definen como explícitos y a la piel se le aplica dentro de los elementos de control una relajación de esfuerzos, con el fin de asumir la energía que no

podrá ser disipada por la restricción de movimiento a lo largo del eje X. Estas condiciones se ilustran en la figura No 38.

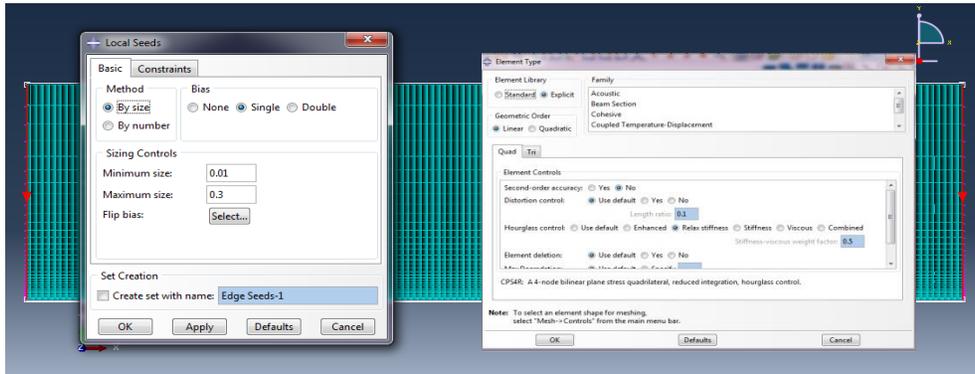


Figura No. 38 Condiciones de mallado de la piel.

La malla correspondiente al polipropileno de igual modo, es una malla cuadrangular tipo CPS4R.

## TAMAÑO DEL ENSAMBLE

Número de nodos 90218

Número de elementos 87562

**CAPÍTULO III**

1. Diseño de experimentos

El diseño experimental seleccionado, se definió teniendo en consideración que la variable respuesta fue el coeficiente de fricción, que corresponde a una variable numérica, mientras que las variables explicativas son categóricas, estas corresponden al Ra que cuenta con 5 niveles (10,15, 20, 25 y 30); el HSC que cuenta a su vez con 3 niveles (5, 10 y 20) y el PGPD, que de igual manera cuenta con 3 niveles (Rectangular, triangular y sinusoidal). Es así como se establece un diseño factorial K=3, con 3 niveles para dos factores y 5 para el otro.

Para conocer el comportamiento de los datos se realiza una primera aproximación a través de un boxplot, que se presenta en la figura No 39

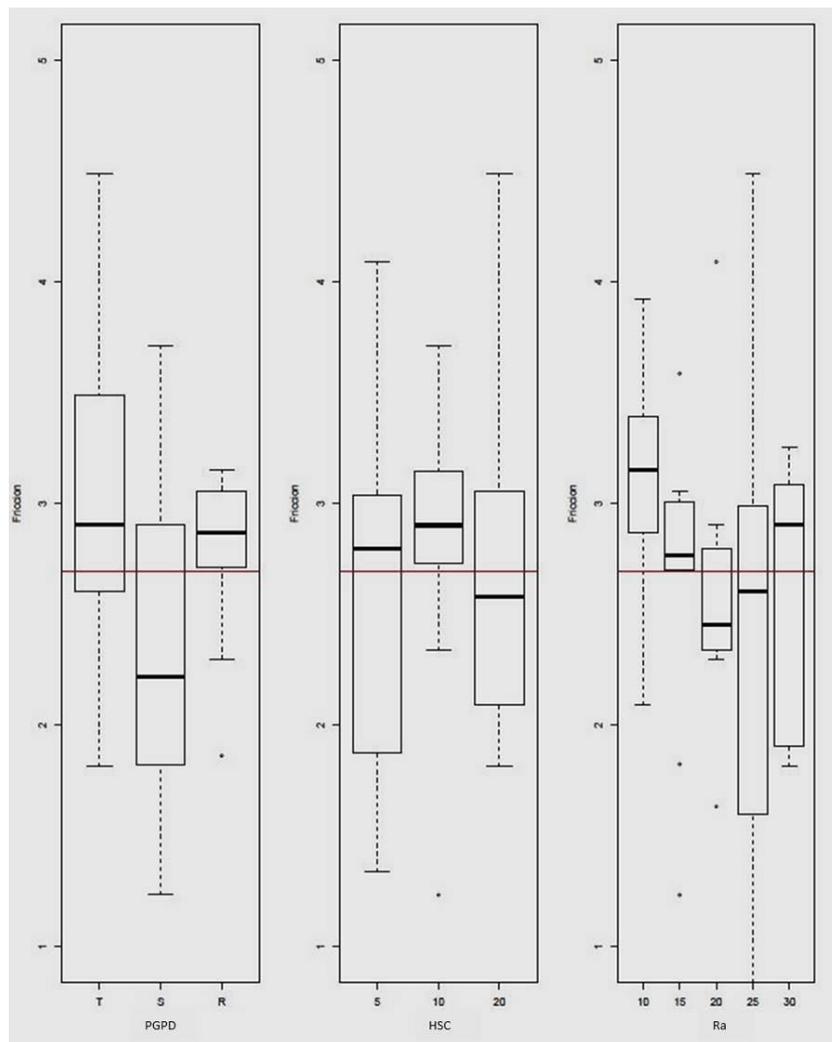


Figura No. 39: boxplot inicial.

Se observan tres cajas, la primera muestra la distribución de los datos de los tres perfiles geométricos previamente definidos PGPD (T = triangular, S = sinusoidal y r = rectangular), la segunda caja, muestra los datos correspondientes a las tres configuraciones de HSC seleccionados (5, 10, 20) y la tercera los cinco valores seleccionados para los valores de Ra (10,15, 20, 25 y 30).

Una primera inspección a través de un boxplot permitió observar una distribución desigual de las cajas, además presentan una forma alargada lo que indica una alta dispersión en los datos; esto significa que se debe evaluar la información obtenida en el experimento, con pruebas de interacción y el diseño a través de un modelo ANOVA.

Las figuras No 40, 41, 42, muestran la evaluación realizada para conocer la existencia de una interacción entre los factores sobre el coeficiente de fricción, mediante las combinaciones de los factores en nuevos boxplot.

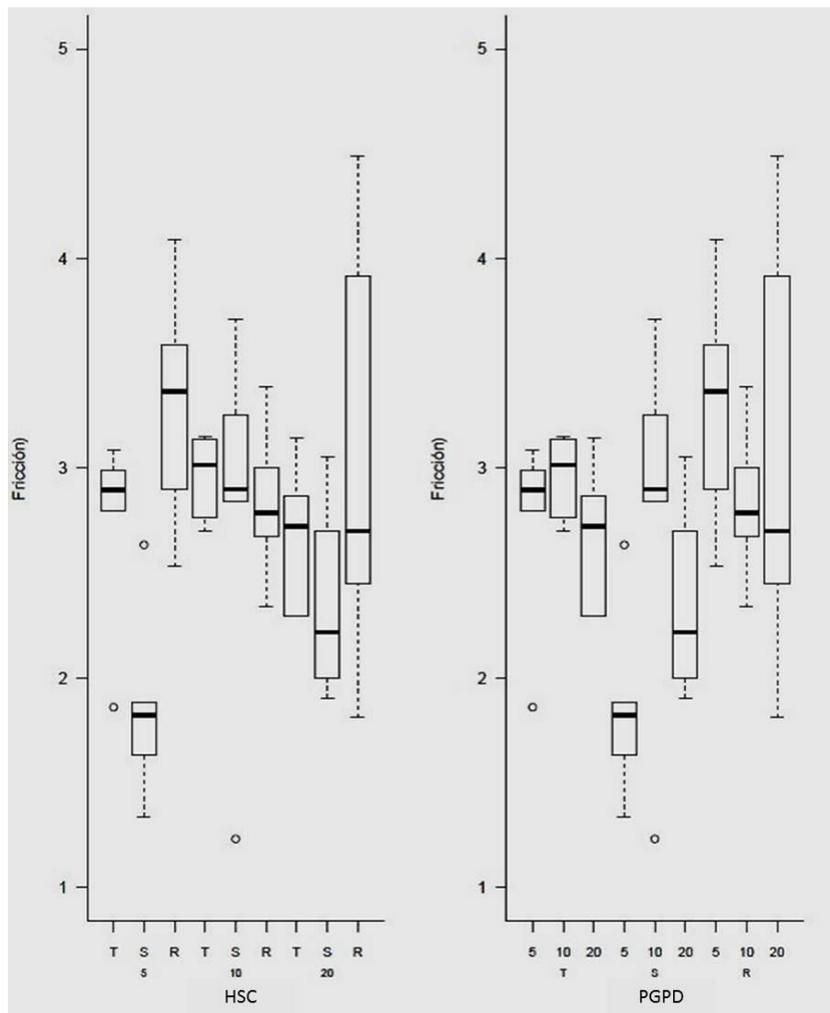


Figura No. 40: Comparación de los factores HSC y PGPD.

La forma como se encuentran dispuestas las cajas, sus respectivas medias, y su semejanza en tamaño y ubicación con respecto al par con el que se realiza la comparación, dejan ver que no parece existir interacción entre HSC y los PGPD seleccionados.

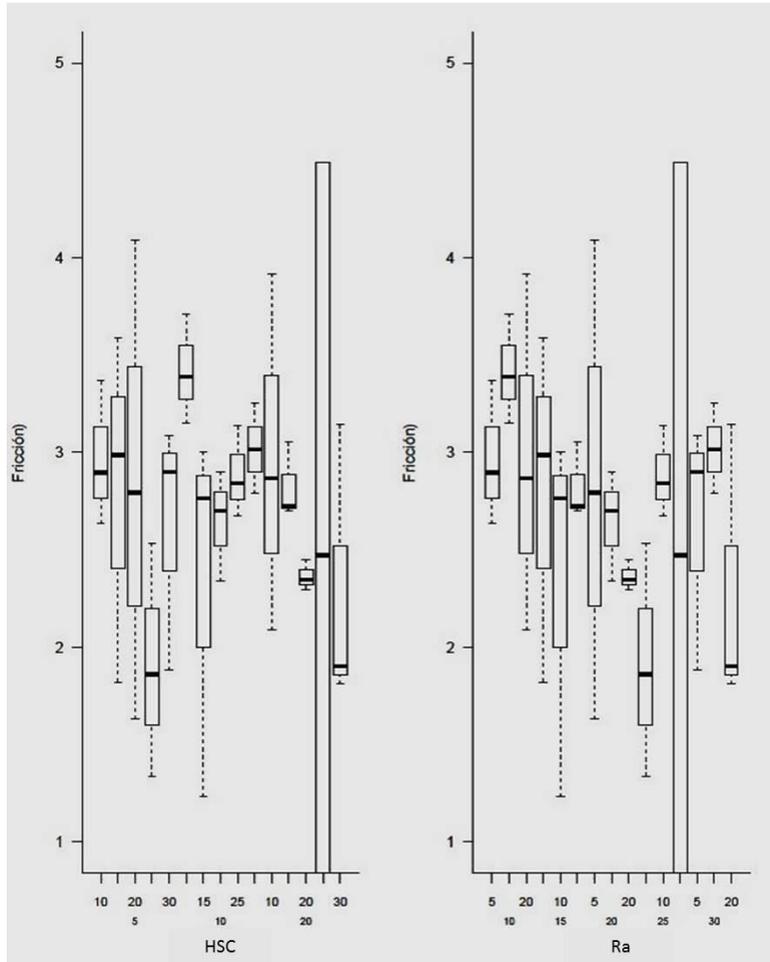


Figura No. 41: Comparación de los factores HSC y Ra.

Del mismo modo se observó al contemplar los pares correspondientes de cada lado de la gráfica, una distribución, forma, ubicación y semejanza en las cajas que permite vislumbrar que no hay interacción entre los parámetros de rugosidad HSC y Ra.

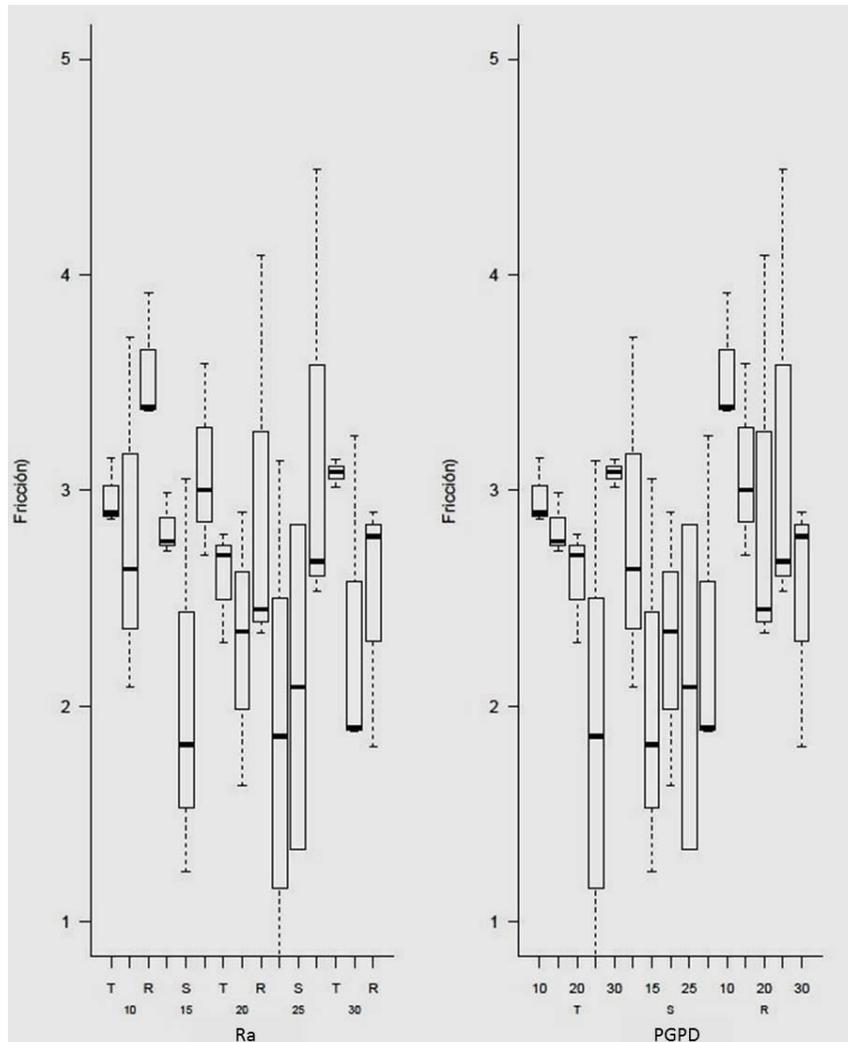


Figura No. 42: Comparación de los factores Ra y los PGPD.

Finalmente, en la última combinación de factores que se realizó, al comparar la distribución de las cajas correspondientes a Ra y a los PGPD, se encuentra que las 15 cajas tienen un par con dimensiones, ubicación y forma, equivalentes y no parece haber interacción entre los valores de Ra y los PGPD.

Se presenta en las figuras No 43,44 y 45 las combinaciones de los factores, donde se pretende visualizar por medio de una presentación de datos diferente al box plot, si hay interacción de éstos sobre la fricción.

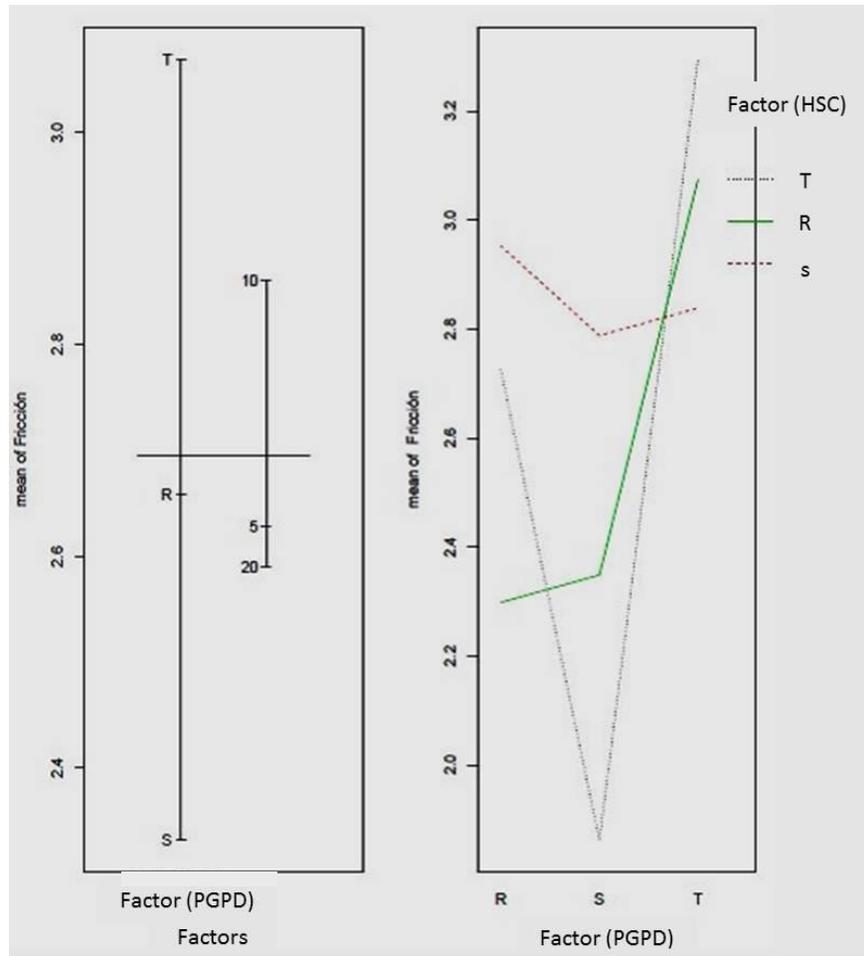


Figura No. 43: evaluación de la interacción de los PGPD con el HSC.

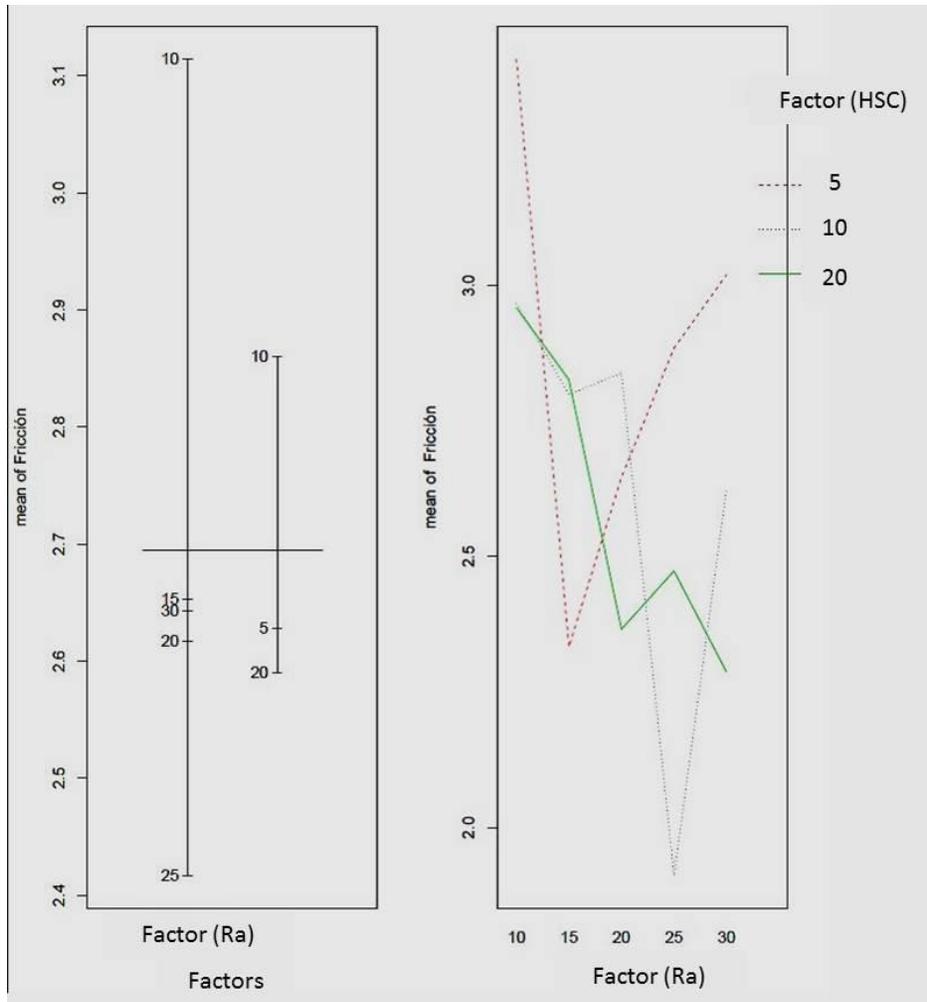


Figura No. 44: evaluación de la interacción Ra y HSC.

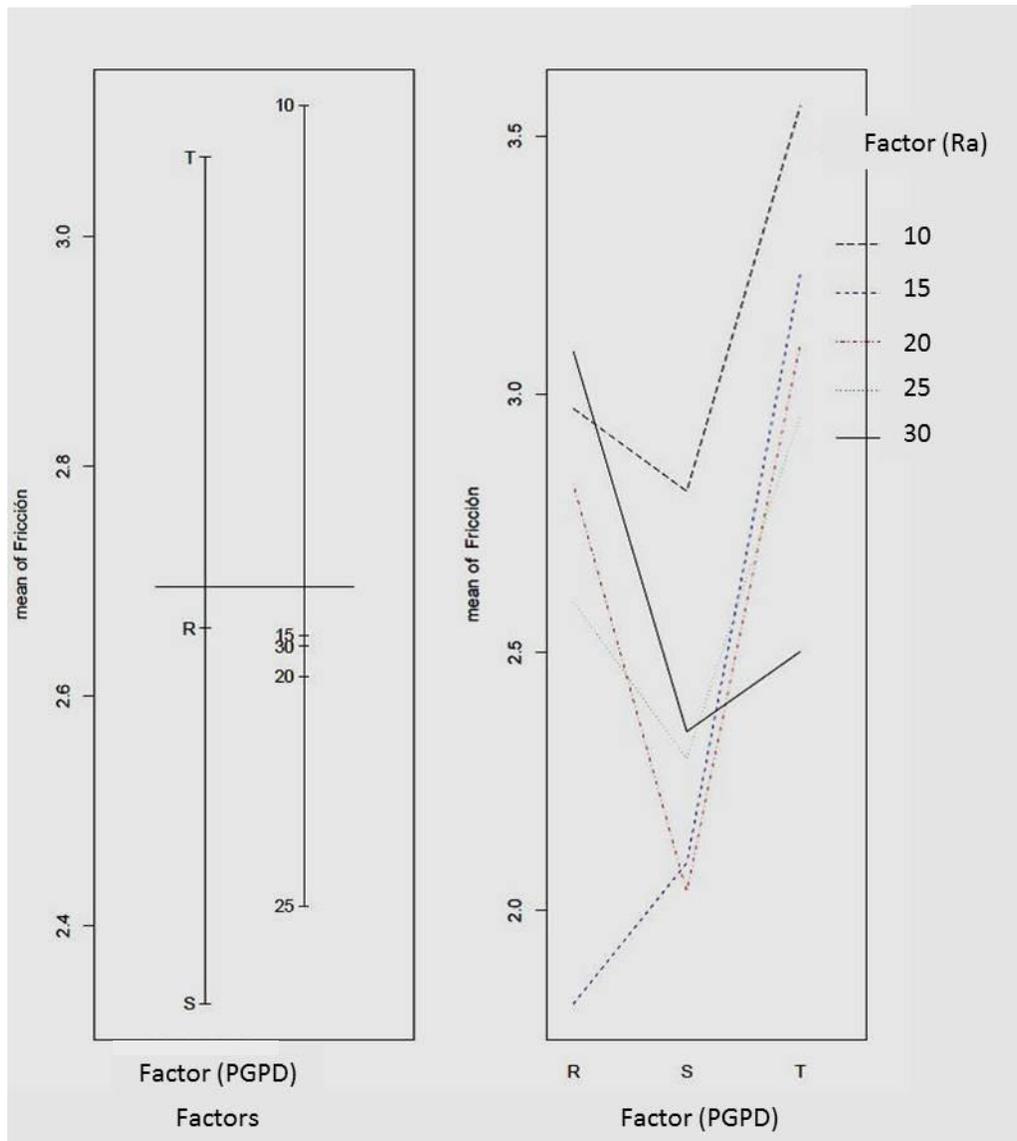


Figura No. 45: evaluación de la interacción Ra y PGPD.

En las gráficas presentadas previamente, se valida a través de las diferentes líneas punteadas si estas se cruzan entre sí, el hecho de que éstas se intercepten en cada una de las combinaciones posibles, indica que no hay interacción entre los factores PGPD, Ra y HSC respecto a la fricción. .

El modelo ANOVA o análisis de varianza, se definió a través de una ecuación de efectos variables, ecuación No 5, que estudia el comportamiento de las medias  $\mu$ , de las variables explicativas, Ra, HSC y el PGPD.

$$Y = \mu + Ra + HSC + PGPD + \varepsilon \text{ Ecuación No 5}$$

Se asumió que la distribución estadística de los datos es una distribución normal, que no se observa interacción entre las variables analizadas y que existe homogeneidad en las varianzas de los datos de cada factor (Homocedasticidad).

Se consideró entonces en la construcción del modelo, las hipótesis asociadas:

- Hipótesis nula ( $H_0$ ):  $\mu_{Ra} = \mu_{HSC} = \mu_{PGPD}$

Las medias de los 3 factores son iguales y por tanto, no influyen en el coeficiente de fricción.

- Hipótesis alternativa ( $H_1$ ):  $\mu_{Ra} \neq \mu_{HSC} \neq \mu_{PGPD}$

Al menos una de las variables tiene una media distinta, es decir que existe influencia en la fricción al menos por una de las variables.

### ANOVA

Residuals:

Min	1Q	Median	3Q	Max
-1.7399	-0.3533	-0.0927	0.4847	1.8763

Coefficients:

	Estimate	Std. Error	t value	Pr(> t )	
(Intercept)	3.4595	0.3253	10.635	1.65e-12	***
factor(Perfil)S	-0.7703	0.2694	-2.859	0.00711	**
factor(Perfil)R	-0.4104	0.2640	-1.555	0.12899	
factor(HSC)10	0.2324	0.2640	0.880	0.38462	
factor(HSC)20	-0.0876	0.2694	-0.325	0.74700	
factor(Ra)15	-0.4617	0.3408	-1.355	0.18422	
factor(Ra)20	-0.4975	0.3408	-1.460	0.15328	
factor(Ra)25	-0.7616	0.3524	-2.161	0.03763	*
factor(Ra)30	-0.4709	0.3408	-1.382	0.17575	

---

Signif. codes: 0 '\*\*\*' 0.001 '\*\*' 0.01 '\*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Residual standard error: 0.7229 on 35 degrees of freedom

Multiple R-squared: 0.2846, Adjusted R-squared: 0.1211

F-statistic: 1.741 on 8 and 35 DF, **p-value: 0.1234**

Con un nivel de confianza de 95% para el análisis de varianza del ANOVA, se observa que dado que el valor  $p < 0,1919$  se acepta  $H_0$ , es decir, Ra, HSC y los perfiles sinusoidales rectangulares y triangulares no tienen influencia en el coeficiente de fricción. Pero para dar validez al modelo se evaluaron los criterios de normalidad y homocedasticidad.

Para la evaluación de la normalidad donde se busca que los datos residuales tengan una distribución normal se definieron las hipótesis:

$H_0$ =Los datos tienen una distribución normal.

$H_a$ =Los datos no tienen una distribución normal.

## Prueba

Shapiro-wilk normality test

```
data: residuales  
w = 0.97111, p-value = 0.3311
```

```
> shapiro.test(modelo1$residuals)
```

shapiro-wilk normality test

```
data: modelo1$residuals  
w = 0.97111, p-value = 0.3311
```

Al obtener valores de  $p < 0,05$  nuevamente se acepta  $H_0$  y se considera que se cumple el criterio de normalidad

Finalmente se evalúa Homocedasticidad, es decir, que los datos tengan varianzas homogéneas.

Se definen entonces la hipótesis

$H_0$ =Los datos tienen varianzas homogéneas

$H_a$ =Los datos no tienen varianzas homogéneas

Prueba:

```
leveneTest(residuales, Perfil)
```

```
Levene's Test for Homogeneity of Variance (center = median)  
  Df F value Pr(>F)  
group 2  0.5079 0.6055  
  41
```

```
> leveneTest(residuales, HSC)
```

```
Levene's Test for Homogeneity of Variance (center = median)  
  Df F value Pr(>F)  
group 2  1.2966 0.2844  
  41
```

```
> leveneTest(residuales, Ra)
```

```
Levene's Test for Homogeneity of Variance (center = median)  
  Df F value Pr(>F)  
group 4  1.3044 0.2853  
  39
```

Como de nuevo se obtienen valores de  $p < 0,05$  se acepta  $H_0$  y el modelo ANOVA se valida, probando los supuestos de normalidad y homocedasticidad, tal como se observa en las figuras No 46 y 47.

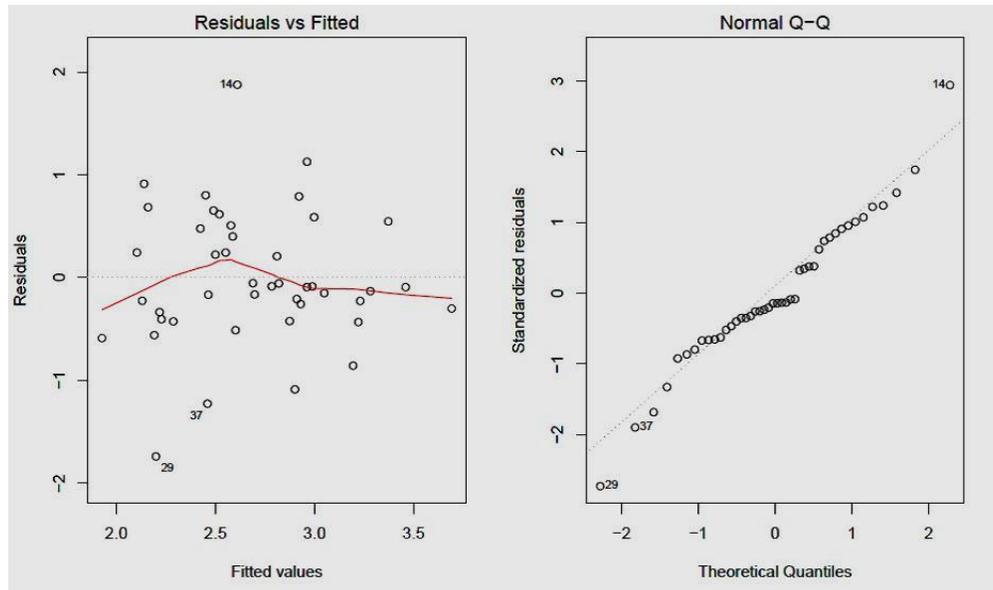
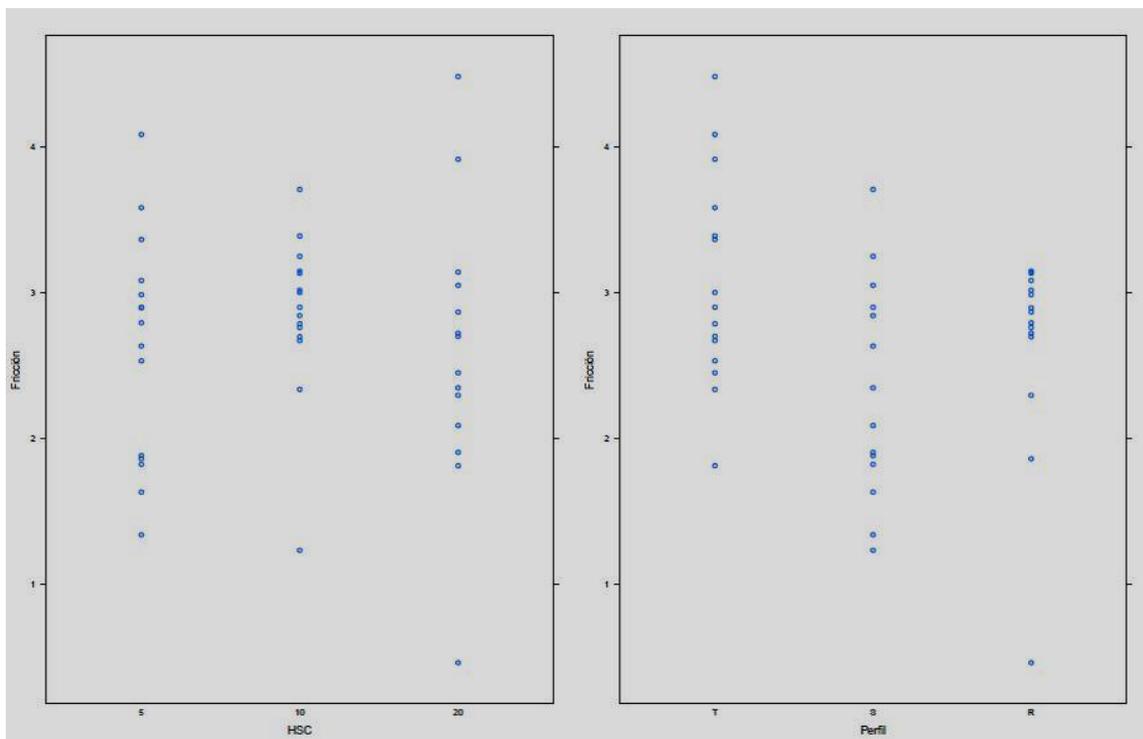


Figura No. 46: gráficas de distribución normal.



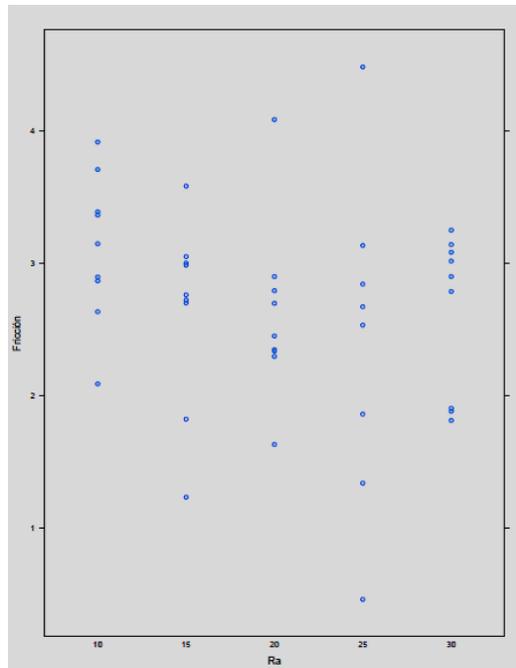


Figura No. 47: gráficas de distribución normal.

El diseño experimental validó, que las variables y parámetros topográficos Ra, HSC y los PGPD, no tienen influencia en el coeficiente de fricción, en la interfaz piel – polipropileno.

## 2. Análisis de resultados

El programa ABAQUS 6.12, procesó la información ingresada en las simulaciones y como resultado generó tablas de datos con información de la estabilidad y el tiempo total computacional, la energía cinética de deformación y la energía total del sistema, que fue utilizada para construir las gráficas que aparecen en el siguiente numeral. El programa además, suministra los datos para la construcción de las gráficas del coeficiente de fricción de las diferentes configuraciones topográficas para los PGPD rectangulares con variaciones en Ra y HSC, además de la simulación en la que se consideró el perfil real del polipropileno, presentadas en el numeral 2.2.

2.1 Análisis comparativo de la eficiencia energética, estabilidad matemática y computacional entre los modelos de Kulhman et al (Polinomial general de grado 2), Hendriks et al (Mooney-Rivlin) y Manan et al (Ogden) y la simulación realizada con la topografía real del polipropileno. La figura No 48 muestra la eficiencia de los tiempos computacionales de los tres modelos.

A lo largo de las interpretaciones de las siguientes gráficas es necesario resaltar que todas las simulaciones de los tres modelos, fueron realizadas teniendo en cuenta un PGPD rectangular.

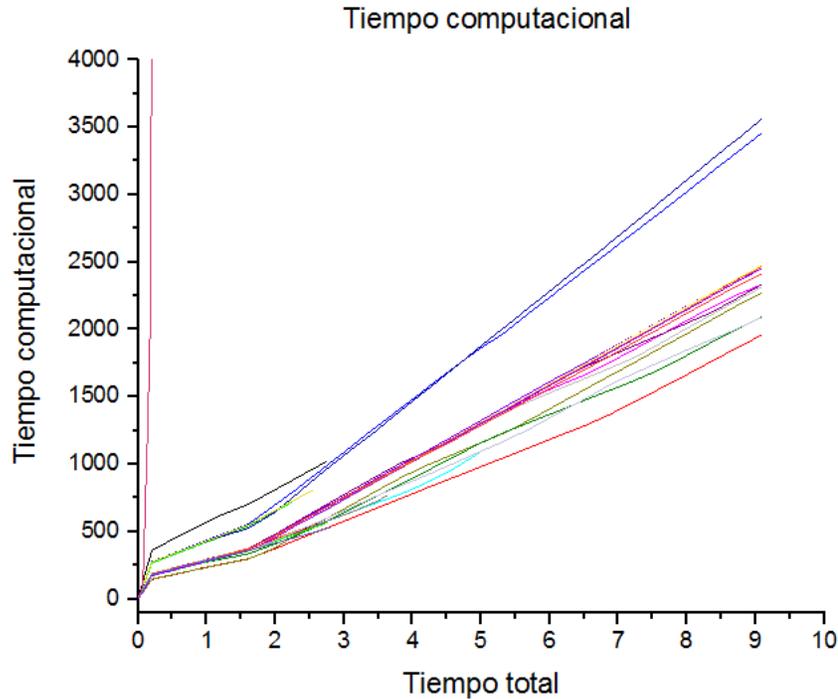


Figura No. 48: eficiencia computacional.

Los modelos de Hendriks y Kulhman muestran una misma tendencia frente al rendimiento de los tiempos computacionales Vs el tiempo total de la simulación, Se observa en la figura que el modelo de Manan presenta un comportamiento asintótico a partir del primer tercio del tiempo de simulación y el tiempo computacional tiende a prolongarse indefinidamente, esto explica que después de que todas las simulaciones concluyeron con un tiempo computacional inferior a 3500 [tiempo CPU o tiempo computacional] el modelo de Ogden (Manan) aun superando un orden de  $1,0E+5$  no superó los tres primeros segundos del tiempo de simulación estipulado.

La figura No 49 ilustra el tiempo total de la simulación Vs el tiempo de estabilización computacional que hace alusión al lapso requerido por la máquina para lograr que los datos converjan.

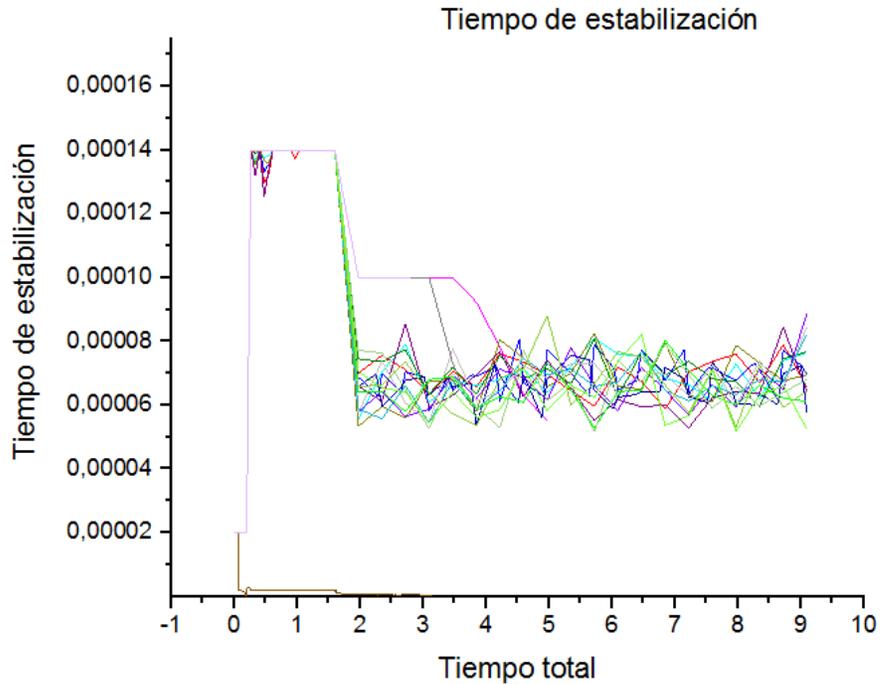


Figura No. 49: tiempo de estabilización vs tiempo de simulación.

Los modelos de Kulhman y Hendriks inician con unos tiempos de estabilización muy por encima de los presentados por Manan, pero después de alcanzar los dos segundos de simulación descienden y se estabilizan en un tiempo de entre 0,00006 y 0,00008 segundos, mientras que este último inicia el proceso disminuyendo sus tiempos de estabilidad y continúa su descenso tendiendo a cero a partir del tercer segundo. Lo que explica por qué el tiempo computacional tiende a infinito.

La figura No 50 muestra el comportamiento de la energía de deformación o cinética de cada modelo frente al tiempo total de la simulación.

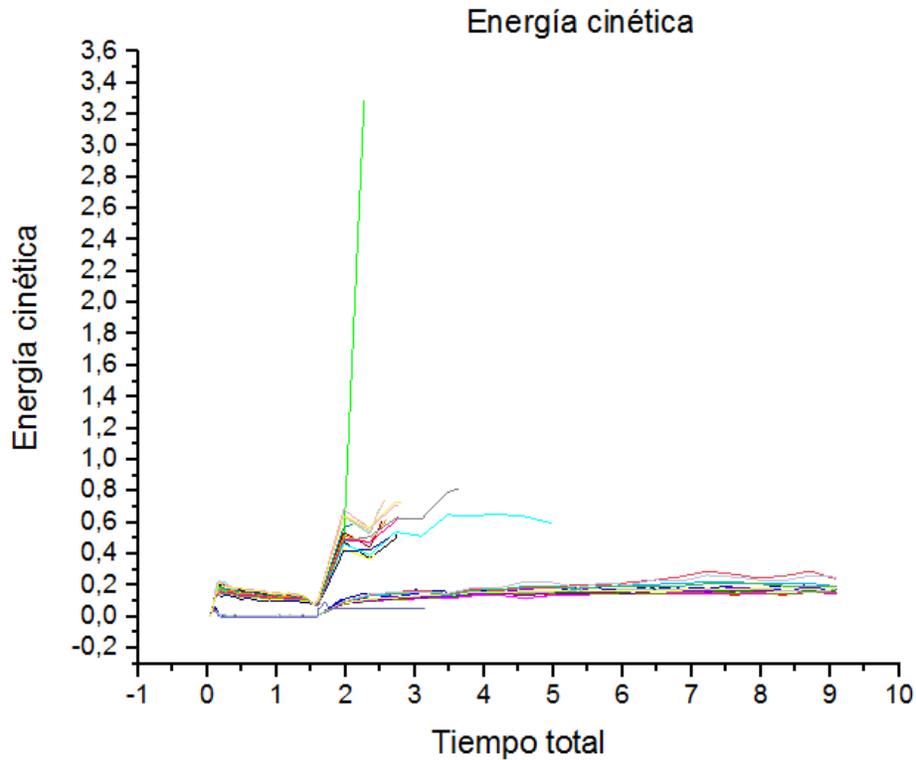


Figura No. 50: energía de deformación vs tiempo de simulación.

El comportamiento de la energía cinética del modelo de Ogden propuesto por Manan, alcanza la estabilidad energética desde el inicio, lo que muestra las características ideales de un material hiperelástico. El modelo presentado por Kulhman (Polinomial general de grado 2), en la mayoría de las simulaciones se estabilizó después del tercer segundo, caso contrario ocurre con el modelo de Hendriks, que no alcanza la estabilidad, por lo que en la mayoría de los modelos genera tal perturbación frente a la energía de deformación que la simulación se suspende debido a la velocidad de deformación experimentada por la piel.

La figura No 51 muestra el comportamiento de la energía total del sistema Vs el tiempo de simulación.

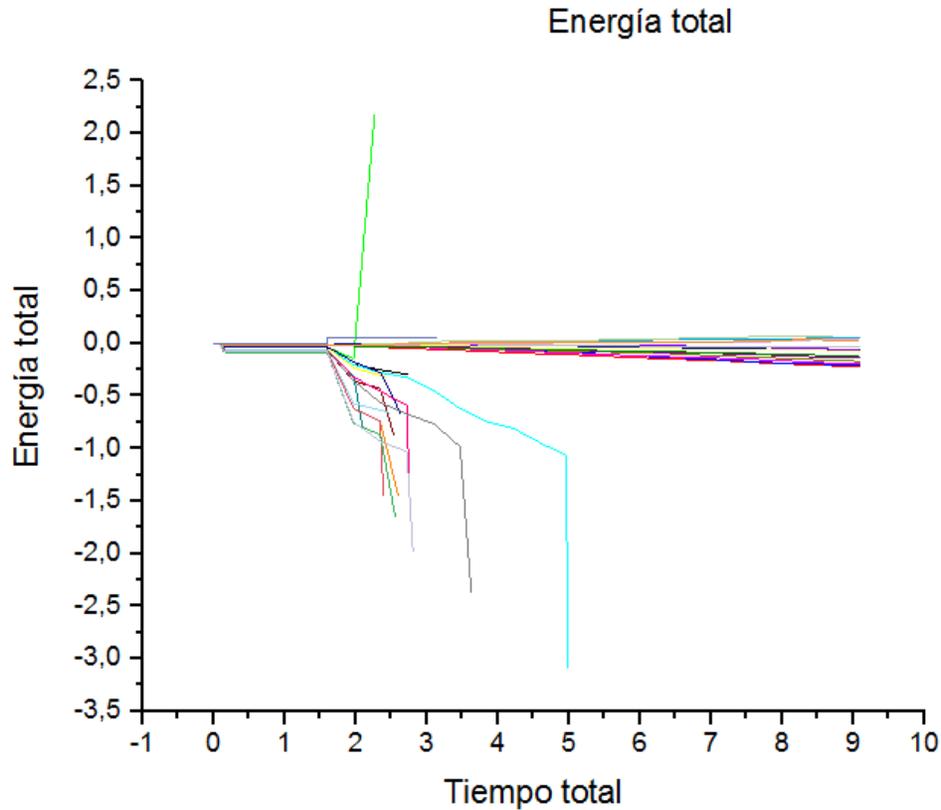


Figura No. 51: energía total vs tiempo de simulación.

Kulhman y Manan siguen el mismo patrón de comportamiento a lo largo de la simulación frente a la energía total del sistema, son estables y muestran la capacidad del sistema para restablecerse, por su parte Hendriks no almacena la energía potencialmente para luego regresar al modo inicial, por el contrario, muestra inestabilidad en el tejido, devuelve la energía recibida aun cuando está siendo sometido a esfuerzos.

2.2. Análisis comparativo de la eficiencia energética matemática y computacional entre los modelos de Kulhman et al. (Polinomial general de grado 2), Hendriks et al. (Mooney-Rivlin) y Manan et al. (Ogden) Vs simulación con perfil del polipropileno real.

La figura No 52 muestra la eficiencia de los tiempos computacionales de los tres modelos, Manan, Hendriks y Kulhman Vs la simulación realizada con el perfil real del polipropileno.

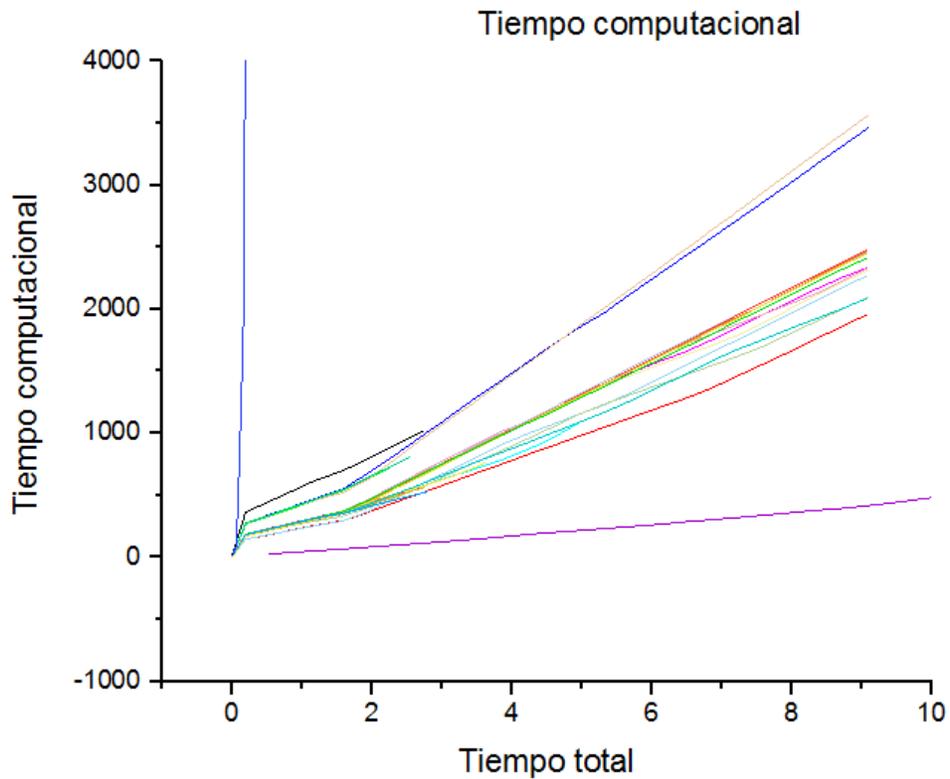


Figura No. 52: Tiempo computacional vs tiempo de simulación incluyendo la simulación con el perfil real del polipropileno.

La curva de la simulación real muestra un comportamiento independiente de los modelos con perfiles rectangulares que se han venido describiendo, el tiempo computacional muestra un mejor comportamiento en este modelo.

La figura No 53 ilustra el comportamiento del perfil real de polipropileno simulado Vs Los modelos PGPD rectangulares.

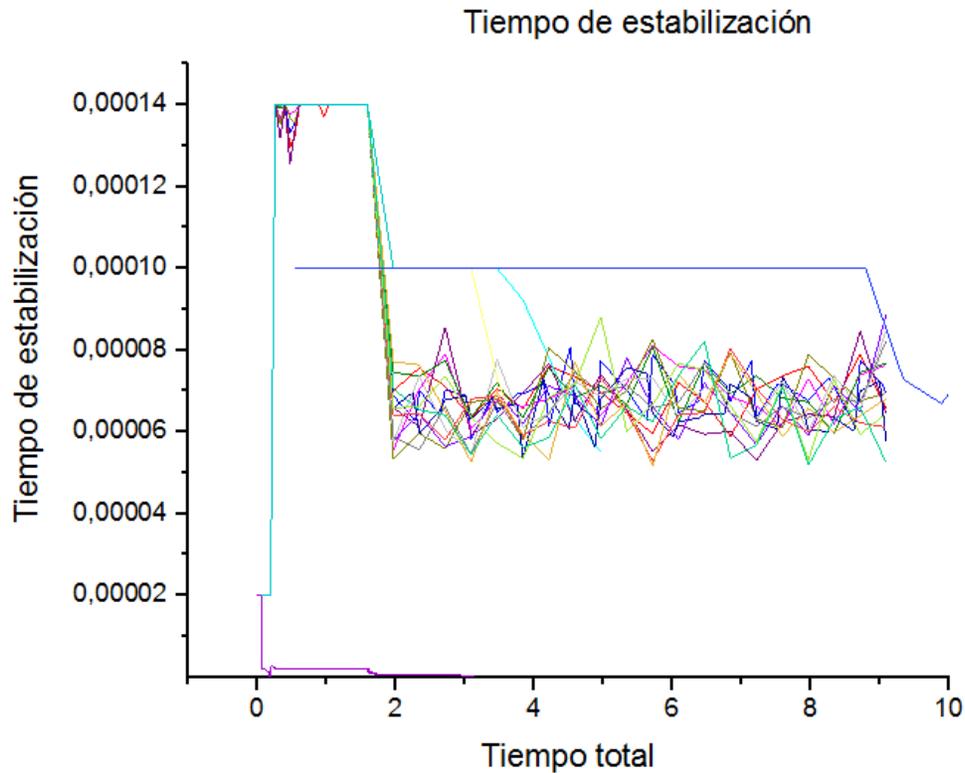


Figura No. 53: tiempo de estabilización vs tiempo de simulación incluyendo la simulación con el perfil real del polipropileno.

La curva de la simulación real se muestra independiente de los modelos con perfiles rectangulares, el tiempo de estabilización computacional logra la estabilidad desde el inicio de la simulación, pero al final de la prueba se desestabiliza nuevamente y termina en la misma franja de Hendriks y Kulhman.

Las figuras No 54 y 55 muestran el comportamiento de la energía de deformación cinética y la energía total del sistema frente al tiempo de simulación respectivamente.

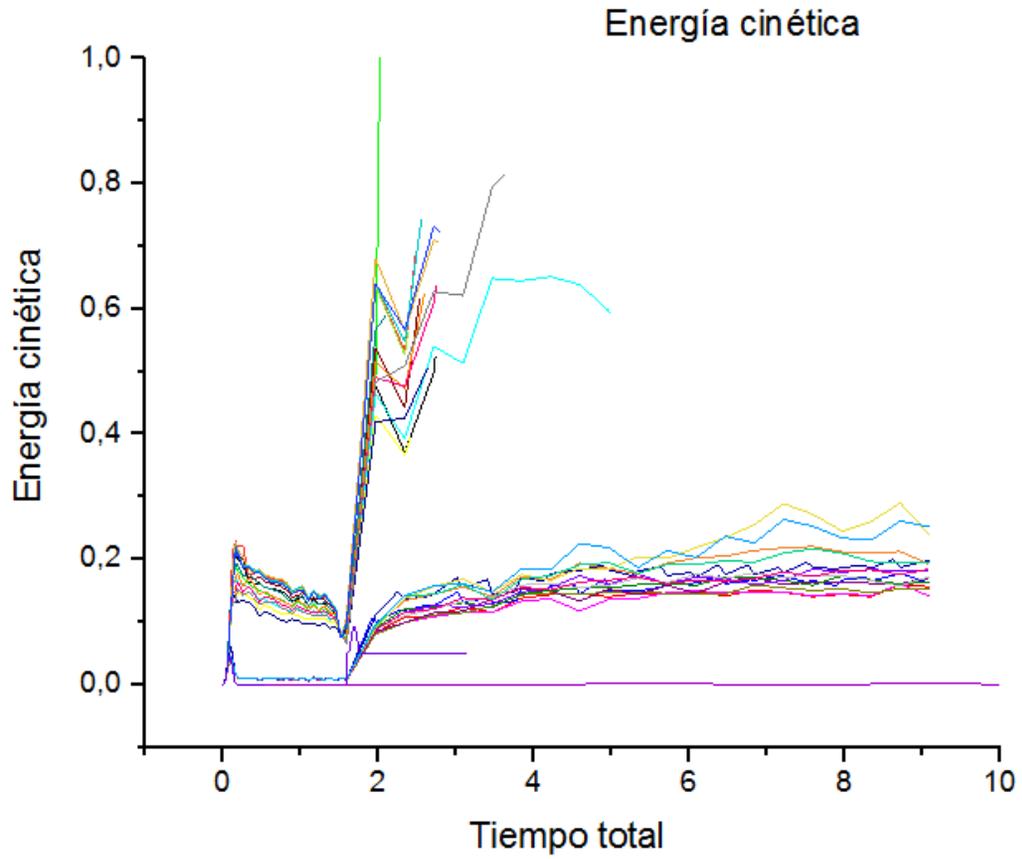


Figura No. 54: energía de deformación vs tiempo de simulación incluyendo la simulación con el perfil real del polipropileno.

El comportamiento del modelo de perfil real, muestra estabilidad frente a la energía cinética de deformación, a una escala inferior a las descritas por los modelos de Manan, Kulhman y Hendriks.



Las figuras No 56, 57 y 58, muestran la comparación de los PGPD rectangulares, entre ellos, frente al comportamiento que presentó el perfil real y frente los datos obtenidos experimentalmente a través del tribómetro.

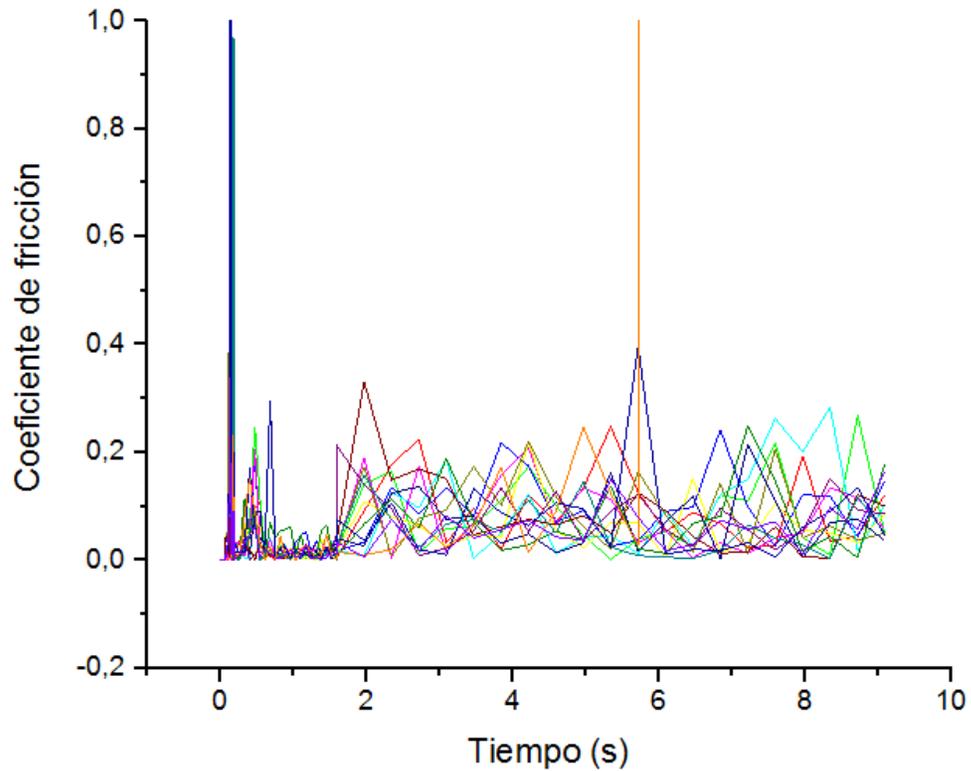


Figura No. 56: curva de tendencia de fricción en perfiles rectangulares.

Se observa un comportamiento uniforme en el coeficiente de fricción exhibido en las 15 curvas graficadas, todas en un rango de entre  $\mu= 0$  y 0.3, en el primer instante y posiblemente debido a la acomodación de las superficies, se presentan unos valores por fuera del rango en 5 curvas y se presenta un punto en la curva que corresponde perfil con parámetros de rugosidad de HSC de 20 y Ra de 15 completamente atípico.

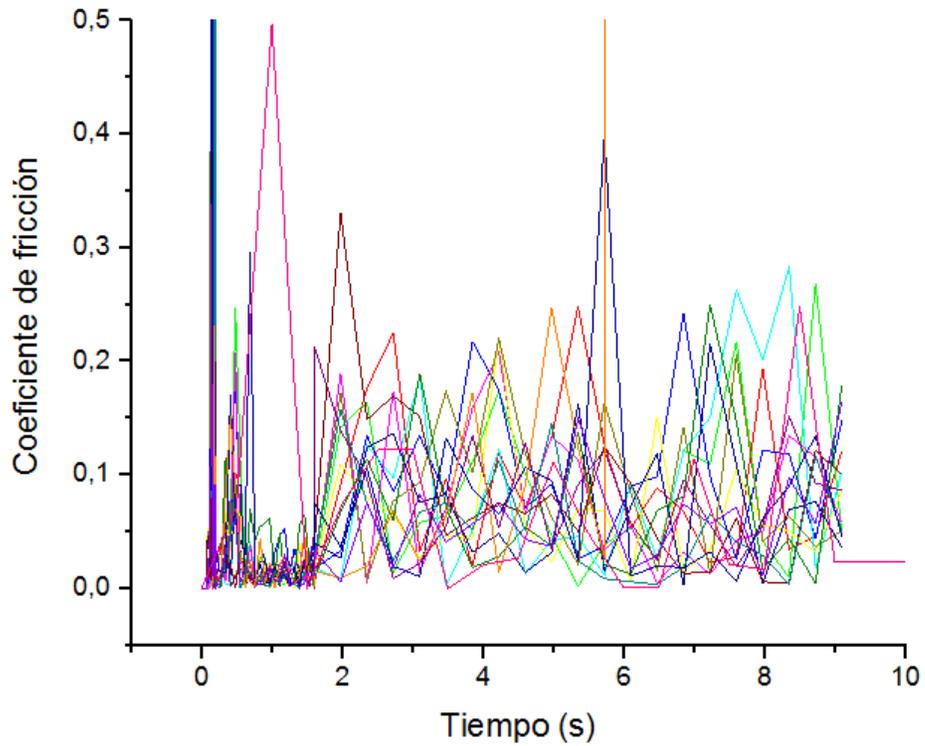


Figura No. 57: curva de tendencia de fricción en perfiles rectangulares vs curva experimental.

El comportamiento que muestra el coeficiente de fricción en la curva experimental, se acomoda a los valores simulados, solo en los primeros 2 segundos sale del rango  $\mu= 0$  y 0.3 y esto puede explicarse como parte del proceso de acomodación de las superficies en contacto, que es común que se presente al inicio de las pruebas experimentales.

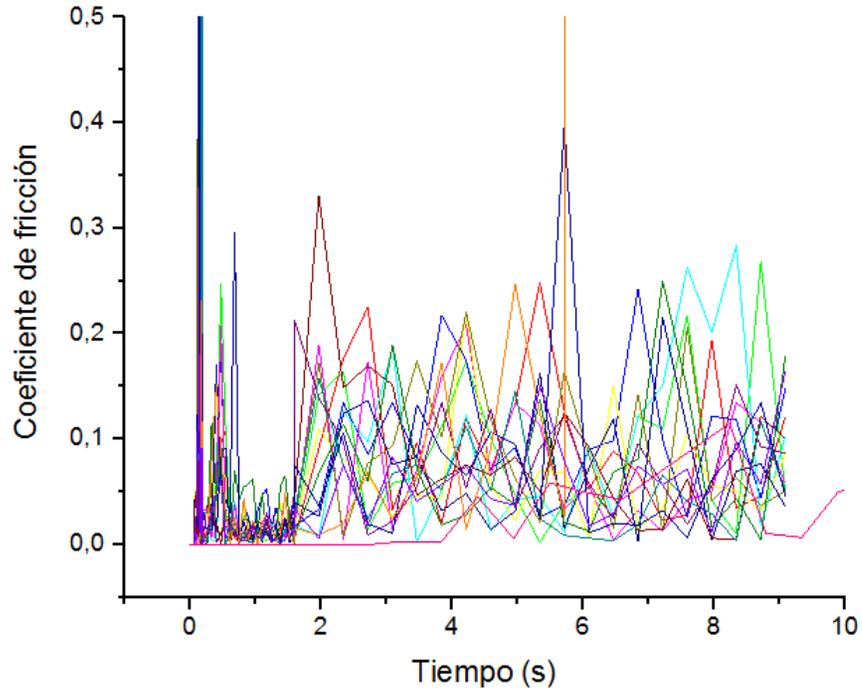


Figura No. 58: curva de tendencia de fricción en perfiles rectangulares vs curva en perfil real de polipropileno.

La curva que ilustra el comportamiento del coeficiente de fricción, correspondiente a la simulación del perfil real del polipropileno, muestra unos valores muy cercanos a cero durante los tres primeros segundos, en la segunda mitad de la simulación estos valores se incrementan y se establecen dentro del rango observado en las demás curvas pero en una franja más baja de  $\mu=0$  y 0.1.

Las figuras No 59, 60 y 61, muestran la comparación de los PGPD triangulares, entre ellos, frente al comportamiento que presentó el perfil real y frente los datos obtenidos experimentalmente a través del tribómetro.

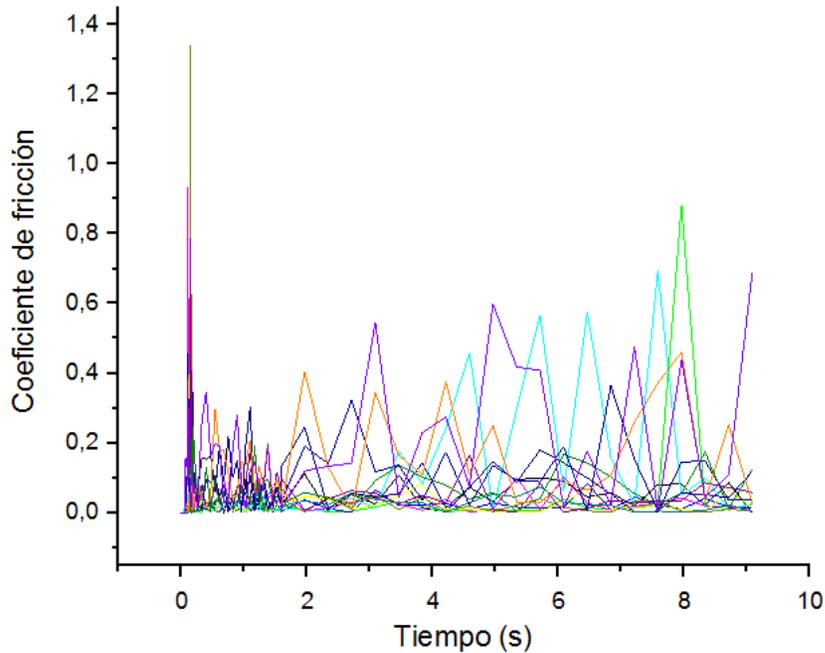


Figura No. 59: curva de tendencia de fricción en perfiles triangulares vs curva experimental.

Se observa un comportamiento uniforme en el coeficiente de fricción exhibido en las 15 curvas graficadas, 12 de ellas en un rango de entre  $\mu= 0$  y 0.4, en el primer instante se presentan unos valores por fuera de éste en 4 curvas, y en las 3 curvas restantes se presentan valores en un rango entre  $\mu= 0$  y 0.8 a lo largo de las pruebas, que corresponden a perfiles con las combinaciones de parámetros de rugosidad de HSC de 5 y 20 y Ra de 15, 25 y 30.

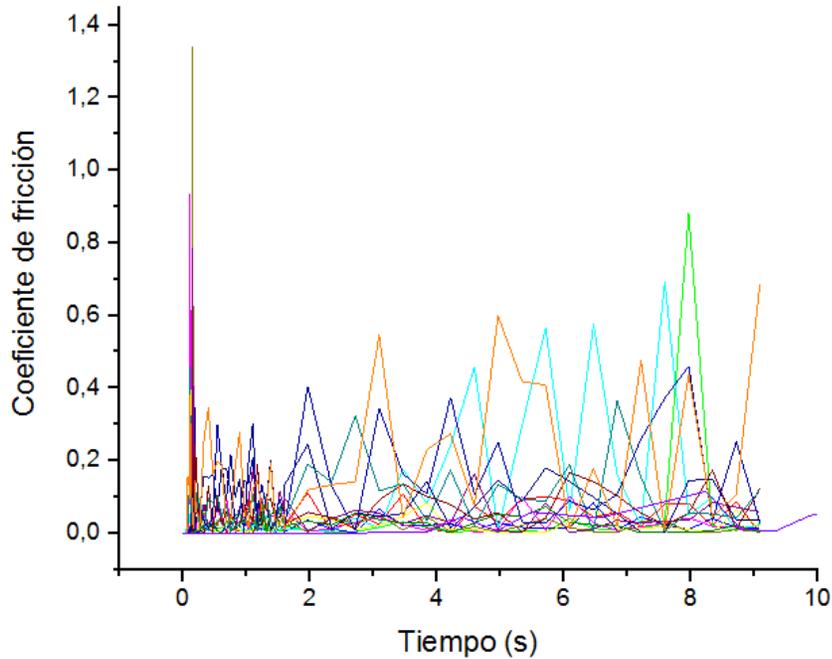


Figura No. 60: curva de tendencia de fricción en perfiles triangulares vs en perfil real de polipropileno.

El comportamiento que muestra el coeficiente de fricción en la curva correspondiente a la simulación del perfil real del polipropileno, se acomoda a los valores simulados, aunque en los 3 segundos iniciales se mantiene con valores muy cercanos a cero, posteriormente se acomoda en un rango de  $\mu= 0$  y 0.1 que esta con valores inferiores al rango exhibido por la tendencia de las curvas graficadas con valores entre  $\mu= 0$  y 0.4.

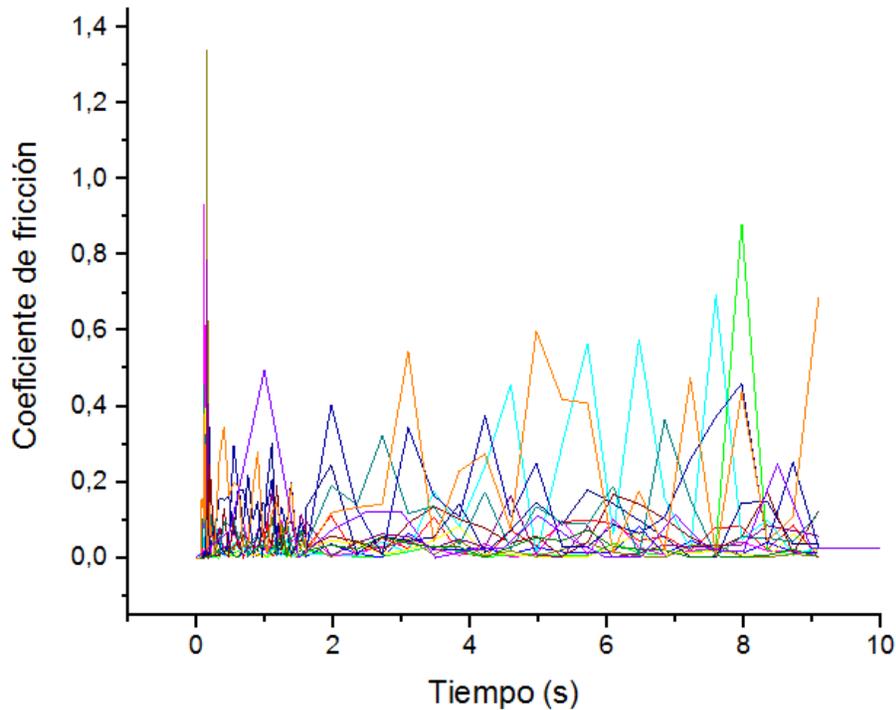


Figura No. 61: curva de tendencia de fricción en perfiles triangulares vs curva experimental.

El comportamiento que muestra el coeficiente de fricción en la curva experimental, se acomoda a los valores simulados, aunque en los 2 segundos iniciales muestra unos valores por fuera del rango  $\mu = 0$  y  $0.4$ , posteriormente se acomoda en un rango de  $\mu = 0$  y  $0.1$  y esto puede explicarse como parte del proceso de acomodación de las superficies en contacto, que es común que se presente al inicio de las pruebas experimentales.

Las figuras No 62, 63 y 64, muestran la comparación de los PGPD sinusoidales, entre ellos, frente al comportamiento que presentó el perfil real y frente los datos obtenidos experimentalmente a través del tribómetro.

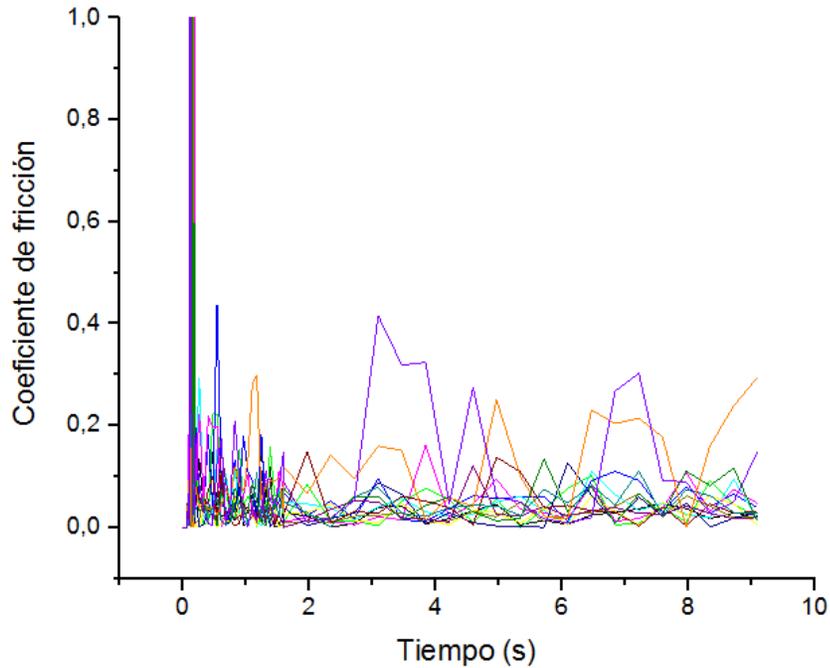


Figura No. 62: curva de tendencia de fricción en perfiles sinusoidales.

Las 15 curvas graficadas muestran un comportamiento uniforme en el coeficiente de fricción, todas en un rango de entre  $\mu= 0$  y  $0.2$ , en el primer instante y posiblemente debido a la acomodación de las superficies, en 11 curvas se presentan unos valores por fuera del rango, además 4 curvas se salen del rango  $\mu= 0$  y  $0.2$  a lo largo del tiempo simulado y corresponden a combinaciones de parámetros de rugosidad de HSC de 5 y 20 y Ra de 20, 25 y 30.

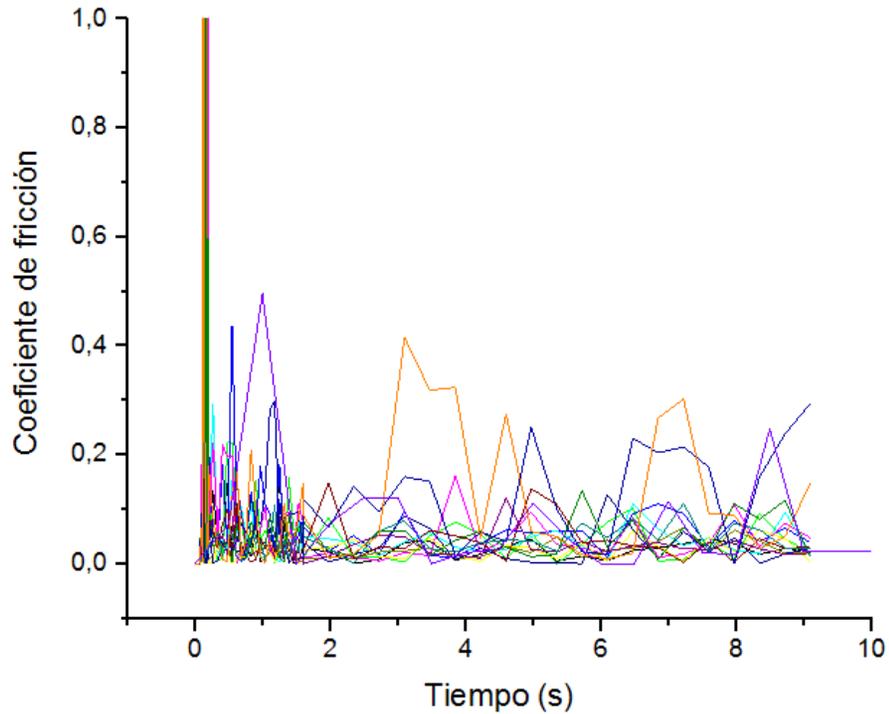


Figura No. 63: curva de tendencia de fricción en perfiles sinusoidales vs curva experimental.

El comportamiento que muestra el coeficiente de fricción en la curva experimental, se acomoda a los valores simulados, aunque en los 2 segundos iniciales muestra unos valores por fuera del rango  $\mu= 0$  y  $0.2$ , posteriormente se acomoda en un rango de  $\mu= 0$  y  $0.1$  y esto puede explicarse como parte del proceso de acomodación de las superficies en contacto, que es común que se presente al inicio de las pruebas experimentales.

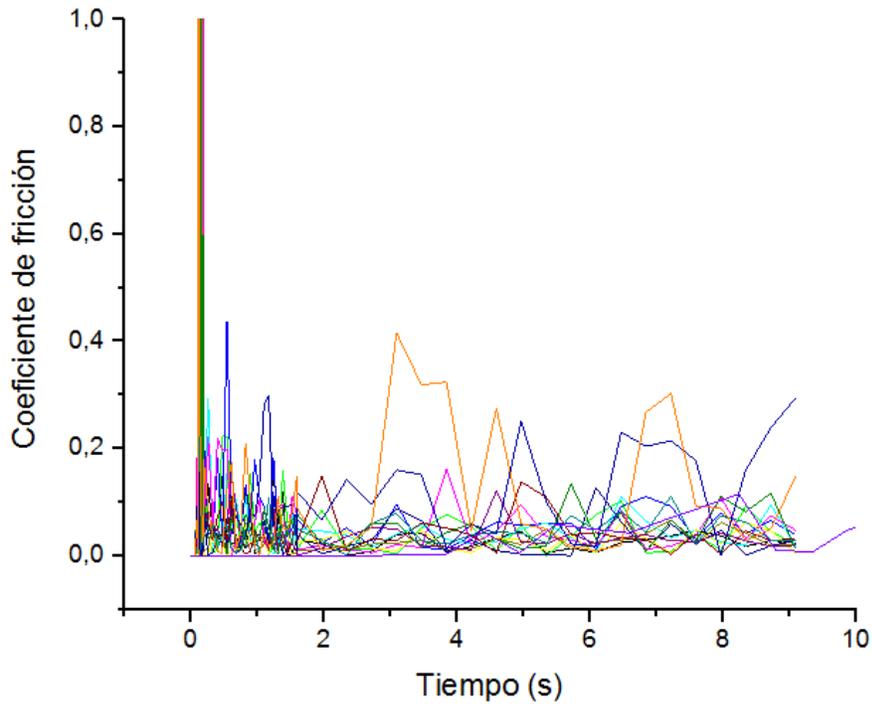


Figura No. 64: curva de tendencia de fricción en perfiles sinusoidales vs en perfil real de polipropileno.

El comportamiento que muestra el coeficiente de fricción en la curva correspondiente a la simulación del perfil real del polipropileno, se acomoda a los valores simulados, aunque en los 3 segundos iniciales se mantiene con valores muy cercanos a cero, posteriormente se acomoda en un rango de  $\mu= 0$  y  $0.1$  que esta con valores inferiores al rango exhibido por la tendencia de las curvas graficadas con valores entre  $\mu= 0$  y  $0.2$ .

La figura No 65 muestra la comparación entre la curva obtenida por la experimentación con el tribómetro y la curva obtenida por la simulación del perfil real de polipropileno.

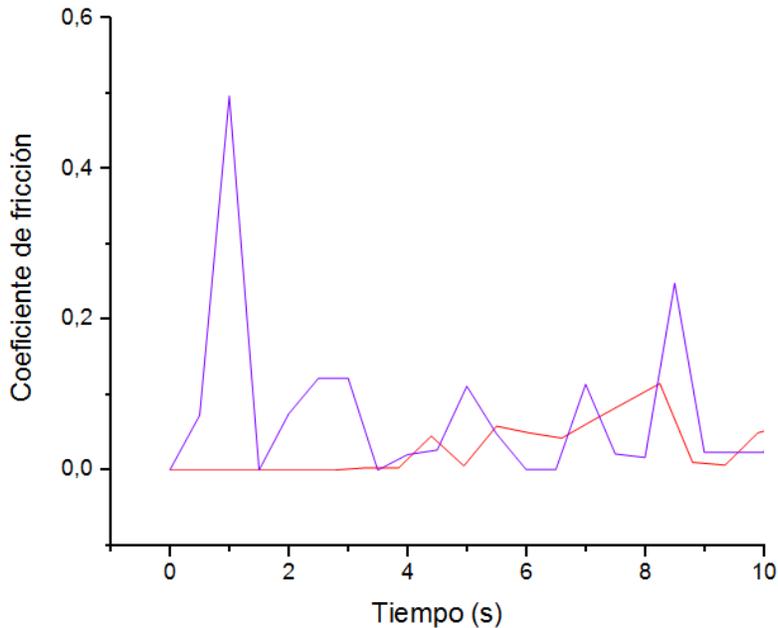


Figura No. 65: perfil real de la probeta de polipropileno Vs experimentación.

Se aprecia que en la curva experimental, por acomodación de las superficies en contacto, presenta un pico importante durante los 2 segundos iniciales de la prueba, mientras que la curva del perfil real en este mismo lapso, presenta valores cercanos a cero, la segunda mitad del tiempo de la prueba muestra valores en un rango de  $\mu = 0$  y 0.2 para el coeficiente de fricción.

### 3. Conclusiones

En este estudio se concluye que el modelo que mejor se ajusta al comportamiento de la piel en contacto con el polipropileno en simulaciones numéricas, es el modelo de Kulhman, dado que las constantes que presenta para el modelo polinomial de grado dos son las que muestran la mejor combinación de estabilidad computacional y energética.

De acuerdo con los resultados del diseño experimental, se concluye que las variables topográficas y los parámetros de rugosidad no son influyentes en el coeficiente de fricción en la interfaz piel polipropileno.

Las tablas No 1 y 2 dan respuesta al propósito planteado de obtener las propiedades mecánicas de la piel, considerando los tipos de experimentación, las áreas del cuerpo y el tratamiento al que fueron sometidos evaluadas.

De acuerdo a los resultados obtenidos en las comparaciones entre las simulaciones realizadas con perfiles geométricos con patrones definidos PGPD, y la simulación con la probeta de polipropileno de perfil real, en las que no solo muestran la misma tendencia en las curvas de fricción, sino que también se

encuentran en los mismos rangos, se corrobora lo hallado en el análisis del diseño experimental en donde se concluyó que los parámetros superficiales no influyen dentro de la medición del coeficiente de fricción.

El comportamiento de la fricción en los modelos computacionales simulados, teniendo en cuenta el perfil real de la probeta de polipropileno y los modelos con los PGPD rectangulares, triangulares y sinusoidales comparados con el comportamiento de la curva de fricción obtenido mediante la experimentación es un comportamiento similar, lo que muestra que las simulaciones representan lo que ocurre en la interfaz en términos del coeficiente de fricción.

En la prueba de tribómetro entre piel y polipropileno, se observó el mismo comportamiento en las curvas obtenidas en los dos días de experimentación, lo que muestra un resultado preciso que sirve como patrón de evaluación de tendencias.

#### Trabajos futuros

El conocimiento adquirido sobre la piel en la presente investigación puede generar mejoras en el desarrollo de aplicaciones textiles, cosméticas, deportivas y gerontológicas, entre otras. También deja abiertas las puertas a investigaciones posteriores donde se tengan en cuenta las capas de la piel discriminando el comportamiento mecánico de cada una y la manera como aportan al comportamiento global de la misma.

## REFERENCIAS

- [1] M. Ocampo, L. Henao y L. Vásquez, “Amputación del miembro inferior: cambios funcionales, inmovilización y actividad física” Doc. investing. Fac. Rehabilit. Desarro. Hum. No. 42, Mar. 2010 [online]. Disponible en: [http://www.urosario.edu.co/urosario\\_files/09/09ecdc88-5c0d-47d6-955f-a671bbc97c45.pdf](http://www.urosario.edu.co/urosario_files/09/09ecdc88-5c0d-47d6-955f-a671bbc97c45.pdf)
- [2] J. Vélez y M. Piedrahita, “Análisis de la influencia del porcentaje del miembro residual en la distribución de esfuerzos y presiones en la interfaz *socket*-muñón”, Tesis de pregrado, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia, 2011.
- [3] C. Fernández. “Si hay salida para los amputados”. El Tiempo, Abr. 2006, [online]. Disponible en: <http://www.eltiempo.com/archivo/documento/MAM-1992341>
- [4] Dirección contra minas. “Base de eventos por MAP/MUSE de 1990 a 31 de marzo de 2016”, Ingreso en mar. 2016, [online]. Disponible en: <http://www.accioncontraminas.gov.co/estadisticas/Paginas/victimas-minas-antipersonal.aspx>.
- [5] Instituto Nacional de Medicina Legal y Ciencias Forenses, “Forensis: Datos para la vida”, Ingreso en mar. 2016, [online]. Disponible en: <https://www.medicinalegal.gov.co/documents/88730/1656998/Forensis+Interactivo+2014.24-JUL.pdf/9085ad79-d2a9-4c0d-a17b-f845ab96534b>
- [6] Organización Mundial de la Salud “Health in 2015: from MDGs, Millennium Development Goals to SDGs, Sustainable Development Goals”, Ingreso en mar 2016, [online]. Disponible en: <http://www.who.int/gho/publications/mdgs-sdgs/en/>
- [7] O. Martínez y V. Castrillón, “Diabetes mellitus, factor de riesgo de severidad de enfermedad isquémica crítica aterosclerótica y de viabilidad de miembros inferiores”, Acta Med. Col., vol. 35, no. 2, pp. 40-47, jun, 2010.
- [8] V. Restrepo, “Optimización superficial de un *socket* para amputado transfemoral que disminuya los esfuerzos variando el coeficiente de fricción”, Tesis de pregrado, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia, 2012.
- [9] D. Villa, “Rediseño de un encaje para un usuario con amputación transfemoral con el uso de metodologías de ingeniería inversa”. Trabajo de pregrado, Universidad Eafit, Medellín, 2009.
- [10] W. Levy, “Manual protésico: el cuidado de la piel determina la comodidad protésica”, inMotion, vol. 10, no. 1, ene – feb, 2000.
- [11] F. Netzlaff, C.M. Lehr, P.W. Wertz y U.F. Schaefer, “The human epidermis models EpiSkin®, SkinEthic®, and EpiDerm®: an evaluation of morphology and

their suitability for testing phototoxicity, irritancy, corrosivity, and substance transport”, EJPB, vol. 60, no. 2, pp.167-178, jul, 2005.

[12] C. Edwards y R. Marks, “Evaluation of biomechanical properties of human skin”, Clinics in dermatology, vol. 13, no. 4, pp. 375-380, jul – ago, 1995.

[13] M. Geerligs, “Skin layer mechanics”, Eindhoven: T. U Eindhoven, 2010.

[14] Universidad de Zaragoza, “Sistema Tegumentario” Ingreso en mar. 2016, [online], Disponible en:  
[http://wzar.unizar.es/acad/histologia/textos/TemasHistologia\\_I/1\\_7\\_SistemaTegumentario.pdf](http://wzar.unizar.es/acad/histologia/textos/TemasHistologia_I/1_7_SistemaTegumentario.pdf)

[15] “¿Conoces las composiciones de la piel?”, Solamente Mujeres, Noviembre 2015, [Online] Disponible en:  
<http://solamentemujeres.blogspot.com.co/2012/11/conoces-las-composiciones-de-la-piel.html>

[16] S. Derler y L. C. Gerhardt, “Tribology of Skin: Review and Analysis of experimental Results for the Friction Coefficient of Human Skin”, Trib. Lett., vol. 45, no. 1, p.1 – 27, 2012.

[17] C. Pailler-Mattei, S. Beca y H. Zahouani, “In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests”, Mec. Ing. Phy. vol. 30, no. 5, p. 599 – 606, jun, 2008, [Online], disponible en:  
[http://www.medengphys.com/article/S1350-4533\(07\)00135-X/abstract](http://www.medengphys.com/article/S1350-4533(07)00135-X/abstract)

[18] D. Rallan y C. C. Harland. " Ultrasound in dermatology – basic principles and applications”, PubMed, vol. 28 no. 6, p. 632 – 638, 2003, [Online], disponible en:  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14616832>.

[19] M. Christensen, C. Hargent, S. Nacht y E. Gans, “Viscoelastic properties of intact human skin: instrumentation, hydration effects, and the contribution of the stratum corneum”, J. Inv. Der., vol. 69, no. 3, pp. 282-286. sep, 1997.

[20] M. Pawlaczyk, M. Lelonkiewicz y M. Wieczorowski, “Age-dependent biomechanical properties of the skin”, Adv. in Derma. and Aller. vol. 5, pp. 302-306, oct, 2013.

[21] J.G. Diosa, “Análisis de la influencia del acabado superficial convencional y por micromecanizado del Polipropileno en el coeficiente de fricción con la piel” Trabajo para optar al título de Magister, Universidad de Antioquia, Medellín, 2015.

[22] D. Salazar, “Propiedades Mecánicas Uniaxiales y Superficiales de polipropileno micromecanizado para fabricación de *Sockets* de prótesis para Amputados Transfemorales”, Trabajo para optar al título de ingeniero, Universidad de Antioquia, Medellín, 2014.

- [23] M. Matos, J. Sánchez, M. Jiménez, L. Salas, O. Santana, A. Gordillo, M. Maspoch, A. Müller, “Propiedades mecánicas y comportamiento a fractura de un polipropileno homopolímero comparado con un copolímero de impacto grado comercial”, *Rev. Lat. Met. Mat*, vol. 25, no. 2, p. 31 – 45, 2005, [Online], disponible en: <http://www.rlmm.org/ojs/index.php/rlmm>
- [24] S. Antokal, D. Brienza, N. Bryan, L. Herbe, S. Logan, J. Maguire, K. Strang, M. Vanbruaene, J. Van Ranst, A. Siddiqui, “Friction Induced Skin Injuries – Are They Pressure Ulcers?, A National Pressure Ulcer Advisory Panel White Paper”, *NPUAP WP*, vol. 1, nov, 2012.
- [25] E.S. Gadelmawla, M.M. Koura, T.M.A. Maksoud, I.M. Elewa, H.H. Soliman, “Roughness parameters”, *J. Mat. Proc. Tech.*, vol. 123, no. 1, pp. 133-145, abr, 2002.
- [26] W. Li, X.D. Liu, Z.B. Cai, J. Zheng y Z.R. Zhou, “Effect of prosthetic socks on the frictional properties of residual limb skin”, *Wear*, vol. 271, no. 11 – 12, p. 2804 – 2811, sep. 2011, [Online], disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0043164811004042>.
- [27] E. Van Der Heide, X. Zeng, M.A. Masen, “Skin Tribology: Science friction?”. *Friction*. vol. 1, no. 2, p. 130-142, jun, 2013.
- [28] Z. Huang, D.Zhou, Q. Ren, “Nonlinear anisotropic composite biomechanical modeling of human skin”, *J. of Shan. Jiaotong Uni.*, vol. 15, no. 3, p. 363-367, 2010.
- [29] S. Derler, U. Schrade, L. Gerhart, “Tribology of human skin and mechanical skin equivalent in contact with textiles”. *Wear*, vol. 263, no. 7-12, p. 1112-1116, sep 2007.
- [30] D. Arnell, P. Davies, J. Halling y T. Whomes. “*Tribology: principles and design applications*”. MacMillan Educations, 1991.
- [31] A. Delalleau, G. Josse, J.-M. Lagarde, H. Zahouani, and J.-M. Bergheau, “A nonlinear elastic behavior to identify the mechanical parameters of human skin in vivo,” *Skin Res. Technol.*, vol. 14, no. 2, pp. 152–164, 2008.
- [32] R. J. Lapeer, P. D. Gasson, and V. Karri, “A hyperelastic finite-element model of human skin for interactive real-time surgical simulation,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 4, pp. 1013–1022, Apr. 2011.
- [33] G. Vergel, “Polipropileno” (2014), Universidad Industrial de Santander, ingreso en mar 2016, [Online], disponible en: [https://prezi.com/f1hny\\_hs3xpe/polipropileno/](https://prezi.com/f1hny_hs3xpe/polipropileno/)

- [34] D. Tobón, “Influencia de los parámetros tribológicos en el coeficiente de fricción de superficies en 3d mediante el método de elementos finitos” Trabajo para optar al título de Ingeniero Mecánico, Universidad de Antioquia, Medellín, 2013.
- [35] M.K. Thompson, “Geometric Primitive Surface Roughness in Finite Element Models” Massachusetts Institute of Technology, ingreso en mar 2016, [Online], disponible en: <http://web.mit.edu/mkt/www/mkt-stle-poster-2007-text.pdf>.
- [36] S. E. Tomlinson, R. Lewis, X. Liu, C. Texier, M. J. Carré “Understanding the Friction Mechanisms Between the Human Finger and Flat Contacting Surfaces in Moist Conditions” Trib. Let., vol. 41, no. 1, p 283–294, 2011.
- [37] L.-C. Gerhardt, V. Strässle, A. Lenz, N.D. Spencer y S. Derler, “Influence of epidermal hydration on the friction of human skin against textiles”, PubMed, vol. 5 no. 28, p. 1317 – 1328, 2008, [Online], disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18331977>
- [38] N. K. Veijgen, E. V. Heide y M. A. Masen, “A multivariable model for predicting the frictional behaviour and hydration of the human skin”, Skin Res. Tech. vol. 19, no. 3, p. 330 – 338, 2013.
- [39] J. J. Park, L. Katz y N. G. Gaylord, “Polypropylene foam sheets”, Patente de Estados Unidos US5116881 A, 26 de mayo de 1992.
- [40] E. S. Erdogan, O. Eksi, “Prediction of Wall Thickness Distribution in Simple Thermoforming Molds”, Stroj. Ves. – Jour. Mec. Eng., vol. 60, no. 3, p. 195 – 202, 2014.
- [41] S. Derler, G.-M. Rotaru, “Stick–slip phenomena in the friction of human skin”, Wear, vol. 301, no. 1 - 2, p. 324 - 329, abr - may 2013.
- [42] F.M. Hendriks, D. Brokken, C.W.J. Oomens, D.L. Bader y F.P.T. Baaijens, “The relative contributions of different skin layers to the mechanical behavior of human skin in vivo using suction experiments”, Med. Eng. Phy., vol. 28, no. 3, p. 259 – 266, 2006.
- [43] F.. Khatyr, C. Imberdis, D. Varchon, J. M. Lagarde y G. Josse, “Measurement of the mechanical properties of the skin using the suction test”, Skin Res. Tech. vol. 12, no. 1, p. 24–31, 2006.
- [44] Grupo Tecnología Mecánica – Procesos de Fabricación, “Rugosidad Superficial” Ingreso en mar 2016, [Online], disponible en: <http://www3.fi.mdp.edu.ar/tecnologia/archivos/TecFab/10.pdf>.
- [45] A Zuleta Durango, “Desarrollo de un tribómetro de tipo esfera sobre disco y evaluación del comportamiento tribológico de autopartes expuestas a gasolina

(e00) y a mezclas de 20% etanol - 80% gasolina (E20)”, Tesis para optar por el título de Magister en Ingeniería, Universidad de Antioquia, Medellín, 2010.

[46] W. Li, Q. Pang, M. Lu, Y. Liu, Z.R. Zhou, “Rehabilitation and adaptation of lower limb skin to friction trauma during friction contact”, *Wear*, vol. 332 - 333, p. 725 - 733, may – jun 2015.

[47] J.D.O.Barceinas-Sanchez, M.Alvarez-Vera,L.A.Montoya-Santiyanes, I. Dominguez-Lopez, A.L.Garcia-Garcia, “The coefficient of friction of UHMWPE along an entire walking cycle using a ball-on-disc tribometer under arthrokinematics and loading conditions prescribed by ISO14243-3:2014” *PubMed*, vol. 30, p. 274 – 280, 2016, [Online], disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27608425>.

[48] C. Lázaro, “Introducción a la Mecánica de Sólidos”, Ingreso en mar 2016, [Online], disponible en: <https://es.scribd.com/doc/315933607/IMS-Capitulo4>.

[49] M. Geerligs, L. van Breemen, G. Peters, P. Ackermans, F. Baaijens, and C. Oomens, “In vitro indentation to determine the mechanical properties of epidermis”, *PubMed*, vol. 44, no. 6, p. 1176–1181, abr. 2011.

[50] D. Tobón, M. Londoño, J. Villarraga, “Determinación del modelo hiperelástico idóneo para la simulación numérica de la piel” *Rev. Pol.* Vol. 11, enero-junio 2015.

[51] S. Sokhanvar, J. Dargahi, M. Packirisamy, “Hyperelastic modelling and parametric study of soft tissue embedded lump for MIS applications”, *PubMed*, vol. 4, no. 3, p. 232 – 241, 2008, [Online], disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18698669>.

[52]F. Khatyr, C. Imberdis, P. Vescovo, D. Varchon, J.-M. Lagarde, “Model of the viscoelastic behavior of skin in vivo and study of anisotropy”, *PubMed*, vol. 10, no. 2, p. 96 – 103, 2004, [Online], disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15059176>.

[53] F. H. Silver, J. W. Freeman, D. DeVore, “Viscoelastic properties of human skin and processed dermis”, *PubMed*, vol. 7, no. 1, pp. 18–23, 2001, [Online], disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11301636>.

[54] L. Malvern, “Introduction to the mechanics of a continuous medium”, Prentice-Hall, Inc., Ingreso en ago 2016, [Online], disponible en: [http://www.ipgp.fr/~kaminski/web\\_doudoud/Malvern\\_book.pdf](http://www.ipgp.fr/~kaminski/web_doudoud/Malvern_book.pdf).

[55] A. D. Loaeza Becerril, “Obtención de curvas esfuerzo-deformación verdaderas del PP y copolímeros en bloque a velocidad de deformación constante aplicando correlación de imágenes digitales”, *Universitat Politecnica de Catalunya*, Ingreso en sep 2016, [Online], disponible en: <http://upcommons.upc.edu/handle/2099.1/23900>.

[56] F.M. Hendriks, D. Brokken, C.W. Oomens, F.P. Baaijens, “Influence of hydration and experimental length scale on the mechanical response of human skin in vivo, using optical coherence tomography” PubMed, vol. 10, no. 4, p. 231 – 241, 2004, [Online], disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15479446>.