



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**  
**UNIDAD DE POSGRADOS**  
**MAESTRÍA EN MÉTODOS MATEMÁTICOS Y**  
**SIMULACIÓN NUMÉRICA EN INGENIERÍA**

Proyecto de investigación y desarrollo previo  
a la obtención del grado de Magister en  
Métodos Matemáticos y Simulación  
Numérica para Ingeniería

**ANÁLISIS MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS A**  
**ÓRTESIS DE PIE, PLANTILLAS ORTOPÉDICAS, Y**  
**COMPARACIÓN DE LOS MODELOS EN BASE A**  
**RESULTADOS OBTENIDOS DE UN SISTEMA DE**  
**MEDICIÓN DE PRESIONES PLANTARES**

**Autor:**

Pedro Gerardo Peña Montoya

**Dirigido por:**

Leonel Adalberto Vasquez Cevallos, Ph. D.

**ANÁLISIS MEDIANTE ELEMENTOS  
FINITOS A ÓRTESIS DE PIE, PLANTILLAS  
ORTOPÉDICAS, Y COMPARACIÓN DE LOS  
MODELOS EN BASE A RESULTADOS  
OBTENIDOS DE UN SISTEMA DE MEDICIÓN  
DE PRESIONES PLANTARES**

**ANÁLISIS MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS A  
ÓRTESIS DE PIES, PLANTILLAS ORTOPÉDICAS,  
Y COMPARACIÓN DE LOS MODELOS EN BASE A  
RESULTADOS OBTENIDOS DE UN SISTEMA DE  
MEDICIÓN DE PRESIONES PLANTARES**

**PEDRO GERARDO PEÑA MONTOYA**

Ingeniero Mecánico

Magister en Administración de Empresas, Mención Logística y Transporte  
Candidato a Master en “Métodos Matemáticos y Simulación Numérica en  
Ingeniería”

Universidad Politécnica Salesiana

*Dirigido por:*

**LEONEL ADALBERTO VASQUEZ CEVALLOS, Ph.D.**

Ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones

Doctor dentro del programa oficial de Ingeniería Biomédica

Universidad Politécnica de Madrid (España)



**PEDRO GERARDO PEÑA MONTOYA**

***Análisis mediante elementos finitos a órtesis de pies, plantillas ortopédicas, y comparación de los modelos en base a resultados obtenidos de un sistema de medición de presiones plantares.***

Universidad Politécnica Salesiana, Guayaquil – Ecuador, 2018

MAESTRÍA EN MÉTODOS MATEMÁTICOS Y SIMULACIÓN NUMÉRICA PARA INGENIERÍA

Formato 170x240

Páginas: 135

*Breve reseña del autor e Información de contacto:*



***Pedro Gerardo Peña Montoya***

Ingeniero Mecánico

Magister en Administración de Empresas mención Logística y Transporte

Maestría en Métodos Matemáticos y Simulación Numérica para Ingeniería

Universidad Politécnica Salesiana

ppena@ups.edu.ec



***Leonel Adalberto Vasquez Cevallos, Ph. D.***

Ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones

Máster Universitario en Telemedicina y Bioingeniería

Doctor dentro del programa oficial de Ingeniería Biomédica

Universidad Politécnica de Madrid (España).

lvasquezc@ups.edu.ec

Todos los derechos reservados.

Queda prohibida, salvo excepción prevista en la Ley, cualquier forma de reproducción, distribución, comunicación pública y transformación de esta obra para fines comerciales, sin contar con autorización de los titulares de propiedad intelectual. La infracción de los derechos mencionados, puede ser constitutiva de delito contra la propiedad intelectual. Se permite la libre difusión de este texto con fines académicos investigativos por cualquier medio, con la debida notificación a los tutores.

DERECHOS RESERVADOS

©2018 Universidad Politécnica Salesiana

GUAYAQUIL-ECUADOR-SUDAMERICA

PEÑA MONTOYA PEDRO GERARDO

Análisis mediante elementos finitos a órtesis de pie, plantillas ortopédicas, y comparación de los modelos en base a resultados obtenidos de un sistema de medición de presiones plantares.

IMPRESO EN ECUADOR- PRINTED IN ECUADOR

# INDICE GENERAL

CAPÍTULO 1: ESTUDIO INTRODUCTORIO .....	1
1.1 Descripción del problema .....	1
1.2 Antecedentes.....	2
1.3 Justificativo de la investigación.....	3
1.4 Hipótesis.....	5
1.5 Objetivos.....	5
1.6 El pie como elemento motriz.....	5
1.6.1 Estructura ósea del pie.....	6
1.6.2 Músculos del pie.....	8
1.6 Biomecánica del pie.....	9
1.7 Marcha del pie .....	9
1.7.1 Aspectos generales de la Marcha del pie.....	9
1.8 Trastornos fisiológicos y anatómicos del pie.....	13
1.9.1 El método de Hernández Corvo .....	16
1.10 Metodologías para la obtención de la presión plantar .....	18
1.11.1 Diversos tipos de órtesis según patologías del pie .....	21
1.12 Materiales polímeros utilizados en plantillas ortopédicas .....	24
1.12.1 Eva.....	25
1.12.2 Porón .....	27
1.12.3 Fibra de Caucho.....	27
1.12.4 Cartón Plantar o Polímero #3 .....	27
1.13 Fatiga de los materiales polímeros. ....	28
1.14 Resiliencia en los polímeros .....	28
1.15 Histéresis de los polímeros.....	29
1.16 Los elementos finitos.....	30
1.16.1 El Problema de la elasticidad lineal.....	31
1.16.2 El Problema de la deformación plana.....	33

1.16.3 Problema de tensión plana.....	35
<b>CAPÍTULO 2: METODOLOGÍA Y DESARROLLO .....</b>	<b>37</b>
2.1 Selección de pacientes y medidas antropométricas .....	37
2.2 Análisis de las huellas plantares .....	38
2.3 Análisis de la pisada en la cinta caminadora .....	39
2.4 Análisis de las presiones plantares .....	40
2.5 Recolección de mediciones .....	40
2.6 Revisión del Diseño y elaboración de la plantilla ortopédica (artesanal) en el centro de Traumatología y Ortopedia Americana .....	40
2.6.1 Fase de Observación y Diagnóstico .....	41
2.6.2 Etapa de Diseño y elaboración .....	43
2.7 Revisión del Diseño y elaboración de la plantilla ortopédica (tecnológica) en el laboratorio de medicina deportiva MEDISPORT .....	43
2.7.1 La etapa de visualización y análisis de marcha. ....	43
2.7.1.2 Proceso de análisis de pisada.....	45
2.7.1.3 Proceso de medición baropodométrica.....	46
2.7.2 Etapa de Diseño de la plantilla ortopédica (tecnológica). ....	49
2.7.2.1 Información General.....	49
2.7.2.2 Adquisición del examen .....	50
2.7.2.3 Auto EasyCad.....	50
2.7.2.4 Menú de selección .....	50
2.7.2.5 Cambios de FreeHand .....	51
2.8 El análisis por elementos finitos .....	53
<b>CAPÍTULO 3. ANÁLISIS DE RESULTADOS .....</b>	<b>63</b>
3.1 Tipos de pie según índice de Hernández Corvo .....	63
3.2 Tipos de pie según proyección de pisada .....	64
3.3 Distribución de cargas en condición estática.....	66
3.4 Distribución de presiones en condición estática.....	68
3.5 Distribución de cargas condición dinámica.....	69
3.5.1 Distribución de cargas en condición dinámica pie izquierdo .....	69

3.6 Distribución de presiones en condición dinámica .....	72
3.7 Resultados de la simulación en la plantilla modelo Artesanal.....	73
3.7.1 Resultados de presión y simulación en talón izquierdo, sin corrección .....	74
3.7.2 Resultados de presión y simulación en antepié izquierdo .....	83
3.7.3 Resultados de presión y simulación en talón izquierdo, con corrección .....	86
<b>CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....</b>	<b>97</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>101</b>
ANEXO I. Análisis de resultados con SPSS, de la proyección de pisada en pie izquierdo, en pie derecho y pisada bilateral a 164 personas.....	101
ANEXO II. Imagen de huella, índice de Corvo y proyección de pisada de los siete voluntarios.....	104
<b>ANEXO III. DISEÑO Y ELABORACIÓN DE LA PLANTILLA ARTESANAL. ....</b>	<b>115</b>
Etapa de Diseño y elaboración. ....	115
ANEXO IV. Geometría de la base plantilla ortopédica basada en la zona aurea. ....	120
ANEXO V. Imágenes y Características técnicas de Fresadora CNC, Serie Vulcan, Modelo Vx1. ....	122
<b>ANEXO VI. DESCRIPCIÓN GEOMÉTRICA DE LOS MODELOS DE PLANTILLAS ORTOPÉDICAS. ....</b>	<b>125</b>
ANEXO VII. Ensayo de compresión del Eva posición horizontal.....	127
Anexo VIII. Ensayo de compresión del Eva en posición vertical. ....	129
ANEXO IX. Dureza Shore De Los Materiales Para La Fabricación De Las Plantillas Ortopédicas.....	131
<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>133</b>

## INDICE DE FIGURAS

Figura 1. 1 Vista lateral externa del pie derecho .....	6
Figura 1. 2 Estructura ósea del pie. ....	7
Figura 1. 3 Zonas de apoyo del pie durante la marcha. ....	13
Figura 1. 4 Pie normal y pie cavo.....	15
Figura 1. 5 Método Hernández Corvo .....	17
Figura 1. 6 Plataforma de marcha.....	20
Figura 1. 7 Síntesis del Eva .....	27
Figura 1. 8 Resiliencia en un la relación Tensión- Elongación para un polímero.....	29
Figura 1. 9 Resiliencia en un la relación Tensión- Elongación para un polímero.....	30
Figura 2. 1 Línea de Helbing .....	38
Figura 2. 2 Visualización de la pisada, marcha y toma de medidas del ortopedista artesanal al paciente Vásquez. ....	42
Figura 2. 3 Imagen de la huella plantar, paciente Vásquez. ....	44
Figura 2. 4 Tipo de pie por índice de Corvo, paciente Vásquez.....	45
Figura 2. 5 Imagen congelada de la proyección de pisada pronadora, paciente Vásquez. ....	46
Figura 2. 6 Sistema Baropodométrico en uso por paciente. ....	47
Figura 2. 7 Imagen de resultados de presión en condición estática.....	47
Figura 2. 8 Reporte final de reparto de cargas en condición estática. ....	48
Figura 2. 9 Reporte final de presiones en condición dinámica. ....	48
Figura 2. 10 Información general para el diseño de plantilla. ....	49
Figura 2. 11 Adquisición de huella.....	50
Figura 2. 12 Menú de selección.....	51
Figura 2. 13 Herramientas de Optimización.....	52
Figura 2. 14 Plantilla Izquierda Completada. ....	52
Figura 3. 1 Tipo de pie izquierdo según índice de Corvo.....	63
Figura 3. 2 Tipo de pie derecho según índice de Corvo. ....	63
Figura 3. 3 Proyección de pisada pie izquierdo. ....	64
Figura 3. 4 Proyección de pisada pie derecho. ....	65
Figura 3. 5 Distribución porcentual de cargas antepié izquierdo-retropie izquierdo y antepié derecho-retropie .....	66

Figura 3. 6 Presiones máximas y promedio en los pies izquierdo y derecho bajo condición estática .....	68
Figura 3. 7 Distribución de cargas en condición dinámica pie izquierdo.....	69
Figura 3. 8 Distribución de cargas en condición dinámica pie derecho. ....	71
Figura 3. 9 Distribución de presiones en pie izquierdo y derecho bajo condición dinámica.....	72
Figura 3. 10 Mallado con 32 nodos y 40 elementos.....	74
Figura 3. 11 Valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Aguilera Carlos.....	75
Figura 3. 12 Apreciación tridimensional de valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Aguilera Carlos.....	75
Figura 3. 13 Valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Álvarez Ronald.....	76
Figura 3. 14 Apreciación tridimensional de valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Álvarez Ronald.....	77
Figura 3. 15 Apreciación tridimensional de valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Álvarez Ronald.....	78
Figura 3. 16 Apreciación tridimensional de valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Álvarez Raúl.....	78
Figura 3. 17 Valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Escorza Fabricio.....	79
Figura 3. 18 Apreciación tridimensional de valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Escorza Fabricio.....	79
Figura 3. 19 Valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Fierro Renato.....	80
Figura 3. 20 Apreciación tridimensional de valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Fierro Renato.....	80
Figura 3. 21 Valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Quiroz Miguel.....	81
Figura 3. 22 Valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Quiroz Miguel.....	81
Figura 3. 23 Valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Vásquez Leonel.....	82
Figura 3. 24 Apreciación tridimensional de los valores de presión en talón izquierdo de Vásquez Leonel.....	82
Figura 3. 25 Apreciación de los valores de presión, en antepié izquierdo de Aguilera Carlos.....	83

Figura 3. 26	Apreciación de los valores de presión, en antepié izquierdo de Álvarez Ronald.....	83
Figura 3. 27	Apreciación de los valores de presión, en antepié izquierdo de Álvarez Raúl.....	84
Figura 3. 28	Apreciación de los valores de presión, en antepié izquierdo de Escorza Fabricio .....	84
Figura 3. 29	Apreciación de los valores de presión, en antepié izquierdo de Fierro Renato .....	85
Figura 3. 30	Apreciación de los valores de presión, en antepié izquierdo de Quiroz Miguel. ....	85
Figura 3. 31	Apreciación de los valores de presión, en antepié izquierdo de Vásquez Leonel .....	85
Figura 3. 32	Corrección 1 con espesor de la cuña 0.3 cm, material de la órtesis y de la cuña son iguales.....	86
Figura 3. 33	Corrección 2 con espesor de la cuña 0.1 cm, material de la órtesis y de la cuña son diferentes. ....	87
Figura 3. 34	Corrección 3 con espesor de la cuña 0.3 cm, material de la órtesis y de la cuña son diferentes. ....	87
Figura 3. 35	Corrección 1 espesor de la cuña 0.2 cm, material de la órtesis y de la cuña son iguales. ....	88
Figura 3. 36	Corrección 2, espesor de la cuña 0.3 cm, material de la órtesis y de la cuña son iguales. ....	88
Figura 3. 37	Corrección 3, espesor de la cuña 0.15 cm, material de la órtesis y de la cuña son iguales .....	89
Figura 3. 38	Corrección 4, espesor de la cuña 0.15 cm, material de la órtesis y de la cuña son diferentes.....	89
Figura 3. 39	Corrección 1, espesor de la cuña 0.1 cm, material de la órtesis y de la cuña son diferentes.....	90
Figura 3. 40	Corrección con espesor de la cuña 0.2 cm, material de la órtesis y de la cuña son diferentes.....	90
Figura 3. 41	Corrección con espesor de la cuña 0.1 cm, material de la órtesis y de la cuña son diferentes.....	91
Figura 3. 42	No se requiere cuña o corrección .....	92
Figura 3. 43	Corrección 1, espesor de la cuña 0.1 cm, material de la órtesis y de la cuña son iguales. ....	92
Figura 3. 44	Corrección 2, espesor de la cuña 0.15 cm, material de la órtesis y de la cuña son iguales, .....	93

Figura 3. 45 Corrección 3, espesor de la cuña 0.05 cm, material de la órtesis y de la cuña es el mismo.....	93
Figura 3. 46 Corrección 4, espesor de la cuña 0.1 cm. Material de la órtesis y de la cuña son diferentes.....	94
<i>Figura A. 1 Horma para base de plantilla modelo 1.</i> .....	115
Figura A. 2 Plantilla base cortada en Celfil, polímero #3 .....	116
Figura A. 3 Material Eva para el arco longitudinal .....	116
Figura A. 4 Colocación de la barra supinadora para paciente Vásquez. ....	117
Figura A. 5 Esmeril para la formación del arco longitudinal .....	117
Figura A. 6 Forro para la plantilla ortopédica. ....	118
Figura A. 7 Plantilla ortopédica forrada .....	118
Figura A. 8 Acabado final de la plantilla puliendo bordes. ....	119

## INDICE DE TABLAS

Tabla 1. 2 Tipos de pie .....	16
Tabla 1. 3 Rangos de índice de Hernández Corvo y su respectivo tipo de pie.....	18
Tabla 1. 4 Rangos de índice de Hernández Corvo y su respectivo tipo de pie.....	24
Tabla 1. 5 Aplicaciones del EVA según proporción del acetato de vinilo. ....	26
Tabla 2. 1 Tipo de pie según índice de Corvo y proyección de pisada. ....	39
Tabla 2. 2 Valores de medidas baropodométricas en retropié de Aguilera Carlos.....	74
Tabla 2. 3 Valores de medidas baropodométricas en retropié de Alvarez Ronald. ....	76
Tabla 2. 4 Valores de medidas baropodométricas en retropié de Alvarez Raúl .....	77
Tabla 2. 5 Valores de medidas baropodométricas en retropié de Escorza Fabricio.....	79
Tabla 2. 6 Valores de medidas baropodométricas en retropié de Fierro Renato.....	80
Tabla 2. 7 Valores de medidas baropodométricas en retropié de Quiroz Miguel .....	81
Tabla 2. 8 Valores de medidas baropodométricas en retropié de Vásquez Leonel.....	82
Tabla 2. 9 Tolerancias de la cuña correctora en función de la variación porcentual de carga.....	86
Tabla 2. 10 Análisis de proyección de pisada según presiones dinámicas. ....	95

## **DEDICATORIA**

A mi familia, mi madre Norma, mis hermanas Gilda, Glenda y Kata, a mis hijos Pablo, Matías y Mike; a la memoria de mi padre Gerardo Peña.



## **PREFACIO**

El diseño de una órtesis, plantilla ortopédica, es necesario para alguna modificación en el sistema funcional locomotor que los pies brindan. En esta investigación se define un modelo matemático que simula la corrección para el equilibrio de la postura y las presiones plantares, este equilibrio en algún momento podría verse alterado ante la presencia de diversos factores fisiológicos y anatómicos.

Este modelo matemático basado en las ecuaciones de la deformación plana y en tres dimensiones, permite simular la neutralización en las presiones plantares repartidas en una zona crítica de la fascia plantar, la pronación y la supinación son consideradas en este trabajo como los factores a neutralizar o corregir. El modelo permite adecuar una cuña supinadora o pronadora, se considera el material a utilizarse, la zona aurea de una plantilla ha sido un esquema necesario para la modelización.

Mediante los elementos finitos y algoritmos de MATLAB se ha realizado el análisis de las cuñas correctoras que se diseñaran en la plantilla ortopédica; los valores obtenidos por el modelo matemático son simulados en el mismo entorno del Matlab y se validan al compararlos con resultados de presiones baropodométricas en experimentación real; verificándose el error obtenido.

El proyecto en sí fue integrado bajo los siguientes componentes:

- Un estudio preliminar basado en la pronación, supinación o neutralidad de la marcha.
- Revisión del diseño artesanal de una plantilla ortopédica.
- Análisis mediante elementos finitos de la cuña correctora de la pronación o supinación en la plantilla ortopédica artesanal.
- Revisión del diseño tecnológico de una plantilla ortopédica.
- Análisis de resultados de la modelación y su comparación con una plantilla diseñada a base de medidas de presiones plantares.
- Conclusiones y recomendaciones.



# PRÓLOGO

En el contenido de la investigación desarrollada, se pretende verificar que una plantilla ortopédica realizada en forma artesanal, es decir conformada a través del empirismo, diseñada con percepciones basadas en la observación, referidas a situaciones clínicas de casos anteriores y semejantes; pueda ser modelada en su función de neutralizar la carga que el cuerpo humano envía a las extremidades inferiores.

Se deberá tomar en consideración los criterios de supinación o pronación como parte del estudio, ya que la gran parte de los individuos proyectan en su forma de caminar una de estas condiciones.

La parte primera de la investigación presenta una descripción de la anatomía del pie, su estructura y funcionamiento como la búsqueda del objetivo de locomoción. Así mismo un antecedente histórico de la ciencia baropodométrica y las diferentes formas de interpretar las dolencias del pie. Culminando con una teoría en elementos finitos para la resolución del problema de las deformaciones y tensiones en 3D.

En el capítulo dos se indica la metodología utilizada y desarrollada, en la cual se realiza un estudio preliminar de un grupo de personas supinadoras y pronadoras, ratificándose la importancia de la corrección en la pisada. Se visualizan los dispositivos con los cuales se realizan las pruebas de presiones plantares a un grupo de siete voluntarios en estado dinámico y estático, se determinan los instantes y la zona del pie en donde la pisada presenta una mayor presión. El estudio de los elementos finitos es aplicado en esta parte para modelar la corrección que una cuña supinadora o pronadora produce al ser colocada en la plantilla, tratando de estabilizar la pisada.

En el tercer capítulo se presentan los resultados de las cargas y presiones plantares en los voluntarios; al mismo tiempo el modelo matemático que se persigue para la corrección de la descarga de presiones, gracias a las cuñas correctoras, esto para cada uno de los voluntarios. Estos resultados de las correcciones son comparados con los reales verificándose el error y lo trascendental del modelo.

Finalmente se realzan las conclusiones y se enumeran ciertas recomendaciones de trabajos futuros, que podrían tener el mismo o un mayor impacto en lo referente a la búsqueda de la neutralidad de la pisada en la marcha del ser humano.

# **CAPÍTULO 1: ESTUDIO INTRODUCTORIO**

## **1.1 Descripción del problema**

En nuestra sociedad una parte inherente al ser humano es la postura, el pie junto a los tendones poseen una alta capacidad sensitiva. La postura del ser humano es una disposición relativa de las partes del cuerpo en una fase de equilibrio en cualquier momento, factores como la gravedad se ven influenciados (Palos D. 2000); por tanto, la postura otorga una distribución que busca el equilibrio en nuestro cuerpo en comparación con la gravedad. Para ello un correcto arco longitudinal, un buen alineamiento de tobillos, y la más ordenada distribución del peso del cuerpo en las extremidades inferiores logra que la postura sea la adecuada. Si alguno o varios de estos elementos no se cumplen, irregularidades a nivel corporal empiezan a acrecentarse.

La marcha humana diferirá a medida que este equilibrio corporal no sea el correcto, en las zonas de los miembros inferiores, específicamente los pies, las falencias o deformidades de parámetros físicos como pie plano, pie cavo, pisada pronadora, pisada supinadora, etcétera, son las alteraciones comunes; más aún en los individuos de la ciudad que de las zonas rurales.

El hecho de tener una pisada supinadora, pronadora o la condición de pie plano o pie cavo en el individuo amerita un restablecimiento del equilibrio o neutralidad tanto en su pisada como en su anatomía. Las personas con pie plano podrían acarrear con un decaimiento sustancial de sus tobillos y a pesar de que no sea un individuo con pie plano la pronación logrará que las cargas que soporta el pie no estén bien repartidas. Las presiones plantares excedentes pueden ser sinónimo de alteraciones anatómicas o comportamientos usuales de la marcha que solo pueden ser descargadas con las órtesis plantares, estudios han demostrado que más allá de un 20% de la población adulta mundial presenta un problema de disfunción postural.

Para citar unas cuantas cifras, en Francia, por ejemplo, 47,6% de los habitantes padecen de dolor en la espalda, el dolor de espalda afecta gravemente a los trabajadores y deportistas de esta localidad europea. El sistema postural ofrece varios sensores de entrada, entre los más predominantes: el pie y el ojo (Bricot, 2008)

Este problema puede ser minimizado retomando el equilibrio en las reacciones y distribuciones correctas de cargas en los pies mediante el uso o aplicación de plantillas ortopédicas. La plantilla ortopédica es una metodología para la corrección de estos estados de desequilibrio corporal.

## **1.2 Antecedentes**

En el año 2007, Martínez Nova en su trabajo titulado “Estudio Baropodométrico de los valores de presión plantar en pies no patológicos” logra definir en un grupo de 46 personas la correlación que podría existir entre el peso y los valores de las presiones plantares, concluyendo que si es significativa esta correlación; el autor indica que será importante establecer los valores de presión plantar de pie no patológico para compararlos con los valores de pies con patologías diferentes, observando así la variabilidad en las presiones pico y promedio.

En el 2008, el mismo Martínez ofrece un trabajo denominado “Estudio del patrón de presiones plantares en pies con hallus valgus mediante un sistema de plantillas instrumentadas”; aquí el investigador toma una muestra de 60 pacientes: 30 con hallus valgus y 30 no patológicos, realiza la medición de presiones plantares mediante el sistema de plantillas con sensores Biofoot/IVB, se observa que los picos de presión máxima están en la parte medial de los sintomáticos con hallus vagus motivados por la pronación.

Víctor Manuel Melgarejo en su investigación de “Presión Plantar: Estudio comparativo en estudiantes universitarios” del 2013, obtiene como resultados que el

80% de los pies izquierdos son supinadores, el 20% planos y en los pies derechos el 100% son supinadores; concluyendo que las mediciones con plantillas instrumentadas son óptimas para apreciar y evaluar una patología del pie.

En 2014, los Ingenieros Juan Carlos Carreño y Pablo Teodoro Cabrera, diseñan un sistema baropodométrico basado en un procesamiento de imágenes; este sistema toma la imagen de la huella plantar de un paciente y la procesa codificando por colores las zonas de mayor presión definiendo al mismo tiempo el tipo de pie que el paciente tenga para una posterior evaluación médica, se realizaron 20 pruebas.

### **1.3 Justificativo de la investigación**

El pie humano es el elemento que logra la sustentación, equilibrio y locomoción del individuo y por ende en la vida del mismo es aquel que le otorga al ser humano la capacidad de desarrollar todas aquellas actividades en las cuales los factores de sustentación, traslación y equilibrio se ejecuten. Por tal motivo la pisada de este pie deberá generar el desarrollo normal de aquellas actividades. Un alto porcentaje de la población pisa sin saber que es inadecuada aquella forma de pisar, una mínima deformación en la curvatura de la pisada podría desembocar en problemas grandes más aún si la persona está acostumbrada o frecuenta la práctica de alguna actividad laboral en particular o deportiva. Para los profesionales médicos la forma de diagnosticar a través de los tiempos ha sido desde la simple observación en la caminata de la persona hasta la utilización de equipos tecnológicos de última línea.

Sea cual fuere la forma de diagnosticar por parte del profesional se hace necesario el reconocimiento, la forma, geometría y estructura de los elementos que podrían corregir alteraciones en la pisada de un ser humano. Aquellos elementos denominados ortesis plantares existen en nuestro medio en formas variadas dependiendo de la dolencia encontrada. El 80% de los casos del pie cavo tiene que ver con causas neurológicas, en los otros casos se dice que la causa es idiopática. Las causas del pie

plano pueden ser de tipo congénitas o adquiridas en la mayoría de los casos la causa es desconocida. Se sabe que está relacionado con la hiperelasticidad de los pacientes, una anomalía en la estructura de colágeno que puede durar hasta la adolescencia. El pie plano puede ser flexible o rígido. Según estudios realizados en Estados Unidos a 31'000.000 de personas que padecen de pie plano con dolor de espalda (Tabares Cedeño, Ribadeneira Coloma, & Zurita Avilés, 2015). En nuestro medio de cada 116 padres de familia el 87% tiene un hijo con pie plano. Las personas mayores a 18 años con pie plano deben usar en todo momento las plantillas ortopédicas, incluso si utilizan zapatos con tacón. El uso permanente, de la plantilla ortopédica puede modificar entre el 20% al 30% la formación de la curvatura. En personas que tienen el arco bajo pero no llegan a tener el pie plano, el porcentaje de corrección es de hasta 60% (Endara Camacho, 2016).

La supinación y la pronación en las extremidades inferiores son características comunes en la forma de pisar de ser humano que no se conocen hasta ser verificadas o determinadas por un especialista, entre traumatólogos, podólogos, antropometristas, ortopedistas artesanales, etcétera; el hecho de conocer el tipo de pisada es un factor que les ayuda tener una noción de cómo tratar la dolencia y analizar sus consecuencias.

El efecto más común de disfunciones biomecánicas es el exceso de pronación, esta pronación puede ser descrita como el segundo proceso que le ocurre al pie de acuerdo a la baja velocidad y es un indicativo del tipo de superficie sobre la que se camine (Acosta, 2010). Un exceso de pronación trae dolencias en la tibia, la cadera, la fascia plantar, el tendón de Aquiles y los metatarsianos, en un deportista el exceso de pronación conlleva a un mayor riesgo de sufrir lesiones (Salazar, 2007)

Se hace imperiosa la necesidad de tener una buena plantilla ortopédica que soporte las presiones plantares para reducir en corto y mediano plazo la dificultad. El uso de plantillas con espesor variable reduce significativamente los esfuerzos en el pie debido a las presiones plantares.

## **1.4 Hipótesis**

El modelo, de plantilla artesanal estructuralmente es más óptimo que el modelo de plantilla tecnológica.

## **1.5 Objetivos**

### **Objetivo General**

Analizar mediante elementos finitos órtesis de pie hechas artesanalmente y comparar sus condiciones estructurales con una órtesis hecha con tecnología avanzada, basada en resultados de presiones plantares obtenidas por sistemas baropodométricos.

### **Objetivos Específicos**

- a) Determinar el tipo de pie y pisada de los pacientes.
- b) Obtener las presiones plantares de los pacientes por medio de sistemas baropodométricos.
- c) Obtener los valores de propiedades mecánicas de los materiales que conforman las órtesis, para patologías determinadas.
- d) Aproximar un modelo matemático para la órtesis artesanal.
- e) Emplear un software especializado para simular las presiones en la órtesis y validar los resultados obtenidos en laboratorio.

## **1.6 El pie como elemento motriz**

Aquella parte del cuerpo humano que va desde el tobillo hasta los dedos cumpliendo funciones como el sostén, la amortiguación, la propulsión en el ser humano. La parte terminal de un ser humano o pie está conformado por 26 huesos divididos en tres partes generales, anatómicamente hablando: el tarso, metatarso y las falanges, las mismas que corresponden a las zonas de retropié, mediopié y antepié.

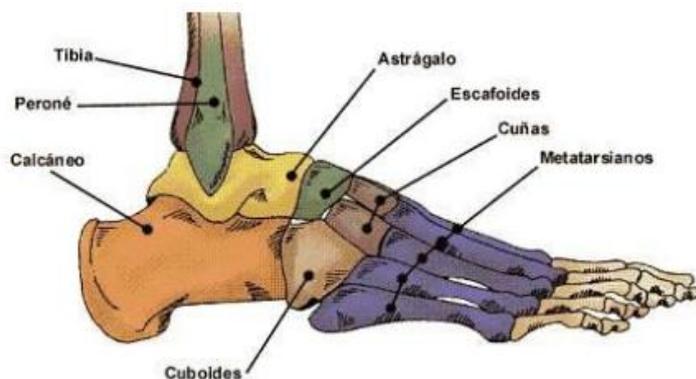
### 1.6.1 Estructura ósea del pie

Los huesos que conforman la estructura ósea del pie están agrupados en tres importantes zonas (ver Figura 1.1):

**El tarso.-** contiene a los huesos denominados astrágalo, calcáneo, escafoides, cuboides y 1°, 2° y 3° cuñas. Las cuñas conocidas también como huesos cuneiformes, el primer cuneiforme en dirección del dedo gordo, luego segundo hueso cuneiforme y después tercer hueso cuneiforme.

**El metatarso.-** contiene a 5 huesos paralelos.

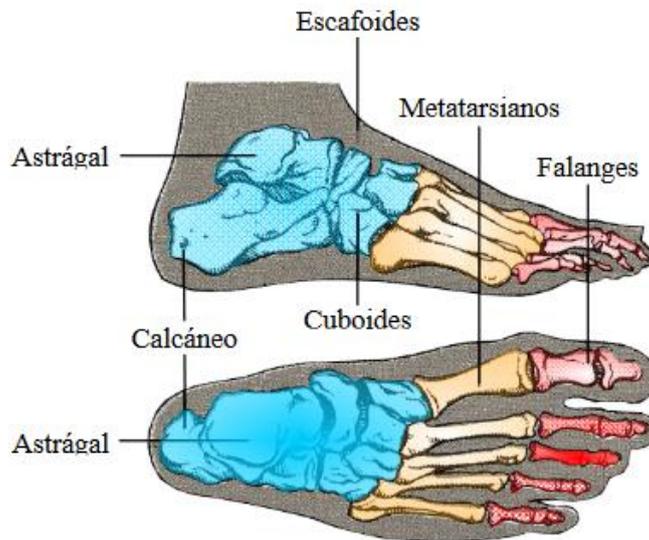
**Las falanges.-** compuesta por la falange, falangina y falangeta y que dan las tres la formación a los dedos.



**Figura 1. 1** Vista lateral externa del pie derecho

**Fuente:** <https://www.efisioterapia.net/articulos/tratamiento-esguince-tobillo>

Este sistema complejo es el único del cuerpo que opera sobre una superficie externa, en tal virtud no es un elemento aislado su anatomía y funcionalidad están enteramente ligadas a otras texturas anatómicas como el tobillo y la antepierna.



**Figura 1. 2** Estructura ósea del pie.

**Fuente:** Hernández, 2007

Un grupo de siete huesos que conforman el talón y la parte anterior del empeine que se conocen como huesos Tarsianos y que son:

- Un hueso denominado escafoides.
- Tres huesos llamados cuneiformes.
- Un hueso llamado cuboides.
- Un hueso denominado astrágalo.
- Un hueso llamado calcáneo.

Existen cinco huesos metatarsianos, desde la zona media a la zona distal, cada metatarsiano con un extremo superior denominado cabeza, una parte media alargada llamada diáfisis y un extremo inferior llamado base proximal. En estos huesos se fijarán los ligamentos de los huesos y los pies.

En la sección del antepié se forman las falanges que dan la estructura de los dedos, cada dedo estará conformado por tres falanges a excepción del dedo gordo que solo posee dos. Las falanges más alejadas del pie denominadas falanges distales, las falanges medias y las primeras falanges que se articulan con el metatarso.

El calcáneo forma la parte externa e inferior del tobillo extendiéndose hacia abajo para dar forma al talón, este hueso soporta una buena parte de la tensión que adquiere el pie al andar. El astrágalo forma la mayor parte de la estructura interna y superior del tobillo; el escafoides se articula con el calcáneo, el astrágalo y con tres huesos cuneiformes. El cuboides con forma de cubo se anexa a los metatarsianos externos, el cuneiforme lateral y el calcáneo. En el tobillo se hallan tres huesos cuneiformes denominados así por que presentan una forma de cuña: el cuneiforme interno, el cuneiforme medio y el cuneiforme externo.

### **1.6.2 Músculos del pie**

En total son veinte los músculos del pie agrupados en cuatro regiones o zonas:

**La zona dorsal.** - En esta zona está ubicado el musculo medio conocido como Pedio y que da origen a los tendones que van insertados entre los dedos.

**Zona plantar externa.** - En esta zona se da la movilidad de afuera hacia adentro o de adentro hacia afuera del quinto dedo ya que aquí se encuentra el flexor que, flexiona la falange del quinto dedo.

**Zona plantar media.** - Gracias a esta zona se dan los movimientos que extienden a las falanges.

**Zona plantar interna.** - Aquí se encuentra el flexor corto del primer dedo, los músculos abductor y aductor se forman en esta zona. Debido a la disposición que los músculos del pie tienen, existe una división en dos grandes grupos: los músculos extrínsecos y los músculos intrínsecos.

**Los músculos extrínsecos.** - Estos músculos están encargados del movimiento del tobillo y pie, generándose los movimientos de:

- ✓ Flexor dorsal
- ✓ Flexor plantar
- ✓ Supinadores o inversores
- ✓ Pronadores o eversores.

**Los músculos intrínsecos.** - Que se desarrollan y acaban en el mismo pie y producen los movimientos de flexión, extensión, abducción y aducción, estos músculos son:

- ✓ Abductor del quinto dedo
- ✓ Abductor del dedo gordo
- ✓ Interóseos.
- ✓ Extensor corto del dedo gordo.
- ✓ Extensor corto de los dedos.
- ✓ Flexor corto de los dedos.
- ✓ Flexor corto del dedo gordo.
- ✓ Lumbrical.

## **1.6 Biomecánica del pie**

El peso del ser humano es transmitido por la cadera hacia las extremidades inferiores en la mitad a cada extremidad, al bajar estas fuerzas por las piernas.

## **1.7 Marcha del pie**

### **1.7.1 Aspectos generales de la Marcha del pie.**

La marcha humana es una actividad fundamental locomotora que el cuerpo humano desarrolla en el transcurso de la vida y rutina diaria. El estudio o análisis de la misma

define áreas de aplicación como en el área médica, la informática y la robótica. Se deben cumplir dos requisitos esenciales en el proceso de la marcha: La mantención de las fuerzas de reacción del piso sobre la extremidad inferior o de soporte y el movimiento cíclico de cada extremidad inferior desde una posición de apoyo a otra en dirección del movimiento (L. E. Contreras, 2012). La marcha es resultado de una sucesión de pasos, el paso se da entre el apoyo de un talón y el apoyo siguiente del talón contralateral, este paso, se encuentra dividido en tres episodios: cuando se apoya todo el talón, cuando se apoya todo el pie y cuando propulsamos; el ciclo de una marcha lo conformaran todos aquellos movimientos producidos desde el contacto del talón con la superficie terrena hasta el siguiente contacto del mismo talón con la superficie terrena.

Una marcha normal presenta cinco características:

- 1.- Estabilidad durante el apoyo.
- 2.- Paso libre del pie durante el balanceo.
- 3.- Preparación adecuada del pie para el contacto inicial.
- 4.- Longitud adecuada del paso.
- 5.- Conservación de la energía al caminar.

Generalmente una marcha libre se inicia al año de edad y a medida que el niño crece su equilibrio se desarrolla mejor y un patrón maduro de apoyo del talón no se logra antes de los tres años de edad. El ciclo de la marcha o sancada inicia cuando el pie toca el suelo y termina cuando el mismo pie toca el suelo nuevamente; las fases principales en el ciclo de la marcha son dos: la fase de apoyo y la fase de balanceo.

### **1.7.1.1 El ciclo de la marcha**

El ciclo de la marcha empieza con el contacto del talón de una de las piernas, punto donde el talón toca la superficie, originándose una etapa de descenso y postura de ambas piernas; la etapa de descenso es la etapa en la que el pie no se encuentra en contacto con el nivel terreno, mientras que la etapa de postura es un período en el cual el pie toca el nivel terreno.

#### **La etapa de postura**

El pie está en contacto con el nivel terreno las dos terceras partes del ciclo de la marcha, es decir el 62% de toda la marcha. La etapa de postura está formada por tres componentes:

Una fase de contacto, una fase de contacto medio y una fase de propulsión.

#### **Contacto**

Se produce el apoyo del talón con la parte lateral del calcáneo, produciéndose una ligera rotación de la tibia y pie, el metatarsiano quinto topa el nivel terreno hasta que todos los huesos metatarsianos soportan enteramente el peso del cuerpo, terminando de este modo la etapa de contacto. Es importante recalcar que en esta etapa se da la adaptación del pie a todo tipo de terreno y a una absorción de impactos.

#### **Contacto medio**

El pie se vuelve rígido en este instante y la tibia empieza una rotación externa propagándose una supinación hacia la articulación subtalar de tal modo que el pie se prepare para la etapa de propulsión.

#### **Propulsión**

Se produce el levantamiento del talón la parte delantera y trasera se juntan promoviendo el levantamiento del dedo del pie. El pie sigue en supinación cuando se produce el levantamiento del dedo del pie.

## **La etapa del descenso**

Al estar caminando la etapa del descenso corresponderá al 38% del ciclo de postura. Esta fase de descenso permite que el pie logre una recuperación y cambiar su estatus antes de repetir nuevamente el movimiento. La etapa del descenso está constituida por dos partes:

### **Parte 1 del descenso**

Al estar la punta del dedo levantada aún, la primera etapa del descenso empieza, se da un doble soporte en esta etapa que comprende a un 10% de la caminada, el tiempo de doble soporte se minimiza si la velocidad de la marcha aumenta hasta cuando la marcha se transforma en un correr continuo donde desaparece el doble soporte.

### **Parte 2 del descenso**

Aquí el pie sigue retomando su posición y la parte delantera y trasera otra vez se conjugan para que el pie gire y se prepare con el contacto en la fase de postura.

Desde otra forma de análisis el ciclo de la marcha puede interpretarse empleando los siguientes términos:

**CICLO DE MARCHA** (Formado por dos pasos), **TIEMPO DE APOYO** (Talón toca el nivel terreno, hasta el despegar del pie), **TIEMPO DE OSCILACIÓN** (Empieza con el despegue del antepié y termina con el tope del talón en el nivel terreno), **APOYO DOBLE** (ambos pies contactan el nivel terreno), **APOYO SIMPLE** (Un pie toca nivel terreno y el otro en oscilación). (S. Collado, 2002)

Existen parámetros con aspectos longitudinales en el ciclo de la marcha tales como:

**Velocidad de marcha.** - Es una velocidad promedio que va desde 1,28m/s hasta los 1,40m/s.

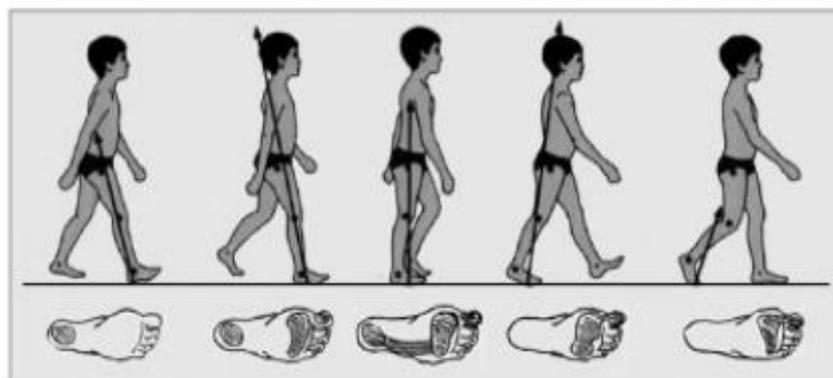
**Cadencia de marcha.** - Son los pasos por unidad de tiempo aproximadamente en condiciones normales 90 pasos por minuto.

**Longitud de zancada.** - Distancia de entre dos toques de talón con el nivel terreno de un mismo pie, en promedio 156cm.

**Longitud del paso.** - Distancia entre ambos pies cuando contactan al nivel terreno, entre 74cm a 85cm.

**Anchura del paso.** - Distanciamiento lateral entre los apoyos de ambos pies, suele ser de 5 a 6cm.

**Ángulo del paso.** - Ángulo entre la directriz del pie y la horizontal del nivel terreno, suele ser en condiciones normales 15°.



**Figura 1. 3** Zonas de apoyo del pie durante la marcha.

**Fuente:** (Ruiz Caballero, 2011)

## 1.8 Trastornos fisiológicos y anatómicos del pie

Wood Jones en 1944 dijo que el pie de un hombre es diferente a cualquier otro y que es la parte más diferenciable de la anatomía humana. Bajo esta premisa es importante su cuidado y observación. Se ha considerado al pie como una huella digital y que reviste de mucha información del ser humano, esta información que podría suministrar

el análisis del pie de un sujeto es de qué zona geográfica proviene, el clima al cual se ha adaptado, el tipo de trabajo que realiza el individuo, su formato higiénico y hasta la edad.

Muchos problemas del pie pueden ser soportados por tiempos largos, sin embargo cuando ya están desarrollados influyen en la minimización de las actividades rutinarias del individuo.

Los cuadros patológicos de los pies pueden ser:

**Pie Valgo o Pronador.** - Pie en el que el talón mira hacia adentro y se dirige hacia adentro; la planta del pie se dirige hacia afuera.

**Pie Varo o Supinador.** - Pie en el que el talón mira hacia la parte externa y se dirige hacia afuera; la planta del pie se dirige hacia adentro.

**Pie Aducto.** - El antepié sufre una desviación hacia adentro (ULTRA-MED, 2017).

**Pie Abducto.** - El antepié sufre una desviación hacia afuera.

**Pie Supinador.**- La planta del pie se dirige hacia adentro (ULTRA-MED, 2017).

**Pie Pronador.**- La planta del pie se dirige hacia afuera (ULTRA-MED, 2017).

**Pie Talo.**- Es un pie que apoya con el talón únicamente (ULTRA-MED, 2017).

**Pie Equino.** - Es un pie que apoya con el antepié solamente.

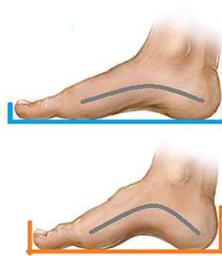
**Pie Zambo.** - Un pie que presente las características de Equino, varo, supinado y aducto.

**Pie Plano.** - Se comprende al pie plano aquel en el cual se da la desaparición o disminución del arco longitudinal, anomalía común de las personas obligadas a permanecer en bipedestación durante una etapa larga de su rutina diaria. Los efectos

pueden producir cansancio, deformación de retropié, dolor y malfuncionamiento del tendón tibial.

Un pie plano es aquel que presenta una deformidad del retropié combinado con el hundimiento de la bóveda plantar perdiendo una gran adaptación de amortiguamiento. En el pie plano los golpes o pisadas fuertes contra el nivel terreno suelen ser traumáticos. Se suscitan sobrecargas musculares pudiendo afectar la zona muscular lumbar.

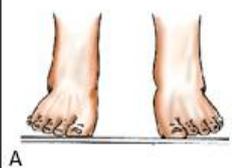
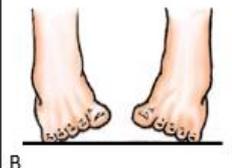
**Pie Cavo.** - En este pie la bóveda plantar se eleva anormalmente, produciendo un desgaste del calzado en la zona exterior a la pisada, es decir una pisada supinadora.



**Figura 1. 4** Pie normal y pie cavo

**Fuente:** <https://es.slideshare.net/jhommyguerrero/fisioterapia-en-pediatria-tema-alteraciones-de-los-pies>

**Tabla 1. 1 Tipos de pie**

Pie Valgo o pronador		Pie Plano	
Pie Varo o supinador		Pie Talo	
Pie <u>Aducto</u>		Pie Equino	
Pie <u>Abducto</u>		Pie Zambo	

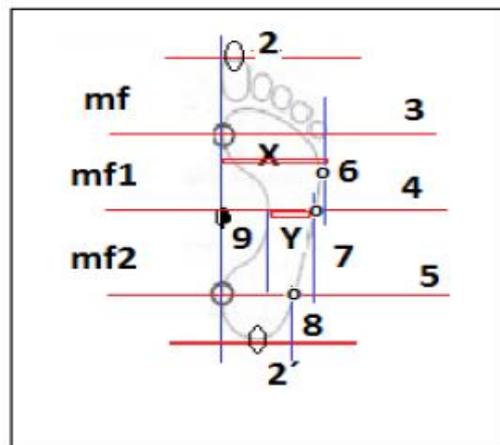
Fuente: A, B, C, D [http://www.podoortosis.com/a\\_introduccion/c01.htm](http://www.podoortosis.com/a_introduccion/c01.htm)  
 E, F, G <http://www.ultramed.com.mx/plantillas-ortopedicas-para-ninos.html>  
 H *Ortopedia pediátrica para padres de familia*

## 1.9 Metodología para la obtención de la huella plantar

### 1.9.1 El método de Hernández Corvo

Como referencia se tiene a la Figura 1.5. En la parte interna de la huella se trazan los puntos 1 y 1' que corresponden a los relieves más internos de la huella trazándose una línea longitudinal que unirá a los puntos 1 y 1'. Se ubican los puntos 2 y 2' que corresponden al punto más extremo del dedo largo y la parte más extrema del talón. Luego se trazan rectas perpendiculares a el trazo longitudinal 1-1' y que justamente pasan por el punto 2 la una recta y 2' la otra recta; la distancia entre la línea perpendicular superior hasta el punto uno se llamara medida fundamental. Medida que

será utilizada como parámetro de repartición a lo largo de la huella plantar, trazándose tres perpendiculares más (3, 4 y 5). Estas tres perpendiculares serán interceptadas con otras tres líneas que pasen por las partes más externas de la huella, obteniéndose las líneas 6,7 y 8. A continuación se ubica al punto 9 que será la intersección de la línea 4 con la parte interna del arco en la huella plantar. La distancia entre el trazo inicial y 6 se denomina X y la distancia entre el punto 9 y la línea 7 se llamará Y; a la primera distancia se le refiere el ancho del metatarso y a la segunda el sector medio del pie. (Carreño Abad & Cabrera Sáenz, 2014).



**Figura 1. 5 Método Hernández Corvo**

**Fuente:** Carreño Abad & Cabrera, 2014

Finalmente con los valores de X y Y empleamos la siguiente expresión:

$$IC = (X - Y)/X \quad [1]$$

A este último modelo se le denomina ecuación de Hernández Corvo y dependiendo del valor del IC, es el tipo de pie obtenido (Díaz, Torres, Ramírez, García, & Álvarez, 2006) (Ver Tabla1.3).

**Tabla 1. 2 Rangos de índice de Hernández Corvo y su respectivo tipo de pie**

ÍNDICE DE CORVO	TIPO DE PIE
0%-34%	PIE PLANO
35%-39%	PIE PLANO NORMAL
40%-54%	PIE NORMAL
55%-59%	PIE NORMAL CAVO
60%-74%	PIE CAVO
75%-84%	PIE CAVO FUERTE
85%-100%	PIE CAVO EXTREMO

Fuente: (Díaz, Torres, Ramírez, García, & Álvarez, 2006)

## 1.10 Metodologías para la obtención de la presión plantar

El término baropodometría se origina del griego: baros igual a peso, podos un vocablo que significa pie y Metron lo equivalente a medición (Hurtado , 2006); concluyendo que la baropodometría significaría “la medición de las presiones originadas sobre los pies. Un sistema que analiza las distribuciones de las cargas y presiones de los pies mediante sensores digitalizados, en postura estática y durante la marcha; tomando en consideración el apoyo plantar se denomina: baropodómetro electrónico (Carreño Abad & Cabrera Sáenz, 2014).

(Collado Vásquez, 2004) Han sido variadas las técnicas que durante el tiempo se han utilizado para el análisis de la huella plantar, Etienne Jules Marey, Francés nacido en 1830 fue un estudioso del cuerpo humano y las leyes que gobiernan el movimiento del cuerpo, los hermanos Weber en el año de 1836 realizan el primer análisis del paso humano, la obra “Mechanik der Mensheliehen, Gottingen” realzan el movimiento de la marcha humana junto al control de la gravedad; en 1873 escribió su obra “La Máquina Animal” en esta época Marey colocaba cámara de aire dinamométrica unida a un cilindro. En 1887 Beely lograba que los sujetos caminaran sobre capas de yeso, para el año 1892 se inventa una plataforma dinamométrica por parte de Demeny.

Apartir del año 1900 Charles Ducroquet analiza el movimiento del paso humano pero en marchas patológicas en el hospital de San Juan de Dios de París colocando espejos en los pasillos para obtener un pronunciamiento tridimensional del paso (Collado Vázquez, 2004). En 1916 se diseña una pista dinamométrica donde se registraban fuerzas en cuatro direcciones. Luego en 1925 Forstall pintaba los pies para la obtención de huellas plantares y análisis de presión; en 1927 dos personajes analizan la marcha humana buscando una correlación metabólica por el consumo de oxígeno durante la marcha, Aztler y Herbert (Collado Vázquez, 2004). Para el año de 1934 la tecnología óptica y electromagnética interviene en el análisis de la marcha gracias a Elftman. Cuando acaba la segunda guerra mundial los Estados Unidos son precursores de los primeros laboratorios de Biomecánica para ayudar a los amputados de Vietnam (Uroz , 2008). Para 1945 se crea por parte de Eberhast e Inman el primer laboratorio de análisis de marcha humana (Collado Vázquez, 2004). Posteriormente en 1947 Shwartz mide presiones en el talón utilizando implementos neumáticos. Viladot Voegli es uno de los artífices de la construcción de un pasillo en el Hospital de San Rafael para análisis de marcha con prótesis. En 1974 Miura introduce la densitometría a color al sistema creado anteriormente por Elftman (Collado Vázquez, 2004) aportando para analizar los movimientos del salto y marcha. Durante el ciclo de la marcha en las diferentes fases se producen diferentes presiones, el impulso inicial de máxima presión, la fase de impulso, las fuerzas de carga, las superficies de apoyo. Para 1982 Cavanagh y Henning crearon una técnica usual y nueva utilizando una plantilla con cuatrocientos noventay nueve sensores de área de 5mm<sup>2</sup>, aquí los principios piezoeléctricos tuvieron mucho que ver (Collado Vázquez, 2004). Ya para el año de 1986 se venden los primeros sistemas baropodométricos el sistema EMED; la misma que es útil a principios de 1989 para analizar presiones de tipo metatarsal y pies con alteraciones neurológicas como la polio y neuropatías diabéticas. Finalmente y en orden cronológico se desarrollan los siguientes sistemas modernos: PODYNAMIC en 1990, F-SCAN en 1992, GAITSCAN en 1994, BioFoot/IBV en 2001 (Uroz , 2008).

El estudio de la baropodometría ha tenido avances significativos en los últimos veinte años especialmente en los países de Europa permitiendo conocer las presiones que se ejercen en cada punto de la superficie plantar (el análisis es estático o dinámico), además permite conocer el desarrollo de la marcha.



**Figura 1. 6** *Plataforma de marcha.*

**Fuente** (*Medigraphic Artemisa, Volumen 2, N° 4*)

### **1.11 Las órtesis plantares**

Según la organización internacional de Normalización, se define órtesis a un componente de apoyo o dispositivo externo aplicado al cuerpo de tal forma que modifique los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético. Una órtesis plantar es una componente que debe adaptarse a las presiones plantares y al confort, se ha establecido que es potencialmente adecuada la utilización de órtesis plantares para propósitos sanitarios, reducción de lesiones y dolencias. En fisioterapia el término órtesis se define como dispositivo ortopédico cuya función es reemplazar parcial o totalmente las funciones de un miembro con

incapacidad física, alinea y corrige deformidades mejorando la función del aparato locomotor.

Los diversos tipos de órtesis se definen de acuerdo a la funcionalidad de la ortesis, sin embargo se realizará un análisis de los tipos de órtesis considerando las diversas dolencias a las cuales el pie humano puede estar proclive.

### **1.11.1 Diversos tipos de órtesis según patologías del pie**

#### **Órtesis para garra digital**

La deformación conocida como garra digital puede afectar a todos los dedos del pie y está asociada generalmente a enfermedades neurológicas. Cuando el pie es cavo el antepié en la flexión plantar produce una garra digital y como consecuencia un aumento del ángulo de inclinación metatarsal. Si el pie es equino se produce una desproporción en el reparto del peso tomando el antepie una mayor carga y produciéndose un desequilibrio que causa la garra digital (Gago, 2015).

#### **Órtesis para uña incarnata**

A causa de malos procedimientos o enclavamientos de la lámina ungueal se pueden producir infecciones, inflamaciones y ardor, la órtesis de vendaje protector con silicona y un corte adecuado recto de la uña ayudan a superar la dolencia (Gago, 2015).

#### **Órtesis para quinto varo**

Para evitar el dolor sobre el quinto varo se utilizan ortesis protectoras de silicon colocadas en el espacio interdigital del quinto dedo; de este modo se regula y controla con el tiempo la desviación del quinto dedo (Gago, 2015).

### **Órtesis para Hallux Valgus**

Conocido como juanete trata de una deformidad del dedo gordo; la cabeza del metatarsiano se desvia hacia afuera y la falange hacia adentro (Gago, 2015).

### **Órtesis para el Neuroma de Morton**

El engrosamiento benigno de un nervio ubicado en el tercer y cuarto dedo del pie. Para tratar estos casos se recomienda calzado ancho con un tacón máximo de tres centímetros junto a plantillas ortopédicas con apoyo retrocapital estableciendo una protección para el antepié (Gago, 2015).

### **Órtesis para las Talalgias**

La talalgia es un dolor en el talón localizada en uno de los siguientes puntos:

- 1.- En una ubicación de inserción con el talón de Aquiles.
- 2.- En una zona de inserción de la fascia plantar.
- 3.- En la zona de carga del talón.

La sintomatología es un dolor en el talón generalmente ocurre en personas corpulentas y con una funcionalidad laboral en la que estar de pie durante mucho tiempo es vital, la edad promedio de los individuos con esta dolencia es 40 años. Para tratarla se requiere una talonera con alza de un centímetro (Gago, 2015).

### **Órtesis para Espolón Calcáneo**

En el año de 1900 el alemán Plettner (Asensio Manso, 2017) modalizó el término Espolón Calcáneo a una pequeña formación ósea en el calcáneo. La tensión soportada en el talón es mayor que en otras zonas aledañas, temporadas largas de pie producirían dolores matutinos. Se debe reducir la carga con taloneras, adicionalmente los antiinflamatorios locales son importantes (Gago, 2015).

### **Órtesis para la enfermedad de Haglund**

Esta se produce debido a una prolongación ósea en el dorso del calcáneo, esta lesión puede alterar la marcha en caso de hacerse crónica, se caracteriza sintomatológicamente por el enrojecimiento en la zona inflamada, dolor en la unión del tendón de Aquiles y el talón (Gago, 2015).

### **Órtesis para Pie Cavo**

Ésta es una excesiva elevación de la bóveda longitudinal del pie.

### **Órtesis para pie plano adulto**

La disminución total o parcial del arco longitudinal es conocida como pie plano, modificándose la estructura del pie reduciendo la capacidad de los apoyos normales, cocineros, camareros, empleados de establecimientos, etc.

Existe un tratamiento en base a órtesis plantares más fácil de superar en los primeros estadios pues a edades adultas los tendones en la planicie están fortificados (Gago, 2015).

**Tabla 1. 3** Diversos tipos de órtesis, según dolencia del pie

DOLENCIA	ÓRTESIS	DOLENCIA	ÓRTESIS
 Garra Digital		 Talalgia	
 Uña Encarnada		 Espolón Calcáneo	
 Quinto Varo		 Enfermedad de Hanglud	
 Hallux Valgus		 Pie Cavo	
 Neuroma de Morton		 Pie Plano	

Fuente: Guía de Podología y sus indicaciones ortésicas.

## 1.12 Materiales polímeros utilizados en plantillas ortopédicas

Los polímeros son macromoléculas formadas por la unión repetida de una o varias moléculas que se unen mediante enlaces covalentes, existen polímeros naturales y polímeros sintéticos, estando formado los sintéticos por una dos o tres tipos de

unidades diferentes. Las moléculas que se enlazan para formar un polímero se denominan monómeros y las reacciones que se producen al combinarse monómeros se llaman reacciones de polimerización.

### **1.12.1 Eva**

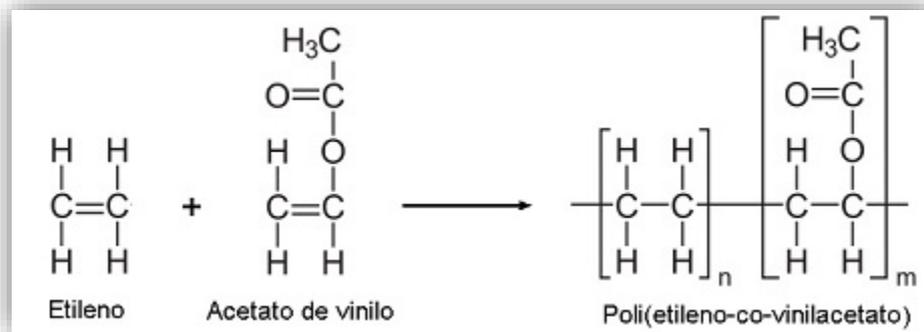
El EVA al ser un copolímero de etileno y acetato de vinilo dependen sus propiedades del contenido de acetato de vinilo ya que el aumento de la proporción de acetato de vinilo ayuda a mejorar la calidad en la transparencia y flexibilidad (Cañamero, 2014), dependiendo de la cantidad de esta proporción serán las aplicaciones que el EVA pueda tener (Tabla 1.5). Este polímero es suave por tener características similares a un elastómero. Entre sus diversas cualidades el EVA posee resistencia a bajas temperaturas, propiedades de barrera, buena calidad en cuanto a su brillantez y claridad, posee poco olor y una buena resistencia a los rayos ultravioleta.

El EVA es un material bastante elástico, que se combina con el caucho produciendo una alta resistencia, pudiendo incluso tener un alargamiento por tracción mayor al 700% y una temperatura de fusión máxima de 96° C. La empresa Española OKM Química Ortopédica, en su hoja de especificaciones del Eva indica que la resistencia a la tensión va de 450kPa hasta 3000kPa; mientras que la resistencia a la compresión de 30 hasta 1070kPa. El grupo etileno proporciona moldeabilidad, el grupo vinilo proporciona elasticidad y el grupo acetato proporciona volumen y resistencia; la capacidad de absorción del EVA en base a las reacciones del suelo es del 60,3%. (Company, 2017).

**Tabla 1. 4** Aplicaciones del EVA según proporción del acetato de vinilo.

<b>PORCENTAJE DE ACETATO DE VINILO EN PESO</b>	<b>APLICACIONES DEL EVA</b>
<i>3-20%</i>	<i>Puzzles, juguetes, sandalias playeras, cubiertas de cables, juntas, envases de ultracongelados.</i>
<i>15-40%</i>	<i>Adhesivos, termofusibles.</i>
<i>45-55%</i>	<i>Cauchos.</i>
<i>EVA MICROCELULAR</i>	<i>Sector del calzado y del juguete en productos con mayor resistencia.</i>

**Fuente:** (Reyes, Marcill, & Sempere, 2000)



**Figura 1. 7 Síntesis del Eva**

.Fuente: <http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com>

### 1.12.2 Porón

El Porón en el mercado es un material que posee una amplia variedad de aplicaciones que incluyen a los collares, plantillas, lengüetas, guantes, etc. Con una buena resistencia a la compresión y favorablemente antimicótico.

### 1.12.3 Fibra de Caucho

Un caucho puede ser natural o sintético las principales aplicaciones, gomas, mangueras, neumáticos.

Los cauchos son materiales polímeros derivados de dienos<sup>1</sup> por tal motivo poseen enlace doble en su cadena principal (López Carrasquero, 2004), mediante un proceso denominado vulcanización el polímero adquiere una mayor resistencia y tenacidad.

### 1.12.4 Cartón Plantar o Polímero #3

Es un material utilizado como base para las plantillas ortopédicas, de una alta resistencia y buena flexibilidad.

<sup>1</sup> Compuestos orgánicos con dos enlaces dobles, ejemplo butadieno.

### **1.13 Fatiga de los materiales polímeros.**

Un elemento se ve sometido a fatiga cuando sobre él actúan cargas alternadas, un 90% de piezas que se fracturan en servicio fallan debido a este problema conocido como fatiga. La fatiga de un material no es otra cosa que el desgaste y posterior ruptura de un elemento elaborado por el ser humano. La fatiga de materiales tiene que ver con una rotura bajo el accionar de cargas cíclicas dinámicas (Cañamero, 2014), el principal peligro es que se podría producir a una tensión menor que la resistencia a la tracción del material. Los estadíos de fatiga indican tres partes:

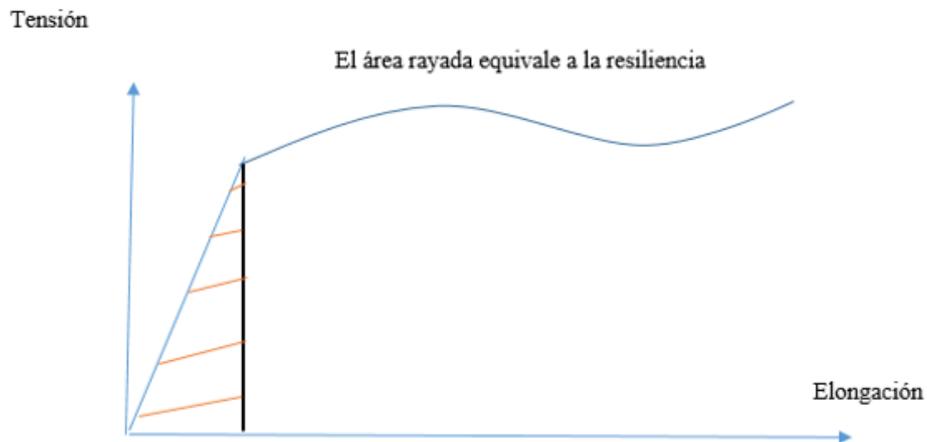
El estadio de la grieta corta, el estadio del desarrollo de la grieta, el estadio de la grieta mayor y su propagación se convierte en catastrófica (Slide Share, 2017).

En el año de 1990 Herman analizó la fatiga en los polímeros, la rotura de un polímero tiene que ver con un efecto termodinámico ya que al aumentar el número de ciclo de una carga variable sobre este se produce un aumento en la temperatura llevando al material a una temperatura crítica de ablandamiento; entonces el fallo por fatiga puede ser mecánico o térmico (Cañamero, 2014).

### **1.14 Resiliencia en los polímeros**

Se conoce como resiliencia a la relación entre la energía restituida después de una deformación y la energía total suministrada para producir dicha deformación (Cañamero, 2014).

En otras palabras, la resiliencia es la capacidad que tiene un material para absorber energía en el momento en que se está deformando elásticamente y de entregar esta energía cuando se deja de aplicar carga.



**Figura 1. 8** Resiliencia en la relación Tensión- Elongación para un polímero

Al ser el módulo de elasticidad la pendiente de la recta OP, expresado por:

$$E = \sigma/\varepsilon$$

[2]

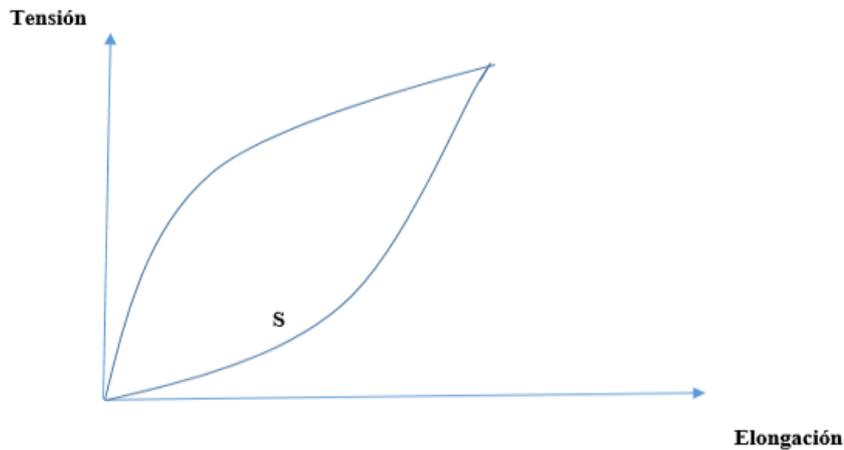
La resiliencia es el área del triángulo OPA expresado por:

$$U = \frac{\sigma\varepsilon}{2}$$

[3]

### 1.15 Histéresis de los polímeros

La histéresis es una diferencia entre la energía total suministrada a un material para obtener una deformación y la energía restituida, se dice que un material con una alta histéresis tiene una baja resiliencia y que un material con alta resiliencia poseerá una baja histéresis.



**Figura 1. 9** *Histéresis en la relación Tensión- Elongación para un polímero*

El área S es la Histéresis del material.

## **1.16 Los elementos finitos**

Ya hace algunos años atrás el método de los elementos finitos viene siendo utilizado, en la década del 40 por parte de Hrennikoff y MacHenry colaborando en el campo de la ingeniería estructural.

La propuesta de aquellos fue utilizar líneas que representarían elementos estructurales como vigas o barras de sección transversal continua. Hacia el año 1943 un matemático denominado Courant formula un arreglo para el análisis de variación de esfuerzos. Posterior a esto en 1947 Leavy introduce en su metodología la flexibilidad y la fuerza lo que desemboca en la aplicación del método de rigidez y desplazamiento.

Para el año de 1956 se establece en el diseño de armaduras la implementación de una matriz denominada “matriz de rigidez”, esto gracias a las investigaciones y formulaciones de Turner en donde el uso de triángulos y rectángulos dieron funcionalidad a las ecuaciones de rigidez; pero no fue hasta 1960 que la frase elementos finitos sería utilizada por primera vez. (Jimenez Perez Mitre, 2017).

De allí en adelante y con el avance de la tecnología computacional e informática el método de los elementos finitos evolucionaría a la misma medida, el criterio de Von Misses toma fuerza para determinar la energía de distorsión y detectar los posibles fallos en los materiales. Una de las áreas en donde se aprovecharía la teoría de los elementos finitos es en la automotriz buscando una optimización en el desempeño de un vehículo.

### 1.16.1 El Problema de la elasticidad lineal

Uno de los problemas representativos en el campo de la ingeniería es el de la elasticidad lineal y que será válida para materiales linealmente elásticos. Se observa que la relación entre las deformaciones y las tensiones es lineal. Las ecuaciones que componen éste modelo de elasticidad lineal están conformadas en cuatro grupos.

#### 1. Ecuaciones para las deformaciones

Se designará a  $\varepsilon_{ij}$  como la deformación, el subíndice i será indicio de la dirección de la deformación y el subíndice j determinará la dirección de un vector perpendicular saliente a la superficie, sobre la que actúa esta deformación; los valores de  $\mu_1, \mu_2, \mu_3$  son los desplazamientos en las direcciones x, y, z correspondientemente (Álvarez López, 2014).

$$[4] \quad \left[ \begin{array}{l} \varepsilon_{xx} = \partial_x \mu_1 \\ \varepsilon_{yy} = \partial_y \mu_2 \\ \varepsilon_{zz} = \partial_z \mu_3 \\ \varepsilon_{xy} = \varepsilon_{yx} = \partial_y \mu_1 + \partial_x \mu_2 \\ \varepsilon_{xz} = \varepsilon_{zx} = \partial_z \mu_1 + \partial_x \mu_3 \\ \varepsilon_{yz} = \varepsilon_{zy} = \partial_z \mu_2 + \partial_y \mu_3 \end{array} \right.$$

## 2. Ecuaciones para el equilibrio interno

De una forma semejante a las deformaciones, el accionar de las tensiones  $\sigma_{ij}$  aparece en las siguientes ecuaciones llamadas de equilibrio:

$$\left\{ \begin{array}{l} \partial_x \sigma_{xx} + \partial_y \sigma_{xy} + \partial_z \sigma_{xz} + X = 0 \\ \partial_x \sigma_{yx} + \partial_y \sigma_{yy} + \partial_z \sigma_{yz} + Y = 0 \\ \partial_x \sigma_{zx} + \partial_y \sigma_{zy} + \partial_z \sigma_{zz} + Z = 0 \end{array} \right. \quad [5]$$

Las fuerzas volumétricas están denotadas por los valores de X, Y, Z para sus correspondientes direcciones o ejes x, y, z.

## 3. Ecuaciones de compatibilidad de tensiones y deformaciones

Al hablar de compatibilidad significa que, las deformaciones y tensiones sean no discontinuas en el medio de acción; por tal razón para que un estado de deformaciones  $\epsilon_{ij}$  sea compatible se deberán manifestar las siguientes ecuaciones (Álvarez López, 2014):

$$\partial_{yy}^2 \epsilon_{xx} + \partial_{xx}^2 \epsilon_{yy} = \partial_{xy}^2 \epsilon_{xy} \quad [6]$$

$$\partial_{yy}^2 \epsilon_{xx} + \partial_{xx}^2 \epsilon_{yy} = \partial_{xy}^2 \epsilon_{xy} \quad [7]$$

$$\partial_{yy}^2 \epsilon_{xx} + \partial_{xx}^2 \epsilon_{yy} = \partial_{xy}^2 \epsilon_{xy} \quad [8]$$

$$2\partial_{yz}^2 \epsilon_{xx} = \partial_x (\partial_x \epsilon_{yz} + \partial_y \epsilon_{zx} + \partial_z \epsilon_{xy}) \quad [9]$$

$$2\partial_{zx}^2 \epsilon_{yy} = \partial_y (\partial_x \epsilon_{yz} + \partial_y \epsilon_{zx} + \partial_z \epsilon_{xy}) \quad [10]$$

$$2\partial_{xy}^2 \epsilon_{zz} = \partial_z (\partial_x \epsilon_{yz} + \partial_y \epsilon_{zx} + \partial_z \epsilon_{xy}) \quad [11]$$

## 4. Ecuaciones constitutivas

Bajo el supuesto de que el material a tratar es totalmente elástico y el empleo de varias propiedades mecánicas relevantes del material, se estructuran relaciones entre tensiones y deformaciones como sigue a continuación:

$$\left. \begin{aligned}
 \epsilon_{xx} &= \frac{1}{E}(\sigma_{xx} - \nu(\sigma_{yy} + \sigma_{zz})) + \alpha\delta T \\
 \epsilon_{yy} &= \frac{1}{E}(\sigma_{yy} - \nu(\sigma_{zz} + \sigma_{xx})) + \alpha\delta T \\
 \epsilon_{zz} &= \frac{1}{E}(\sigma_{zz} - \nu(\sigma_{xx} + \sigma_{yy})) + \alpha\delta T \\
 \epsilon_{xy} &= \frac{\sigma_{xy}}{G} = \frac{2(1+\nu)}{E}\sigma_{xy} \\
 \epsilon_{yz} &= \frac{\sigma_{yz}}{G} = \frac{2(1+\nu)}{E}\sigma_{yz} \\
 \epsilon_{zx} &= \frac{\sigma_{zx}}{G} = \frac{2(1+\nu)}{E}\sigma_{zx}
 \end{aligned} \right\} [12]$$

Donde E es el módulo de Young, conocido también como módulo de elasticidad, G es el módulo de cizalladura,  $\nu$  es el coeficiente de elasticidad transversal,  $\alpha$  es el coeficiente de expansión térmica,  $\delta T$  es el aumento de temperatura del cuerpo sólido y  $\alpha\delta T$  será la deformación originada por el efecto térmico (Álvarez López, 2014).

### 1.16.2 El Problema de la deformación plana

La deformación plana manifiesta ciertos criterios:

- El desplazamiento en la dirección  $z$  se anula.
- Las fuerzas internas por unidad de volumen y las fuerzas que actúan en la periferie del cuerpo no son dependientes de del eje  $z$ .
- Los desplazamientos  $u$ ,  $v$  en las direcciones  $x$ ,  $y$  son funciones con respecto a  $x$ ,  $y$ .
- Las dos caras del cuerpo sólido no tienden a desplazarse en ningún momento en la dirección  $z$ .

En el plano  $x$ - $y$  se consideran las ausencias de fuerzas volumétricas por ende las ecuaciones de equilibrio serán ahora así:

$$\partial_x \sigma_{xx} + \partial_y \sigma_{xy} = 0 \quad [13]$$

$$\partial_x \sigma_{yx} + \partial_y \sigma_{yy} = 0 \quad [14]$$

$$\partial_z \sigma_{zz} = 0 \quad [15]$$

En cuanto a las deformaciones se tendrá que:

$$\varepsilon_{zz} = \varepsilon_{xz} = \varepsilon_{yz} = 0 \quad [16]$$

Y para las ecuaciones constitutivas, se determina siempre y cuando no hay cambios de temperatura, lo siguiente:

$$\sigma_{zz} = \nu(\sigma_{yy} + \sigma_{xx}) \quad [17]$$

Existe una función llamada función de Ayri,  $\mathcal{X}$ , la cual se introduce en las ecuaciones [13] y [14] satisfaciéndolas.

$$\left\{ \begin{array}{l} \sigma_{zz} = \partial_{yy}^2 \mathcal{X} \\ \sigma_{yy} = \partial_{xx}^2 \mathcal{X} \\ \sigma_{xy} = -\partial_{xy}^2 \mathcal{X} \end{array} \right. \quad [18]$$

De esta forma, de la ecuación [17], se cumple que:

$$\sigma_{zz} = \nu \Delta \mathcal{X}$$

[19]

Por consiguiente, las deformaciones no nulas se obtendrán a partir de las ecuaciones constitutivas

$$\varepsilon_{xx} = \frac{1}{E} (\partial_{yy}^2 \mathcal{X} - \nu (\partial_{xx}^2 \mathcal{X} + \nu \Delta \mathcal{X}))$$

$$\left. \begin{aligned} \varepsilon_{yy} &= \frac{1}{E} (\partial_{xx}^2 \mathcal{X} - \nu (\partial_{yy}^2 \mathcal{X} + \nu \Delta \mathcal{X})) \\ &[20] \\ \varepsilon_{xy} &= -\frac{2(1+\nu)}{E} \partial_{xy}^2 \mathcal{X} \end{aligned} \right\}$$

Estas deformaciones van a satisfacer inmediatamente a las ecuaciones de compatibilidad [7] y [11]. Para poder satisfacer a [6], se deriva [20]

$$\left. \begin{aligned} \partial_{yy} \varepsilon_{xx} &= \frac{1}{E} (\partial_{yyyy}^4 \mathcal{X} - \nu (\partial_{xxyy}^4 \mathcal{X} + \nu (\partial_{yyxx}^4 \mathcal{X} + \partial_{yyyy}^4 \mathcal{X}))) \\ \partial_{xx} \varepsilon_{yy} &= \frac{1}{E} (\partial_{xxxx}^4 \mathcal{X} - \nu (\partial_{yyxx}^4 \mathcal{X} + \nu (\partial_{xxyy}^4 \mathcal{X} + \partial_{xxxx}^4 \mathcal{X}))) \\ &[21] \\ \partial_{xy} \varepsilon_{xy} &= -\frac{2(1+\nu)}{E} \partial_{xxyy}^4 \mathcal{X} \end{aligned} \right\}$$

Y finalmente sustituyendo en [6], tendremos que:

$$\begin{aligned} \partial_{xxxx}^4 \mathcal{X} + \partial_{yyyy}^4 \mathcal{X} - \nu (2\partial_{xxyy}^4 \mathcal{X} + \nu \Delta^2 \mathcal{X}) &= \\ = -\frac{2(1+\nu)}{E} \partial_{xxyy}^4 \mathcal{X} & \quad [22] \end{aligned}$$

Reduciéndose esto a:

$$\Delta^2 \mathcal{X} = 0$$

[23]

Las condiciones de frontera para este problema presentado en la ecuación [23], podrán ser valores de esfuerzos o desplazamientos que se impongan.

### 1.16.3 Problema de tensión plana

Para el problema de tensión plana se deberá considerar que siendo este un estado de deformación bidimensional de un sólido en el plano x-y se deberá cumplir que:

$$\diamond \sigma_{zz} = \sigma_{xz} = \sigma_{yz} = 0$$

- ❖ Las caras del sólido se encuentran libres de fuerzas.
- ❖ Las fuerzas internas por unidad de volumen y las que se apliquen en el perímetro superficial del sólido no dependerán de la dirección z (Álvarez López, 2014).

Las ecuaciones de equilibrio se ven reducidas y la función de Airy nuevamente es utilizada, las ecuaciones constitutivas se ven reducidas  $\varepsilon_{zx} = \varepsilon_{yz} = 0$  y debido a la ausencia de variación de temperatura.

$$\left\{ \begin{array}{l} \varepsilon_{xx} = \frac{1}{E}(\sigma_{xx} - \nu\sigma_{yy}) = \frac{1}{E}(\partial_{yy}^2 \mathcal{X} - \nu\partial_{xx}^2 \mathcal{X}) \\ \varepsilon_{yy} = \frac{1}{E}(\sigma_{yy} - \nu\sigma_{xx}) = \frac{1}{E}(\partial_{xx}^2 \mathcal{X} - \nu\partial_{yy}^2 \mathcal{X}) \\ \varepsilon_{zz} = -\frac{\nu}{E}(\sigma_{xx} + \sigma_{yy}) = -\frac{\nu}{E}\Delta\mathcal{X} \\ \varepsilon_{xy} = -\frac{2(1+\nu)}{E}\sigma_{xy} = -\frac{2(1+\nu)}{E}\partial_{xy}^2 \mathcal{X} \end{array} \right. \quad [24]$$

Análogamente como se realizó en el problema de deformación plana llegamos a

$$\Delta^2 \mathcal{X} = 0,$$

Para todo valor de  $\nu$ . Cabe mencionar que las ecuaciones de compatibilidad no serán satisfechas en forma directa como en el problema de la deformación plana; sin embargo, si el espesor de la placa en comparación con su longitud es muy pequeño, si se podría demostrarse la conveniencia de las ecuaciones de compatibilidad (Álvarez López, 2014).

## **CAPÍTULO 2: METODOLOGÍA Y DESARROLLO**

### **2.1 Selección de pacientes y medidas antropométricas**

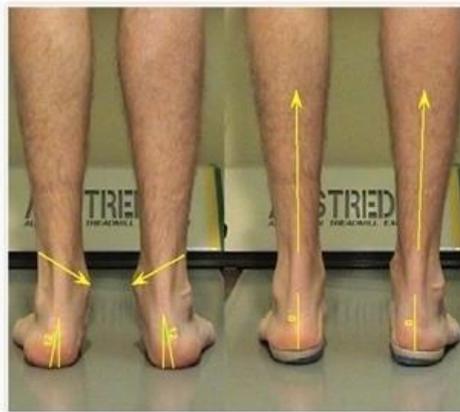
Se realizan la visita a varios centros médicos de la ciudad para obtener información de la existencia de algún sistema de medición de presiones plantares, se determina que en el centro médico Omni Hospital en la zona norte de la ciudad de Guayaquil existe un laboratorio que cuenta con equipo especializado para este fin. Con los permisos correspondientes se obtiene una muestra de los resultados de 164 personas sometidas a un estudio de medición de presiones plantares. Los informes correspondientes son verificados e indican índices altos de pronación y supinación en la pisada. Las edades de los individuos analizados varían desde los 18 hasta los 88 años.

Se analiza estadísticamente el estado de pronación y supinación de las 164 personas; 82 mujeres y 82 hombres, observándose una neutralidad en la pisada muy baja y con estados de pronación y supinación altos. A partir de aquí la investigación se ve sujeta a los estados de pronación y supinación de los pacientes, ya que esto significará en que zonas del pie durante la marcha las presiones son más altas.

Siete voluntarios de la Universidad Politécnica Salesiana, cuyas edades están entre los 30 y 45 años y un promedio de peso de 81,56 kg, con un rango de 71,6 a 95kg. No se ha realizado una selección en cuanto al peso, ninguno de ellos se había realizado un estudio anterior de presiones plantares y no indicaban conocimiento de algún tipo de patología en sus pies. Se tuvo un consentimiento previo por parte de los siete docentes. Los voluntarios son trasladados al centro médico en donde se les realiza el estudio de la huella plantar, la proyección de pisada y las mediciones de sus presiones plantares, estas se realizaron en la forma estática y en la forma dinámica.

La pisada pronadora o supinadora es verificada en una grabación a cada uno de los siete pacientes, al lanzar una línea recta que une el talón, el tendón de Aquiles y la

parte posterior de la rodilla en la fosa poplítea, línea de Helbing, (Ver Figura 2.1). En condiciones normales esta línea debería tener un ángulo comprendido entre  $174^{\circ}$  a  $180^{\circ}$ , bajo un régimen de normalidad en la pisada.



**Figura 2. 1** Línea de Helbing

Fuente: <http://alejandro-cuervo.com/la-pronacion-en-el-deporte/>

## 2.2 Análisis de las huellas plantares

Los siete pacientes son ubicados sobre una máquina escaneadora de la huella plantar, en donde se captura la imagen de la huella del pie con el propósito de utilizar el método de Hernández Corvo y según la cantidad porcentual del índice de Corvo categorizar al tipo de pie (Ver Tabla 2.1). Los resultados de la imagen de la huella plantar ilustrativamente indican la mayor zona superficial que los pies están tomando como apoyo y los tipos de pie de cada paciente. El hecho de conocer el tipo de pie de cada individuo será indicio de alguna anomalía o patología desde el punto de vista médico.

## 2.3 Análisis de la pisada en la cinta caminadora

Se toma la pierna izquierda y derecha de cada paciente y se les coloca tres puntos de papel contac de color rosa, estos tres puntos justamente coinciden con el talón, el tendón de Aquiles y la fosa poplítea. Los siete individuos se los traslada a una cinta caminadora la cual regula la velocidad de la marcha hasta que el paciente se sienta cómodo y se adapte a la caminadora estabilizando su marcha como la que realiza en forma rutinaria. A los otros tres se los sometió a una segunda secuencia de caminata en plano horizontal con locomoción propia mientras la caminata es grabada por una cámara especial que recoge los datos de la forma de caminar del individuo y que congela la imagen en el momento en que una de las piernas esta apoyada totalmente en el plano horizontal, la cámara ya ha congelado este momento y se mide el ángulo de inclinación de la línea de Helbing. Según los valores del ángulo de la línea de Helbing se determina si la pisada es pronadora o supinadora. Tomando como referencia el ángulo de  $180^\circ$  a  $176^\circ$  como probables rangos de normalidad (Revisar Anexo II).

**Tabla 2. 1** Tipo de pie según índice de Corvo y proyección de pisada.

Paciente	TIPO DE PIE			
	IZQUIERDO	DERECHO	IZQUIERDO	DERECHO
Aguilera Sarria Carlos	CAVO	CAVO	SUPINADOR	SUPINADOR
Alvarez Castro Ronald	NORMAL CAVO	NORMAL	SUPINADOR	SUPINADOR
Alvarez Guale Raul	CAVO	NORMAL	SUPINADOR	SUPINADOR
Escorza Flores Fabricio	NORMAL CAVO	NORMAL CAVO	PRONADOR	SUPINADOR
Fierro Jimenez Pablo	NORMAL CAVO	CAVO	SUPINADOR	SUPINADOR
Quiroz Martinez Miguel	NORMAL CAVO	NORMAL	SUPINADOR	SUPINADOR
Vásquez Ceballos Leonel	NORMAL CAVO	NORMAL	PRONADOR	PRONADOR

**Fuente:** *El autor*

## **2.4 Análisis de las presiones plantares**

### **Toma de presiones en estado dinámico.**

Cada paciente se los somete a la caminata sobre la colchoneta del sistema medidor de presiones con tres sesiones de marcha el tiempo promedio de duración de esta caminata es 18 segundos, un software recoge los datos de presión de los sensores de la colchoneta y los codifica de tal forma que aparecen en una pantalla superior.

### **Toma de presiones en estado estático.**

Finalmente, cada paciente y en la misma colchoneta de presiones es dispuesto en bipedestación estática y se toman las presiones plantares en estado estático.

## **2.5 Recolección de mediciones**

Los datos de las presiones plantares, supinación y pronación junto a la categorización del tipo de pie son llevados a dos centros diferentes de elaboración de órtesis plantares. El primer lugar de elaboración es el mismo laboratorio de Medicina Deportiva MEDISPORT en la ciudad de Guayaquil en los bajos de las instalaciones del Omnihospital; el segundo lugar es en el sureste de la ciudad de Guayaquil denominado “Traumatología y Ortopedia Americana”, junto al Hospital de niños Francisco Ycaza Bustamante.

## **2.6 Revisión del Diseño y elaboración de la plantilla ortopédica (artesanal) en el centro de Traumatología y Ortopedia Americana.**

El centro de traumatología y ortopedia americana es un centro ubicado en la dirección Pedro Moncayo y Francisco de Marcos en la ciudad de Guayaquil cuyo

funcionamiento data desde hace 13 años prestando servicios a niños y adultos en la prevención y corrección de las anomalías comunes en los pies como lo son: el pie plano, el pie cavo, el pie varo, venta de sillas de ruedas, de órtesis de mano, pie, cuello, espalda, rodilla, tacos de marcha y la elaboración de torcedores de elástico, torcedores de cable, calzado ortopédico y órtesis plantares.

Para la elaboración de las órtesis plantares en el centro de traumatología y ortopedia americana preliminarmente se deben dar dos fases específicas:

### **2.6.1 Fase de Observación y Diagnóstico**

El paciente es entrevistado por la ortopedista artesanal, la cual le pide al paciente caminar una distancia de 12m dividida en tres partes de 4m cada una, ida y vuelta de forma normal en condición de descalzo. Esta fase continúa con la palpación y revisión del pie del paciente por parte de la ortopedista, se revisa el calzado que llevaba puesto el paciente antes del inicio de la entrevista, observando donde se ha producido el mayor desgaste. La ortopedista artesanal realiza preguntas puntuales al paciente entre ellas:

- dolores en los pies
- dolores en espalda
- tipo de actividad que realiza
- Si anteriormente ha usado órtesis plantares.

La ortopedista artesanal utiliza su experiencia para definir el tipo de pie que tiene el paciente categorizándolo entre:

- Normal
- Plano
- Semiplano
- Cavo.

Una vez completadas estas dos fases se procede a la toma de medidas antropométricas del paciente (Ver Figura 2.2); además información general en la siguiente forma:

- a) Se hace sentar al paciente y en posición recta de la pisada coloca su pie en una hoja para dibujar su contorno manteniendo recto el lapicero.
- b) Se mide el tamaño longitudinal de la huella plantar desde el punto más extremo en el antepié hasta el punto más extremo en el retropié.
- c) Se señala el punto naciente del arco longitudinal en el antepié y el punto terminal del arco longitudinal en el retropié.
- d) Se toman datos del paciente, nombre, edad, domicilio, teléfono.



**Figura 2. 2** Visualización de la pisada, marcha y toma de medidas del ortopedista artesanal al paciente Vásquez.

## **2.6.2 Etapa de Diseño y elaboración**

El diseño y elaboración de la plantilla artesanal se realiza en seis etapas:

- Elección de la horma.
- Molde plantilla base.
- Molde base arco longitudinal.
- Formación de arco longitudinal por esmeril.
- Forrado de la plantilla ortopédica.
- Acabado final.

El tiempo de elaboración de una plantilla ortopédica va de tres a cinco días (Obsérvese el Anexo III).

## **2.7 Revisión del Diseño y elaboración de la plantilla ortopédica (tecnológica) en el laboratorio de medicina deportiva MEDISPORT**

Se ha elegido al paciente Vasquez Leonel para la elaboración de la plantilla modelo tecnológico, la misma que reviste un proceso conformado por las siguientes etapas:

- 1.- Etapa de Visualización y análisis de marcha.
- 2.- Etapa de Diseño de la plantilla.
- 3.- Etapa de elaboración de la plantilla.

### **2.7.1 La etapa de visualización y análisis de marcha.**

Esta etapa involucra tres procesos: Proceso de toma de huella plantar, Proceso de análisis de marcha, proceso de medición baropodométrica.

### 2.7.1.1 Proceso de toma de huella plantar.

La toma de huella plantar se la realiza en un escáner, este escáner tomará la imagen de la huella plantar y mediante un programa informático calculará el índice de Corvo, este índice dará el primer indicio de que tipo de pie tiene el paciente; este tipo de pie podría ser: pie plano, pie plano normal, pie normal, pie normal cavo, pie cavo, pie cavo fuerte, pie cavo extremo (Ver Figura 2.4).

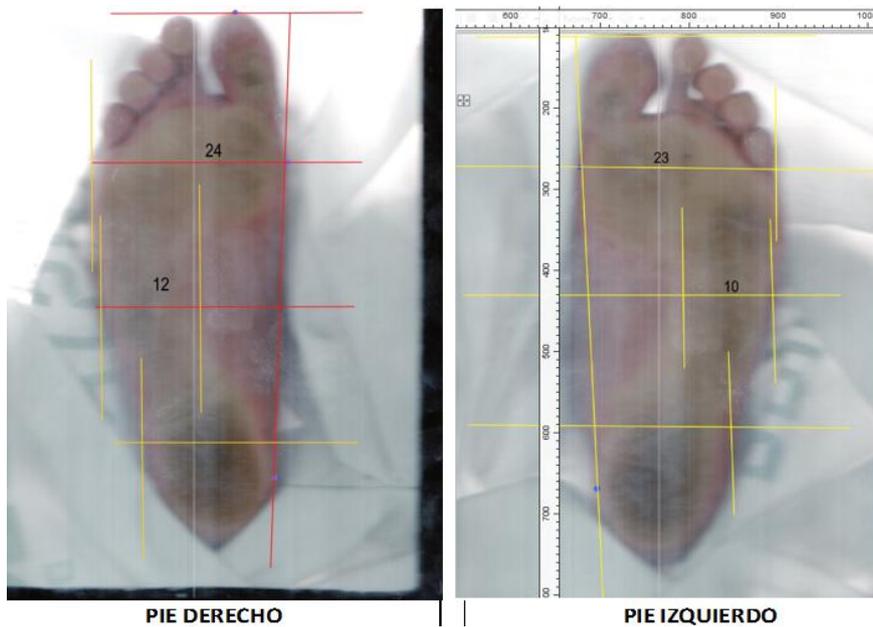


Figura 2. 3 Imagen de la huella plantar, paciente Vásquez.

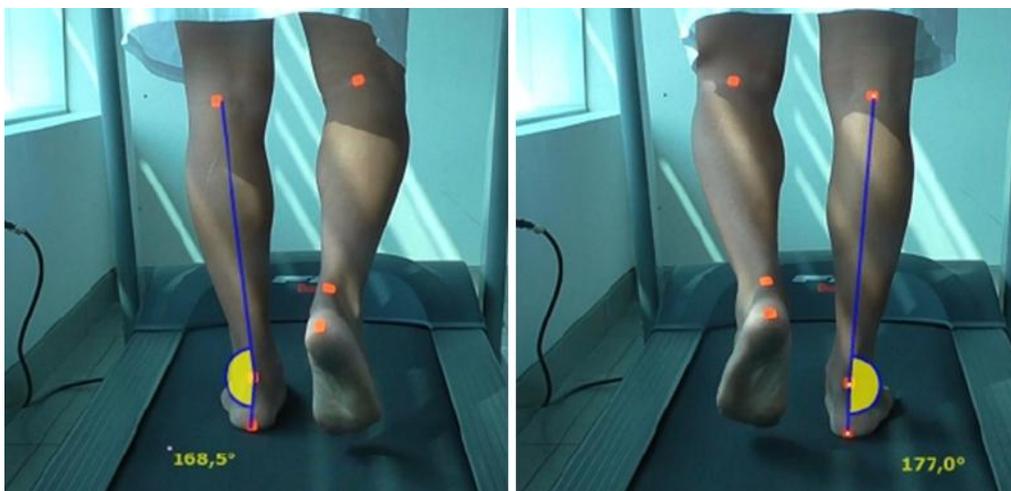
PIE DERECHO					PIE IZQUIERDO				
FORMULA %X = (X - Y) · 100/X					FORMULA %X = (X - Y) · 100/X				
%	X	Y	*100/	X	%	X	Y	*100/	X
	24	12		24		23	10		23
%	<b>50</b>				%	<b>56,52</b>			
<b>Tipo de pie según el porcentaje de X</b>					<b>Tipo de pie según el porcentaje de X</b>				
0 - 34%	PIE PLANO				0 - 34%	PIE PLANO			
35 - 39%	PIE PLANO / NORMAL				35 - 39%	PIE PLANO / NORMAL			
40 - 54%	PIE NORMAL	<b>X</b>			40 - 54%	PIE NORMAL			
55 - 59%	PIE NORMAL / CAVO				55 - 59%	PIE NORMAL / CAVO	<b>X</b>		
60 - 74%	PIE CAVO				60 - 74%	PIE CAVO			
75 - 84%	PIE CAVO FUERTE				75 - 84%	PIE CAVO FUERTE			
85 - 100%	PIE CAVO EXTREMO				85 - 100%	PIE CAVO EXTREMO			

Figura 2. 4 Tipo de pie por índice de Corvo, paciente Vasquez

### 2.7.1.2 Proceso de análisis de pisada

Se lleva al paciente a un sistema denominado máquina caminadora, la velocidad de la caminadora es tal que se ajusta a la velocidad de marcha normal del paciente en su rutina diaria; stickers de color naranja son colocados en la fosa plopíte<sup>2</sup>, tendón de Aquiles y la zona del talón para referenciar la línea de Helbing, cámaras de alto rango captan la forma y proyección de la caminada del paciente definiéndose los ángulos referenciales de la línea de Helbing. La imagen es congelada en el momento en que cada pie apoya totalmente en la caminadora, los valores del ángulo referencial de la línea de Helbing y la proyección de pisada son indicativos de una pisada pronadora bilateral. (Dirigirse al Anexo II, paciente Vasquez Leonel).

<sup>2</sup> La fosa poplítea es un área de forma triangular ubicada en la parte posterior de la rodilla; limitado por los músculos semimembranoso, semitendinoso y bíceps femoral.



**Figura 2. 5** Imagen congelada de la proyección de pisada pronadora, paciente Vasquez.

### **2.7.1.3 Proceso de medición baropodométrica**

El paciente es trasladado al sistema baropodométrico, en donde realiza tres caminatas ida y vuelta en la colchoneta, la cual recoge los datos de las presiones plantares en el estado dinámico y en el estado estático, esta información es transmitida a un software y codificada en la pantalla del computador.



Figura 2. 6 Sistema Baropodométrico en uso por paciente.

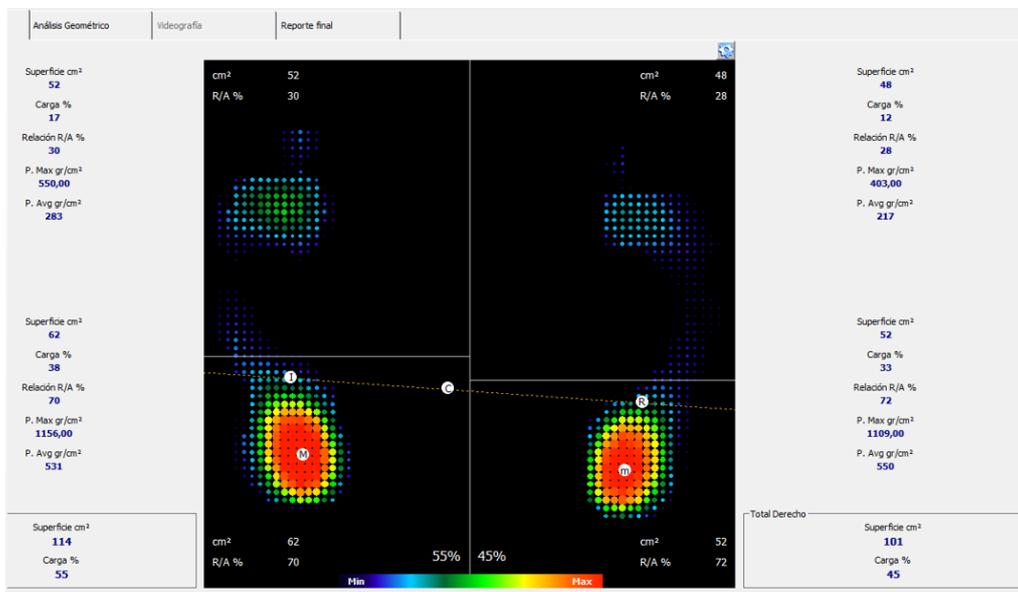


Figura 2. 7 Imagen de resultados de presión en condición estática

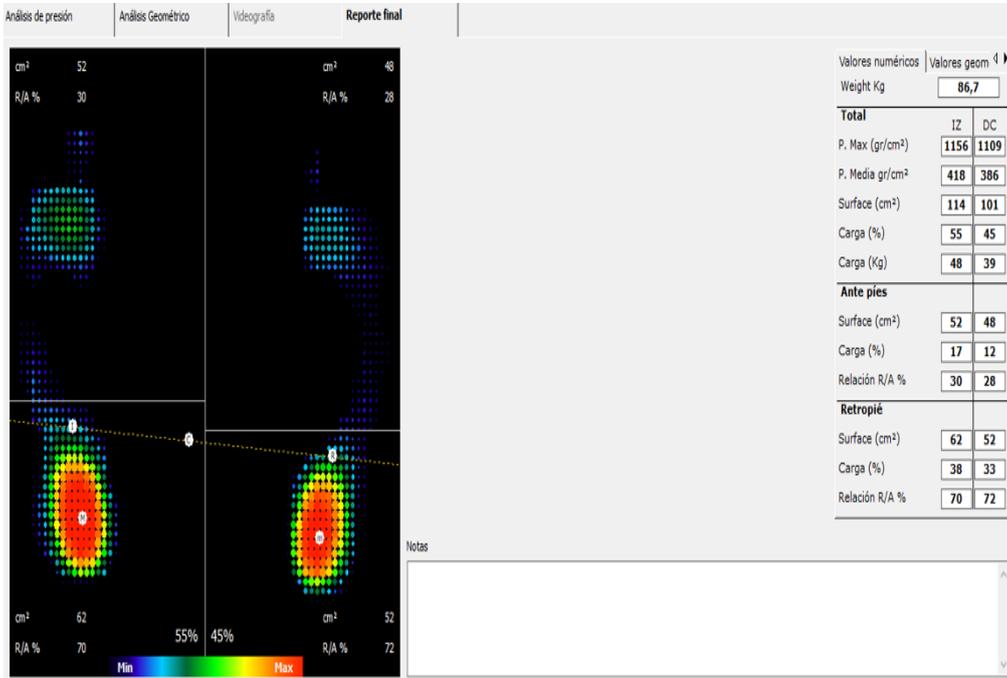


Figura 2. 8 Reporte final de reparto de cargas en condición estática.

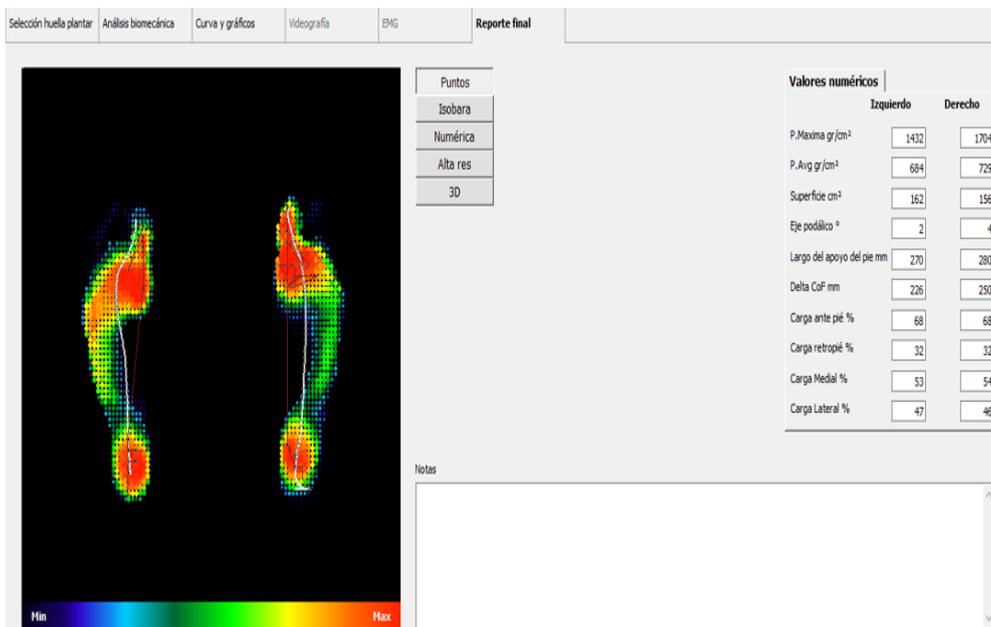


Figura 2. 9 Reporte final de presiones en condición dinámica.

## 2.7.2 Etapa de Diseño de la plantilla ortopédica (tecnológica).

Esta etapa tiene como objetivo final el darle la estabilidad requerida al tobillo, tanto del pie izquierdo como del derecho. Esto se consigue mediante un software denominado **Easy CAD**. El cual puede realizar diversos formatos ya que consta de varias herramientas, la base de datos puede gradualmente desarrollar la plantilla en base al estudio de las presiones plantares.

### 2.7.2.1 Información General.

El diseño de la plantilla empieza otorgándole la medida de ancho y longitud necesaria para el pie del paciente, en este caso se eligió el modelo Unisex PE 2096 talla 42. Luego de esto se diseñan los bordes de la plantilla, de tal modo que se adapten al contorno interno del zapato, ya que milímetros de error podrían traer perturbaciones en el confort del paciente. Se define la cambratura<sup>3</sup> del pie para dar el perfil ideal a la superficie superior de la plantilla ortopédica.

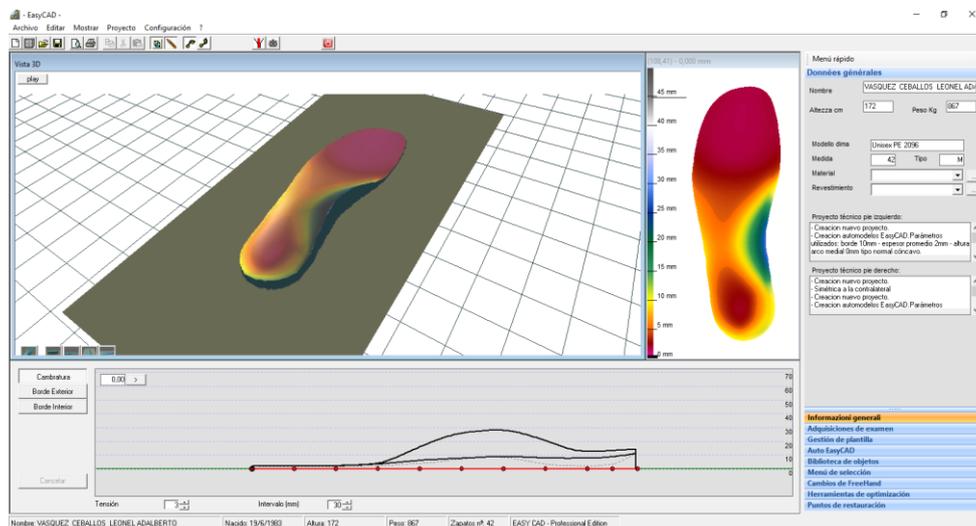
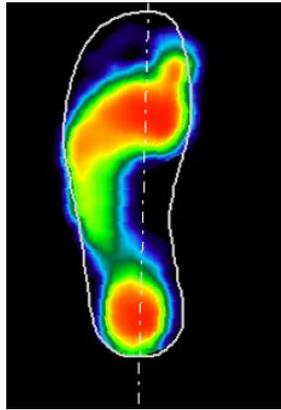


Figura 2. 10 Información general para el diseño de plantilla.

<sup>3</sup> El término cambratura indica la diferencia entre el punto donde descansa el talón y el lugar donde colocamos las cabezas del metatarso.

### **2.7.2.2 Adquisición del examen**

En esta parte del diseño se llama al resultado de presiones baropodométricas mediante huella dinámica y se lo superpone en el interior de la plantilla Unisex (Figura 2.11). Alistando de este modo a la plantilla base para el soporte de las presiones en antepié y retropié.



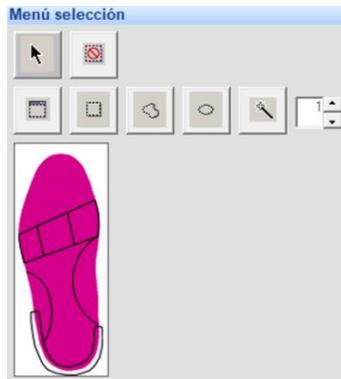
**Figura 2. 11** *Adquisición de huella*

### **2.7.2.3 Auto EasyCad**

Aquí se le da el realce a la altura del borde de la plantilla, al espesor mínimo plantar, al espesor medio plantar, a la altura del arco lateral y a la altura del arco plantar todo esto en milímetros.

### **2.7.2.4 Menú de selección**

Este menú de selección es utilizado para darle a la plantilla aditamentos especiales como cuñas pronadoras, arcos longitudinales, bandas retrocapitales, bordes con inclinación, etc.



**Figura 2. 12** *Menú de selección.*

### **2.7.2.5 Cambios de FreeHand**

En esta parte se puede realizar un suavizado a las cuñas y bordes, amplificación de espesores, disminuciones de espesores y establecer alturas de arcos plantares.

### **2.7.2.6 Herramientas de optimización**

Las herramientas de optimización logran una suavización en la superficie global de la plantilla, la misma que puede ser cúbica, lineal o mediante splines, se elaboran los espacios contralaterales simétricos y se le puede otorgar simetría plantar a la plantilla.



Figura 2. 13 Herramientas de Optimización

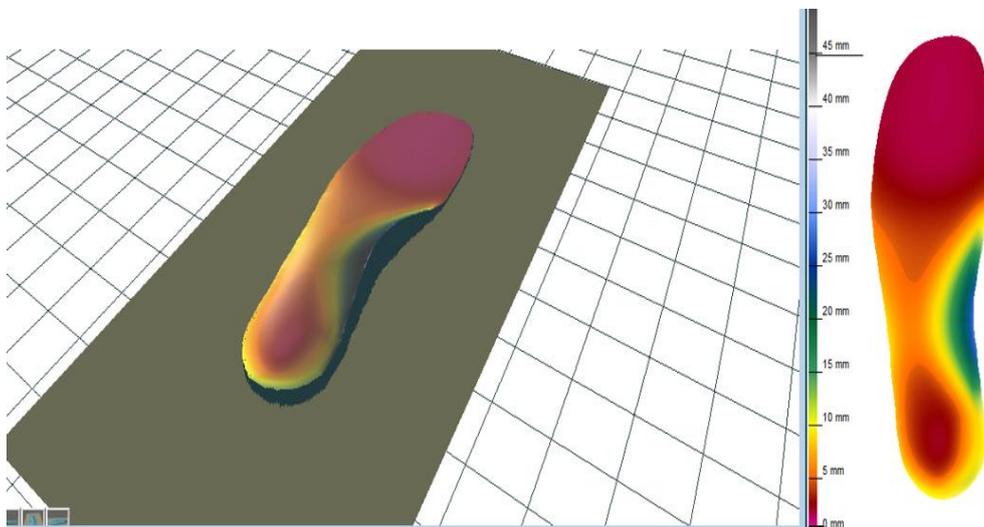


Figura 2. 14 Plantilla Izquierda Completada.

### **2.7.2.7 Fase de fabricación de plantilla ortopédica (tecnológica)**

Aquí el software de impresión se conecta a un sistema de fresado denominado Fresadora Vx1. Completamente diseñado y fabricado por la compañía en Italia, están concebidas para un alto nivel de trabajo y dimensionadas particularmente para realizar trabajos a gran velocidad. La atención precisa en el trabajo de ensamble garantiza la continuidad en el trabajo al máximo rendimiento sin necesidad de mantenimiento. La máquina Vx1 tiene 3 ejes con un solo motor de giro que combina fiabilidad con un alto rendimiento; un par de plantillas se puede realizar en 12 minutos. La fresadora Vx1 con control numérico está diseñada para la producción de aparatos ortopédicos estándar y personalizados. Con un alta fiabilidad y alto rendimiento (Ver Anexo V).

## **2.8 El análisis por elementos finitos**

Para el análisis mediante elementos finitos de la plantilla ortopédica, modelo artesanal, y establecer un modelo matemático del funcionamiento de la cuña correctora se consideran los siguientes aspectos:

- 1) Las características físicas: tamaño, forma y material de la cuña en la plantilla.
- 2) La relación con la condición anatómica y fisiológica del paciente, si es normal, si presenta una patología, clasificada según el índice de Corvo o, si es supinador o pronador.
- 3) El fenómeno físico asociado son las “Deformaciones planas” y las “Tensiones planas”. También se debe conocer la formulación variacional, la formulación débil para aplicar el MEF.
- 4) Los datos que se han obtenido de las mediciones baropodométricas, huellas plantares y proyección de pisada de los docentes voluntarios, que son referidos como pacientes, dando un realce científico a los fenómenos estudiados.
- 5) El conocimiento empírico aplicado por el artesano.

- 6) La plantilla artesanal construida para uno de los voluntarios, conocida su patología.
- 7) El resultado de la plantilla obtenida científicamente por la empresa especializada.

Se ha revisado en primera instancia como está constituido el fenómeno que rige sobre la estructura denominada plantilla ortopédica; de este modo se propondría una modelación que aproxime los valores mucho mejor, a los resultados de las presiones baropodométricas con las que fue fabricada la plantilla modelo tecnológico. En el lenguaje de Matlab y que hace referencia al elemento empaquetado plano apoyándose en la Ley de Hooke, en donde si bien es cierto se analizan esfuerzos, desplazamientos y las propiedades del resorte, no es un modelo completo para el requerimiento de este problema.

Sin embargo, el problema de la elasticidad en estatus tridimensional se puede emplear para la modelación del comportamiento de la plantilla artesanal. Se ha empleado una ecuación diferencial genérica elíptica:

$$-\mathit{div}(c * \mathit{grad}(u)) + a * u = f$$

[25]

El análisis y la simulación del talón y del antepié, ejes KL y EF respectivamente (Ver Anexo IV) se realizaron basadas en las ecuaciones de las tensiones plantares y las condiciones de contorno de Dirichlet sobre la zona de contacto del pie y plantilla. La distribución de presiones plantares se las aproximó a una función polinómica con los valores de las mediciones baropodométricas.

El valor de h es un coeficiente de la condición de Dirichlet igual a 1, para todo el material de la plantilla, se realiza un ajuste del valor de h entre 0,75 y 1 para la cuña correctora; el valor de a será cero puesto que es un análisis de tensiones lineales; con c=1, obtenemos una ecuación de segundo orden por cada condición de frontera; f es una función constante dependiente del material de la plantilla, que se sujeta al estado

de la dolencia del paciente, cuyo valor es 10. Se presenta una secuencia de los algoritmos utilizados en el análisis.

- **Algoritmo en Matlab del análisis por elementos finitos, del talón izquierdo en el voluntario Vasquez Leonel:**

**Esta secuencia de comandos está escrita y leída por pdetool y NO debe editarse.**

**Hay dos alternativas recomendadas:**

- A) Exportar las variables requeridas desde pdetool y crear una secuencia de comandos MATLAB**
- B) Defina el problema completamente usando una secuencia de comandos MATLAB.**

```
function pdemodel
[pde_fig,ax]=pdeinit;
pdetool('appl_cb',1);
set(ax,'DataAspectRatio',[1 0.17499999999999996 1]);
set(ax,'PlotBoxAspectRatio',[8.5714285714285712
5.7142857142857153 2.8571428571428572]);
set(ax,'XLim',[-0.5 5.5]);
set(ax,'YLim',[-0.10000000000000001
0.59999999999999998]);
set(ax,'XTickMode','auto');
set(ax,'YTickMode','auto');
```

**Aquí se describe la geometría:**

```
pderect([0 5 0.5 0],'R1');
set(findobj(get(pde_fig,'Children'),'Tag','PDEEval'),'String','R1')
```

**Se aplica condiciones de contorno:**

```
pdetool('changemode',0)
pdesetbd(4,...
'dir',...
1,...
'1',...
'0')
pdesetbd(3,...
'dir',...
```

```

1,...
'1',...
'0')
pdesetbd(2,...
'dir',...
1,...
'1',...
'0')
pdesetbd(1,...
'dir',...
1,...
'1',...
'-13.2857*x.^2+ 65.2714*x+ 24.6190')

```

#### **Generación de malla:**

```

setappdata(pde_fig,'Hgrad',1.3);
setappdata(pde_fig,'refinemethod','regular');
setappdata(pde_fig,'jiggle',char('on','mean',''));
setappdata(pde_fig,'MesherVersion','preR2013a');
pdetool('initmesh')

```

#### **Coefficientes de la EDP:**

```

pdeseteq(1,...
'1.0',...
'0.0',...
'10.0',...
'1.0',...
'0:10',...
'0.0',...
'0.0',...
'[0 100]')
setappdata(pde_fig,'currparam',...
['1.0 ';...
'0.0 ';...
'10.0';...
'1.0 '])

```

#### **Parámetros de resolución:**

```

setappdata(pde_fig,'solveparam',...
char('0','1000','10','pdeadworst',...

```

```
'0.5','longest','0','1E-4','','fixed','Inf'))
```

#### **Los Plotflags y cadenas de datos:**

```
setappdata(pde_fig,'plotflags',[1 1 1 1 1 1 1 1 0 0 0 1 1  
0 0 0 0 1]);  
setappdata(pde_fig,'colstring','');  
setappdata(pde_fig,'arrowstring','');  
setappdata(pde_fig,'deformstring','');  
setappdata(pde_fig,'heightstring','');
```

#### **Se resuelve la EDP:**

```
pdetool('solve')
```

- **Algoritmo en Matlab, del análisis por elementos finitos de la corrección en talón izquierdo, para el voluntario Vasquez Leonel:**

**Esta secuencia de comandos está escrita y leída por pdetool y NO debe editarse.**

**Hay dos alternativas recomendadas:**

- A) Exportar las variables requeridas desde pdetool y crear una secuencia de comandos MATLAB**
- B) Defina el problema completamente usando una secuencia de comandos MATLAB.**

```
function pdemodel  
[pde_fig,ax]=pdeinit;  
pdetool('appl_cb',1);  
set(ax,'DataAspectRatio',[1 0.22500000000000001 1]);  
set(ax,'PlotBoxAspectRatio',[6.6666666666666661  
4.4444444444444446 2.2222222222222223]);  
set(ax,'XLim',[-0.5 5.5]);  
set(ax,'YLim',[-0.10000000000000001  
0.80000000000000004]);  
set(ax,'XTickMode','auto');  
set(ax,'YTickMode','auto');
```

**Aquí se describe la geometría:**

```

pderect([0 5 0.5 0], 'R1');
pderect([2 5 0.59999999999999998 0.5], 'R2');
set(findobj(get(pde_fig, 'Children'), 'Tag', 'PDEEval'), 'String', 'R1+R2')

```

**Condición de contorno:**

```

pdetool('changemode', 0)
pdesetbd(7, ...
'dir', ...
1, ...
'1', ...
'-13.2857*x.^2+65.2714*x+24.6190')
pdesetbd(6, ...
'dir', ...
1, ...
'1', ...
'0')
pdesetbd(5, ...
'dir', ...
1, ...
'1', ...
'0')
pdesetbd(4, ...
'dir', ...
1, ...
'1', ...
'0')
pdesetbd(3, ...
'dir', ...
1, ...
'1', ...
'-13.2857*x.^2+65.2714*x+24.6190')
pdesetbd(2, ...
'dir', ...
1, ...
'1', ...
'0')
pdesetbd(1, ...
'dir', ...
1, ...
'1', ...
'0')

```

### **Generación de malla:**

```
setappdata(pde_fig,'Hgrad',1.3);
setappdata(pde_fig,'refinemethod','regular');
setappdata(pde_fig,'jiggle',char('on','mean',''));
setappdata(pde_fig,'MesherVersion','preR2013a');
pdetool('initmesh')
```

### **Coefficientes de la EDP:**

```
pdeseteq(1,...
'1.0',...
'0.0',...
'10.0',...
'1.0',...
'0:10',...
'0.0',...
'0.0',...
'[0 100]')
setappdata(pde_fig,'currparam',...
['1.0 ';...
'0.0 ';...
'10.0';...
'1.0 '])
```

### **Parámetros de resolución:**

```
setappdata(pde_fig,'solveparam',...
char('0','1000','10','pdeadworst',...
'0.5','longest','0','1E-4','','fixed','Inf'))
```

### **Los Plotflags y cadenas de datos:**

```
setappdata(pde_fig,'plotflags',[1 1 1 1 1 1 6 1 0 1 0 1 1
0 0 0 0 1]);
setappdata(pde_fig,'colstring','');
setappdata(pde_fig,'arrowstring','');
setappdata(pde_fig,'deformstring','');
setappdata(pde_fig,'heightstring','');
```

### **Resolución de la EDP:**

```
pdetool('solve')
```

- **Estructura algorítmica en lenguaje Matlab del análisis de presiones en antepié izquierdo del paciente Vasquez Leonel:**

Esta secuencia de comandos está escrita y leída por pdetool y NO debe editarse.

Hay dos alternativas recomendadas:

A) Exportar las variables requeridas desde pdetool y crear una secuencia de comandos MATLAB

B) Defina el problema completamente usando una secuencia de comandos MATLAB.

```
function pdemodel
[pde_fig,ax]=pdeinit;
pdetool('appl_cb',1);
set(ax,'DataAspectRatio',[1 0.13124999999999998 1]);
set(ax,'PlotBoxAspectRatio',[11.428571428571429
7.6190476190476204 2.8571428571428572]);
set(ax,'XLim',[-0.5 7.5]);
set(ax,'YLim',[-0.10000000000000001
0.59999999999999998]);
set(ax,'XTickMode','auto');
set(ax,'YTickMode','auto');
```

**Descripción de geometría:**

```
pderect([0 7 0.5 0],'R1');
set(findobj(get(pde_fig,'Children'),'Tag','PDEEval'),'String','R1')
```

**Condiciones de contorno:**

```
pdetool('changemode',0)
pdesetbd(4,...
'dir',...
1,...
'1',...
'0')
pdesetbd(3,...
'dir',...
1,...
'1',...
'0')
pdesetbd(2,...
'dir',...
```

```

1,...
'1',...
'0')
pdesetbd(1,...
'dir',...
1,...
'1',...
'-1.9767*x.^2+16.8367*x+10.7619')

```

#### **Generación de malla:**

```

setappdata(pde_fig,'Hgrad',1.3);
setappdata(pde_fig,'refinemethod','regular');
setappdata(pde_fig,'jiggle',char('on','mean',''));
setappdata(pde_fig,'MesherVersion','preR2013a');
pdetool('initmesh')

```

#### **Coefficientes de la EDP:**

```

pdeseteq(1,...
'1.0',...
'0.0',...
'10.0',...
'1.0',...
'0:10',...
'0.0',...
'0.0',...
'[0 100]')
setappdata(pde_fig,'currparam',...
['1.0 ';...
'0.0 ';...
'10.0';...
'1.0 '])

```

#### **Parámetros de resolución:**

```

setappdata(pde_fig,'solveparam',...
char('0','1000','10','pdeadworst',...
'0.5','longest','0','1E-4','','fixed','Inf'))

```

#### **Los Plotflags y cadenas de datos:**

```

setappdata(pde_fig,'plotflags',[1 1 1 1 1 1 1 1 0 0 0 1 1
1 0 0 0 1]);

```

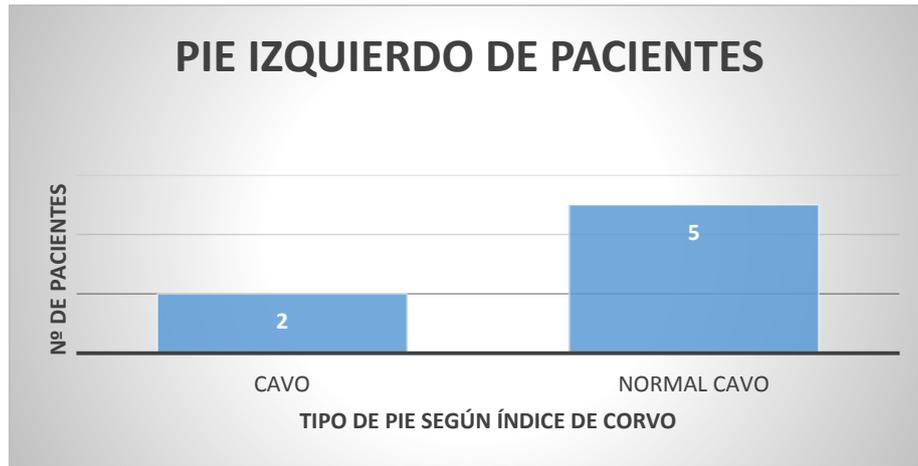
```
setappdata(pde_fig,'colstring','');  
setappdata(pde_fig,'arrowstring','');  
setappdata(pde_fig,'deformstring','');  
setappdata(pde_fig,'heightstring','');
```

**Solución de la EDP:**

```
pdetool('solve')
```

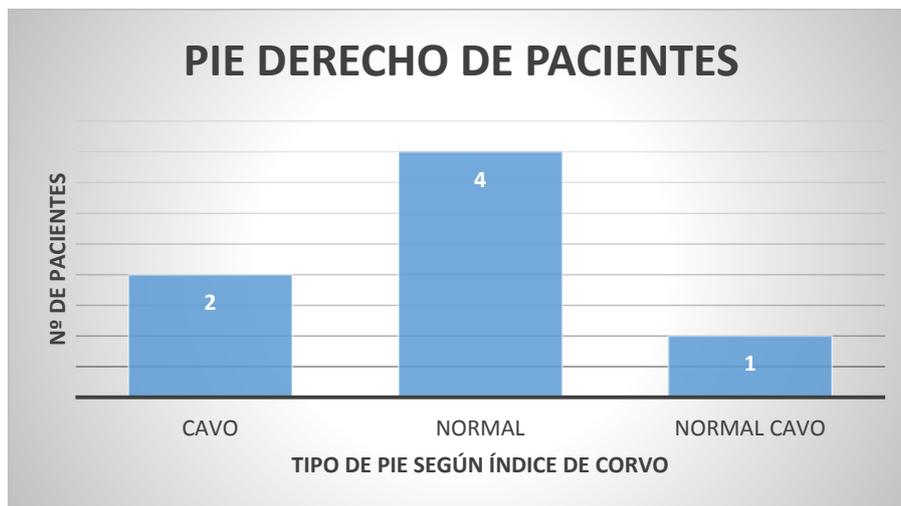
## CAPÍTULO 3. ANÁLISIS DE RESULTADOS

### 3.1 Tipos de pie según índice de Hernández Corvo



**Figura 3. 1** Tipo de pie izquierdo según índice de Corvo.

De los siete pacientes dos presentan el pie izquierdo cavo equivalente al 28,57% y cinco lo presentan normal cavo equivalente al 71,43%.

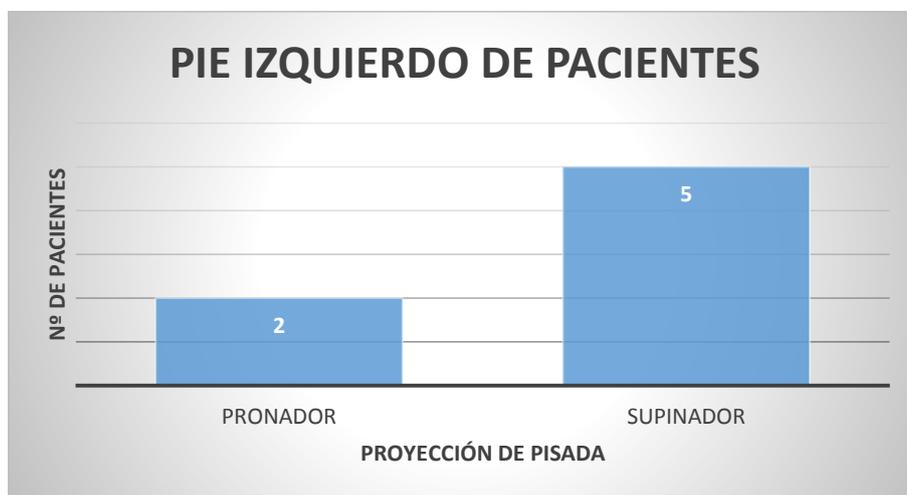


**Figura 3. 2** Tipo de pie derecho según índice de Corvo.

El número de pacientes con pie derecho cavo es 2 lo que equivale a un 28,57%, 4 pacientes tienen el pie derecho normal equivalente al 57,14% y uno presenta el pie derecho normal cavo lo que equivale a un 14,29%.

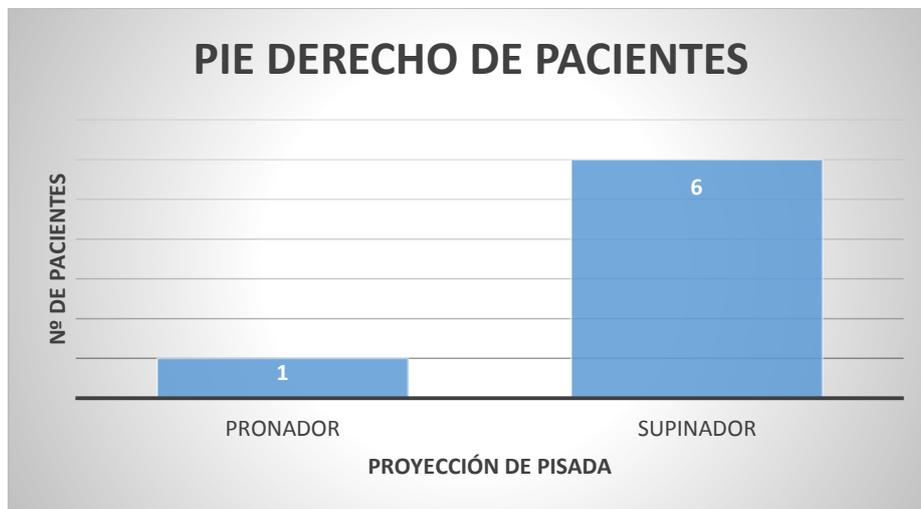
### 3.2 Tipos de pie según proyección de pisada

La proyección de pisada establecerá si el paciente es pronador o supinador.



**Figura 3. 3** *Proyección de pisada pie izquierdo.*

Dos pacientes presentan una pisada pronadora en su pie izquierdo equivalente al 28,57%, mientras que cinco pacientes presentan una pisada supinadora en el pie izquierdo lo equivalente al 71,43%.



**Figura 3. 4** *Proyección de pisada pie derecho.*

La proyección de pisada en el pie derecho de los pacientes indica que un paciente tiene una pisada pronadora lo que equivale al 14,29% y seis presentan una pisada supinadora en su pie derecho lo que equivale a un 85,71%.

### 3.3 Distribución de cargas en condición estática

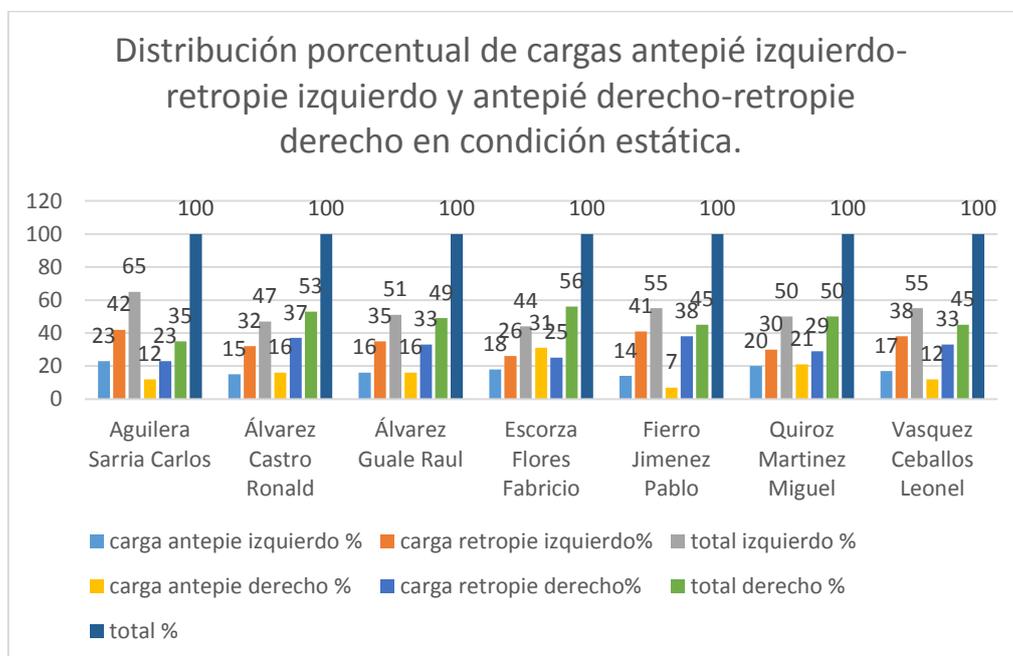


Figura 3. 5 Distribución porcentual de cargas antepié izquierdo-retropié izquierdo y antepié derecho-retropié derecho

La distribución de cargas en condición estática de los pacientes es como sigue:

La condición estática de Aguilera Carlos indica que su pie izquierdo soporta el 65% del peso corporal repartido en un 23% en el antepié y 42% en el retropié; su pie derecho soporta el 35% del peso corporal repartido en un 12% en antepié y 23% en retropié.

La condición estática de Álvarez Ronald indica que su pie izquierdo soporta el 47% del peso corporal repartido en un 15% en el antepié y 32% en el retropié; su pie derecho soporta el 53% del peso corporal repartido en un 16% en antepié y 37% en retropié.

La condición estática de Álvarez Raúl indica que su pie izquierdo soporta el 51% del peso corporal repartido en un 16% en el antepié y 35% en el retropié; su pie derecho soporta el 49% del peso corporal repartido en un 16% en antepié y 33% en retropié.

La condición estática de Escorza Fabricio indica que su pie izquierdo soporta el 44% del peso corporal repartido en un 18% en el antepié y 26% en el retropié; su pie derecho soporta el 56% del peso corporal repartido en un 31% en antepié y 25% en retropié.

La condición estática de Fierro Renato indica que su pie izquierdo soporta el 55% del peso corporal repartido en un 14% en el antepié y 41% en el retropié; su pie derecho soporta el 45% del peso corporal repartido en un 7% en antepié y 38% en retropié.

La condición estática de Quiroz Miguel indica que su pie izquierdo soporta el 50% del peso corporal repartido en un 20% en el antepié y 30% en el retropié; su pie derecho soporta el 50% del peso corporal repartido en un 21% en antepié y 29% en retropié.

La condición estática de Vásquez Leonel indica que su pie izquierdo soporta el 55% del peso corporal repartido en un 17% en el antepié y 38% en el retropié; su pie derecho soporta el 45% del peso corporal repartido en un 12% en antepié y 33% en retropié.

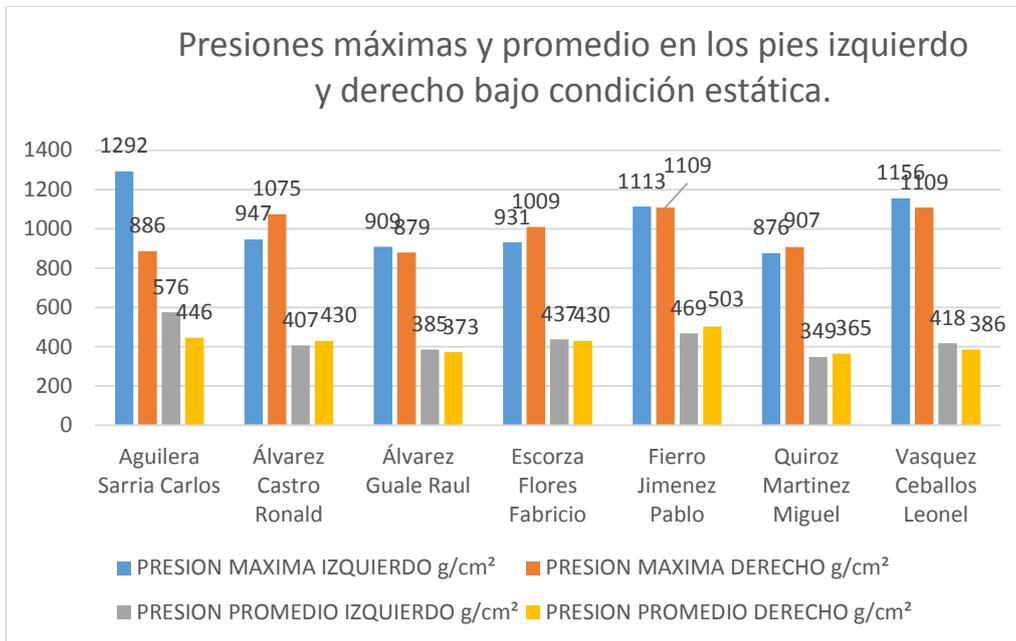


Figura 3. 6 Presiones máximas y promedio en los pies izquierdo y derecho bajo condición estática

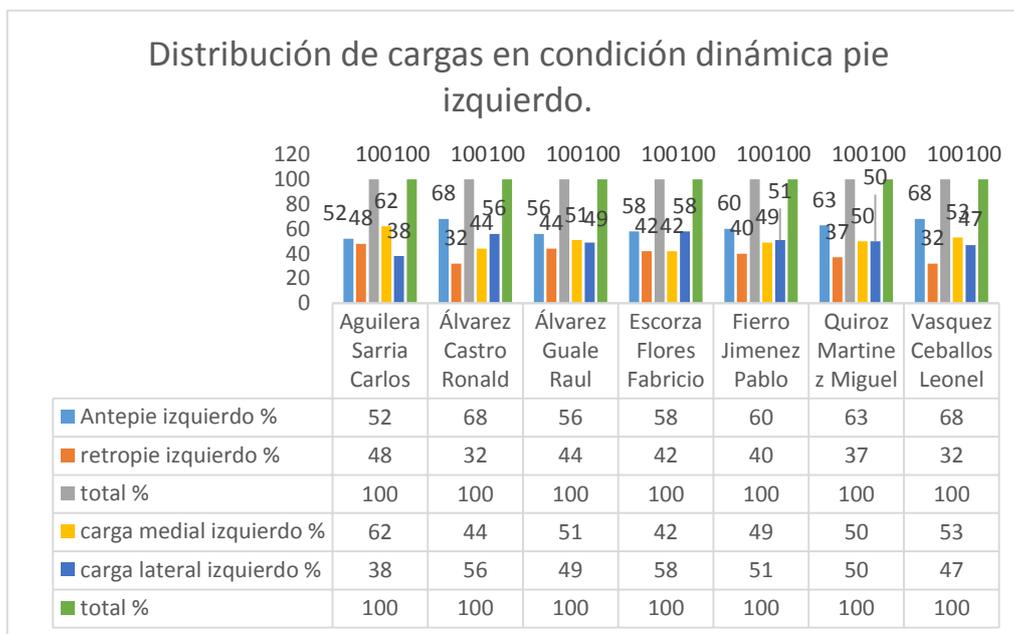
### 3.4 Distribución de presiones en condición estática

Las presiones bajo condiciones estáticas son como siguen:

La condición de presión estática de Aguilera Carlos indica que la presión máxima es en su pie izquierdo con 1292 g/cm<sup>2</sup>; de Álvarez Ronald su máxima presión ocurre en su pie derecho y es de 1075 g/cm<sup>2</sup>; para Álvarez Raúl esta presión máxima ocurre en su pie izquierdo con un valor de 909 g/cm<sup>2</sup>; en el caso de Escorza Fabricio la máxima presión se da con un valor de 1009 g/cm<sup>2</sup> y se da en su pie derecho; con Fierro Renato la máxima presión se produce en el pie derecho y es de 1109 g/cm<sup>2</sup>; para Quiroz Miguel el pie derecho recibe la mayor presión con un valor de 907 g/cm<sup>2</sup>; finalmente Vásquez Leonel presenta una máxima presión en su pie izquierdo con un valor de 1156 g/cm<sup>2</sup>.

### 3.5 Distribución de cargas condición dinámica

#### 3.5.1 Distribución de cargas en condición dinámica pie izquierdo



**Figura 3. 7** Distribución de cargas en condición dinámica pie izquierdo.

Para el pie izquierdo los resultados de cargas en condición dinámica son:

La condición dinámica del paciente Aguilera Carlos establece que su antepié izquierdo recibe el 52% de la carga y el retropié 48% de la carga; la carga medial es 62% y la lateral es 38%.

La condición dinámica del paciente Álvarez Ronald establece que su antepié izquierdo recibe el 68% de la carga y el retropié 32% de la carga; la carga medial es 44% y la lateral es 56%.

La condición dinámica del paciente Álvarez Raúl establece que su antepié izquierdo recibe el 56% de la carga y el retropié 44% de la carga; la carga medial es 51% y la lateral es 49%.

La condición dinámica del paciente Escorza Fabricio establece que su antepié izquierdo recibe el 58% de la carga y el retropié 42% de la carga; la carga medial es 42% y la lateral es 58%.

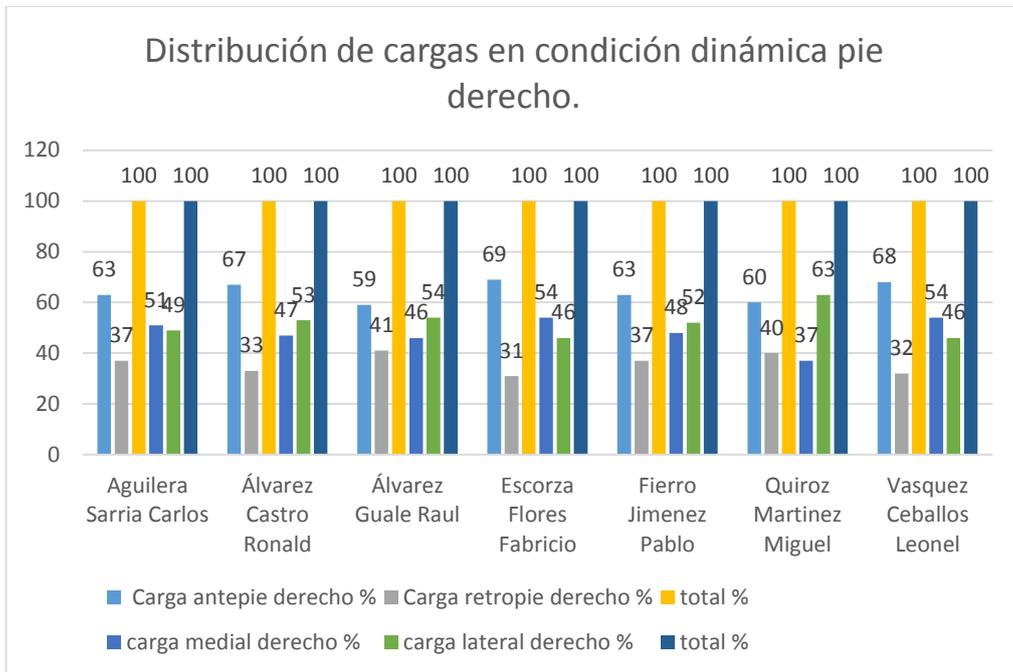
La condición dinámica del paciente Fierro Renato establece que su antepié izquierdo recibe el 60% de la carga y el retropié 40% de la carga; la carga medial es 49% y la lateral es 51%.

La condición dinámica del paciente Quiroz Miguel establece que su antepié izquierdo recibe el 63% de la carga y el retropié 37% de la carga; la carga medial es 50% y la lateral es 50%.

La condición dinámica del paciente Vásquez Adalberto establece que su antepié izquierdo recibe el 68% de la carga y el retropié 32% de la carga; la carga medial es 53% y la lateral es 47%.

### **3.5.2 Distribución de cargas en condición dinámica pie derecho**

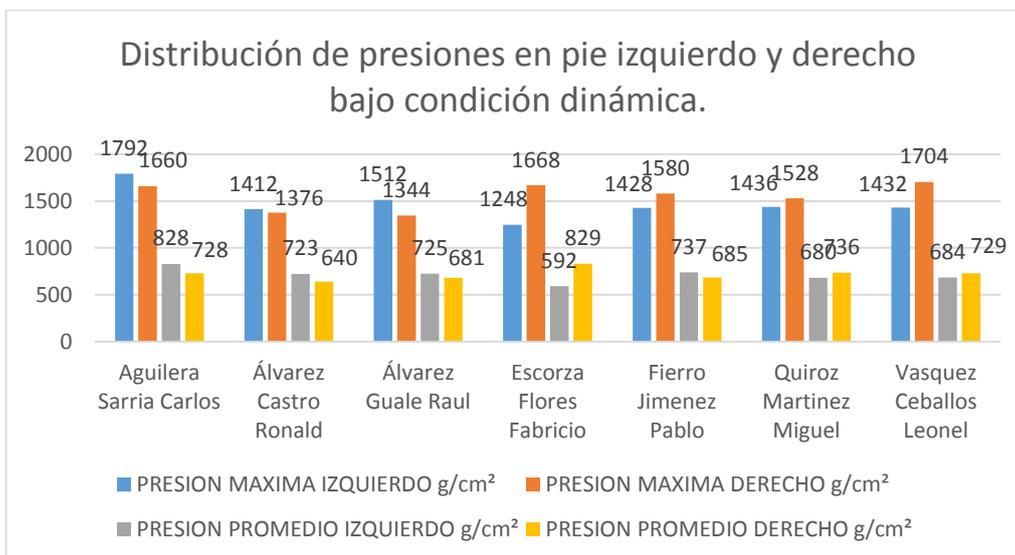
La distribución de cargas bajo la condición dinámica en el pie derecho se ha establecido en antepié y retropié.



**Figura 3. 8** Distribución de cargas en condición dinámica pie derecho.

Para el pie derecho los resultados de cargas en condición dinámica son las siguientes:  
 La carga dinámica para Aguilera Carlos en antepié es 63% y retropié 37%, la carga medial es 51% y la lateral 49%.  
 La carga dinámica para Álvarez Ronald en antepié es 67% y retropié 33%, la carga medial es 47% y la lateral 53%.  
 La carga dinámica para Álvarez Raul en antepié es 59% y retropié 41%, la carga medial es 46% y la lateral 54%.  
 La carga dinámica para Escorza Fabricio en antepié es 69% y retropié 31%, la carga medial es 54% y la lateral 46%.  
 La carga dinámica para Fierro Renato en antepié es 63% y retropié 37%, la carga medial es 48% y la lateral 52%.  
 La carga dinámica para Quiroz Miguel en antepié es 60% y retropié 40%, la carga medial es 37% y la lateral 63%.

La carga dinámica para Vásquez Leonel en antepié es 68% y retropié 32%, la carga medial es 54% y la lateral 46%.



**Figura 3. 9** Distribución de presiones en pie izquierdo y derecho bajo condición dinámica.

### 3.6 Distribución de presiones en condición dinámica

La distribución de presiones en condición dinámica de los pacientes es como sigue a continuación:

En Aguilera Carlos la presión máxima izquierda es 1792 g/cm<sup>2</sup> y la presión máxima derecha es 1660 g/cm<sup>2</sup>; la presión promedio izquierda es 828 g/cm<sup>2</sup> y la presión promedio derecha es 728 g/cm<sup>2</sup>.

En Álvarez Ronald la presión máxima izquierda es 1412 g/cm<sup>2</sup> y la presión máxima derecha es 1376 g/cm<sup>2</sup>; la presión promedio izquierda es 723 g/cm<sup>2</sup> y la presión promedio derecha es 640 g/cm<sup>2</sup>.

En Álvarez Raul la presión máxima izquierda es 1512g/cm<sup>2</sup> y la presión máxima derecha es 1344 g/cm<sup>2</sup>; la presión promedio izquierda es 725 g/cm<sup>2</sup> y la presión promedio derecha es 681 g/cm<sup>2</sup>.

En Escorza Fabricio la presión máxima izquierda es 1248 g/cm<sup>2</sup> y la presión máxima derecha es 1648 g/cm<sup>2</sup>; la presión promedio izquierda es 592 g/cm<sup>2</sup> y la presión promedio derecha es 829 g/cm<sup>2</sup>.

En Fierro Renato la presión máxima izquierda es 1428g/cm<sup>2</sup> y la presión máxima derecha es 1580 g/cm<sup>2</sup>; la presión promedio izquierda es 737 g/cm<sup>2</sup> y la presión promedio derecha es 685 g/cm<sup>2</sup>.

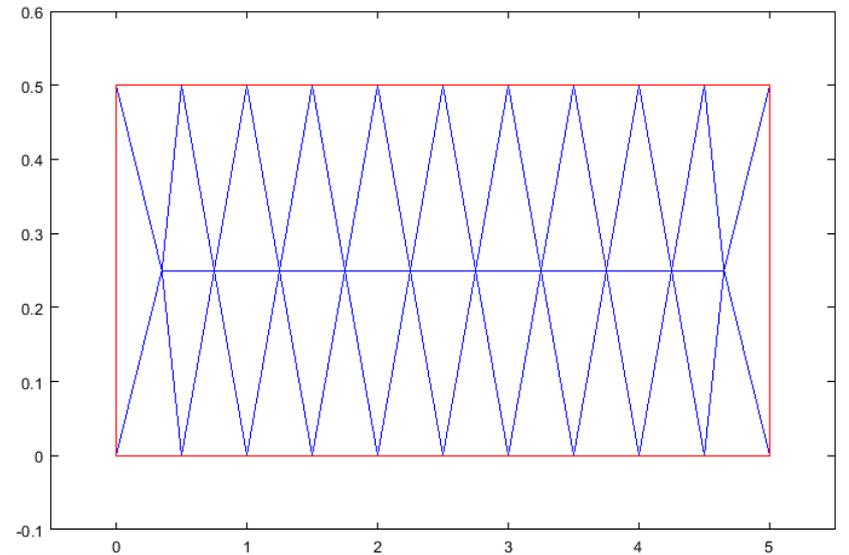
En Quiroz Miguel la presión máxima izquierda es 1436g/cm<sup>2</sup> y la presión máxima derecha es 1528 g/cm<sup>2</sup>; la presión promedio izquierda es 680 g/cm<sup>2</sup> y la presión promedio derecha es 736 g/cm<sup>2</sup>.

En Vasquez Leonel la presión máxima izquierda es 1432g/cm<sup>2</sup> y la presión máxima derecha es 1704 g/cm<sup>2</sup>; la presión promedio izquierda es 684 g/cm<sup>2</sup> y la presión promedio derecha es 729 g/cm<sup>2</sup>.

### **3.7 Resultados de la simulación en la plantilla modelo Artesanal.**

La simulación se han realizado utilizando el software MATLAB, usando el Toolbox conocido como PDETOOL, empleando el FEM (Método de elementos finitos), basado en la EDP (Ecuación diferencial parcial) genérica escalar elíptica, con parámetros que aún deben ser ajustados a las características del material, sin embargo, las condiciones de contornos están basadas en la información de las mediciones baropodométricas del software que deben ser equivalentes a la observación que realiza el artesano cuando analiza el caminar del paciente, visión puesta en el talón. Se ha construido una función de distribución de la presión plantar en un corte transversal del eje KL (zona aurea) presentado en el modelo geométrico-matemático de la zona aurea de la plantilla ortopédica, del tipo polinómico y representado por  $f(x)$ .

El modelo EDP es el de la ecuación [25].

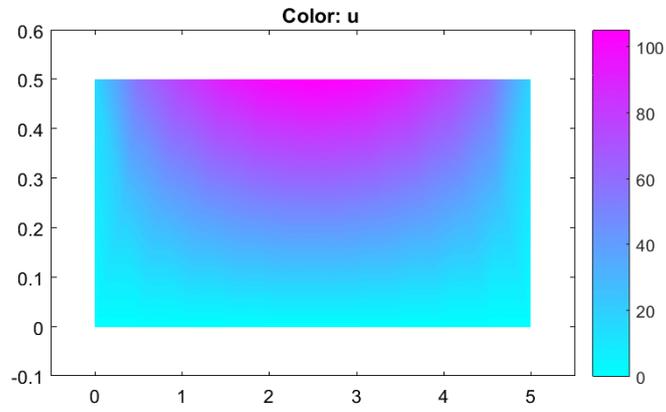


**Figura 3. 10** Mallado con 32 nodos y 40 elementos

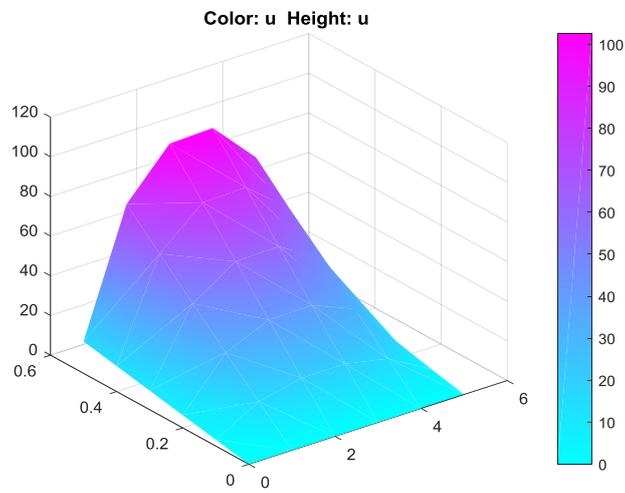
### 3.7.1 Resultados de presión y simulación en talón izquierdo, sin corrección

**Tabla 2. 2** Valores de medidas baropodométricas en retropié de Aguilera Carlos

Paciente	Parte	Izquierdo		Derecho	
		Lateral	Medial	Medial	Lateral
Carlos Aguilera	Pie	39,56,62,62,62,	59,46,25	24,37,47,	51,44,26
	Talón	31,74,99,	99,99,78,35	53,66,	72,62,37



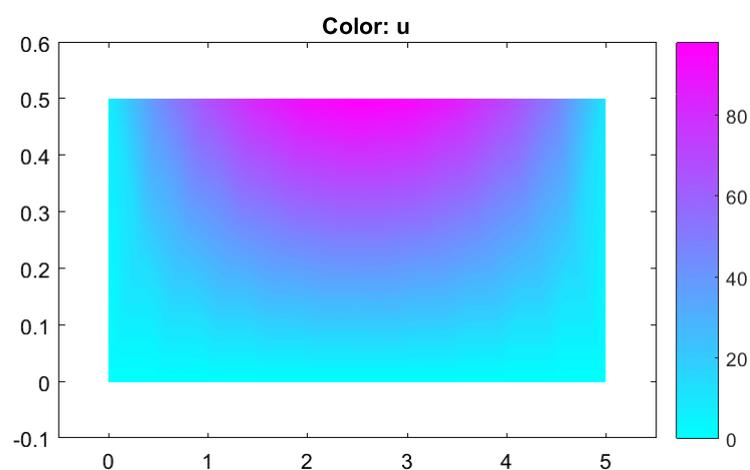
**Figura 3. 11** Valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Aguilera Carlos.



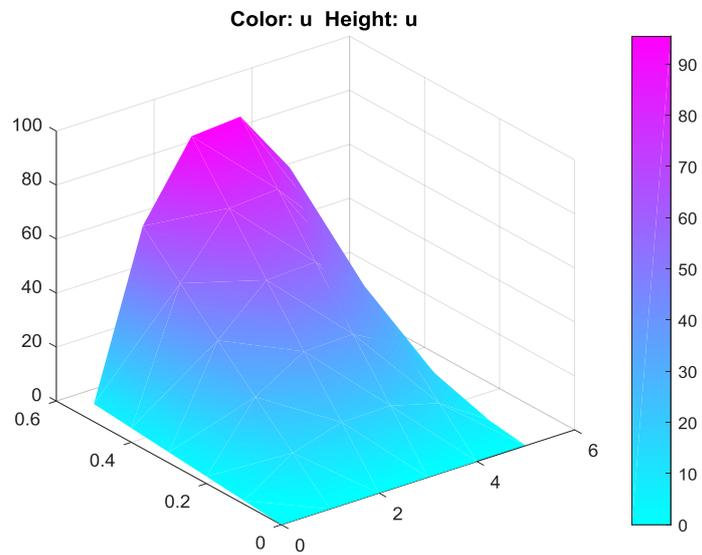
**Figura 3. 12** Apreciación tridimensional de valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Aguilera Carlos.

**Tabla 2. 3** Valores de medidas baropodométricas en retropié de Alvarez Ronald.

Paciente	Parte	Izquierdo		Derecho	
		Lateral	Medial	Medial	Lateral
Ronald Álvarez	Pie	30,39,38,	35,33,26	29,39,38,41,	35,26,13
	Talón	16,55,87,	99,94,62,20	21,81,99,	99,96,57,18



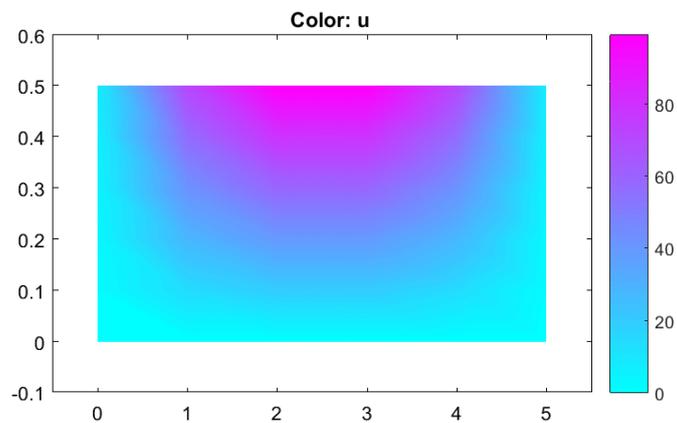
**Figura 3. 13** Valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Álvarez Ronald.



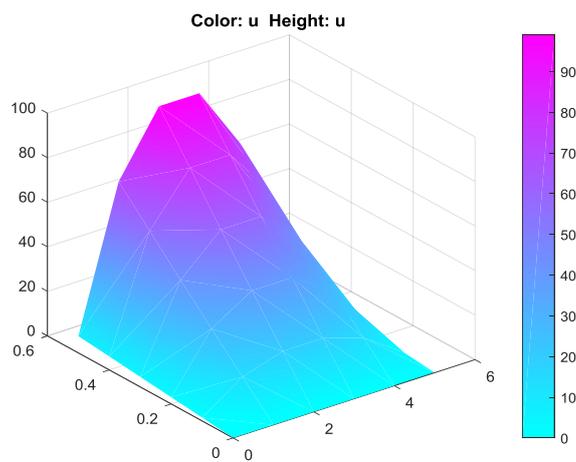
**Figura 3. 14** *Apreciación tridimensional de valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Álvarez Ronald.*

**Tabla 2. 4** *Valores de medidas baropodométricas en retropié de Alvarez Raúl*

Paciente	Parte	Izquierdo		Derecho	
		Lateral	Medial	Medial	Lateral
Raúl Álvarez	Pie	24,42,49,50,	49,46,32,10	20,41,47,53,	53,45,25,11
	Talón	17,53,91,	99,99,90,56,15	14,70,99,	99,99,76,39



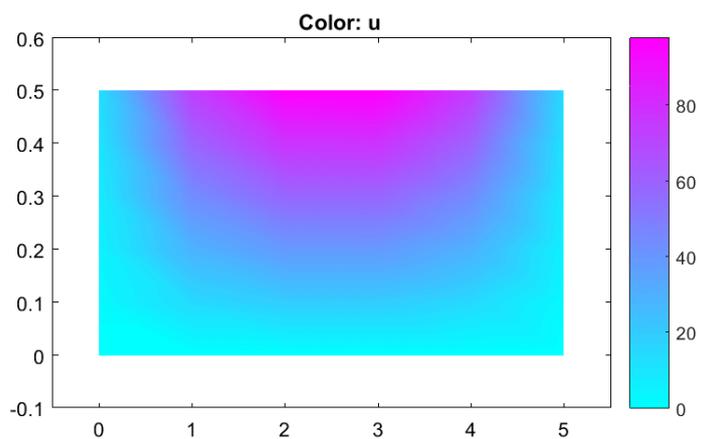
**Figura 3. 15** *Apreciación tridimensional de valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Álvarez Ronald.*



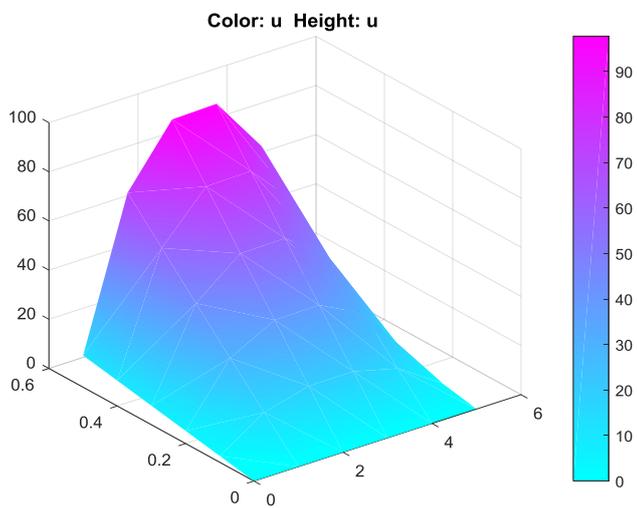
**Figura 3. 16** *Apreciación tridimensional de valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Álvarez Raúl.*

**Tabla 2. 5** Valores de medidas baropodométricas en retropié de Escorza Fabricio.

		Izquierdo		Derecho	
Paciente	Parte	Lateral	Medial	Medial	Lateral
Fabricio	Pie	23,51,67,	66,59,50,35	35,60,77,92,	97,82,47
Escorza	Talón	29,64,89,	99,97,72,25	83,99,	99,82,46,18



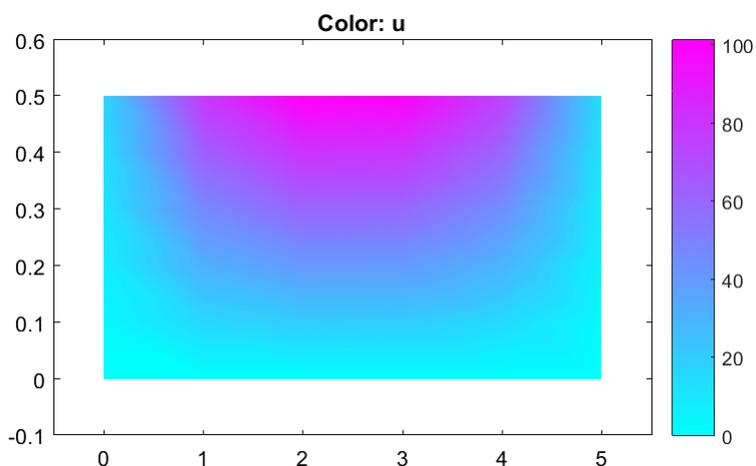
**Figura 3. 17** Valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Escorza Fabricio.



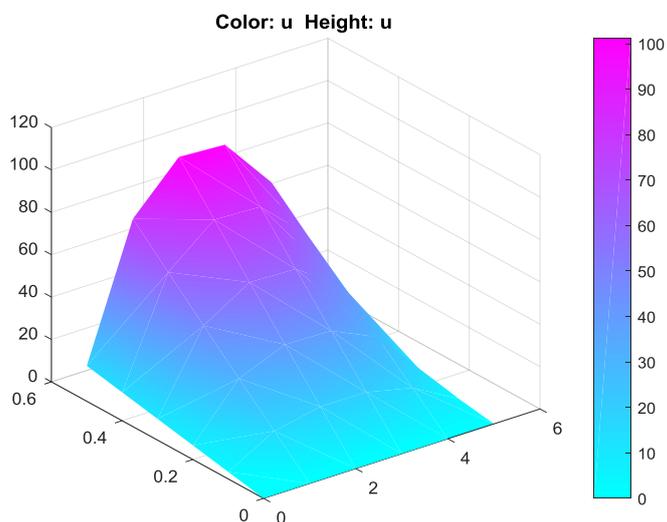
**Figura 3. 18** Apreciación tridimensional de valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Escorza Fabricio.

**Tabla 2. 6** Valores de medidas baropodométricas en retropié de Fierro Renato.

		Izquierdo		Derecho	
Paciente	Parte	Lateral	Medial	Medial	Lateral
Renato	Pie	30,42,44,	39,37,24	11,22,	26,23,12
Fierro	Talón	31,77,98,	99,96,68,28	36,83,99,	99,93,66,26



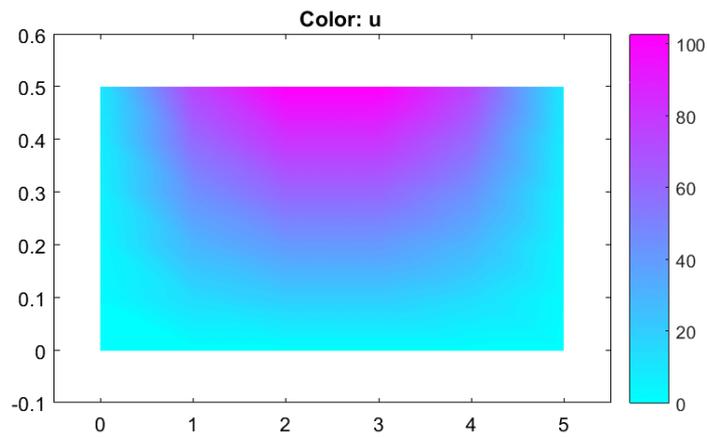
**Figura 3. 19** Valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Fierro Renato.



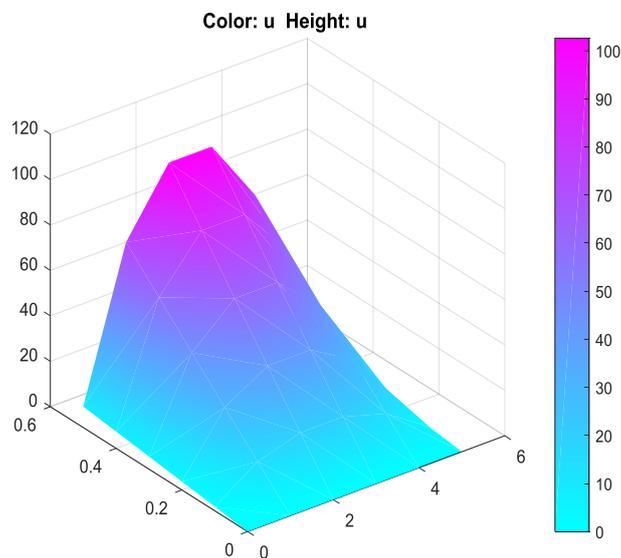
**Figura 3. 20** Apreciación tridimensional de valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Fierro Renato.

**Tabla 2. 7** Valores de medidas baropodométricas en retropié de Quiroz Miguel

Paciente	Parte	Izquierdo		Derecho	
		Lateral	Medial	Medial	Lateral
Miguel	Pie	10,33,42,	41,33,28,19	9,43,55,63,	63,51,26,10
Quiroz	Talón	18,64,91,99,	99,99,63,15	26,81,99,	99,97,62,30



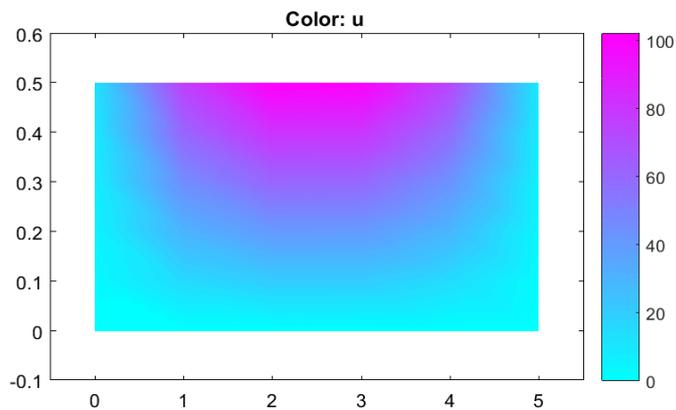
**Figura 3. 21** Valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Quiroz Miguel.



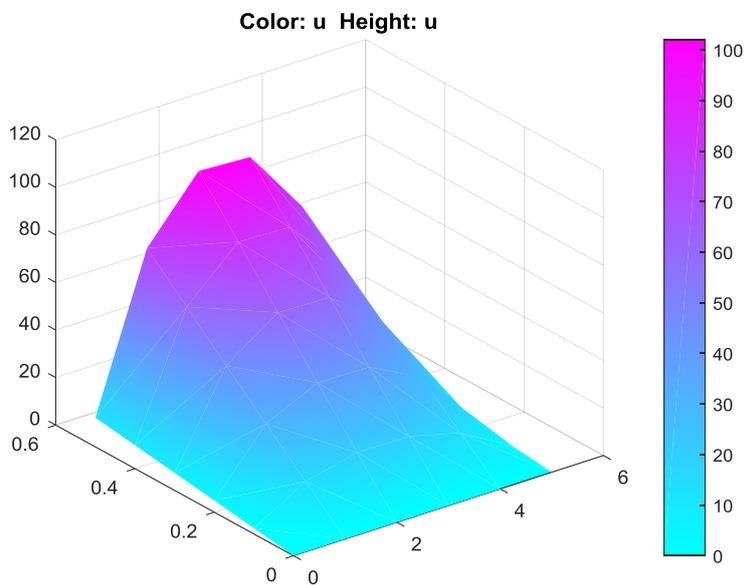
**Figura 3. 22** Valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Quiroz Miguel.

**Tabla 2. 8** Valores de medidas baropodométricas en retropié de Vásquez Leonel

Paciente	Parte	Izquierdo		Derecho	
		Lateral	Medial	Medial	Lateral
Leonel Vásquez	Pie	11,29,37,44,	48,44,30	24,33,30,	29,21,13
	Talón	25,69,99,	99,99,66,18	57,95,99,	95,67,27



**Figura 3. 23** Valores de presión en corte transversal, talón izquierdo de Vásquez Leonel.



**Figura 3. 24** Apreciación tridimensional de los valores de presión en talón izquierdo de Vásquez Leonel.

### 3.7.2 Resultados de presión y simulación en antepié izquierdo

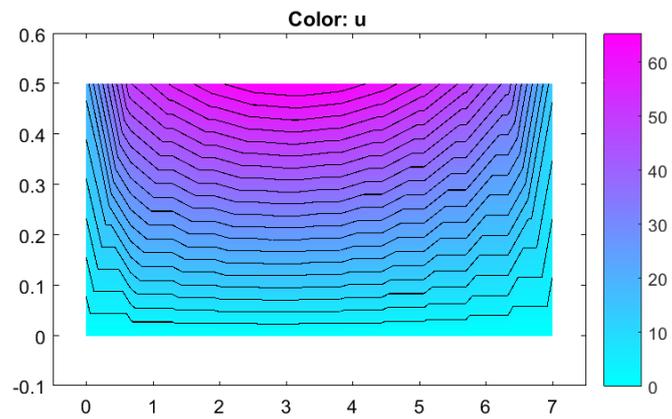


Figura 3. 25 *Apreciación de los valores de presión, en antepié izquierdo de Aguilera Carlos.*

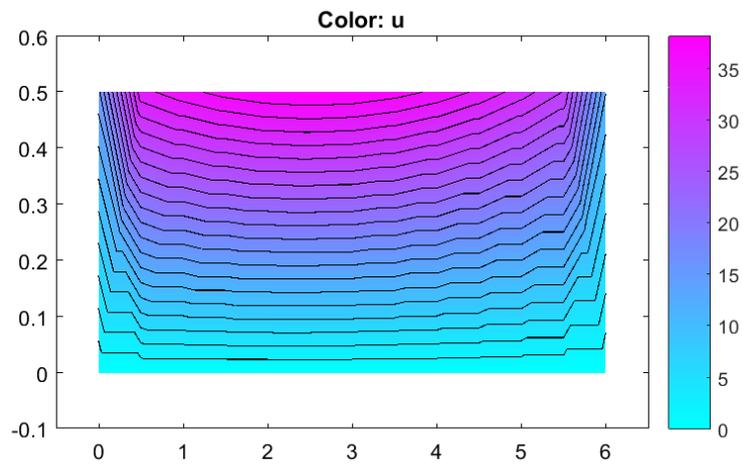
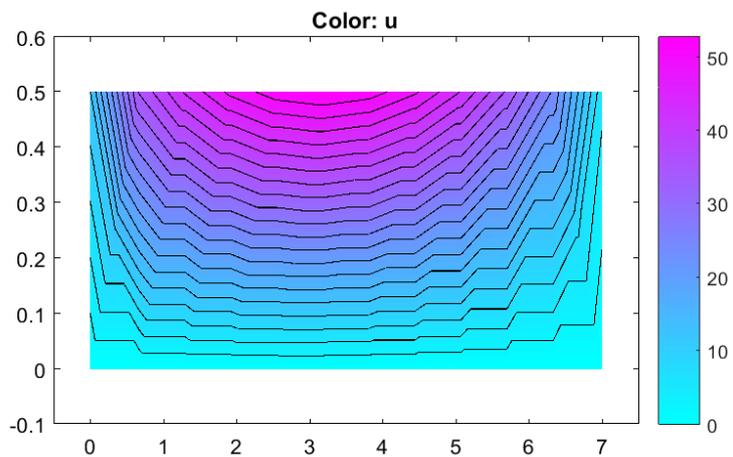
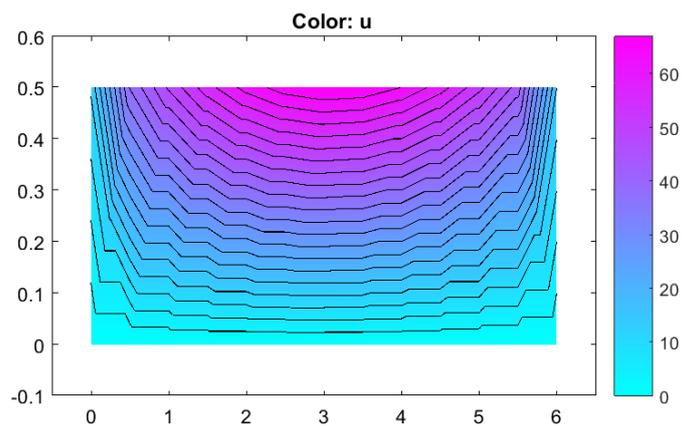


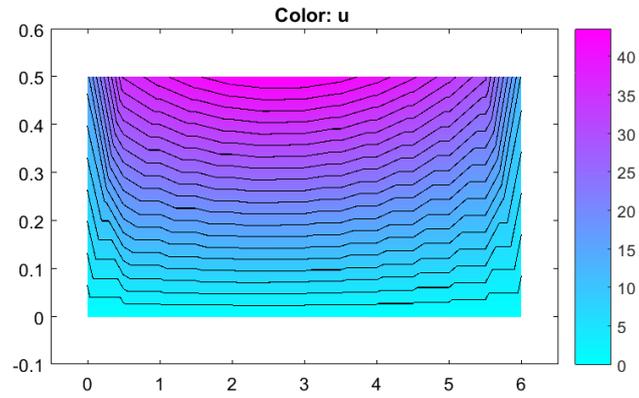
Figura 3. 26 *Apreciación de los valores de presión, en antepié izquierdo de Álvarez Ronald.*



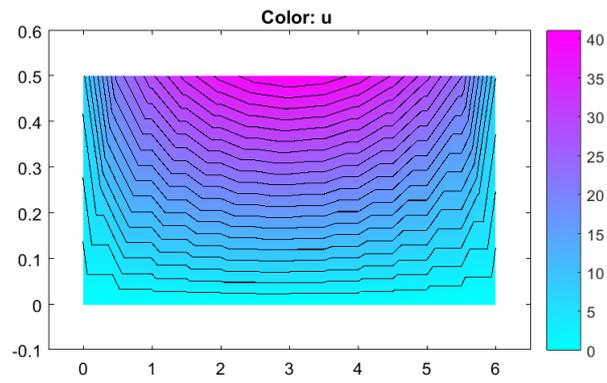
**Figura 3. 27** *Apreciación de los valores de presión, en antepié izquierdo de Álvarez Raúl*



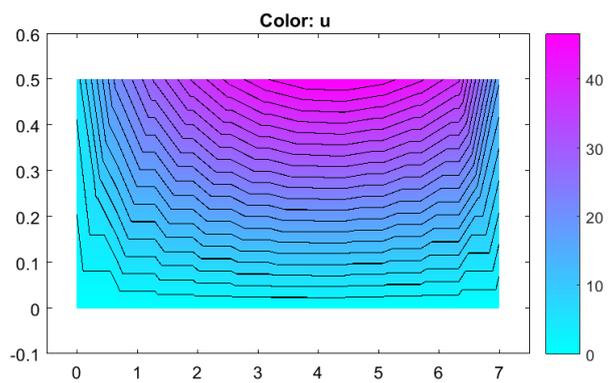
**Figura 3. 28** *Apreciación de los valores de presión, en antepié izquierdo de Escorza Fabricio*



**Figura 3. 29** *Apreciación de los valores de presión, en antepié izquierdo de Fierro Renato*



**Figura 3. 30** *Apreciación de los valores de presión, en antepié izquierdo de Quiroz Miguel.*



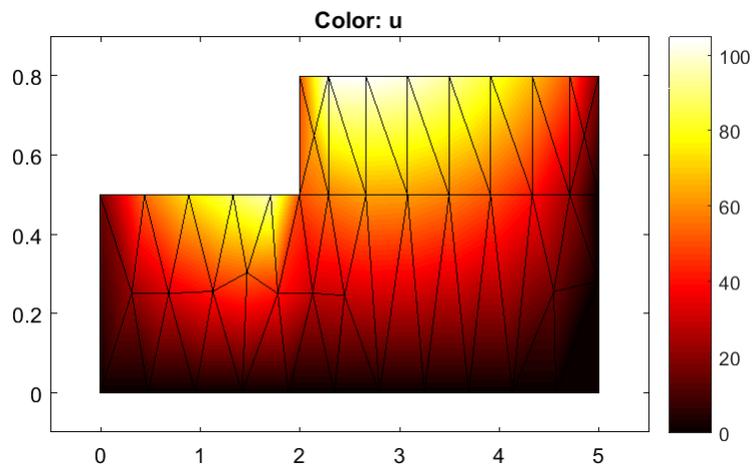
**Figura 3. 31** *Apreciación de los valores de presión, en antepié izquierdo de Vásquez Leonel*

### 3.7.3 Resultados de presión y simulación en talón izquierdo, con corrección

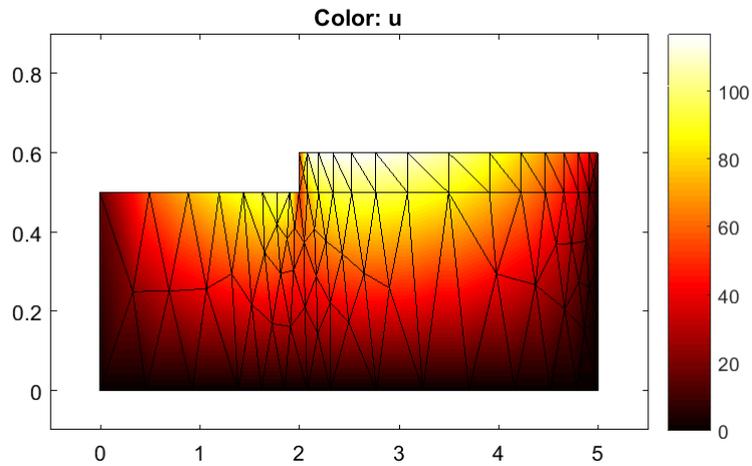
**Tabla 2. 9** Tolerancias de la cuña correctora en función de la variación porcentual de cargas.

PRIMERA REFERENCIA			
DIFERENCIA	0-10%	11-20%	21-30%
NIVEL DEL DEFECTO	I	II	III
CUÑA	1mm	2mm	3mm

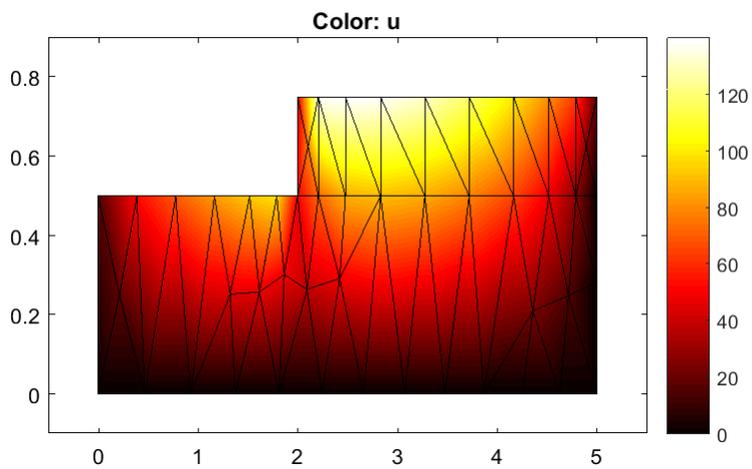
#### 1) Talón izquierdo de Aguilera Carlos.



**Figura 3. 32** Corrección I con espesor de la cuña 0.3 cm, material de la órtesis y de la cuña son iguales.



**Figura 3. 33** Corrección 2 con espesor de la cuña 0.1 cm, material de la órtesis y de la cuña son diferentes.

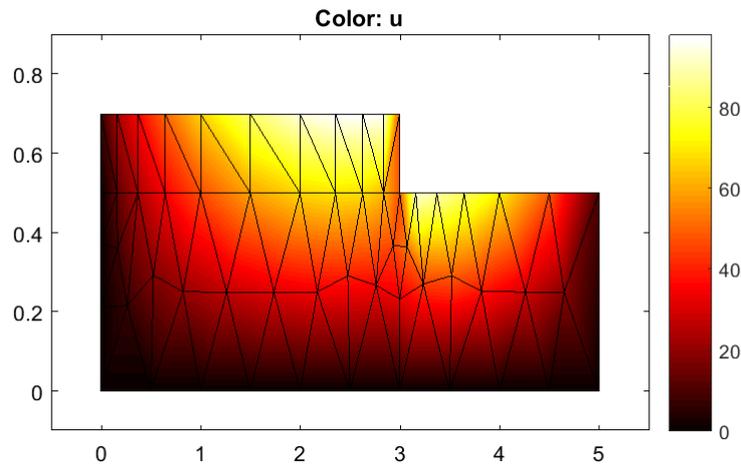


**Figura 3. 34** Corrección 3 con espesor de la cuña 0.3 cm, material de la órtesis y de la cuña son diferentes.

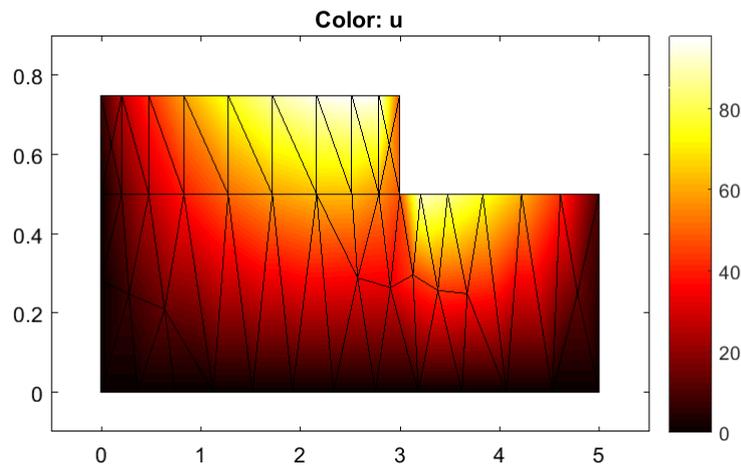
Diferencia porcentual medial y lateral 24% , paciente pronador. En la corrección 1, aparentemente la cuña no equilibra toda la presión al 100%. Para la corrección 2 se aprecia que la cuña no equilibra toda la presión al 100%, pero es aceptable; el material

de la cuña absorbe toda la presión plantar, de tal forma que produce el equilibrio. En la corrección 3 la cuña equilibra toda la presión, pero aumenta significativamente en ella.

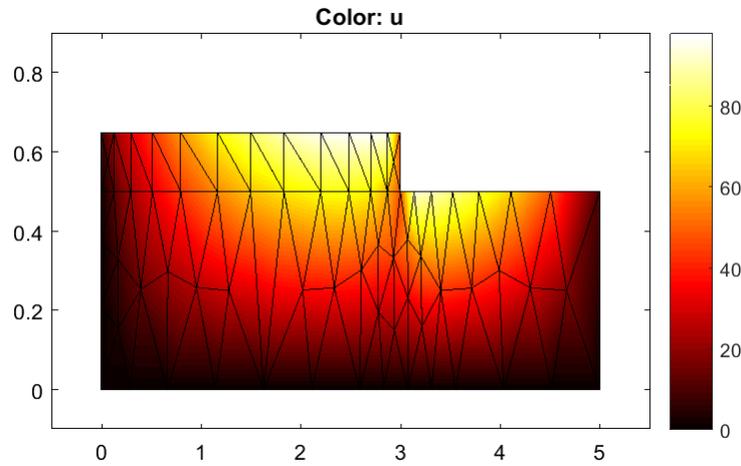
## 2) Talón izquierdo de Álvarez Ronald.



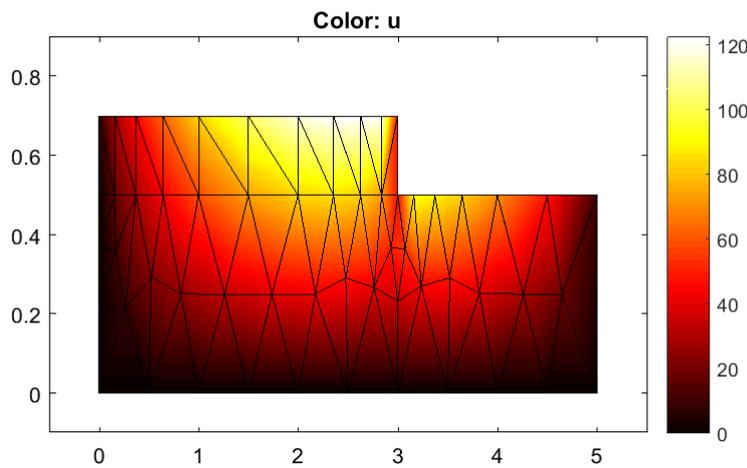
**Figura 3. 35** Corrección 1 espesor de la cuña 0.2 cm, material de la órtesis y de la cuña son iguales.



**Figura 3. 36** Corrección 2, espesor de la cuña 0.3 cm, material de la órtesis y de la cuña son iguales.



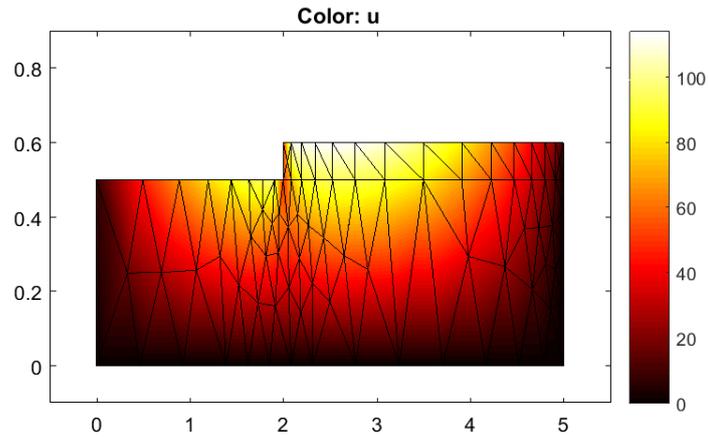
**Figura 3. 37** Corrección 3, espesor de la cuña 0.15 cm, material de la órtesis y de la cuña son iguales



**Figura 3. 38** Corrección 4, espesor de la cuña 0.15 cm, material de la órtesis y de la cuña son diferentes.

Diferencia porcentual medial y lateral 12 %, paciente supinador. En la corrección 1 aparentemente la cuña no equilibra toda la presión al 100%. Con la corrección 2 no resulta conveniente incrementar el tamaño de la cuña, empeora el equilibrio de presiones. La corrección 3 mejora, pero la cuña no equilibra toda la presión, una parte de la presión la adsorbe la órtesis. Para la corrección 4 la cuña no equilibra toda la presión al 100%, pero es muy aceptable.

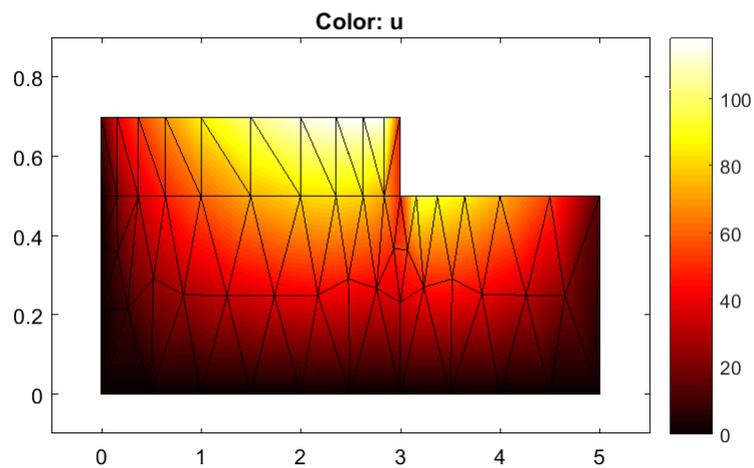
### 3) Talón izquierdo de Álvarez Raúl.



**Figura 3. 39** Corrección 1, espesor de la cuña 0.1 cm, material de la órtesis y de la cuña son diferentes

Con una diferencia porcentual medial y lateral 2%, paciente pronador. Aparentemente la cuña no equilibra toda la presión al 100%, pero es muy aceptable. Es muy leve la atrofia al caminar y la diferencia de la carga porcentual medial y lateral se corrige correctamente con esta cuña de otro material.

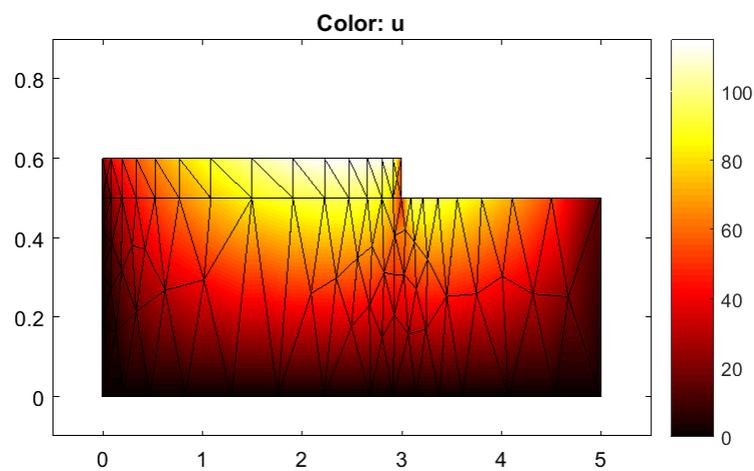
### 4) Talón izquierdo de Escorza Fabricio



**Figura 3. 40** Corrección con espesor de la cuña 0.2 cm, material de la órtesis y de la cuña son diferentes.

Diferencia porcentual medial y lateral 16%, paciente supinador. La cuña está equilibrando las presiones plantares entre la carga lateral y medial. Una vez que se ha determinado la diferencia de presiones se debe ajustar el parámetro correspondiente al material de la cuña que produzca el equilibrio para el espesor seleccionado.

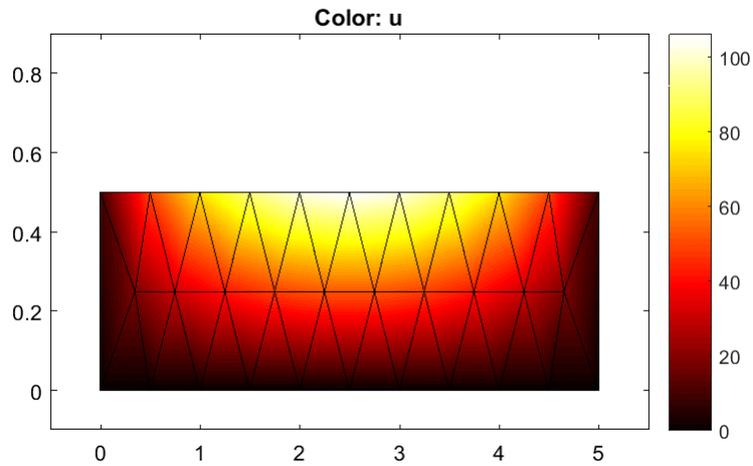
### 5) Talón Izquierdo de Fierro Renato



**Figura 3. 41** Corrección con espesor de la cuña 0.1 cm, material de la órtesis y de la cuña son diferentes.

Diferencia porcentual medial y lateral 2% , paciente supinador. La cuña está equilibrando las presiones plantares entre la carga lateral y medial. La diferencia de presiones plantares es pequeña, por lo tanto, el ajuste al parámetro correspondiente al material de la cuña no difiere significativamente del material de la órtesis.

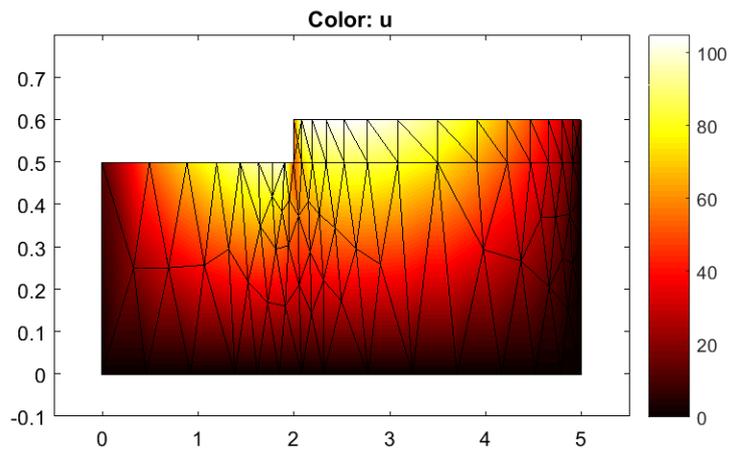
**6) Talón izquierdo de Quiroz Miguel.**



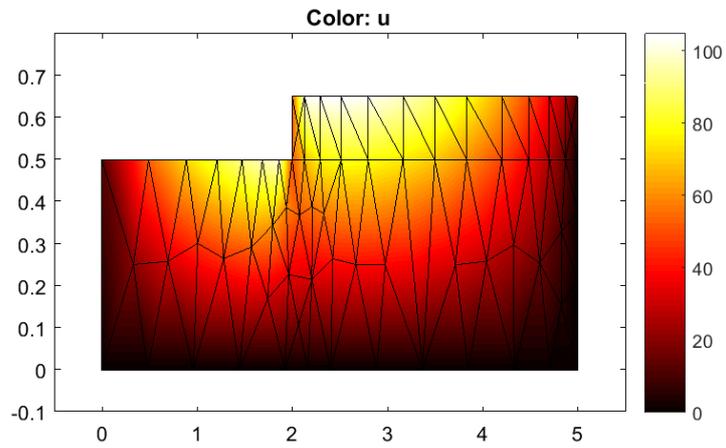
**Figura 3. 42** *No se requiere cuña o corrección*

Diferencia porcentual medial y latera l 0%, el equilibrio de las presiones plantares entre la carga lateral y medial definen un caminar normal.

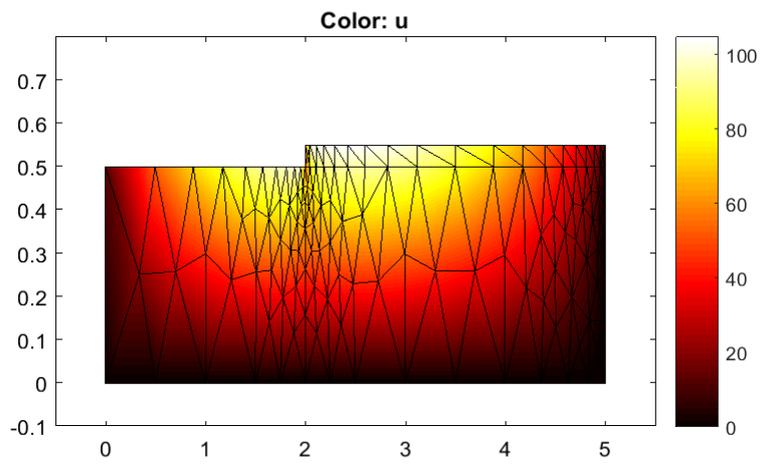
**7) Talón izquierdo de Vasquez Leonel**



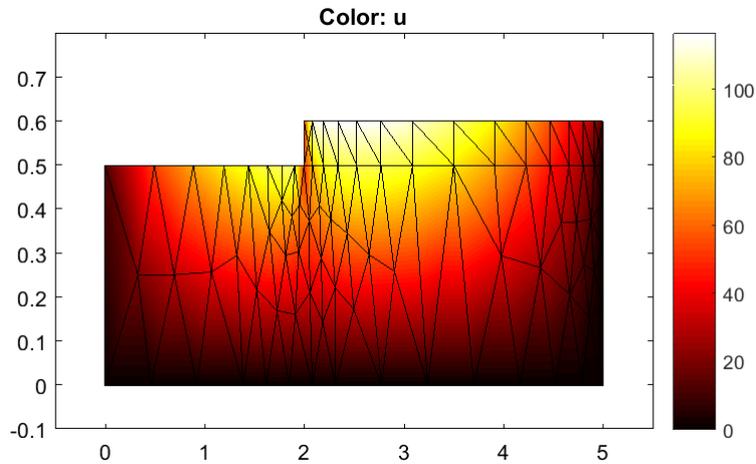
**Figura 3. 43** *Corrección 1, espesor de la cuña 0.1 cm, material de la órtesis y de la cuña son iguales.*



**Figura 3. 44** Corrección 2, espesor de la cuña 0.15 cm, material de la órtesis y de la cuña son iguales



**Figura 3. 45** Corrección 3, espesor de la cuña 0.05 cm, material de la órtesis y de la cuña es el mismo.



**Figura 3. 46** Corrección 4, espesor de la cuña 0.1 cm. Material de la órtesis y de la cuña son diferentes.

Diferencia porcentual medial y lateral 6 gm/cm<sup>2</sup>. Por la corrección 1, aparentemente la cuña no equilibra toda la presión al 100%. En la corrección 2, se confirma un desequilibrio en el área medial, la cuña no mejora la atrofia. Para la corrección 3, se aprecia una mejor distribución de la presión plantar, sin embargo en la práctica es muy fina la cuña propuesta en este modelo. Después del análisis gráfico por los valores de la simulación con el modelo propuesto se concluye que la mejor compensación para este paciente es una cuña cuyo espesor es 0.05 cm. Esto puede reflejar un mejor ajuste a los parámetros del modelo, ya que no reflejaría la realidad experimental realizada por el artesano. En la corrección 4, se aprecia una mejor distribución de la presión plantar. Para el rango de la diferencia de presiones, si corresponde a este espesor de la cuña y se puede afirmar que con este cambio en el parámetro de la condición de Dirichlet en la cuña se mejora la distribución de la presión.

**Tabla 2. 10** *Análisis de proyección de pisada según presiones dinámicas.*

PACIENTES	IZQUIERDO	DERECHO
VÁSQUEZ LEONEL	PRONADOR	PRONADOR
AGUILERA CARLOS	PRONADOR	PRONADOR
ÁLVAREZ RONALD	SUPINADOR	SUPINADOR
ÁLVAREZ RAUL	PRONADOR	SUPINADOR
ESCORZA FABRICIO	SUPINADOR	PRONADOR
FIERRO RENATO	SUPINADOR	SUPINADOR
QUIROZ MIGUEL	NORMAL	SUPINADOR



## **CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

A pesar de que el análisis preliminar de 164 pacientes con el propósito de definir la radical importancia que, amerita el conocer una proyección de pisada de los mismos en su pie izquierdo y derecho, indica que un 50,6% fueron supinadores bilaterales, el 31,7% pronadores bilaterales y el 0,6% tienen una pisada neutra, lo cual permite definir el bajo índice de personas que mantienen una pisada neutra o con una variación de presiones medial y lateral muy pequeña.

Cuando se subió a los siete voluntarios en la cinta caminadora, se observó que dos de ellos se adaptaron inmediatamente a la misma. Con los otros se debió practicar la marcha un tiempo prudencial de un minuto antes de la caminata en filmación de video.

Para el análisis de los siete voluntarios, en dos ocasiones no fueron coincidentes los resultados de las presiones medial y lateral con la proyección de pisada, es decir el 28,57% de los pacientes muestra una presión medial mayor que la lateral y a pesar de aquello la proyección de pisada emitida por la cámara de video indica supinación.

El modelo matemático de la corrección o neutralización de las presiones por la metodología de las deformaciones y tensiones planas, es más eficaz que el problema planteado por la ley de Hooke.

El cambio de parámetros en la condición de Dirichlet se ajusta a las diferencias de presiones medial y lateral.

El material con el que está constituido el arco longitudinal y la cuña antipronadora estructura combinada que va desde el talón hasta la altura del metatarsiano más pequeño es una Eva café en el modelo artesanal, de menor dureza que la Eva negra que utiliza el modelo tecnológico; 4,82 Shore; versus 7,3 Shore.

El paciente fue sometido al uso de ambas órtesis durante un tiempo prudencial de dos semanas e indica que el mayor confort le ha producido la plantilla modelo tecnológico, pero sin embargo nota que con ambas órtesis estabiliza su pisada y problemática de tobillo.

En el 57,14% de los voluntarios se producen las presiones mayores en el pie derecho; sin, embargo la presión mayor detectada se la verificó en un pie izquierdo, 1792g/cm<sup>2</sup>

Los resultados de presiones plantares son muy útiles en el diseño de la plantilla ortopédica y apoyan la corrección de postura del voluntario al que se le fabricó; sin, embargo todos los resultados de presiones plantares no otorgan un veredicto total para el diagnóstico certero de una dolencia o patología en los pies; pero si representan una herramienta de gran apoyo para un especialista en el diagnóstico respectivo.

Se recomienda para trabajos futuros, establecer un modelo matemático del puente para la plantilla artesanal, considerando los siguientes aspectos:

- Las características físicas: tamaño, forma y material del puente para la plantilla.
- La relación con la condición anatómica y fisiológica del paciente, si es normal o si adolece de un defecto al caminar, o dentro de la clasificación del tipo de pie de acuerdo con el índice de Corvo.
- El fenómeno físico asociado son las “Deformaciones planas” y las “Tensiones planas”. También se debe conocer la formulación variacional, la formulación débil para aplicar el MEF.
- Los datos que se han obtenido del examen integral del pie en los docentes voluntarios.
- El conocimiento empírico aplicado por el artesano.
- El diseño de la plantilla obtenida científicamente por la empresa especializada.

Es recomendable considerar el error humano que podría presentarse al realizar el análisis de la proyección de pisada en la cámara de video, los puntos llamados fosa poplítea, tendón de Aquiles y talón deberán ser bien alineados y marcados; ya que una mala marcación o alineamiento incidiría en una estimación de la línea de Helbing o ángulo correspondiente errónea, provocando un veredicto de supinación o pronación equívoco.

Es recomendable realizar el análisis de modelos matemáticos para órtesis plantares para niños, datos del instituto nacional de estadísticas y censos (INEC), revelaron que en 2011 de 304 ingresos a hospitales del estado; el 83,88% son niños con enfermedades congénitas en los pies.

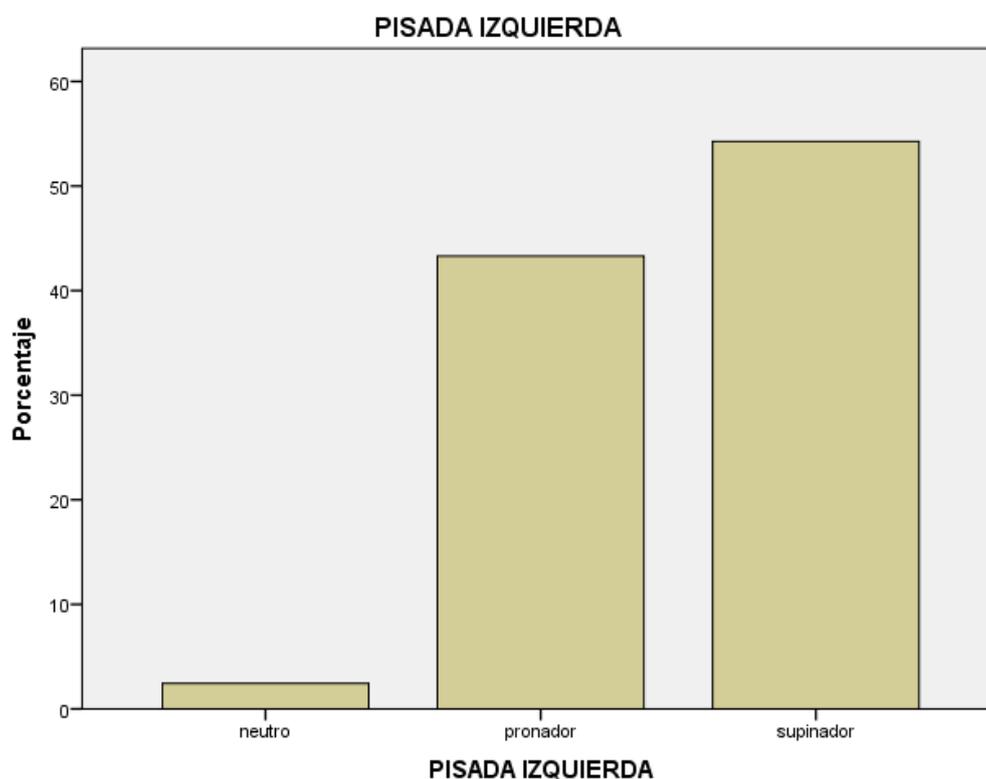
Así mismo llevar el análisis de corrección a partir de modelos matemáticos que simulen el funcionamiento de las cuñas correctoras en órtesis diseñadas para el sexo femenino adulto, la Asociación Española de Medicina y Cirugía del pie ha realizado estudios relevantes que indican que el 40% de la población sufre alguna patología del pie y que más del 80% de este grupo son mujeres. En nuestro medio, se ha informado en estudios recientes que, de 408 mujeres encuestadas, el 51% de las mujeres de la costa y el 42% de mujeres en la sierra adolecen de pie plano.

Finalmente se recomienda realizar un estudio concerniente con las superficies de contacto, el cual presentaría un análisis tridimensional del problema, esto aumentaría las variables a modelar, cambiando el mallado de triángulos a tetraedros, es decir con un mallado espacial.



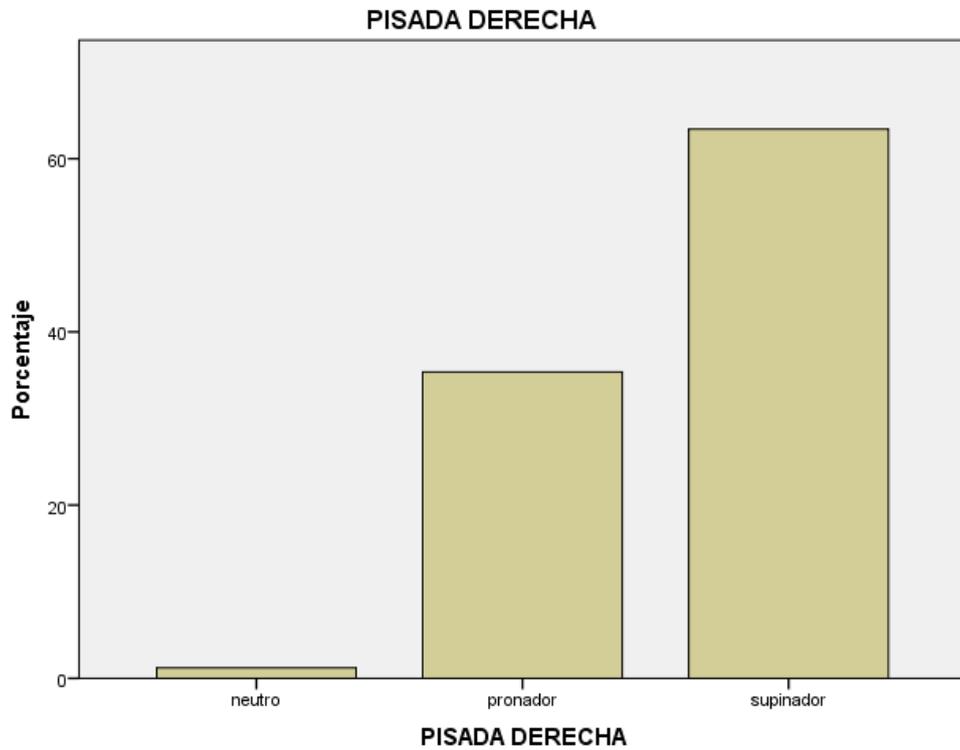
## ANEXOS

### ANEXO I. Análisis de resultados con SPSS, de la proyección de pisada en pie izquierdo, en pie derecho y pisada bilateral a 164 personas.



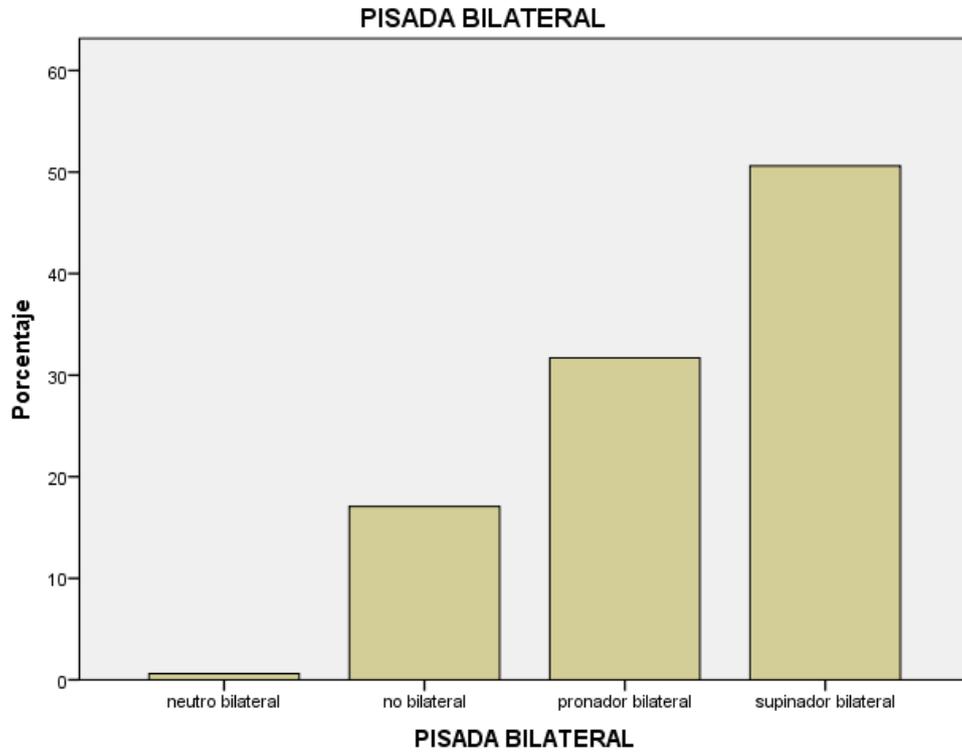
**PISADA IZQUIERDA**

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	neutro	4	2,4	2,4	2,4
	pronador	71	43,3	43,3	45,7
	supinador	89	54,3	54,3	100,0
	Total	164	100,0	100,0	



**PISADA DERECHA**

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	neutro	2	1,2	1,2	1,2
	pronador	58	35,4	35,4	36,6
	supinador	104	63,4	63,4	100,0
	Total	164	100,0	100,0	

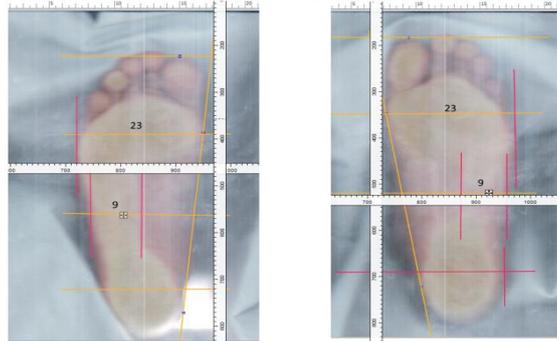


**PISADA BILATERAL**

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	neutro bilateral	1	,6	,6	,6
	no bilateral	28	17,1	17,1	17,7
	pronador bilateral	52	31,7	31,7	49,4
	supinador bilateral	83	50,6	50,6	100,0
	Total	164	100,0	100,0	

## ANEXO II. Imagen de huella, índice de Corvo y proyección de pisada de los siete voluntarios.

### Imagen de huella plantar de paciente Aguilera Carlos.



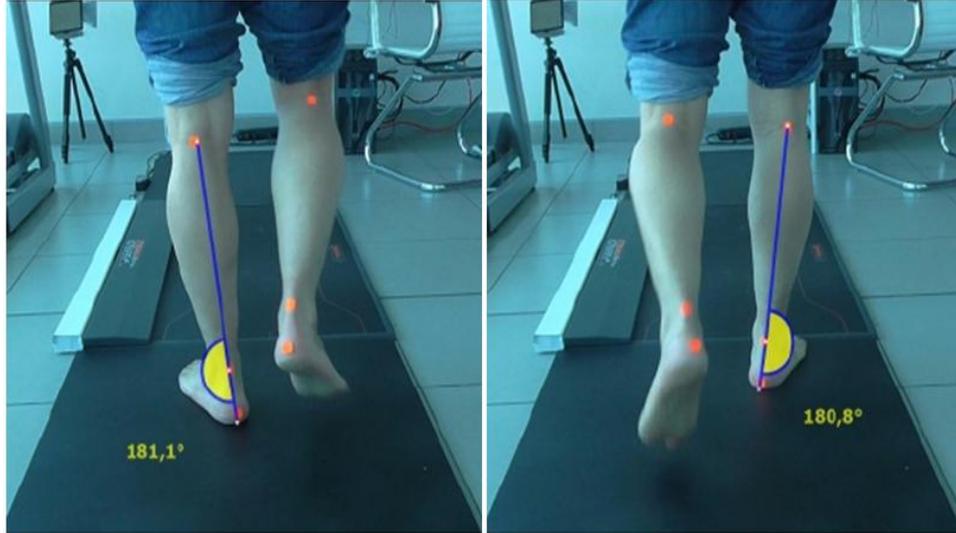
Pie derecho

Pie izquierdo

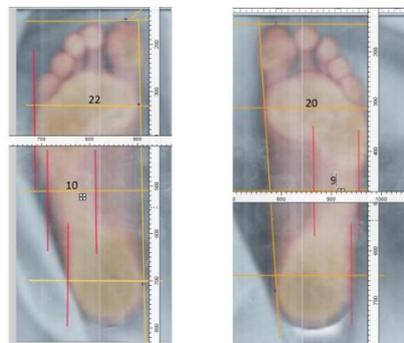
### Tipo de pie según índice de Corvo de paciente Aguilera Carlos.

PIE DERECHO					PIE IZQUIERDO				
%	X	Y	*100/	X	%	X	Y	*100/	X
	23	9		23		23	9		23
%	<b>60,87</b>				%	<b>60,87</b>			
Tipo de pie según el porcentaje de X					Tipo de pie según el porcentaje de X				
0 – 34%	PIE PLANO				0 – 34%	PIE PLANO			
35 – 39%	PIE PLANO / NORMAL				35 – 39%	PIE PLANO / NORMAL			
40 – 54%	PIE NORMAL				40 – 54%	PIE NORMAL			
55 – 59%	PIE NORMAL / CAVO				55 – 59%	PIE NORMAL / CAVO			
60 – 74%	PIE CAVO	<b>X</b>			60 – 74%	PIE CAVO	<b>X</b>		
75 – 84%	PIE CAVO FUERTE				75 – 84%	PIE CAVO FUERTE			
85 – 100%	PIE CAVO EXTREMO				85 – 100%	PIE CAVO EXTREMO			

**Proyección de pisada supinadora bilateral en paciente Aguilera Carlos.**



**Imagen de huella plantar de paciente Ronald Álvarez**



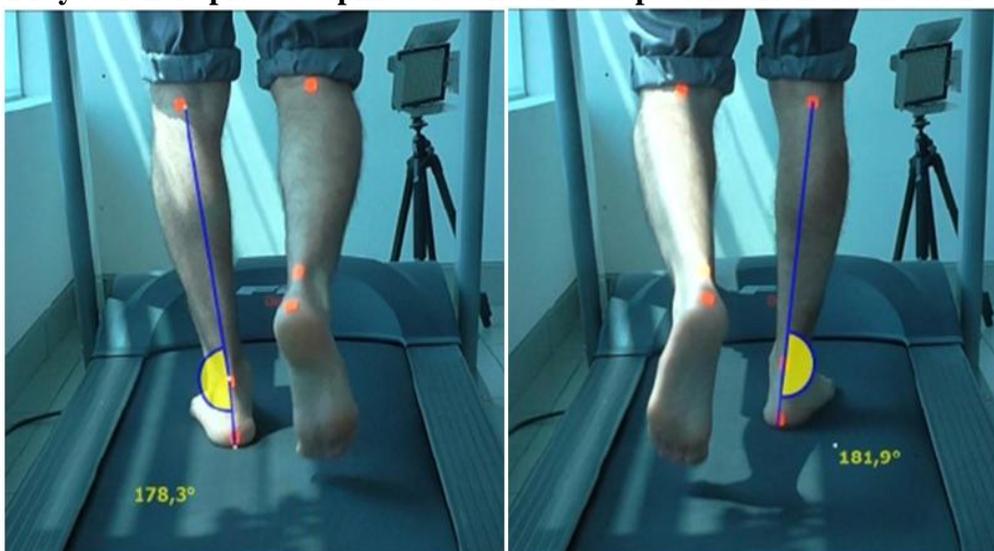
**Pie derecho**

**Pie izquierdo**

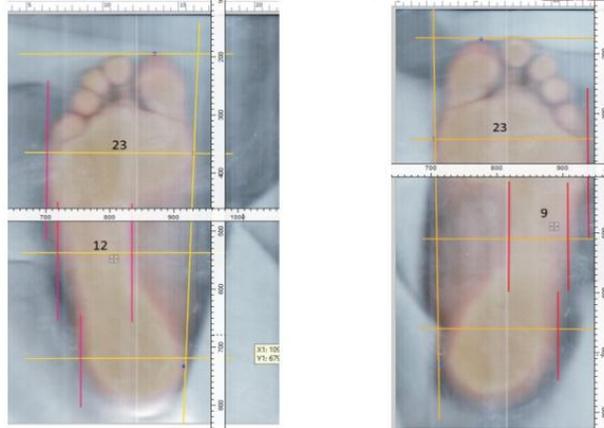
**Tipo de pie según índice de Corvo de paciente Ronald Álvarez.**

PIE DERECHO					PIE IZQUIERDO				
%	X	Y	*100/	X	%	X	Y	*100/	X
	22	10		22		20	9		20
%	<b>54,55</b>				%	<b>55</b>			
<b>Tipo de pie según el porcentaje de X</b>					<b>Tipo de pie según el porcentaje de X</b>				
0 – 34%	PIE PLANO				0 – 34%	PIE PLANO			
35 – 39%	PIE PLANO / NORMAL				35 – 39%	PIE PLANO / NORMAL			
40 – 54%	PIE NORMAL	<b>X</b>			40 – 54%	PIE NORMAL			
55 – 59%	PIE NORMAL / CAVO				55 – 59%	PIE NORMAL / CAVO	<b>X</b>		
60 – 74%	PIE CAVO				60 – 74%	PIE CAVO			
75 – 84%	PIE CAVO FUERTE				75 – 84%	PIE CAVO FUERTE			
85 – 100%	PIE CAVO EXTREMO				85 – 100%	PIE CAVO EXTREMO			

**Proyección de pisada supinadora bilateral de paciente Ronald Álvarez**



**Imagen de huella plantar paciente Álvarez Raúl.**



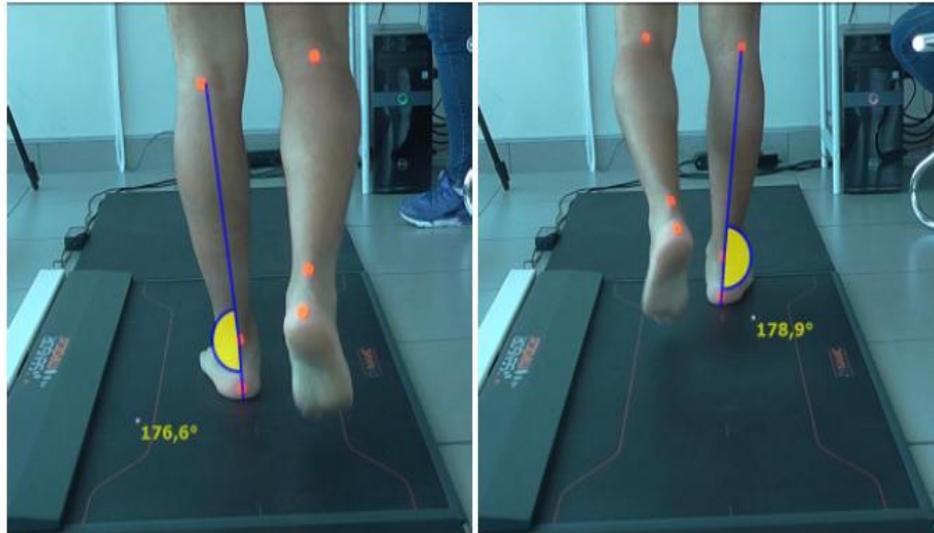
**Pie derecho**

**Pie izquierdo**

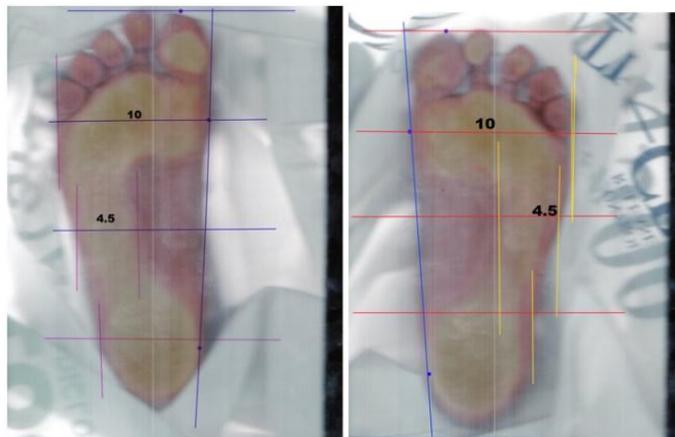
**Tipo de pie según índice de Corvo, paciente Álvarez Raúl.**

PIE DERECHO					PIE IZQUIERDO				
%	X	Y	*100/	X	%	X	Y	*100/	X
	23	12		23		23	9		23
%	<b>47,83</b>				%	<b>60,87</b>			
<b>Tipo de pie según el porcentaje de X</b>					<b>Tipo de pie según el porcentaje de X</b>				
0 – 34%	PIE PLANO				0 – 34%	PIE PLANO			
35 – 39%	PIE PLANO / NORMAL				35 – 39%	PIE PLANO / NORMAL			
40 – 54%	PIE NORMAL	<b>X</b>			40 – 54%	PIE NORMAL			
55 – 59%	PIE NORMAL / CAVO				55 – 59%	PIE NORMAL / CAVO			
60 – 74%	PIE CAVO				60 – 74%	PIE CAVO	<b>X</b>		
75 – 84%	PIE CAVO FUERTE				75 – 84%	PIE CAVO FUERTE			
85 – 100%	PIE CAVO EXTREMO				85 – 100%	PIE CAVO EXTREMO			

**Proyección de pisada supinadora, paciente Álvarez Raúl.**



**Imagen de huella plantar de paciente Escorza Fabricio.**



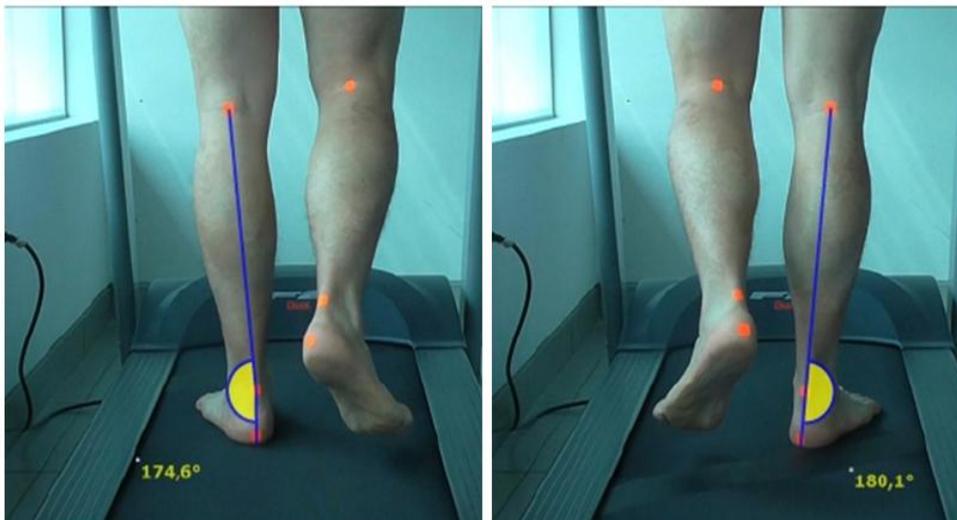
**Pie derecho**

**Pie izquierdo**

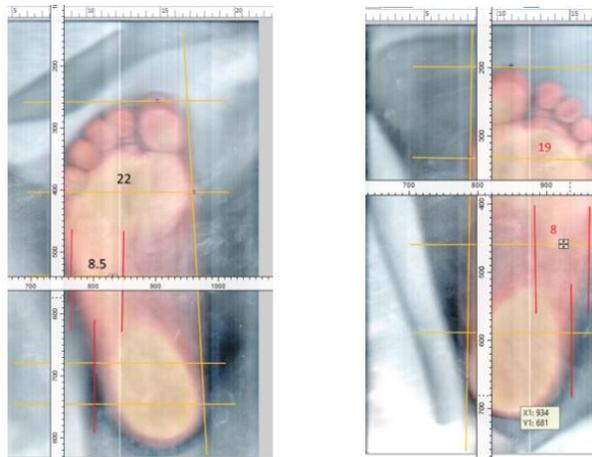
**Tipo de pie según índice de Corvo de paciente Escorza Fabricio.**

PIE DERECHO					PIE IZQUIERDO				
FORMULA %X = (X - Y) · 100/X					FORMULA %X = (X - Y) · 100/X				
%	X	Y	*100/	X	%	X	Y	*100/	X
	10	4,5		10		10	4,5		10
%	<b>55</b>				%	<b>55</b>			
<b>Tipo de pie según el porcentaje de X</b>					<b>Tipo de pie según el porcentaje de X</b>				
0 - 34%	PIE PLANO				0 - 34%	PIE PLANO			
35 - 39%	PIE PLANO / NORMAL				35 - 39%	PIE PLANO / NORMAL			
40 - 54%	PIE NORMAL				40 - 54%	PIE NORMAL			
55 - 59%	PIE NORMAL / CAVO	<b>X</b>			55 - 59%	PIE NORMAL / CAVO	<b>X</b>		
60 - 74%	PIE CAVO				60 - 74%	PIE CAVO			
75 - 84%	PIE CAVO FUERTE				75 - 84%	PIE CAVO FUERTE			
85 - 100%	PIE CAVO EXTREMO				85 - 100%	PIE CAVO EXTREMO			

**Proyección de pisada supinadora pie derecho y pronadora pie izquierdo en paciente Escorza Fabricio.**



### Imagen de huella plantar de paciente Fierro Renato



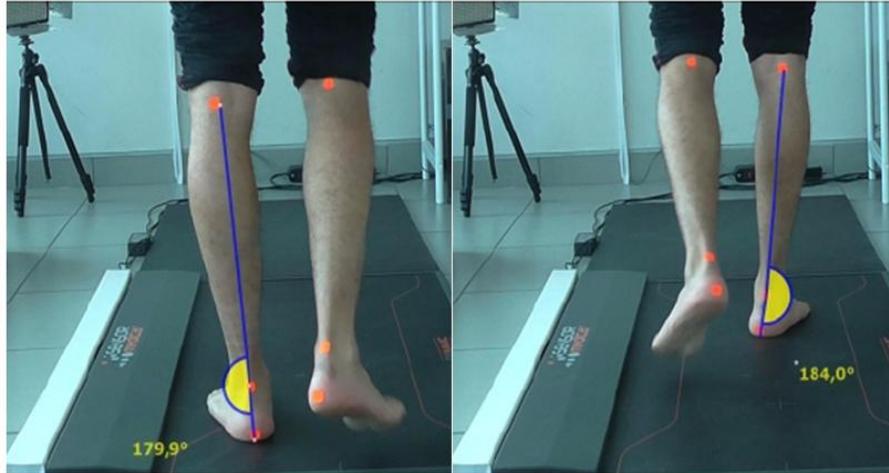
Pie derecho

Pie izquierdo

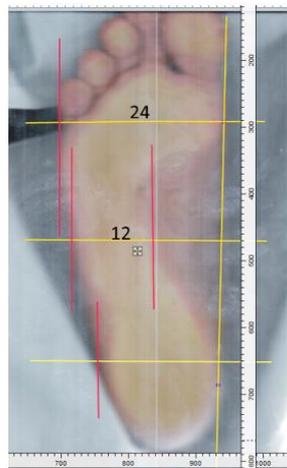
### Tipo de pie según índice de Corvo de paciente Fierro Renato

PIE DERECHO					PIE IZQUIERDO				
%	X	Y	*100/	X	%	X	Y	*100/	X
	22	8,5		22		19	8		19
%	<b>61,36</b>				%	<b>57,89</b>			
<b>Tipo de pie según el porcentaje de X</b>					<b>Tipo de pie según el porcentaje de X</b>				
0 – 34%	PIE PLANO				0 – 34%	PIE PLANO			
35 – 39%	PIE PLANO / NORMAL				35 – 39%	PIE PLANO / NORMAL			
40 – 54%	PIE NORMAL				40 – 54%	PIE NORMAL			
55 – 59%	PIE NORMAL / CAVO				55 – 59%	PIE NORMAL / CAVO	<b>X</b>		
60 – 74%	PIE CAVO	<b>X</b>			60 – 74%	PIE CAVO			
75 – 84%	PIE CAVO FUERTE				75 – 84%	PIE CAVO FUERTE			
85 – 100%	PIE CAVO EXTREMO				85 – 100%	PIE CAVO EXTREMO			

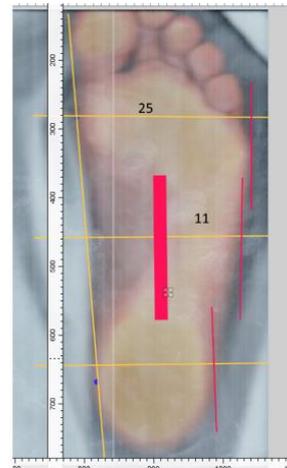
**Proyección de pisada supinadora bilateral en paciente Fierro Renato.**



**Imagen de huella plantar de paciente Quiroz Miguel.**



**Pie derecho**

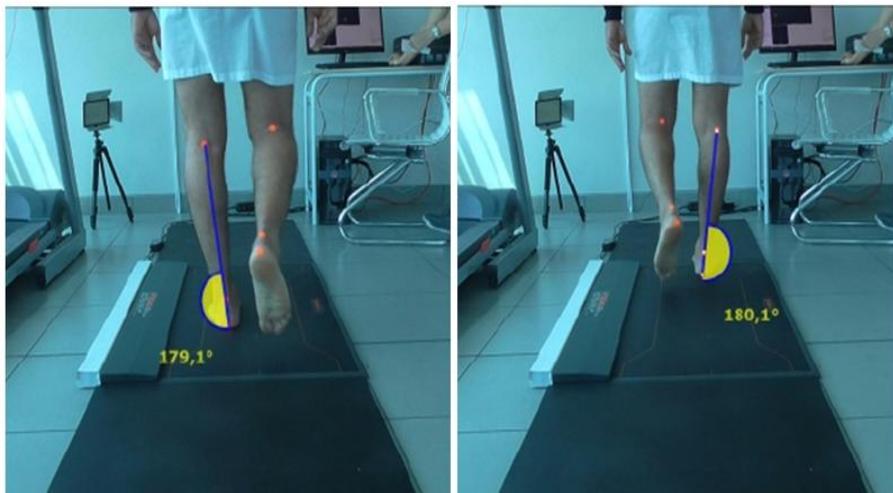


**Pie izquierdo**

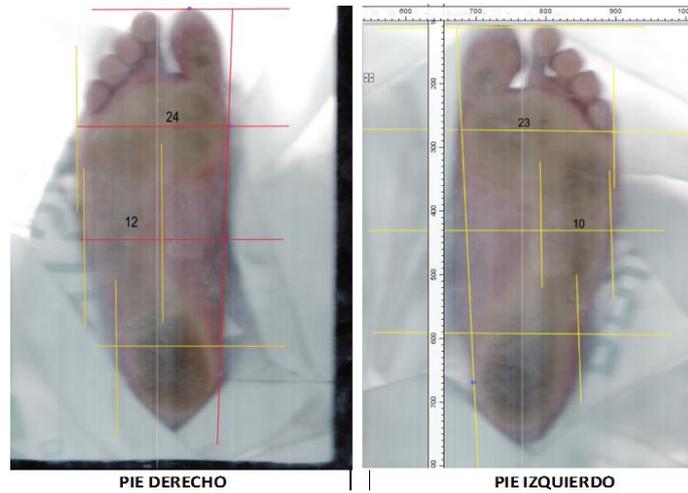
**Tipo de pie según índice de Corvo de paciente Quiroz Miguel.**

PIE DERECHO					PIE IZQUIERDO				
%	X	Y	*100/	X	%	X	Y	*100/	X
	24	12		24		25	11		25
%	<b>50</b>				%	<b>56</b>			
<b>Tipo de pie según el porcentaje de X</b>					<b>Tipo de pie según el porcentaje de X</b>				
0 – 34%	PIE PLANO				0 – 34%	PIE PLANO			
35 – 39%	PIE PLANO / NORMAL				35 – 39%	PIE PLANO / NORMAL			
40 – 54%	PIE NORMAL	X			40 – 54%	PIE NORMAL			
55 – 59%	PIE NORMAL / CAVO				55 – 59%	PIE NORMAL / CAVO	X		
60 – 74%	PIE CAVO				60 – 74%	PIE CAVO			
75 – 84%	PIE CAVO FUERTE				75 – 84%	PIE CAVO FUERTE			
85 – 100%	PIE CAVO EXTREMO				85 – 100%	PIE CAVO EXTREMO			

**Proyección de pisada supinadora bilateral de paciente Quiroz Miguel**



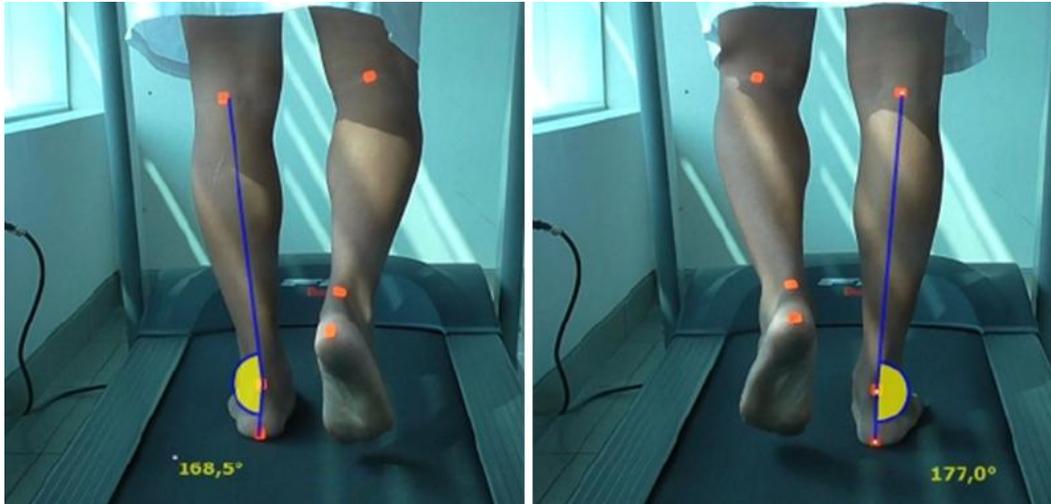
**Imagen de huella plantar de paciente Vásquez Leonel.**



**Tipo de pie según índice de Corvo de paciente Vásquez Leonel.**

PIE DERECHO					PIE IZQUIERDO				
FORMULA %X = (X - Y) · 100/X					FORMULA %X = (X - Y) · 100/X				
%	X	Y	*100/	X	%	X	Y	*100/	X
	24	12		24		23	10		23
%	<b>50</b>				%	<b>56,52</b>			
<b>Tipo de pie según el porcentaje de X</b>					<b>Tipo de pie según el porcentaje de X</b>				
0 - 34%	PIE PLANO				0 - 34%	PIE PLANO			
35 - 39%	PIE PLANO / NORMAL				35 - 39%	PIE PLANO / NORMAL			
40 - 54%	PIE NORMAL	<b>X</b>			40 - 54%	PIE NORMAL			
55 - 59%	PIE NORMAL / CAVO				55 - 59%	PIE NORMAL / CAVO	<b>X</b>		
60 - 74%	PIE CAVO				60 - 74%	PIE CAVO			
75 - 84%	PIE CAVO FUERTE				75 - 84%	PIE CAVO FUERTE			
85 - 100%	PIE CAVO EXTREMO				85 - 100%	PIE CAVO EXTREMO			

**Proyección de pisada supinadora bilateral de paciente Vásquez Leonel**



## ANEXO III. DISEÑO Y ELABORACIÓN DE LA PLANTILLA ARTESANAL.

### Etapa de Diseño y elaboración.

El diseño y elaboración de la plantilla artesanal se realiza en seis etapas:

- Elección de la horma.
- Molde plantilla base.
- Molde base arco longitudinal.
- Formación de arco longitudinal por esmeril.
- Forrado de la plantilla ortopédica.
- Acabado final.
- El tiempo de elaboración de una plantilla ortopédica va de tres a cinco días.

### Elección de la horma.

Esta fase comienza con la búsqueda del molde para pie en base al resultado de la longitud de la huella plantar o medida de la longitud del pie (35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44 ó 45); aquel molde se denomina horma.



**Figura A. 1** *Horma para base de plantilla modelo 1.*

### Molde plantilla base.

Se dibuja el contorno de la horma obteniéndose así el modelo de la plantilla ortopédica, el dibujo es realizado sobre un material polímero, denominado cartón plantar de polímero #3 y cortado con tijera, es así como se extrae el modelo base de la plantilla ortopédica.



**Figura A. 2** *Plantilla base cortada en Celfil, polímero #3*

#### **Molde Base del Arco longitudinal.**

Se corta la base de Eva de formación casi trapezoidal que es colocada sobre el polímero #3 para dar formación futura al arco longitudinal y a la cuña interna de retropié del paciente. Un pedazo en forma de trapecio es colocado sobre la base de eva para dar un soporte medio con mayor rigidez, finalmente sobre el trapecio de zuela espuma se coloca un último trapecio de eva que dictaminará la máxima altura del arco longitudinal. Los excedentes del eva son retirados por medio del corte para que la base de Eva tome la forma del perímetro de la plantilla.



**Figura A. 3** *Material Eva para el arco longitudinal*



**Figura A. 4** Colocación de la barra supinadora para paciente Vásquez.

### **Formación del Arco longitudinal por Esmeril.**

Se traslada a la plantilla ortopédica a un proceso de esmerilado semimanual en donde la ortopedista le da forma al arco longitudinal de la plantilla siendo cuidadosa en la medición de la altura del arco longitudinal.



**Figura A. 5** Esmeril para la formación del arco longitudinal

### **Forrado de la plantilla ortopédica.**

Se utiliza un material flexible denominado porón estético con propiedades antimicóticas como recubrimiento y estética para la plantilla ortopédica la plantilla es recubierta con pegamento de calzado en sus caras anterior y posterior al igual que el forro sintético flexible. Una vez forrada se presiona las zonas de borde de la plantilla con el propósito de dar una mayor adherencia y evitar aglomeraciones o apareamiento de defectos en las superficies de la plantilla.



**Figura A. 6** Forro para la plantilla ortopédica.



**Figura A. 7** Plantilla ortopédica forrada

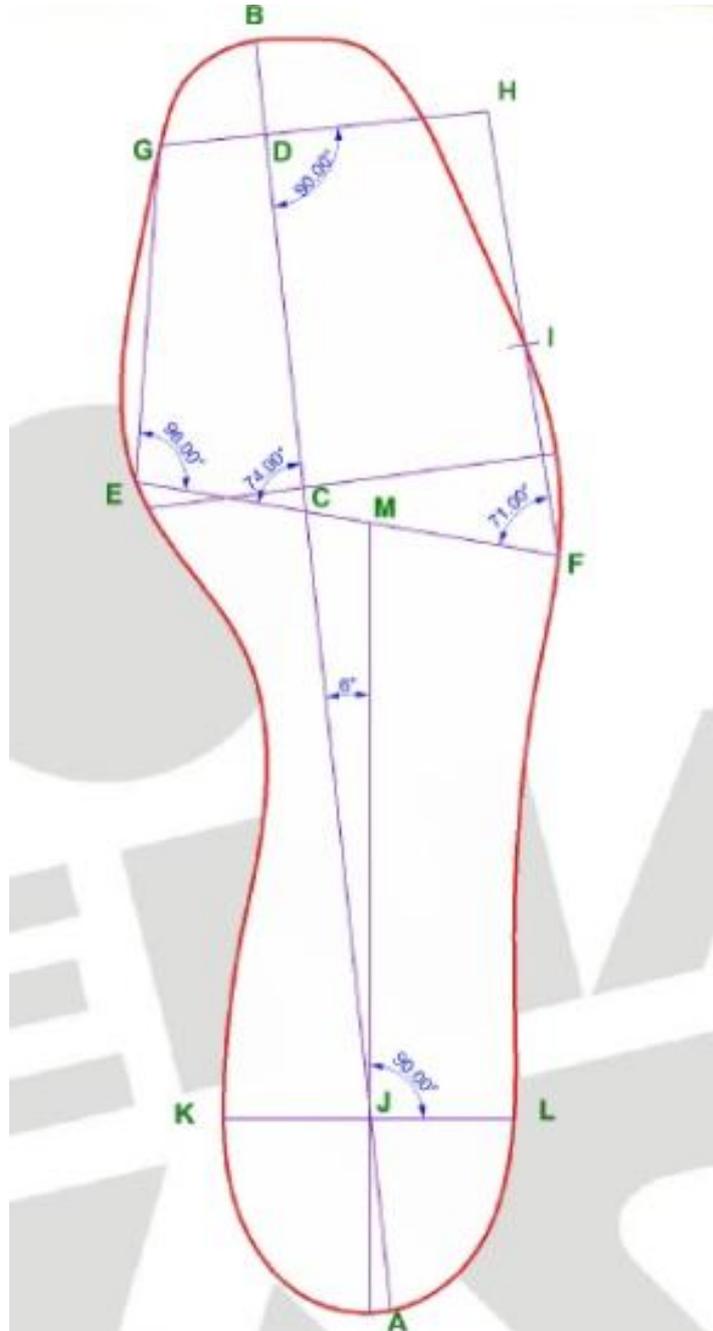
### **Acabado Final.**

Una vez forrada la plantilla nuevamente es llevada a la esmeriladora para pulir los bordes superficiales se quitan rebabas y se coloca identificación a las órtesis.



**Figura A. 8** *Acabado final de la plantilla puliendo bordes.*

**ANEXO IV. Geometría de la base plantilla ortopédica basada en la zona aurea.**



**DESCRIPCIÓN MATEMÁTICA DE LA ZONA AUREA DE LA PLANTILLA  
ORTOPÉDICA ARTESANAL.**

AB = LONGITU DE LA PLANTA

AD = LONGITU DEL PIE

$$AC = 63\left(\frac{AB}{100}\right)$$

$$BC = 37\left(\frac{AB}{100}\right)$$

BD = TOLERANCIA ABSOLUTA

C = PUNTO DE INTERSECCIÓN DE LA LINEA DE BOLA BCE EF A 74°

$$CE = 15\left(\text{PERÍMETRO DE LA BOLA } \frac{1}{100}\right)$$

$$CF = 23\left(\text{DEL PERÍMETRO DE LA BOLA } \frac{1}{100}\right)$$

I = PUNTA DEL DEDO MEÑIQUE

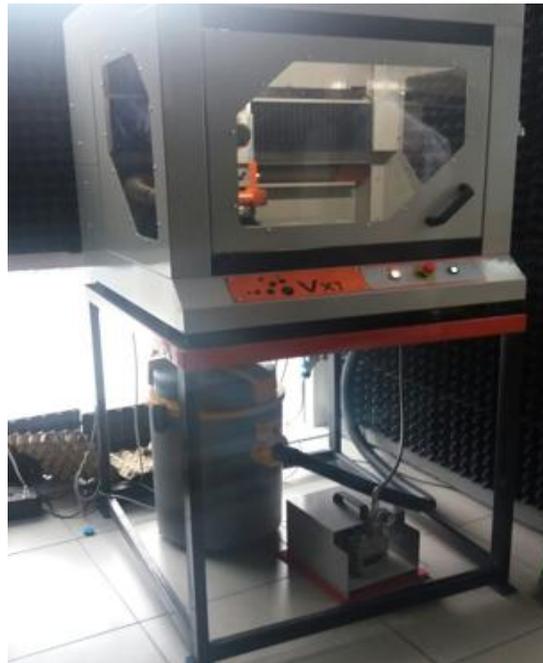
J = PUNTO PARA MEDIDA DEL TALÓN

$$JA = \left(\frac{1}{6}\right) AD$$

$$JL = \left(\frac{1}{3}\right) EF + 1$$

$$JK = \left(\frac{1}{3}\right) EF + 1$$

**ANEXO V. Imágenes y Características técnicas de Fresadora  
CNC, Serie Vulcan, Modelo Vx1.**





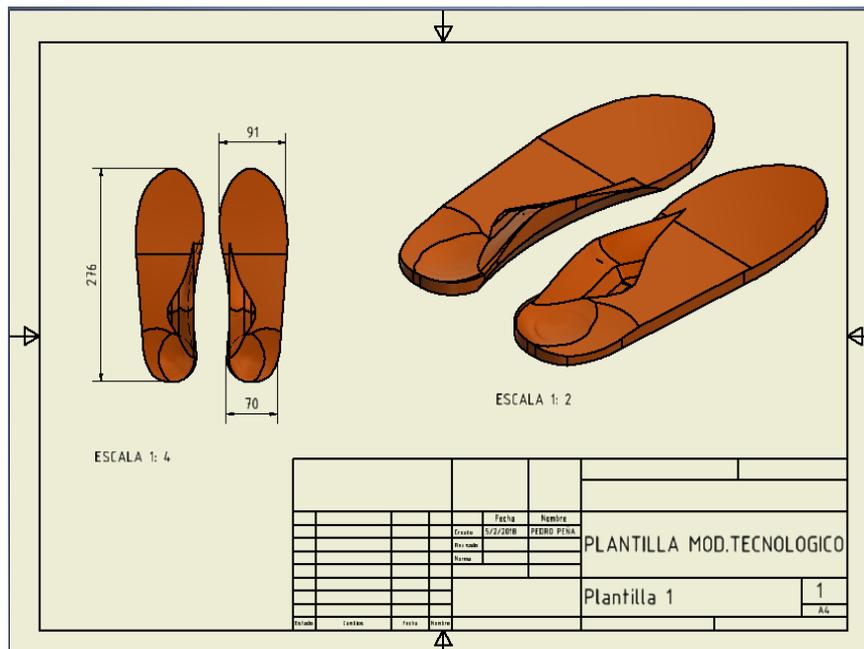
## Características técnicas

- ❖ 3 ejes
- ❖ Motores de alta potencia con codificadores en los ejes sin correas
- ❖ Herramienta de acero HSS de corte súper rápido

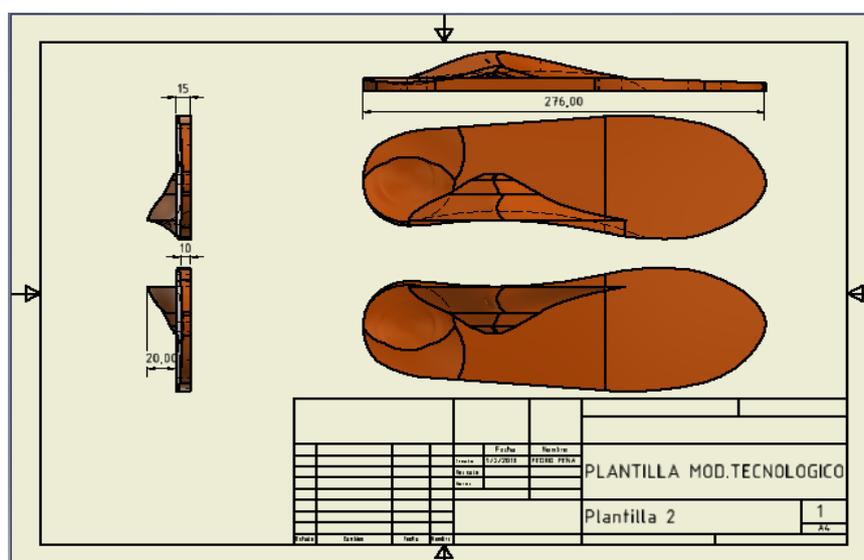
- ❖ Alta precisión en la fabricación; 0,05mm
- ❖ Estructura para trabajos duros
- ❖ Unidad de control electrónico integrado
- ❖ Velocidad de fabricación entre 80mm/seg
- ❖ Área de trabajo: 300x400mm
- ❖ Movimiento máximo Z/A 140mm, área de trabajo Z/A 80mm con la herramienta de punta standard
- ❖ Tornillos y rodamientos de bolas de recirculación
- ❖ Ejes y plano de trabajo en aluminio rectificado G25
- ❖ Campana, cepillo y sistema de succión antiestático
- ❖ Software compatible con Windows
- ❖ Fresado también de molde positivo en poliuretano de alta densidad para termo-moldeado de plásticos y resinas
- ❖ Opcional: superficie de trabajo con succión y filtros
- ❖ Posibilidad de fresado de diferentes EVAS de diferentes formas (ovaladas, trapezoidales y rectangulares) así como de diferentes densidades y combinaciones.
- ❖ Dos salidas eléctricas con protección de 1500W
- ❖ Sistema aspirador con bomba de succión en vacío con el propósito de mantener fijo el molde de Eva en donde se producirá la elaboración de la plantilla. El proceso puede durar de 15 a 20 minutos una vez activado el control numérico.

## ANEXO VI. DESCRIPCIÓN GEOMÉTRICA DE LOS MODELOS DE PLANTILLAS ORTOPÉDICAS.

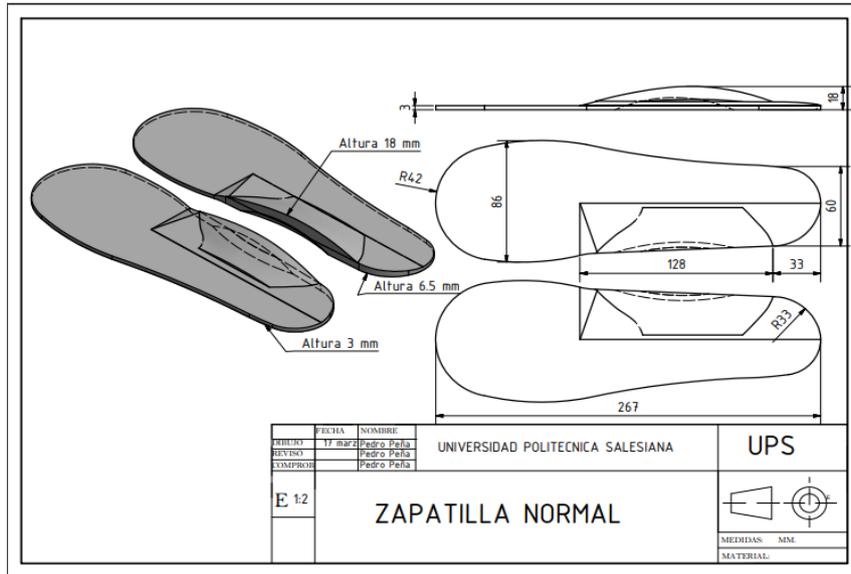
**Vista superior de la plantilla modelo tecnológico**



**Vista lateral de la plantilla modelo tecnológico**



Vista lateral y superior de la plantilla modelo

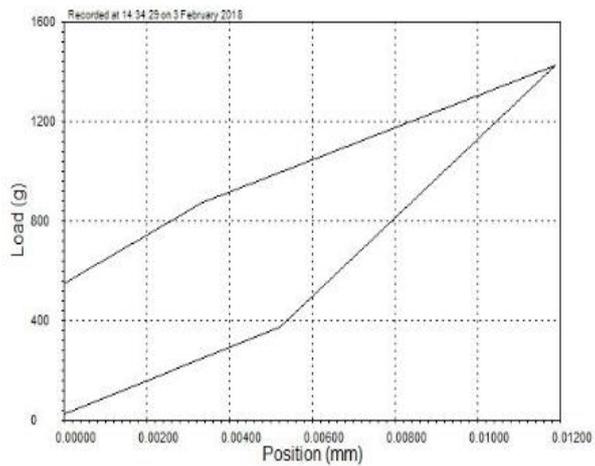


**ANEXO VII. Ensayo de compresión del Eva posición horizontal.**



**Gráfica del ensayo de compresión de Eva negra estatus horizontal.**

ENSAYO COMPRESION EVA



Specimen Identifier: eva c1  
Test Date: 3 February 2018  
Start Time: 14:34:29  
End Time: 14:34:29  
Geometry: Flat  
Width: 98.0 mm  
Thickness: 30.0 mm  
Area: 2940.0 sq mm

Analysis Results

<u>Maximum Load</u>	
Load	1400 g
<u>Maximum Stress</u>	
Maximum Stress	4.74 kPa
<u>Minimum Load</u>	
Load	0 g
<u>Minimum Stress</u>	
Minimum Stress	0.08 kPa

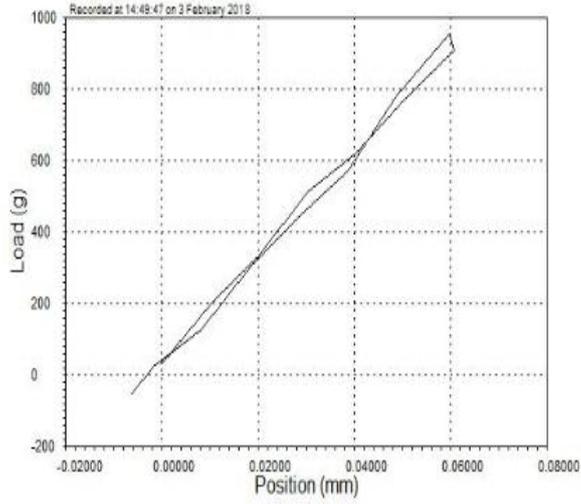
OK

**Anexo VIII. Ensayo de compresión del Eva en posición vertical.**



**Gráfica de ensayo de compresión de Eva negra estatus vertical.**

ENSAYO COMPRESION VERTICAL



Specimen Identifier: ENSAYO COMPREI

Test Date: 3 February 2018  
Start Time: 14:49:47  
End Time: 14:49:47

Geometry: Flat  
Width: 98.000 in  
Thickness: 30.000 in  
Area: 2940.000 sq in

Analysis Results

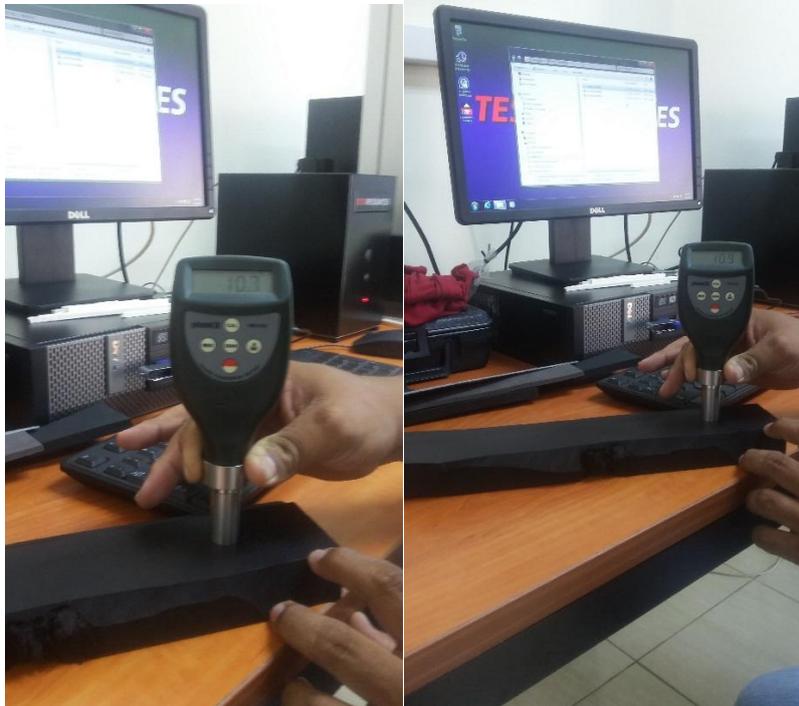
<u>Maximum Load</u>	
Load	1000 g
<u>Maximum Stress</u>	
Maximum Stress	0.00 kPa
<u>Minimum Load</u>	
Load	-100 g
<u>Minimum Stress</u>	
Minimum Stress	-0.00 kPa

OK

**ANEXO IX. Dureza Shore De Los Materiales Para La  
Fabricación De Las Plantillas Ortopédicas.**

MATERIAL	EVA NEGRA SUPERFICIE ASPERA	EVA NEGRA SUPERFICIE LISA	EVA CAFÉ	SUELA ESPUMA	CELULÓSICO CELLFIL
Prueba de Dureza Shore1	7	10,5	5	6,1	34
Prueba de Dureza Shore2	7,6	13	4,6	6,5	34,1
Prueba de Dureza Shore 3	7,4	12,6	4,9	5,5	30,8
Prueba de Dureza Shore 4	7,3	14,5	4,6	5,8	30,3
Prueba de Dureza Shore 5	7,2	12,7	5	5,8	34
Promedio de Dureza Shore	7,3	12,66	4,82	5,94	32,64

**Ensayo de dureza Shore para Eva Negra**



## BIBLIOGRAFÍA

- Acosta, P. (2010). Curso Biomecánica. *Biomecánica de la marcha*. Santander, España.
- Álvarez López, P. (Junio de 2014). Tesis de Grado. *ESTUDIO DE UNA PLACA DE KIRCHHOFF MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS*. Oviedo, España.
- Asensio Manso, Á. (02 de 03 de 2017). Trabajo de Fin de Grado en Fisioterapia. *INTERVENCIÓN FISIOTERÁPICA EN EL ESPOLÓN CALCÁNEO. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA*. Valladolid, España.
- BLICKHAN, R. (20 de octubre de 2016). *Robust behaviour of the human leg [en línea]*. Obtenido de Montreal, Canada: Springer, 2000.:  
[http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F4-431-31381-8\\_2](http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F4-431-31381-8_2)
- Bricot, B. (2008). POSTURA NORMAL Y POSTURAS PATOLÓGICAS. *Revista IPP*, 3.
- Cañamero, J. E. (2014). Tesis Doctoral. *Estudio comparativo del comportamiento mecánico de tres polímeros celulares: caucho eva, polietileno, poliuretano empleados en la fabricación de órtesis plantares a medida*. Madrid, España.
- Carreño Abad, J. C., & Cabrera Sáenz, P. T. (Diciembre de 2014). Diseño e Implementación de un sistema de análisis de las presiones plantares en estática basado en el procesamiento de imágenes. *Diseño e Implementación de un sistema de análisis de las presiones plantares en estática basado en el procesamiento de imágenes*. Cuenca, Azuay, Ecuador.
- Collado Vásquez, S. (2004). LA MARCHA: HISTORIA DE LOS PROCEDIMIENTOS DE ANÁLISIS. *BIOCIENCIAS*, 5-13.
- Company, F. G. (2017). *POREX*. Obtenido de POREX:  
<http://www.porex.com/es/technologies/materials/porous-plastics/ethyl-vinyl-acetate/>
- Díaz, C. A., Torres, A., Ramírez, J. I., García, L. F., & Álvarez, N. (2006). DESCRIPCIÓN DE UN SISTEMA PARA LA MEDICIÓN DE LAS PRESIONES PLANTARES POR MEDIO DEL PROCESAMIENTO DE IMÁGENES: FASE I. *Revista EIA*, 52.

- Endara Camacho, V. (10 de enero de 2016). Pie plano, una deformación que se debe tratar a tiempo. *El Telégrafo*.
- Gago, J. J. (2015). PRIM, S.A. *Guía de Podología y sus indicaciones ortésicas*. Madrid, Móstoles: Jomagar.
- Hurtado , P. A. (2006). Uso de la Baropodometría. *Medigraphic Artemisa*, 255.
- Jimenez Perez Mitre, A. (2017). Obtenido de [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lim/jimenez\\_p\\_a/capitulo2.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lim/jimenez_p_a/capitulo2.pdf)
- L. E. Contreras, J. A. (2012). Análisis Biomecánico de Marcha Humana a Través de Técnicas de Modelaje. *Entre Ciencia e Ingeniería*, 29-35.
- López Carrasquero, F. (2004). *Fundamentos de Polímeros*. Mérida: Smart Service C.A.
- Reyes, L. J., Marcill, A., & Sempere, F. J. (2000). MODELO CINÉTICO PARA CURVAS DE CALORIMETRÍA DIFERENCIAL DE BARRIDO(DSC). APLICACIÓN A DIFERENTES POLÍMEROS Y MEZCLAS. *Revista de Plásticos Modernos*, 3, 4.
- Ruiz Caballero, J. A. (2011). *Análisi del movimiento en el deporte*. Sevilla: WANCEULEN, EDITORIAL DEPORTIVA, S.I.
- Salazar, G. C. (2007). Pie plano, comoorigen de alteraciones biomecánicas en cadena ascendente. *Fisioterapia*, 84-85.
- Slide Share*. (2017). Obtenido de Slide Share: <https://es.slideshare.net/rodrikobale/fatiga-delosmateriales>
- Slide Share*. (Diciembre de 2017). Obtenido de Slide Share: <https://es.slideshare.net/rodrikobale/fatiga-delosmateriales>
- Tabares Cedeño, M. V., Ribadeneira Coloma, B. E., & Zurita Avilés, S. E. (2015). TESIS DE GRADO PREVIA A LA OBTENCIÓN DEL TITULO DE: MAGISTER EN GERENCIA HOSPITALARIA. "*SOLUCIÓN OPORTUNA DEL PIE PLANO*". Guayaquil, Ecuador.
- ULTRA-MED. (2017). *ULTRA-MED*. Obtenido de ULTRA-MED: <http://www.ultramed.com.mx/plantillas-ortopedicas-para-ninos.html>
- ULTRA-MED. (2017). *ULTRA-MED*. Obtenido de ULTRA-MED: <http://www.ultramed.com.mx/plantillas-ortopedicas-para-ninos.html>

Uroz , A. V. (10 de Octubre de 2008). Tesis Doctoral. *INFLUENCIA DE LA CIRUGÍA PERCUTÁNEA EN HALLUX VALGUS SOBRE LAS PRESIONES PLANTARES EN DINÁMICA*. GRANADA, España.

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**  
**UNIDAD DE POSGRADOS**  
**MAESTRÍA EN MÉTODOS MATEMÁTICOS Y**  
**SIMULACIÓN NUMÉRICA EN INGENIERÍA**

**Autor:**

Pedro Gerardo Peña Montoya

**Dirigido por:**

Leonel Adalberto Vasquez Cevallos, Ph. D.

**ANÁLISIS MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS A**  
**ÓRTESIS DE PIE, PLANTILLAS ORTOPÉDICAS, Y**  
**COMPARACIÓN DE LOS MODELOS EN BASE A**  
**RESULTADOS OBTENIDOS DE UN SISTEMA DE**  
**MEDICIÓN DE PRESIONES PLANTARES**

En función de la necesidad de las personas al ser diagnosticadas con una anomalía en el desequilibrio corporal o de su postura, se ha desarrollado esta investigación que tiene relevancia en la comparación y fabricación de plantillas ortopédicas. El análisis se ha hecho tal, que se han utilizado datos reales de presiones plantares y proyecciones de pisada, para fomentar la búsqueda de un modelo matemático que se adapte al diseño corrector en órtesis de pie. Con este modelo se pretende establecer un equilibrio entre las presiones plantares en el pie al momento de la marcha. Se ha simulado el comportamiento de la corrección en la órtesis.