CIATEC

DISEÑO DE UNA PLANTILLA ERGONÓMICA QUE REGULE LA PRESIÓN PLANTAR EN JÓVENES PRACTICANTES DE BALONCESTO FEMENIL: ANÁLISIS BIOMECÁNICO Y DE ELEMENTO FINITO

Tesis

QUE PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE:

Maestro en Ciencia y Tecnología en la Especialidad de Ingeniería Industrial y de Manufactura.

PRESENTA:

Ing. Alejandro Rosas Flores

Director
Dr. Israel Miguel Andrés.

Co-Director
Dr. Javier Cruz Salgado

POSGRADO INTERINSTITUCIONAL

León, Guanajuato, México, enero 2021.

León, Guanajuato, a 12 de enero de 2021.

Coordinación de Posgrado.
PICYT – CIATEC.
Guanajuato.

Los abajo firmantes miembros del Comité Tutorial del alumno *Alejandro Rosas Flores*, una vez leída y revisada la Tesis titulada ***"Diseño de una plantilla ergonómica que regule la presión plantar en jóvenes practicantes de baloncesto femenil: Análisis biomecánico y de elemento finito"***, aceptamos que la referida tesis revisada y corregida sea presentada por el alumno para aspirar al grado de Maestro en Ciencia y Tecnología en la Especialidad de Ingeniería Industrial y de Manufactura durante el Examen de Grado correspondiente.

Y para que así conste se firma la presente a los 12 días del mes de enero del año dos mil veintiuno.

Dr. Israel Miguel Andrés.
Tutor Académico.

Dr. Javier Cruz Salgado.
Tutor en planta.

EG-850-01-F13

León, Guanajuato, a 2 de febrero de 2021.

Dr. Ricardo Jaime Guerra Sánchez.
Director General.
CIATEC – PICYT.
León, Guanajuato.

Estimado Dr. Guerra:

Los abajo firmantes, miembros del Jurado del Examen de Grado del alumno Alejandro Rosas Flores, una vez leída y revisada su Tesis titulada ***"Diseño de una plantilla ergonómica que regule la presión plantar en jóvenes practicantes de baloncesto femenil: Análisis biomecánico y de elemento finito"***, aceptamos que la referida tesis revisada y corregida sea presentada por el alumno para aspirar al grado de Maestro en Ciencia y Tecnología en la Especialidad de Ingeniería Industrial y de Manufactura durante el Examen de Grado correspondiente.

Y para que así conste firmamos la presente a los 2 días del mes de febrero del año dos mil veintiuno.

Dr. Emmanuel Santiago Durazo Romero
Presidente.

Dra. Guadalupe Sánchez Olivares
Secretario.

Dr. Israel Miguel Andrés.
Vocal.

EG-850-01-F14

México 2021 Año de la Independencia

AGRADECIMIENTOS

Esta empresa que comenzó con la idea de crecimiento profesional y personal, no es más que el fruto del apoyo que mis padres han tenido conmigo, es por eso que dedico y agradezco principalmente a ellos este trabajo. Agradezco especialmente a mis asesores el Dr. Israel y el Dr. Javier por todo su apoyo y consejos durante cada una de las fases del proyecto. Al Centro de Innovación Aplicada en Tecnologías Competitivas por el uso de los laboratorios, a la profesora Teresa Alonso Rasgado de la Universidad Queen Mary de Londres por él apoyo con la simulación y el acceso a distancia de la versión completa del software ABAQUS CAE. Gracias a todos aquellos que impulsaron en mí el deseo por la investigación, profesores, revisores en seminarios, compañeros y miembros de la coordinación PICYT. Asimismo, agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología CONACYT, por la beca otorgada para la realización de mis estudios de posgrado.

RESUMEN

Existen ciertos factores de riesgo para sufrir una lesión durante la práctica de baloncesto, entre ellos el uso inadecuado del equipo y la interacción con los medios externos, además de características intrínsecas del deportista como lo es la morfología del pie. El objetivo de este proyecto es diseñar una plantilla ergonómica para la práctica de baloncesto femenil que mejore las condiciones de la bóveda plantar al distribuir la carga durante la práctica deportiva para las características antropométricas de deportistas de la ciudad de León. Se realizó un estudio a practicantes de baloncesto femenil de la ciudad de León para describir sus características antropométricas y necesidades a cubrir durante la práctica deportiva, esta información es de gran utilidad para el desarrollo de la plantilla, la cual debe cumplir con las propiedades de absorción de impactos, flexibilidad y confort, con la intención de brindar un mejor soporte a la bóveda plantar regulando las presiones plantares a las que el pie está expuesto durante la práctica de baloncesto. Esta información fue relacionada al utilizar la herramienta del despliegue de función de la calidad (QFD) para identificar las necesidades y deseos de las participantes. Se analizó el material con el que se manufacturan las plantillas, ya que es uno de los factores importantes responsable de la interacción entre el pie y el calzado. Además, se realizó una búsqueda en la literatura y de los principales proveedores de la región que producen materiales para la manufactura de plantillas, posteriormente se realizó la caracterización de los materiales encontrados para conocer sus propiedades mecánicas. Por último, se realizó el modelado y simulación por el método del elemento finito (FEM) para una plantilla plana y para una plantilla con arco a 6 diferentes materiales; EVA (Etileno Acetato de vinilo) en 3 espesores de dos proveedores distintos y látex en distintas formulaciones de un proveedor. Como resultados principales se encontró que al utilizar una plantilla plana se redistribuyen las presiones plantares en función de las propiedades mecánicas del material. El material EVA es el material que mejor redistribuye la presión plantar, esto se comprobó al realizar la simulación con la plantilla plana y la plantilla con arco, encontrando que la geometría de la plantilla juega un rol importante en el momento de realizar la distribución de la presión plantar. Aunque todos los materiales evaluados redistribuyeron la presión plantar el EVA brinda los mejores resultados. Como principales conclusiones se destaca la importancia de utilizar una plantilla al momento de realizar la

práctica deportiva teniendo como principal beneficio la reducción de picos de presión plantar que pudieran desencadenar una alteración músculo-esquelética en el deportista.

ÍNDICE DE CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS 4
RESUMEN 5
ÍNDICE DE CONTENIDO....7
LISTA DE TABLAS....10
LISTA DE FIGURAS 11
LISTA DE ABREVIATURAS....13
CAPÍTULO I 14
1. INTRODUCCIÓN....15
1.1. Antecedentes 16
1.2. Definición del problema....20
1.3. Justificación....21
1.4. Objetivos 22
1.4.1. Objetivo General....22
1.4.2. Objetivos Particulares....23
1.5. Hipótesis 23
CAPÍTULO II 24
2. ESTADO DEL ARTE....25
CAPÍTULO III 35
3. MARCO TEÓRICO 36
3.1. Ergonomía....36
3.2. Anatomía del pie 36
3.2.1. Tipos de pie 39
3.2.2. Antropometría....40
3.3. Biomecánica....41
3.3.1. Biomecánica deportiva 41
3.4. Baloncesto 42
3.5. Calzado Deportivo....42
3.6. Diseño Industrial 42
3.6.1. Ingeniería del producto....43
3.6.2. Ingeniería de materiales 43

3.6.3. Calidad en el diseño 43
3.7. Diseño mediante elemento finito 44
3.7.1. Diseño de componentes de calzado mediante elemento finito 44
CAPÍTULO IV 46
4. METODOLOGÍA 47
4.1. Descripción de la metodología 47
4.2. Protocolo Experimental 49
4.3. Baropodometría y Antropometría 50
4.4. Elección del Material 51
4.5. Modelado y Simulación 53
4.6. Análisis de Resultados 54
CAPÍTULO V 55
5. DESARROLLO DE LA METODOLOGÍA 56
5.1. Protocolo Experimental 56
5.2. Baropodometría y Antropometría 59
5.3. Elección del Material 72
5.3.1. Densidad del material 75
5.3.2. Prueba de tracción 77
5.3.3. Coeficiente de Poisson 80
5.4. Modelado 81
5.5. Simulación 84
5.5.1. Análisis de convergencia 85
5.5.2. Simulación sobre geometría plana 86
5.5.3. Simulación sobre plantilla, geometría con arco. 87
CAPÍTULO VI 93
6. RESULTADOS Y CONCLUSIONES 94
6.1. Resultados 94
6.1.1. Características generales 94
6.1.2. Antropometría 94
6.1.3. Baropodometría 98
6.1.4. Matriz QFD 101
6.1.5. Consideraciones sobre el material 107
6.1.6. Resultados FEM plantilla geometría plana 107

6.1.7. Resultados FEM plantilla geometría con arco 110
6.1.8. Manufactura de la plantilla y geometría podal 112
7. CONCLUSIONES 115
8. Recomendaciones y trabajo futuro 117
BIBLIOGRAFÍA 118
ANEXO I 124
ANEXO II 125
ANEXO III 126

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Bases de datos para la búsqueda del estado del arte. 26
Tabla 2. Trabajos base para el desarrollo de la investigación. 26
Tabla 3. Preguntas realizadas en la sección uno del formulario de la voz del cliente. 70
Tabla 4. Preguntas realizadas en la sección dos del formulario de la voz del cliente. 70
Tabla 5. Preguntas realizadas en la sección tres del formulario de la voz del cliente. 71
Tabla 6. Materiales utilizados para la fabricación de órtesis plantares. 72
Tabla 7. Materiales mayormente utilizados para el diseño de plantillas deportivas en el mercado. 73
Tabla 8. Materiales mayormente comercializados por principales proveedores de León. 74
Tabla 9. Cálculo de densidad de cada material. 76
Tabla 10. Principales resultados de la prueba de tracción. 79
Tabla 11. Cálculo del coeficiente de Poisson para los materiales. 81
Tabla 12. Respuestas promedio para las necesidades del usuario. 105
Tabla 13. Principales resultados del módulo de Young y el coeficiente de Poisson. 107
Tabla 14. Desplazamientos para cada punto de referencia de acuerdo a la zona. 108
Tabla 15. Deformación para cada material. 110

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Ecuación de búsqueda estado del arte. 25
Figura 2. Estructura del pie [58]. 37
Figura 3. Estructura musculoesquelética de pie cavo [46]. 38
Figura 4. Estructura musculoesquelética de pie plano [46]. 38
Figura 5. Fórmula digital de la estructura del pie y su frecuencia en la población [61]. 39
Figura 6. Fórmula metatarsal de la estructura del pie y su frecuencia en la población [61]. 40
Figura 7. Metodología de diseño de una plantilla ergonómica mediante FEM. 48
Figura 8. Baropodómetro Sensor Medica® en CIATEC A.C. 58
Figura 9. PodoScan2D Sensor Medica® en CIATEC A.C. 59
Figura 10. Medidas de los parámetros del pie (Modificado de [73]). 60
Figura 11. Adquisición de los valores del estudio antropométrico mediante freestep software.. 61
Figura 12. Grados de alteración del tipo de pie acorde CSI (Modificado de [73]) 62
Figura 13. Cálculo del índice de Staheli [75]. 63
Figura 14. Interfaz gráfica para determinar el tipo de pie. 64
Figura 15. División de área del pie para el análisis de presión plantar. 65
Figura 16. Adquisición de la presión plantar en estática. 66
Figura 17. Análisis de la distribución de presión plantar dinámica (modificado de [76]). 67
Figura 18. Valores de presión plantar para las divisiones del pie. 68
Figura 19. Cuestionario en google surveys para obtener la voz del cliente. 69
Figura 20. a) Máquina de ensayos universal Instron, b) Probetas para ensayos acorde ASTM 638 77
Figura 21. Diagramas esfuerzo-deformación del látex. 79
Figura 22. Diagramas esfuerzo-deformación del EVA. 80
Figura 23. Modelo de la plantilla plana en 3D 82
Figura 24. a) Dispositivo Infoot 3D, b) Modelo del pie creado a partir del escaneo en Infoot 3D 83
Figura 25. Modelo de plantilla con arco plantar y modelo del pie en 3D. 83
Figura 26. Diagrama de flujo para la simulación de plantillas mediante FEM. 84
Figura 27. Análisis de convergencia de la malla. 85
Figura 28. Presiones y condiciones de frontera aplicadas a la plantilla. 86
Figura 29. Simulación por elemento finito plantilla derecha 3.2 mm EVA. 87
Figura 30. Simulación por elemento finito plantilla izquierda 3.2 mm EVA. 87
Figura 31. Área de aplicación de la presión plantar. 88
Figura 32. Presión aplicada y condiciones de frontera al modelo de plantilla con arco y estructura podal. 90
Figura 33. Malla de la estructura podal R3D4. 91
Figura 34. Malla de la geometría plantilla con arco C3D8R. 91
Figura 35. Ensamble pie plantilla durante la simulación para plantilla geometría con arco 3.2 mm EVA. 92
Figura 36. a) Índice de masa corporal b) Edad de los deportistas. 94
Figura 37. a) Longitud del pie en practicantes de baloncesto femenil, b) Ancho del antepié en practicantes de baloncesto femenil, c) Hallux Valgus de practicantes de baloncesto femenil y d) Ancho del talón en practicantes de baloncesto femenil. 95
Figura 38. Morfología del pie de los practicantes de baloncesto. 96

Figura 39. Medición CSI y SAI para el tipo de planta del pie. 96
Figura 40. Morfología de la planta de los pies acorde al Chippaux-Smirak Index. 97
Figura 41. Morfología de la planta de los pies acorde al Staheli Arch Index. 98
Figura 42. Presión plantar en estática para picos de presión plantar y presión media. 99
Figura 43. Presión plantar en dinámica para picos de presión plantar y presión media. 100
Figura 44. a) Distribución de carga en estática b) Distribución de carga en dinámica. 100
Figura 45. a) Relación superficie de contacto en ambos pies en condición estática y b) Relación superficie de contacto en ambos pies en condición dinámica. 101
Figura 46. Tiempo practicando baloncesto. 102
Figura 47. Posición de los deportistas. 102
Figura 48.a) Discapacidad motriz en practicantes y b) Prevalencia de lesiones en participantes durante la práctica. 103
Figura 49. Parte del cuerpo afectada por una lesión. 104
Figura 50. Tipo de lesión. 104
Figura 51. Tiempo fuera de práctica debido a la lesión. 104
Figura 52. Despliegue de la función de la calidad QFD. 106
Figura 53. Von Mises stress para los materiales evaluado en pie derecho. 108
Figura 54. Von Mises stress para los materiales evaluado en pie izquierdo. 109
Figura 55. Deformación en la plantilla bajo los esfuerzos aplicados para el pie izquierdo. 109
Figura 56. Esfuerzos Von Mises máximos plantilla con arco. 110
Figura 57. Esfuerzos Von Mises promedio plantilla con arco. 111
Figura 58. Esfuerzos en Mega Pascales sobre la plantilla con geometría con arco al aplicar la presión en sus distintos materiales. 112
Figura 59. Diferentes vistas del prototipo de la plantilla en impresión 3D. 113
Figura 60. Diferentes vistas de la geometría podal en impresión 3D. 113
Figura 61. Ensamble entre la geometría plantilla con arco y la estructura podal. 114

LISTA DE ABREVIATURAS

QFD: Quality Function Deployment, (Despliegue de la función de la calidad).

EVA: Ethylene-Vinyl Acetate, (Etileno Acetato de Vinilo).

CIATEC: Centro de Innovación Aplicada en Tecnologías Competitivas.

FEM: Finite Element Method, (Método del elemento finito).

FEA: Finite Element Analysis, (Análisis del elemento finito).

PU: Poliuretano.

PE: Polietileno.

COMUDE: Comisión Municipal de Cultura Física y Deporte

CSI: Chippaux-Smirak Index, (Índice Chippaux-Smirak).

SAI: Staheli Arch Index, (Índice de arco de Staheli).

TR: Thermoplastic Rubber, (Caucho Termoplástico).

PVC: Polyvinyl Chloride, (Policloruro de Vinilo).

ANPIC: Asociación Nacional de Proveedores de la Industria de Calzado.

CICEG: Cámara de la Industria del Calzado del Estado de Guanajuato.

FDA: Fase de despegue del antepié.

FPP: Fase plana del pie.

FCA: Fase de contacto del antepié.

FCI: Fase de contacto inicial.

IMC: Índice de Masa Corporal.

CAPÍTULO I
INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

Se reconoce que la práctica de alguna actividad deportiva es ampliamente recomendada para tener un buen estado de salud física y mental. Dado que existen factores de riesgo intrínsecos y extrínsecos que pueden desencadenar en una lesión en el deportista [1], es necesario identificar elementos de tipo, frecuencia, carga, intensidad, duración y volumen de los participantes en programas de ejercicio físico [2].

En un estudio desarrollado por CIATEC (Centro de Innovación Aplicada en Tecnologías Competitivas) se encontró que en mujeres practicantes de baloncesto femenil existe una prevalencia de pie cavo de 30.7% y esguince de tobillo en un 25% [3], para el tratamiento de las lesiones en las extremidades inferiores generalmente se incluyen órtesis personalizadas [4]. Para el diseño de este tipo de órtesis una de las metodologías a emplear para evitar altos costos de experimentación es el diseño mediante el método del elemento finito (FEM) [5].

Existe una relación entre la morfología del pie y fracturas por estrés, esto es explicado por la absorción de la fuerza resultante y el ángulo de apoyo de la estructura del pie sobre la superficie de respuesta, existe un mayor número de lesiones de fracturas por estrés en pie plano, sin embargo, en el pie cavo la estructura del pie no absorbe el impacto, sino que lo pasa a otras partes del sistema musculoesquelético [6]. Para resolver esta problemática se opta por el desarrollo de un prototipo de una plantilla ergonómica que mejore las condiciones de la bóveda plantar, que coadyuve al mejoramiento de la distribución de presión y que permita disminuir el riesgo de sufrir una lesión o alteración en las extremidades inferiores. En este estudio se realizó un análisis estadístico de las características antropométricas de jugadoras de baloncesto femenil en la ciudad de León, se implementó el despliegue de la función de la calidad (QFD) para asegurar que las necesidades y deseos de las practicantes de baloncesto femenil fueran cubiertas con el prototipo, una vez descrita la información. Así mismo, se realizó la fase de diseño y por último se llevó a cabo una simulación numérica por elementos finitos para evaluar la distribución de la presión plantar utilizando la plantilla ergonómica. En este trabajo de investigación se presenta el planteamiento del problema, estado del arte, marco teórico, se mencionan los objetivos e hipótesis y por último se explica la metodología propuesta para lograr los objetivos planteados.

1.1. Antecedentes

La práctica de actividad física y deporte es ampliamente recomendada para gozar de un adecuado estado de salud física y mental. A pesar de su importancia, se reconoce desde 1923 la necesidad de verificar los elementos de tipo, frecuencia, carga, intensidad, duración y volumen de los participantes en programas de ejercicio físico [2]. Además, se sabe que las personas que desempeñan actividades físicas como correr, tienen beneficios en la salud como bajar de peso, dejar de fumar, reducir los problemas cardiovasculares y disminuyen la probabilidad de padecer un infarto. Sin embargo, se ha determinado que la práctica de actividades físicas, aumenta la probabilidad de sufrir una lesión músculo-esquelética [7]–[9].

Rochcongar menciona que existen factores de riesgo intrínsecos; edad, flexibilidad, morfología, lesión anterior, y factores de riesgo extrínsecos; nivel de práctica, modalidad de entrenamiento, materiales, que conducen en una lesión en el deportista [1]. Además, hay que relacionar los mecanismos lesionadores con el movimiento en sí, por aumento de las tensiones (lo que explica, por ejemplo, las fracturas por esfuerzo), compresión excesiva (lesiones cartilaginosas, síndromes de compresión nerviosa, enfermedad vascular), tracción (tendinopatía, osteocondrosis), fricciones de repetición (tendinopatía, lesión cartilaginosa, lesión nerviosa troncular) [1]. Conocer si existe influencia de la práctica de baloncesto en las características de la huella plantar es importante para determinar si la práctica deportiva modifica la morfología del pie. Se ha encontrado una tendencia de pie cavo en deportistas evidente en todos los deportes, que podría entenderse como un efecto de la exigencia deportiva sobre la arquitectura podal si se tiene en cuenta que estudios realizados por otros autores manifiestan que la presencia de pie cavo en poblaciones no deportistas fue significativamente menor [10].

Hasta el momento existe literatura alusiva al tema, pero insuficiente en materia deportiva, muy pocas investigaciones se han enfocado en conocer los beneficios que conlleva el uso de plantillas en condiciones específicas, como es el caso del uso durante la práctica de baloncesto femenil. De los trabajos más importantes encontrados en la literatura son aquellos que estudian sobre los efectos entre la presión plantar y las áreas de contacto acorde a la morfología del pie [11]–[13]. Sin embargo, ninguno de los trabajos realizados

hasta el momento se ha enfocado en el estudio de la presión plantar, diseño de plantillas mediante elemento finito para jóvenes deportistas practicantes de baloncesto femenil en la ciudad de León, que busquen mejorar las condiciones de las extremidades inferiores.

Para conocer el grado de aceptación del usuario se evalúa el confort del usuario con la plantilla y la relación con la presión plantar, algunos estudios se han enfocado en conocer el confort percibido por el usuario en el uso de órtesis o dispositivos para el pie y su relación con aspectos de calzado, presión plantar y tipo de pie [14]–[17].

Evaluar diferentes plantillas representa un costo alto en desarrollo, mediante un análisis del elemento finito es posible analizar diferentes diseños, materiales y situaciones, se han desarrollado trabajos que analizaron la presión plantar con plantillas desarrolladas con espumas poliméricas [18].

Identificar las características antropométricas del pie femenino en deportistas es importante para poder ajustar ergonómicamente la plantilla u otros dispositivos a la estructura física del pie, en un estudio desarrollado por Gómez et al., se encontró la influencia del deporte en la huella plantar femenina, los resultados obtenidos evidenciaron diferencias estadísticas significativas entre una población de deportistas y otra que no realiza ninguna práctica, se considera que la práctica deportiva puede desarrollar alteraciones en la mecánica y antropometría podal, esto debido a las exigencias técnicas asociadas al alto rendimiento deportivo [19].

Una investigación previa realizada a deportistas colombianos por el laboratorio de biomecánica de la Escuela Nacional del Deporte, ha determinado que existe una tendencia al pie cavo en todos los sujetos, independientemente del deporte practicado, originada tal vez por el esfuerzo requerido para la práctica deportiva [10].

Acorde a la morfología del pie existen diferentes fuerzas de reacción del suelo dependiendo de la actividad que se esté llevando a cabo, en un estudio desarrollado por el laboratorio de biomecánica de la universidad de Castilla de la Mancha se midieron las fuerzas de reacción de pie planos y cavos en la marcha, carrera, cambio de dirección y amortiguación en caída a 15 mujeres jóvenes entre 18 y 20 años de edad, se encontraron diferencias significativas ($p<0.01$) entre pies cavos y planos en la duración del apoyo en el cambio de dirección y en el primer pico de fuerza de la amortiguación de la caída ($p<0.05$), [20].

Las principales afecciones del baloncesto femenil musculo-tendinosas y osteoarticulares en extremidades inferiores son: esguince de tobillo, fracturas por estrés de los metatarsianos, contusión del talón, tendinopatías, síndrome rotuliano, periostitis y lesiones meniscales [21].

En el baloncesto, los movimientos que requieren un esfuerzo en las extremidades inferiores son el salto vertical, aterrizajes del salto, cambio de dirección, esprints, movimientos laterales (defensivos), pivotes y cambios de velocidad en la carrera que requieren cierto grado de esfuerzo y por ende pueden llevar a sobreesfuerzos de ciertos músculos y articulaciones, por consiguiente, provocar una lesión. En el caso del baloncesto existen cinco factores clave para tener un buen rendimiento deportivo: Condición física, antropometría, habilidades técnico-tácticas, factores psicosociales, rasgos psicológicos [22], la sinergia entre estos elementos es fundamental para realizar una práctica de calidad y segura.

Tener un diseño adecuado a las características antropométricas de la población es preciso para garantizar el ajuste de cada una de las partes del calzado a la población estudiada, en un estudio desarrollado por Gómez et al., se establecen las pautas para la utilización de características antropométricas y baropodométricas en el diseño de calzado como una ventaja competitiva, con la premisa de crear calzado con la interacción producto-usuario-contexto [23].

Como lo comentan Smith et al., el uso de la biomecánica en el diseño de componentes de calzado, proporciona los medios para conocer los efectos en las extremidades inferiores y encontrar información clínica y física relevante con la finalidad de mejorar condiciones en los usuarios [24].

Además de las condiciones antropométricas en materia de ingeniería de producto, es preciso recurrir a la tecnología de materiales, dado que permiten obtener las propiedades funcionales que se requieren para la actividad. En un artículo publicado por Braithwaite se menciona la importancia de los materiales y su uso particular en cuestión técnica, funcional y sensorial, como propiedades naturales del diseño [25].

Del desarrollo de la entresuela y la plantilla depende que la distribución de presión plantar brinde un buen soporte a la bóveda plantar, se describe la influencia de la dureza de la entresuela respecto a la presión plantar. Se encontró que el uso de suela suave en la

región frontal del pie puede ser un remedio plausible para reducir el alto impacto en la planta del pie al practicar baloncesto [26].

Uno de los factores que mayor efecto tiene en la distribución de presión plantar es la morfología de pie, Chuckpaiwong et al., analizaron la presión plantar acorde al tipo de pie con el uso de calzado durante la caminata y la carrera [27].

Los diferentes diseños de la plantilla pueden afectar la manera en que la presión plantar es distribuida, dependiendo de las necesidades del paciente. San Tsung et al., compararon la efectividad de diferentes diseños de plantilla para redistribuir la presión plantar durante la marcha [12]. El área de contacto es importante durante cada una de las etapas del ciclo de marcha para determinar en qué puntos está haciendo efecto la presión plantar, en un estudio desarrollado por Murphy se estudió la relación entre el área de contacto y la presión plantar [11].

El análisis del elemento finito (FEA) permite un entorno computacional eficiente para investigar el funcionamiento de un gran número de diseños de componentes de calzado. Por ejemplo, Goske et al., realizaron un modelo utilizando el elemento finito para cuantificar los efectos de conformidad, espesor y material de la plantilla sobre la presión plantar, se encontró que la variable que más efecto causa es el conformado posiblemente debido a superficie de contacto más grandes [28].

La elección del mejor material para la manufactura de la plantilla representa que propiedades proporciona este material acorde a su diseño, espesor, propiedades mecánicas, etc. Por lo que es importante definir con que material se trabaja, en un artículo desarrollado por Pratt, Reese y Rodgers analizaron cinco diferentes materiales empleados para la elaboración de plantillas y estos fueron sometidos a pruebas de absorción de impactos, se encontró que el viscolas (polímero viscoelástico) es el que mejor absorbe los impactos [29].

La amortiguación es una de las propiedades buscadas en el material para la creación de plantillas debido a que el propósito de la órtesis es la reducción de la presión plantar. Chatzistergos, Naemi y Chockalingam desarrollaron un método numérico específico para modelar componentes de la plantilla utilizado para encontrar las óptimas propiedades de amortiguación en materiales para plantillas [30].

Otra de las características importantes en la interacción usuario y plantilla es el confort que el usuario percibe, Lam, Sterzig y Cheung desarrollaron un protocolo para evaluar el

confort y el ajuste del calzado percibido por el usuario en una prueba de diferentes movimientos de baloncesto [31].

Qichang Mei et al., estudiaron la forma del pie, el confort percibido y la presión plantar durante la carrera atlética, encontraron diferencia en el confort percibido acorde al tipo de pie [14].

Mandolini et al., presentan una plataforma llamada *Smart Prescription Platform* en donde se abarcan todas las fases de las plantillas personalizadas, desde la fase de diagnóstico hasta la producción, tomando en cuenta la información antropométrica del paciente y su condición de salud, satisfaciendo sus necesidades y optimizando el intercambio de datos. La plataforma fue probada para validar la usabilidad de la prescripción y la operabilidad interna de la plataforma, como resultado durante la validación se da inicio a que los expertos puedan usar la plataforma en su trabajo diario [32].

Mandolini et al., desarrollaron una metodología para seleccionar el material adecuado sustentando las prescripciones médicas para reducir la carga en las presiones plantares, sin modificar la geometría de la plantilla. El propósito del procedimiento es seleccionar la mejor combinación de materiales para cada área del pie reduciendo la presión plantar a un punto admisible de presión. El insertar materiales está definido utilizado simulaciones FEM [33].

1.2. Definición del problema

El ejercicio físico y las actividades deportivas se han convertido en los principales elementos de ocupación del tiempo libre de la población para mantenerse en buen estado de salud física y mental. Debido a lo anterior se ha incrementado el número de personas que practican alguna actividad física [7]**.** En un estudio previo se descubrió que la mayor prevalencia en deportistas mujeres practicantes de baloncesto es el pie cavo con un 30.7%, seguido de esguince de tobillo con 25% [3]. De esta manera existe la necesidad de poder detectar posibles causas de estas alteraciones, entre los orígenes posibles podrían ser; la morfología del individuo, mala técnica, uso inadecuado de calzado, sobre-entrenamiento, etc. [21]. Se reconoce que las mujeres practicantes de baloncesto sostienen un 60% más lesiones que hombres, sobre todo en regiones de la rodilla y el tobillo [34].

La morfología del pie en conjunto con el calzado y sus componentes, determinan la presión plantar ejercida por los individuos durante la marcha y las diferentes fases de apoyo del pie durante la práctica de la actividad deportiva. En la actualidad el análisis de la presión plantar es muy valiosa para el diseño de componentes de calzado, sin embargo, debido a las diferencias entre poblaciones existen ciertas normas por la carga impuesta de la presión plantar para diferentes actividades [35]. Estudios de la biomecánica de la distribución de presión plantar y análisis de elemento finito para el diseño de plantillas ergonómicas en practicantes de baloncesto femenil en la ciudad de León, hasta noviembre de 2020 no se han desarrollado; Esto acorde a la búsqueda realizada en diferentes repositorios internacionales. Por lo que, la creación de una plantilla especializada para la práctica de baloncesto femenil que satisfaga las características morfológicas de pie cavo, representa una solución para disminuir el riesgo de sufrir una lesión o alteración en las extremidades inferiores en participantes de programas de baloncesto femenil en dicha ciudad.

1.3. Justificación

En la actualidad la biomecánica deportiva tiene un gran impacto en competencias internacionales al representar una ventaja para aquellos deportistas que se auxilian de esta para sus entrenamientos, recuperaciones y equipamiento. El estudio del deporte y los movimientos específicos a los que el cuerpo está expuesto bajo la práctica es fundamental para la optimización del diseño de equipo deportivo.

Existen diferentes nichos de mercado los cuales ofrecen material y equipo deportivo acorde al deporte, sexo, edad, intensidad y características antropométricas del deportista, esta última requiere un grado de personalización debido a las diferencias que existen entre grupos poblacionales acorde a su lugar de origen.

La personalización de equipo deportivo permite adaptar la estructura anatómica del cuerpo humano a las actividades a las cuales será exigido, con la finalidad de mejorar el rendimiento, la seguridad de la práctica o bien conferir sensación de confort en el usuario. El desarrollo de una plantilla ergonómica para la práctica de baloncesto femenil para un rango de edad y población específica, pretende crear un producto que mejore las

condiciones de seguridad y de un grado de confort durante la práctica de baloncesto femenil.

Una de las alteraciones más comunes encontradas en distintos estudios que analizan una población deportiva es la tendencia de pie cavo. Este tipo de morfología podal ocasiona que exista un área de contacto menor en la zona media del pie y por ende el área de absorción de impacto es menor con picos de presión más grandes en esa zona. Esto ocasiona que el deportista este propenso a sufrir diferentes lesiones tales como esguince de tobillo ocasionado por un sobreesfuerzo en la articulación, la cual es de las más comunes en la práctica del baloncesto. Otras alteraciones en este deporte son, rotura de cartílagos, lesiones en la rodilla, fracturas por estrés, dolor en la espalda baja, desgaste de articulaciones por la ineficiente absorción del impacto, entre otras.

El diseño de la plantilla ergonómica está enfocado a la población con pie cavo al colocar un ajuste en el arco plantar permitiendo una mayor área de contacto de la estructura del pie y disminuyendo así el riesgo de sufrir una lesión, y mejorando además la sensación de confort en el usuario.

El realizar el diseño de una plantilla que analice tanto las condiciones a las que el cuerpo está expuesto, como los parámetros biomecánicos del individuo, conlleva a beneficios durante la práctica que contribuye además a mejorar las condiciones para realizar la actividad deportiva.

Con la realización de este proyecto además se establece una metodología que integra tanto presión plantar como análisis de elemento finito, aunado a actividades específicas del deporte para la realización del componente de calzado deportivo.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

Diseñar una plantilla ergonómica para la práctica de baloncesto femenil, que mejore las condiciones de la bóveda plantar, al distribuir la carga durante la práctica deportiva para las características antropométricas de deportistas de la ciudad de León.

1.4.2. Objetivos Particulares

- Analizar la antropometría del pie en jóvenes deportistas de baloncesto femenil para determinar la alteración más recurrente en la planta del pie, que sirva como base para el diseño de la órtesis que contrarreste la alteración.
- Elegir el mejor material acorde a los utilizados actualmente en el mercado para la manufactura de la plantilla, que permita al deportista soportar los diferentes impactos asociados a la actividad en la estructura del pie.
- Diseñar y manufacturar la plantilla para baloncesto femenil utilizando el mejor material para conseguir una buena ingeniería del producto, en sus dimensiones ergonómica, funcional y de conformado.
- Validar el diseño mediante el análisis del elemento finito, que permitirá determinar el comportamiento de los esfuerzos y deformaciones sobre la plantilla.

1.5. Hipótesis

Mediante el uso de una plantilla ergonómica diseñada especialmente para la práctica de baloncesto femenil, con características antropométricas de deportistas de la ciudad de León, se logra una adecuada distribución de la presión plantar durante la práctica.

CAPÍTULO II
ESTADO DEL ARTE

2. ESTADO DEL ARTE

El calzar es una de las necesidades básicas que mayormente se satisfacen en el mundo, con la diferencia en la morfología del pie existen diferentes ramas que estudian la relación pie-calzado y el uso que se les dará; dentro de las principales ramas encontramos el sector moda, deportivo y médico.

Se han encontrado una gran cantidad de artículos referentes al diseño de componentes de calzado mediante elemento finito para redistribuir la presión plantar para el sector médico específicamente en el calzado para pie diabético, sin embargo, la información sobre presión plantar y elemento finito para diseño de calzado deportivo es reducida. Se explica a continuación la ecuación de búsqueda:

En la Figura 1 se muestra la estrategia utilizada en la ecuación de búsqueda para enlazar palabras clave, la primera búsqueda involucra "*Finite element method*" y "*plantar pressure*", agregando posteriormente "*Custom made insoles*" y "*sports*".

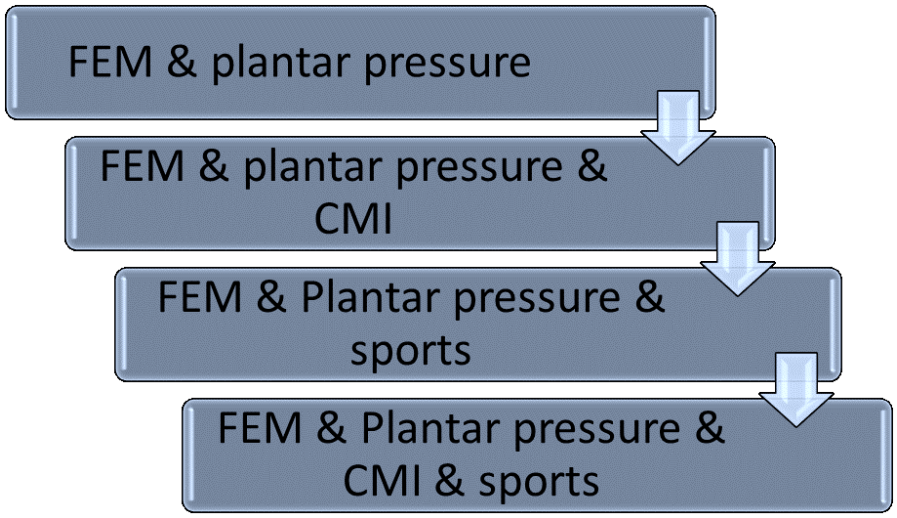


Figura 1. Ecuación de búsqueda estado del arte.

En la Tabla 1 se muestra las bases de datos que se utilizaron para la búsqueda.

Tabla 1. Bases de datos para la búsqueda del estado del arte.

Bases de datos de búsqueda
Sciencedirect
Scopus
Pubmed
Taylor&Francis

Para finalizar se presenta una matriz (Tabla 2), donde se muestran los principales artículos y trabajos utilizados como guía para el desarrollo de esta investigación.

Tabla 2. Trabajos base para el desarrollo de la investigación.

No	AÑO	AUTOR	TÍTULO	FUENTE
1	1997	Lemmon, et al.	The effect of insoles in therapeutic footwear - A finite element approach [36].	Journal of Biomechanics
2	2003	Chen, Weng-Pin Ju, Chia-Wei Tang, Fuk-Tan	Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis [37].	Clinical Biomechanics
3	2005	Tsung, et al.	Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution[12].	The Journal of Rehabilitation Research and Development
4	2005	Cheung, Jason Tak-Man Zhang, Ming	A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design [38].	Archives of Physical Medicine and Rehabilitation
5	2006	Goske, Steven Erdemir, et al.	Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis [28].	Journal of Biomechanics
6	2007	Chiu, Hung-Ta Shiang, Tzyy-Yuang	Effects of Insoles and Additional Shock Absorption Foam on the Cushioning Properties of Sport Shoes [39].	Journal of Applied Biomechanics
7	2008	Cheung, Jason Tak-Man Zhang, Ming	Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method [40].	Medical Engineering & Physics

8	2008	Owings, et al.	Custom therapeutic insoles based on both foot shape and plantar pressure measurement provide enhanced pressure relief [41].	Diabetes care
9	2008	Actis Ricardo, et al.	Multi-plug insole design to reduce peak plantar pressure on the diabetic foot during walking [42].	Medical & Biological Engineering & Computing
10	2009	Shorten, Martyn	Plantar pressure distribution and footwear design [35].	Footwear Science
11	2009	Gómez, et al.	Influencia del deporte en las características antropométricas de la huella plantar femenina [19].	Revista Educación Física y Deporte
12	2010	Gómez Salazar, et al	Características de la huella plantar en deportistas [10].	Entramado
13	2010	Tong, Jasper W.K. Ng, Eddie Y.K.	Preliminary investigation on the reduction of plantar loading pressure with different insole materials (SRP – Slow Recovery Poron®, P – Poron®, PPF – Poron® + Plastazote, firm and PPS – Poron® + Plastazote, soft) [43].	The Foot
14	2011	Luo Gangming, et al.	Finite element analysis of heel pad with insoles [44].	Journal of Biomechanics
15	2014	Lucas-Cuevas, et al.	Effect of custom-made and prefabricated insoles on plantar loading parameters during running with and without fatigue [45].	Journal of Sports Sciences
16	2014	Fernández-Seguín, et al.	Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot [46].	Gait and Posture
17	2014	Berroterán, Mariangel Pelliccioni, Orlando Candal, Virginia	Evaluación numérica por elementos finitos de la redistribución de presiones plantares en plantillas para calzado de personas con pie diabético [18].	CIMENICS Proceedings
18	2015	Chen, Wen-Ming Lee, Sung-Jae Lee, Peter Vee Sin	Plantar pressure relief under the metatarsal heads – Therapeutic insole design using three-dimensional finite element model of the foot [47].	Journal of Biomechanics

19	2015	Ghassemi, et al.	Manufacturing and finite element assessment of a novel pressure reducing insole for Diabetic Neuropathic patients [48].	Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine
20	2017	Mandolini, et al.	A collaborative web-based platform for the prescription of Custom-Made Insoles [32].	Advanced Engineering Informatics
21	2017	Kirby, Kevin A.	Evolution of Foot Orthoses in Sports [49].	Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine
22	2017	Mandolini, M. Brunzini, A. Manieri, S. Germani, M.	Foot plantar pressure offloading: How to select the right material for a custom-made insole [33].	Proceedings of the International Conference on Engineering Design, ICED
23	2018	Filardi V.	Finite element analysis of the foot: Stress and displacement shielding [50].	Journal of Orthopaedics
24	2019	Ehsan S. Alireza M. Payam S.	Fabrication of medical footwear for suitable distribution of stress and strain and reduction of plantar pressure by numerical and experimental approaches [51].	Journal of Engineering in Medicine
25	2020	Xiaoying L., et al.	Finite element analysis of shock absorption of porus soles established by grasshopper and UG secondary development [52].	Mathematical problems in engineering
26	2020	Costa. C., et al.	Analysis of pressure distribution in the foot using finite elements [53].	Journal of the Foot and Ankle

Las principales conclusiones obtenidas de los artículos anteriores son:

1. La presión plantar puede reducirse en un máximo aproximadamente de 30% y son más efectivas en el ajuste del metatarso. Las tensiones normales máximas predichas por los modelos de elemento finito estuvieron en promedio dentro del 5.9% de los valores medidos experimentalmente [36].

2. Las plantillas de contacto total pueden reducir presiones plantares altas en regiones del talón y metatarso, además redistribuirlas al medio pie, en comparación con plantillas planas que no tienen esta función [37].

3. El uso de plantillas puede reducir significativamente los picos de presión plantar e incrementar el área de contacto. Las plantillas contorneadas fueron significativamente mejor que las plantillas planas para reducir los picos de presión plantar. Una plantilla elaborada con la forma del pie y semi-peso puede ofrecer mejores beneficios para reducir la presión plantar que otros diseños, especialmente para el área del segundo al tercer metatarso [12].

4. El análisis mediante elemento finito indica que el diseño de la estructura de la plantilla es más importante en reducir los picos de presión plantar que la rigidez del material [38].

5. La estructura de la plantilla fue el componente de diseño más importante en cuestión de reducir picos de presión plantar en comparación con el material y el grosor, se lograron reducir en un 24% las presiones plantares con una estructura de plantilla plana y hasta un 44% en estructura de plantillas bien conformadas [28].

6. En este estudio se comprobó que la plantilla con un material espumoso puede realizar la absorción de impactos con una entresuela con acojinamiento limitado, además se encontró que la plantilla logra absorber entre el 24-32% de la energía de bajo impacto. Al parecer las plantillas juegan un rol más importante en las propiedades de acojinamiento en calzado deportivo en condiciones de energía de bajo impacto [39].

7. La estructura de la plantilla fue el factor más importante en la reducción de los picos de presión plantar, el segundo factor más importante fue la rigidez de la plantilla para la reducción de picos de presión plantar. Se encontró que otros factores como lo son grosor de la plantilla, rigidez de la entresuela y grosor de la entresuela, tienen un rol menos importante en la reducción de presión plantar en ese orden [40].

8. La creación de plantillas utilizando la huella plantar y las presiones plantares resulta en mejorar la descarga de altas presiones plantares. Esta descarga de presiones plantares fue conseguida por una mayor transferencia de la carga a la zona media del pie sin agregar carga a otras partes de la estructura podal [41].

9. Órtesis personalizadas con inserciones suaves distribuidos en las regiones de alta presión plantar reduce los picos de presión plantar, esto apoya lo encontrado en los modelos numéricos. No se encontraron efectos secundarios como los reportados por otros investigadores al utilizar inserciones suaves, además esta práctica proporciona un mayor grado de flexibilidad para la personalización de dispositivos ortopédicos en comparación con las prácticas actuales [42].

10. Los datos de distribución de presión son considerados valiosos en el contexto del diseño de calzado, sin embargo, los diseñadores deben desarrollar productos que se adapten a un gran número de usuarios potenciales con distintas necesidades, estas necesidades son diferentes entre usuarios, por ejemplo: La necesidad de establecer normas de población para la presión plantar acorde a las distintas actividades, la necesidad de encontrar distribuciones de datos y realizar cálculos sobre una única superficie, la necesidad de traducir la información encontrada en objetivos de rendimiento específicos de calzado y encontrar el material idóneo para cumplir estos objetivos [35].

11. Se encontraron diferencias estadísticas respecto a poblaciones deportistas y poblaciones sedentarias en las características antropométricas de la huella plantar [19].

12. Se encontró una alta prevalencia de pie cavo en deportistas, además se determinó un alto porcentaje de individuos cuyos pies derecho e izquierdo mostraron asimetría. Existe una tendencia a pie cavo independientemente del deporte practicado. Se evidenció un alto porcentaje de asimetrías en la antropometría del pie [10].

13. Se midieron 4 materiales para plantilla, sin embargo, no se encontró diferencia significativa entre materiales al momento de reducir la presión plantar, por lo que el material no se considera como un factor para la reducción de la presión plantar media o los picos de presión plantar [43].

14. Las plantillas con relieves cónicos proporcionan mejores reducciones en los picos de presión máxima, las plantillas personalizadas contorneadas para que coincidan con la geometría podal proporcionan la mayor reducción en la tensión. Cambiar el diseño de la plantilla y usar diferentes materiales puede redistribuir significativamente el estrés/tensión dentro de la almohadilla del talón, así como en la superficie de la piel [44].

15. Plantillas personalizadas reducen entre el 31 y 54% más la carga plantar en la región media y lateral en comparación con plantillas prefabricadas. El uso de plantillas puede ser un importante mecanismo protector para la sobrecarga de la estructura plantar [45].

16. Comparado con el pie normal, el pie cavo muestra una reducción en la superficie de contacto y la carga sobre el área del primer dedo. Se presenta un significativo incremento en la carga en la zona del metatarso [46].

17. Las características del material como el módulo de Young y el coeficiente de Poisson, así como el espesor de la plantilla, influyen significativamente en la respuesta de la misma. Se concluye que tanto el PU (Poliuretano) espumoso, el PE (Polietileno) espumoso o la EVA pueden utilizarse para la creación de plantillas, sin embargo, consideran profundizar en el comportamiento del material considerando la no linealidad de los polímeros y la respuesta ante cargas dinámicas [18].

18. Para muchas combinaciones de diseño de la plantilla, incrementar el grosor de la plantilla reduce los picos de presión plantar y la tensión interna, pero estos dejan de incrementar en un punto aproximado a 12.7 mm, sin embargo, se considera

necesario un patrón uniforme de compresión tisular debajo del eje metatarsiano para un alivio de presión más favorable [47].

19. La mejor combinación para la creación de plantillas personalizadas para pie diabético son plastozote (PE espumoso), gel de silicona y EVA, mismos que son más efectivos en proporcionar condiciones favorables en cuanto a tensiones y estrés, especialmente en condiciones dinámicas, logrando reducir la concentración de estrés en un 9%. Además, las pruebas experimentales muestras que las plantillas pueden reducir la presión plantar hasta un 63% comparado con el pie descalzo [48].

20. Se creo una plataforma llamada *Prescription System* que utiliza una metodología de análisis de elemento finito para prescribir plantillas personalizadas a pacientes con diferentes condiciones de salud, las pruebas realizadas a la plataforma resultaron positivas para ser utilizadas por expertos en su práctica profesional [32].

21. Para la prevención de lesiones y optimizar la biomecánica del individuo durante la práctica deportiva, las órtesis plantares han sido consideradas por pediatras, médicos deportivos y especialistas en el cuidado de los pies uno de los tratamientos más eficaces [49].

22. Se mostró que existe una congruente reducción de la presión plantar entre el análisis de elemento finito y el caso de estudio, al insertar órtesis en diferentes regiones y posiciones analizando las presiones plantares del paciente [33].

23. Se realizó una simulación de la estructura del pie aplicando una carga de 350 N, como resultado que las áreas con una mayor tensión se localizan alrededor del calcáneo siguiendo una trayectoria que incluye el cuboides y extendiéndose a los metatarsianos y primeros falanges [50].

24. El objetivo principal del proyecto fue crear un prototipo ortopédico que pueda brindar la adecuada distribución de tensión y deformación en la región plantar y

reducir la presión en comparación con órtesis actuales. Se revisaron diferentes materiales hiperelásticos y estos fueron simulados con las condiciones a los que el pie está expuesto, el material que debe seleccionarse porque brindó mejores propiedades es caucho de estireno-butadieno, reduciendo la presión ejercida sobre la suela hasta un 79% en comparación con los pies descalzos [51].

25. Se propuso simular diferentes modelos con una estructura porosa y se evaluó el efecto de la absorción de impactos evaluando la deformación en la suela, los picos de presión plantar y los picos de tensión en la zona del metatarso. Se encontró que la estructura porosa en forma de diamante es la que tiene el mejor efecto de absorción de impactos, y se muestra que la estructura porosa tiene un papel importante en el acojinamiento de la suela [52].

26. El objetivo del estudio fue evaluar la aplicación del método de elemento finito para analizar la distribución de presión plantar en personas sanas, se utilizó Abaqus CAE para el análisis del elemento finito considerando las diferentes regiones del pie, se demostró la factibilidad de evaluar el comportamiento mecánico del pie humano utilizando FEM, y que sirven como referencia para el desarrollo de aparatos ortopédicos, prótesis y plantillas [53].

En estas investigaciones se menciona que el principal factor para la redistribución de la presión plantar y reducción de picos de presión plantar es la estructura (geometría) de la plantilla coincidiendo que si se aumenta la superficie de contacto del pie se logra una adecuada redistribución. En relación con la morfología de la planta del pie se observa que existe una tendencia a pie cavo por poblaciones deportistas en comparación con poblaciones sedentarias, esto propicia que exista una menor superficie de contacto del pie en poblaciones deportistas, por ende, que existan picos de presión plantar mayores que pueden afectar la estructura del pie de los deportistas. En lo correspondiente al material se observa que en su mayoría los autores no encontraron diferencia estadística significativa entre los materiales esto debido a que probablemente los materiales analizados cuenten con propiedades mecánicas similares. Sin embargo, se observa una

tendencia del uso de materiales espumosos para la manufactura de plantillas dado que logran reducir los picos de presión plantar y aumentan el confort percibido por el usuario. Acorde a lo anterior este proyecto pretende crear una metodología para el diseño de plantillas ergonómicas que redistribuyan la presión plantar, reduciendo los picos de presión que pudieran desencadenar una lesión, integrando; el análisis de la presión plantar, identificando los esfuerzos a los que el pie está expuesto acorde a la actividad del usuario y a las características antropométricas del mismo, así como relacionarlo con las propiedades mecánicas del material y confiriendo una estructura de plantilla adecuada para la práctica de baloncesto femenil.

CAPÍTULO III
MARCO TEÓRICO

3. MARCO TEÓRICO

3.1. Ergonomía

La ergonomía es la disciplina relacionada con la comprensión de las interacciones entre los seres humanos y los elementos de un sistema, y es, al mismo tiempo, la profesión que aplica teoría, principios, datos y métodos de diseño para optimizar el bienestar humano y todo el desempeño del sistema [54].

Ergonomía significa literalmente el estudio o la medida del trabajo. En este contexto, el término trabajo significa una actividad humana con un propósito; va más allá del concepto más limitado del trabajo como una actividad para obtener un beneficio económico, al incluir todas las actividades en las que el operador humano sistemáticamente persigue un objetivo. Así, abarca los deportes y otras actividades del tiempo libre, las labores domésticas, como el cuidado de los niños o las labores del hogar, la educación y la formación, los servicios sociales y de salud, el control de los sistemas de ingeniería o la adaptación de los mismos [55].

3.2. Anatomía del pie

Es fundamental para el desarrollo de este proyecto conocer la estructura anatómica del pie y su anatomía, el pie humano consiste en 26 huesos y 33 articulaciones, Figura 2; además de músculos y ligamentos [56]. Siete tarsos forman el tobillo como la conexión entre la pierna y el pie, 5 metatarsos forman la zona media y lateral del pie y catorce falanges forman los dedos del pie [57].

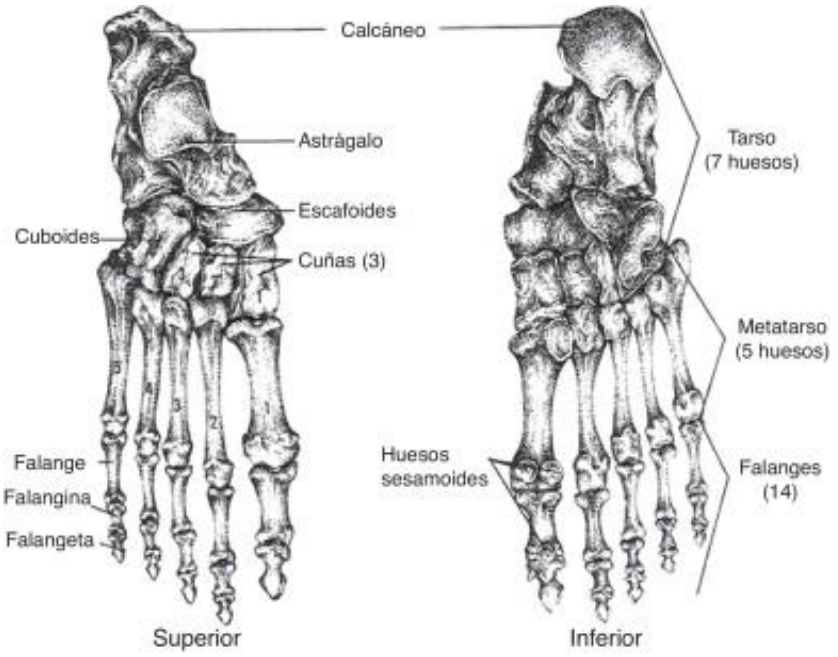


Figura 2. Estructura del pie [58].

Existen dos tipos de arcos en la estructura del pie, longitudinal y transversal: el arco longitudinal consiste de la parte media y lateral del pie, que redistribuyen el peso corporal en diferentes direcciones en conjunto con el arco transversal [59].

Los arcos longitudinal y transversal están soportados y controlados por los tendones, que absorben y transmiten fuerzas de presión del cuerpo al suelo cuando este está de pie o caminando.

Cuando el arco longitudinal es más alto de lo normal el pie es clasificado como “pie cavo”, se muestra la estructura en la Figura 3. Por el contrario, cuando el arco longitudinal es más bajo de lo normal el pie es clasificado como “pie plano”, se muestra la estructura en la Figura 4. Tanto el pie plano como el cavo no transmiten eficientemente las fuerzas de reacción y pueden provocar dolor y alteraciones en el sistema musculoesquelético, ocasionando dolores en otras partes del cuerpo como lo es la espalda, las rodillas, cadera, etc. La importancia de las articulaciones que forma la estructura del pie es que permiten la dinámica del pie, las articulaciones están constituidas por la unión de dos o más huesos que permiten el movimiento, provee el soporte mecánico y absorbe el impacto [60].

El pie humano ha evolucionado para su locomoción y soporte, el conocimiento de la localización de las articulaciones, huesos, músculos y tendones en especial la

articulación metatarsofalángica, es esencial para el diseño de calzado y que esta flexione en el lugar correcto.

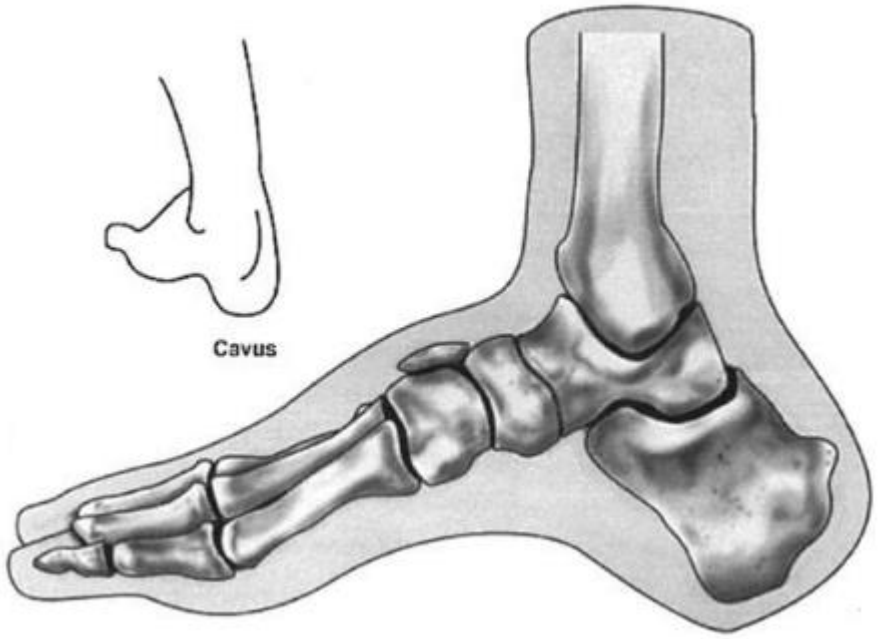


Figura 3. Estructura musculoesquelética de pie cavo [46].

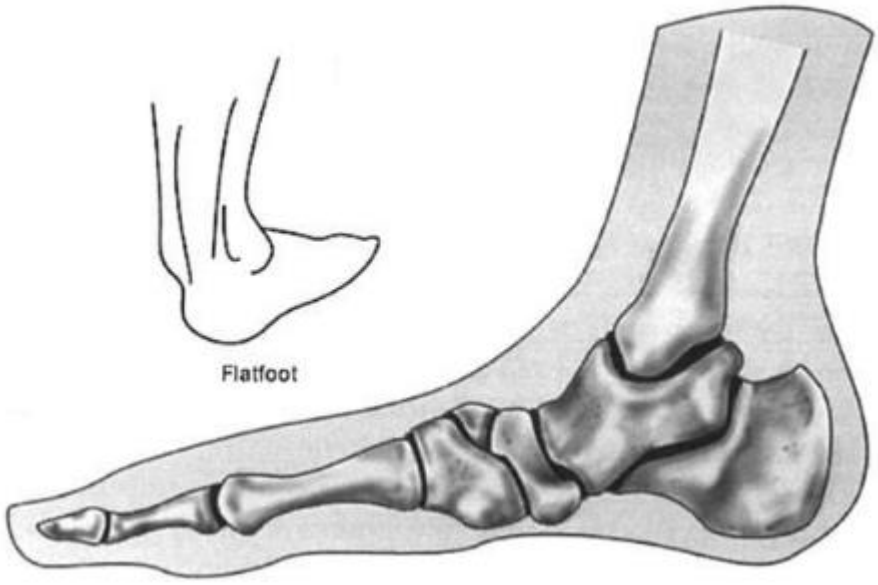


Figura 4. Estructura musculoesquelética de pie plano [46].

El pie cavo no absorbe tanto estrés como lo hace el pie plano, pero este pasa a la tibia y el fémur. El pie plano absorbe más estrés en la estructura músculo-esquelética del pie en

comparación con el pie cavo, por lo que las incidencias de fracturas por estrés en la estructura del pie es mayor en individuos con pie plano [6].

3.2.1. Tipos de pie

Una de las funciones del pie es proporcionar equilibrio entre huesos y articulaciones, para esto el pie ha evolucionado en distintas estructuras óseas acorde a la fórmula digital existen tres clasificaciones:

- En el pie cuadrado todos los dedos a excepción del dedo pequeño tienen la misma longitud.
- En el pie griego, el segundo dedo es más largo que los demás.
- Por último, el pie egipcio el primero dedo es el más largo.

Se observa en la Figura 5 la estructura del pie acorde a la fórmula digital, así como la frecuencia del tipo de pie en la población:

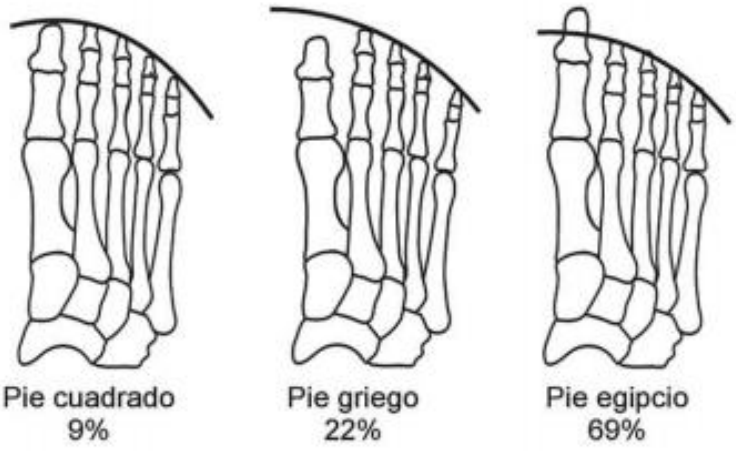


Figura 5. Fórmula digital de la estructura del pie y su frecuencia en la población [61].

Además, existe una clasificación de la estructura del pie acorde a la fórmula metatarsal que es posible observarlo al examinar radiografías de antepiés, existen tres clasificaciones:

- *Index minus*: El primer metatarsiano es más corto que el segundo y los demás cada vez más cortos.
- *Index plus minus*: El primero y el segundo son sensiblemente iguales.
- *Index plus:* El primer metatarsiano es más largo que el segundo.

Se observa en la Figura 6 la estructura del pie acorde a la fórmula metatarsal, así como la frecuencia del tipo de pie en la población:

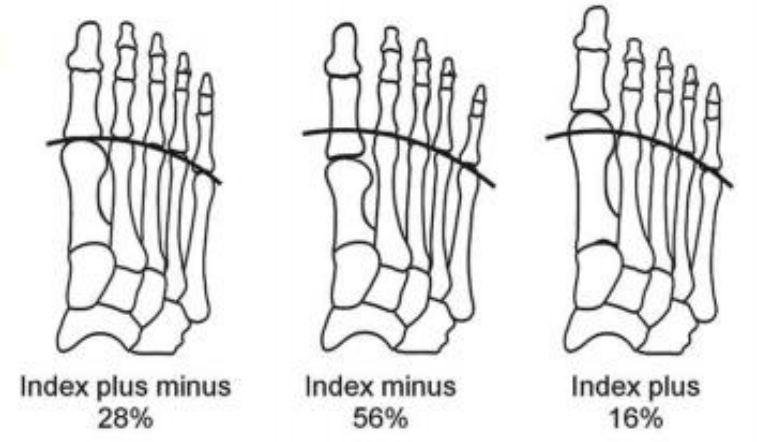


Figura 6. Fórmula metatarsal de la estructura del pie y su frecuencia en la población [61].

Se resalta que cualquiera de los tipos de fórmula ya sea digital o metatarsal utilizada para la clasificación de la estructura podal no son consideradas anomalías y estas pueden combinarse entre sí de forma indiferente. Sin embargo, existe una mayor frecuencia de alteraciones biomecánicas del antepié en casos con pie egipcio combinado con metatarsiano débil, corto y en varo, aparece *hallux valgus*, o bien cuando lo hace con un *index plus* existe una predisposición a *hallux rigidus* [61].

3.2.2. Antropometría

Conocer las dimensiones antropométricas permite crear dispositivos más certeros acorde a la región en donde se utilizarán. Los datos antropométricos confiables y los procedimientos técnicos de la ergonomía se convierten en poderosas herramientas disponibles hoy para la adecuación dimensional óptima de los productos de diseño al hombre [62].

Una de las aplicaciones de la morfología podal es la industria del calzado, el calzado debe adecuarse a la forma del pie, el conocimiento sobre la forma del pie es un importante requisito para optimizar el diseño de las hormas [63].

El calzado debe ser diseñado acorde a los diferentes aspectos de la población: sexo, huella plantar, tipo de pie, edad, etnia, composición del cuerpo, etc.

Los principales métodos para cuantificar la morfología del pie son:

- Reglas Caliper
- Cintas de medir
- Blueprints
- Redistribución de la presión plantar
- Escáner 3D

3.3. Biomecánica

La biomecánica es la ciencia que estudia la relación entre las estructuras biológicas y el medio ambiente, está basada en las leyes y principios de la física mecánica; abarca desde el análisis teórico hasta la aplicación de los resultados obtenidos. El uso de la biomecánica permite identificar una adecuada relación entre la órtesis y el cuerpo humano, gracias a esto es posible mejorar las condiciones del individuo al momento de realizar alguna actividad que involucre su estructura corporal y la órtesis.

Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido [64].

3.3.1. Biomecánica deportiva

El objetivo de la Biomecánica en las actividades deportivas es la caracterización y la mejora de las técnicas del movimiento a partir de conocimientos científicos. Actualmente, esta ciencia tiene mucha importancia y ha realizado múltiples contribuciones al deporte, entre las cuales es posible citar el análisis y la mejora de las técnicas de los deportes, la prevención de lesiones, la mejora del desempeño de los implementos deportivos, etc. En lo referente a la investigación, los parámetros biomecánicos para el análisis del movimiento son la cinemática, dinamometría, electromiografía y antropometría [65].

Al identificar los movimientos que se realizan en la práctica deportiva es posible identificar puntos de mejora para el cuerpo humano, es decir, propiciar una mejora en los movimientos relacionados al deporte a través del estudio de la técnica o bien gracias a la

implementación de un dispositivo, de esta manera aporta características que permite tener un mejor rendimiento o bien disminuir el riesgo de sufrir una lesión.

3.4. Baloncesto

El baloncesto es un deporte ampliamente practicado alrededor del mundo, teniendo sus orígenes en la idea del profesor de educación física James Naismith en Springfield Massachusetts en 1891, el baloncesto es un deporte de anotación colectivo con contacto de 5 jugadores en el campo de juego más suplentes, considerado como un deporte atlético de pelota [66].

3.5. Calzado Deportivo

Se ocupa de estudiar los mecanismos de lesión que se pueden producir en el cuerpo a causa de un mal uso de calzado. El calzado deportivo está diseñado para proteger al pie de las posibles lesiones que suceden durante la práctica deportiva a la vez que busca aportar la máxima comodidad y eficacia [20].

El diseño de órtesis para el pie, como lo son las plantillas son basadas en numerosos factores. Después de que alguna alteración o condición es detectada en el individuo, se determina el objetivo para la cual la plantilla será diseñada, esto con el objetivo de brindar al usuario la posibilidad de mejorar ciertas condiciones [60].

3.6. Diseño Industrial

El diseño industrial es una actividad proyectual que consiste en determinar las propiedades formales de los objetos producidos industrialmente. Las relaciones funcionales y estructurales que hacen que un objeto tenga una unidad coherente desde el punto de vista tanto del productor como del usuario. Las propiedades formales de un objeto son el resultado de la integración de factores diversos, tanto si son de tipo funcional, cultural, tecnológico o económico [67].

El diseño industrial en este proyecto se utiliza para identificar las partes del producto final que pueden ser diseñadas para que sean funcionales pero que además permitan mejorar

la eficiencia en el proceso de fabricación, con la finalidad de disminuir los tiempos de producción de la plantilla y por ende disminuir el costo de fabricación.

3.6.1. Ingeniería del producto

El diseño de ingeniería de producto es el conjunto de estudios, trabajos y planeación, que suele realizar un equipo multidisciplinario, que sirve para llevar a cabo la realización de un producto desde su concepción y diseño de detalle, su fabricación, hasta el fin de su vida útil, su desmontaje y reciclaje. Se enfoca principalmente en las funciones que ha de satisfacer dicho objeto, pero también tiene en cuenta su compleja interrelación con los usuarios, sus deseos e incluso al placer emocional que pueden experimentar [68].

3.6.2. Ingeniería de materiales

Los materiales de los que están compuesto los productos dan distintas características y propiedades a los productos utilizados en la vida cotidiana. La ingeniería de los materiales se interesa principalmente por el empleo del conocimiento fundamental y aplicado acerca de los materiales, de modo que éstos puedan ser convertidos en los productos que la sociedad necesita o desea [69].

Una de las problemáticas del proyecto es elegir el mejor material para plantillas de baloncesto femenil, es decir, se busca encontrar un material que reúna las características a las cuales el producto estará expuesto durante la práctica deportiva, para esto la ingeniería de materiales permite identificar las propiedades mecánicas y físicas de algunos productos mediante distintas pruebas.

3.6.3. Calidad en el diseño

La calidad de diseño o de proyecto viene dada por la distancia entre la percepción directiva de las expectativas y necesidades del cliente, y el diseño del producto. La calidad de diseño mide el acierto del proyecto desarrollado para traducir los requisitos de calidad escuchados por la dirección en especificaciones técnicas o normas de calidad para la elaboración o prestación del producto [70].

Es necesaria la implementación de técnicas de calidad específicas que garanticen la funcionalidad del dispositivo al momento de usarlas, la variabilidad del proceso puede propiciar fallas y generar productos no conformes, por lo que la implementación de herramientas de calidad en el diseño de la plantilla permite mejorar el proceso de fabricación, que además garantiza que el producto elaborado sea funcional.

3.7. Diseño mediante elemento finito

El método de elemento finito es un método numérico empleado para resolver problemas complejos en ciencia e ingeniería. Es una técnica numérica utilizada para aproximar soluciones a ecuaciones diferenciales parciales que involucra dividir la estructura de interés en elementos pequeños, discretizar. El comportamiento individual de los elementos particionados y su relación uno con otro sirve para determinar el comportamiento completo de la estructura. FEM es usado comúnmente en donde el problema analítico es complejo y una solución simple no puede ser obtenida [71]–[73].
El desarrollo de computadoras más potentes ha incrementado el rango, tamaño y la complejidad de aplicaciones que pueden ser resueltas mediante FEM. Esto ha permitido soluciones más precisas y la reducción del tiempo de solución en problemas más complejos. FEM ha tenido gran influencia en el desarrollo de tecnología en diferentes ramos de la ingeniería [74].

3.7.1. Diseño de componentes de calzado mediante elemento finito

Desde la perspectiva del diseño muchas tecnologías han emergido centrándose en la creatividad del diseño industrial, sin embargo, soporte en el diseño respecto a las propiedades aún es limitado. Se han desarrollado métodos y tecnologías para apoyar el diseño de calzado basado en las propiedades funcionales, con estas herramientas, se puede analizar información respecto a la biomecánica como lo es el estrés interno y distribuciones de presiones plantares en modelos calzado [60].
La aplicación del método de elemento finito en el diseño de la plantilla permite simular diferentes materiales que son sometidos a las situaciones comunes durante la práctica

del baloncesto, gracias a esto se determina si el material y el diseño de la plantilla cumplen con las condiciones a las cuales estarán expuestos.

CAPÍTULO IV
METODOLOGÍA DE INVESTIGACIÓN

4. METODOLOGÍA

La metodología empleada para la realización de la plantilla ergonómica para practicantes de baloncesto femenil, utilizando tanto baropodometría como análisis de elemento finito, se describe a continuación.

4.1. Descripción de la metodología

El proyecto se divide en 5 fases principales, mismas que se dividen en sus actividades correspondientes:

1. Protocolo experimental
2. Baropodometría y Antropometría
3. Elección del material
4. Modelado y Simulación
5. Resultados

Se desarrolla una plantilla ergonómica deportiva que cumpla con los requisitos antropométricos de la población de León practicante de baloncesto femenil, el proceso comienza con la creación de los protocolos experimentales, posteriormente se lleva a cabo la parte experimental con el estudio de baropodometría y antropometría, una vez analizado los datos se selecciona el mejor material para posteriormente pasar a la fase de modelado de la plantilla y de la estructura del pie, con esto se realiza la metodología de elemento finito para validar los modelos y la funcionalidad de la plantilla, por último se realizan las pruebas sobre el prototipo para determinar la eficiencia del mismo. En la Figura 7 se muestra un diagrama de flujo que indica la secuencia de las actividades incluyendo cada una de las fases.

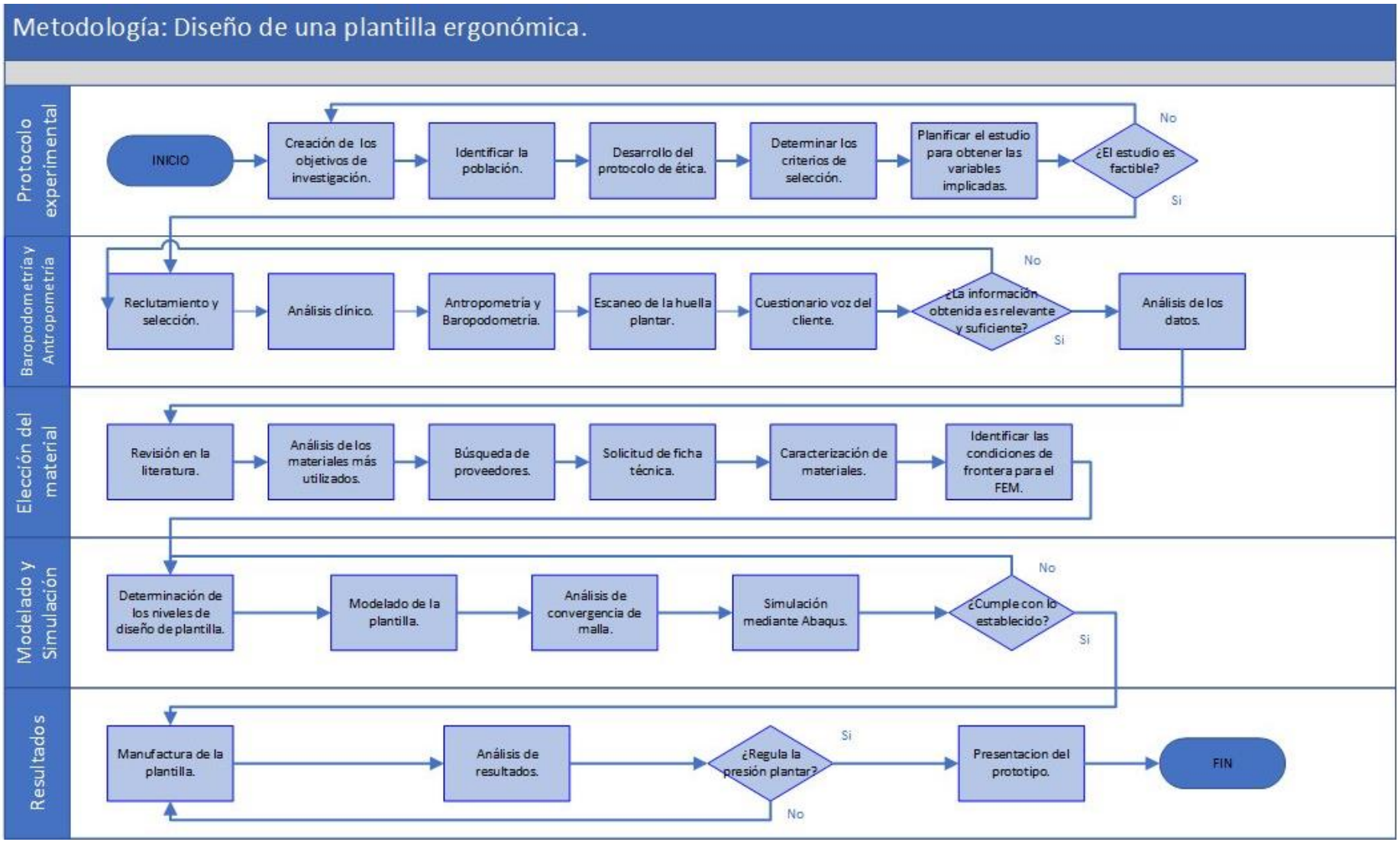


Figura 7. Metodología de diseño de una plantilla ergonómica mediante FEM.

4.2. Protocolo Experimental

Creación de los objetivos de investigación: Se crean los objetivos de la investigación, tomando en cuenta los recursos necesarios para la investigación, además contemplando el tiempo de ejecución de las pruebas.

Identificar la población: Se identifica una población objetivo a la cual está dirigida el diseño de la plantilla bajo sus características antropométricas y la actividad principal que los miembros de la población desempeñan, para este caso baloncesto femenil.

Desarrollo del protocolo de ética: Se desarrolla el protocolo de ética mismo que se da a conocer a los participantes antes de las pruebas, además se desarrolla el consentimiento informado de las pruebas y del uso de la información. Se muestra en el

ANEXO I la carta de consentimiento informado.

Determinar los criterios de selección: Como criterio de inclusión se revisa que todos los participantes pudieran ejecutar sus actividades deportivas correspondientes de manera natural, se excluye aquellos que presentan dificultades motrices, amputaciones o problemas neuronales.

Planificación del estudio para obtener las variables implicadas: Se identifica el objetivo de cada una de las pruebas a realizar, dado que con base a estas se realiza la plantilla, las variables más importantes son:

- Presión plantar en estática
- Longitud del pie
- Ancho del talón
- Ancho del metatarso
- Presión plantar en condiciones dinámicas

Las variables para los materiales que se utilizan para la manufactura de la plantilla dado que se realiza la simulación numérica por elemento finito y además, basándose en la ley de Hooke, se determina que las variables más importantes son:

- Módulo de Young
- Coeficiente de Poisson

Además, se analiza la viabilidad de utilizar el material mediante el estudio de factores de logística y producción como lo es la facilidad para obtener los materiales, costos, transporte y almacenamiento.

4.3. Baropodometría y Antropometría

Reclutamiento y selección: Para el reclutamiento y selección de los participantes se realizó una carta petición a diferentes instituciones educativas solicitando participantes para las pruebas que reúnan las características de la población a estudiar. Se muestra en el

ANEXO II la carta redactada para dar fe del estudio en diferentes centros educativos de la ciudad de León**.**

Análisis Clínico: Se realiza un análisis clínico de los participantes para identificar que no existe ninguna discapacidad o característica que afecta a la realización de las pruebas acorde a los criterios de inclusión de las pruebas.

Antropometría y Baropodometría: Para el estudio de antropometría se toman las mediciones de estatura y masa de los participantes. En la Baropodometría se obtiene información de la fuerza actual de las presiones aplicadas a cada región de contacto durante las pruebas en estático y en cada una de las fases del ciclo de marcha (condiciones dinámicas). También se miden las dimensiones de los pies de los participantes.

Escaneo huella plantar: Se realiza un escaneo de la huella plantar que permite obtener imágenes del pie, en donde automáticamente se toman las medidas, además de comparar posibles asimetrías y ángulos del pie respecto a la superficie de apoyo.

Cuestionario voz del cliente: Se realiza un cuestionario para escuchar la voz del cliente mediante la herramienta de Google formularios, posteriormente los datos son procesados mediante herramientas estadísticas para hacer la relación entre las características técnicas del producto y las necesidades del usuario, mediante una matriz QFD.

Análisis de los datos: Se procesan los datos mediante herramientas de hojas de cálculo para encontrar los principales indicadores estadísticos para realizar conclusiones acerca de la población y reflejarlos en el producto.

4.4. Elección del Material

Revisión de la literatura: Se realiza una revisión de la literatura para encontrar los principales materiales utilizados para la creación de plantillas, con la finalidad de

encontrar el material apropiado acorde a la actividad para generar un grado de confort adecuado en el usuario y que permita la funcionalidad del producto.

Análisis de los materiales más utilizados para plantillas deportivas: Una vez realizada la búsqueda de los materiales más utilizados en la literatura para la creación de plantilla para actividades deportivas, se eligen los materiales de los cuales se obtuvieron los resultados más significativos de redistribuir la presión plantar cuando son utilizados para la actividad en específico. Además, se considera la facilidad de encontrar el material en la ciudad de León.

Búsqueda de proveedores: Se realiza una búsqueda entre proveedores locales, internet y exposiciones para encontrar proveedores que fabriquen el material del cual puede estar compuesta la plantilla

Solicitud de ficha técnica: Se realiza una solicitud de ficha técnica del material a los distintos proveedores para analizar las propiedades mecánicas y químicas más importantes.

Caracterización de materiales: Las propiedades de importancia para el estudio son el módulo de elasticidad y el coeficiente de Poisson, debido a que el proveedor no cuenta con estas propiedades mecánicas necesarias en su ficha técnica, se realizan pruebas en el laboratorio de materiales para encontrar estas propiedades. Para esto se utiliza el dispositivo Instron bajo la norma ASTM 638 (*Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics*), que implica realizar prueba de tensión-elongación a cinco probetas de cada material y realizar promedios para encontrar el módulo de elasticidad. Entre las propiedades que este estudio arroja son:

- Módulo de Young
- Tensión máxima
- Porcentaje de deformación a la rotura
- Tenacidad

Por último, se calcula el coeficiente de Poisson realizando las mediciones correspondientes bajo la norma ASTM E132-17 *(Standard Test Method for Poisson's Ratio at Room Temperature).*

Identificar las condiciones de frontera para el FEM: Una vez obtenidas las propiedades de los materiales, estas se utilizan para identificar las condiciones de frontera para el análisis de elemento finito, aplicando la carga correspondiente a lo encontrado en el estudio de baropodometría.

4.5. Modelado y Simulación

Determinación de los niveles de diseño de la plantilla: Se realizan dos niveles de diseño, el primer nivel consta de una plantilla plana en donde se analiza el factor de redistribución de la presión plantar por parte del material. En un segundo nivel se realiza un diseño de plantilla formando el arco plantar con la intención de analizar el factor de la geométrica en la redistribución de la presión plantar.

Modelado de la plantilla: Se toman los valores encontrados en la baropodometría y podoscan2D y se introducen en el software EasyCAD en donde se realiza el modelado de la plantilla acorde a la presión plantar y la huella plantar.

Análisis de convergencia de malla: Se procede a mallar el modelo de la plantilla seleccionando el tipo de elemento adecuado para la simulación, y se procede a realizar un análisis de convergencia de malla para determinar el número de nodos adecuado para realizar la simulación, y poder predecir los resultados del modelo.

Simulación mediante Abaqus CAE: Se realiza la simulación numérica por elemento finito en el software ABAQUS CAE. Para esto se cargan las condiciones de frontera encontradas en la caracterización mecánica de los materiales y en las pruebas de baropodometría (presiones plantares).

4.6. Análisis de Resultados

Manufactura de la plantilla: Se realiza la manufactura de la plantilla acorde al material seleccionado en impresión 3D y con las medidas descritas en el modelado, que funge como patrón de diseño.

Análisis de los resultados: Se analizan los resultados para corroborar que la presión plantar fue redistribuida en la estructura podal, tanto en la plantilla plana que analiza el factor del material, como en la plantilla con arco que analiza el factor de la geometría.

Presentación del prototipo: El prototipo 3D de la plantilla es presentado para la población a la cual está dirigida. Se emplea manufactura aditiva (impresión 3D) para la materialización del producto final (plantilla).

CAPÍTULO V
DESARROLLO DE LA METODOLOGÍA

5. DESARROLLO DE LA METODOLOGÍA

5.1. Protocolo Experimental

Se crearon los objetivos de la investigación, tomando en cuenta los recursos necesarios, el tiempo de ejecución de las pruebas y la participación de los individuos de la población de interés.

La población a estudiar está conformada por practicantes de baloncesto femenil de los programas de la COMUDE (Comisión Municipal de Cultura Física y Deporte) e instituciones de nivel medio superior y superior en León, Gto. Se optó por un muestreo no probabilístico dado que no se cuenta con una lista completa de los individuos que forman la población, y por tanto no se conoce la probabilidad de que cada individuo sea seleccionado para la muestra. Se realizó un muestreo por conveniencia el cual permite seleccionar una muestra de la población por el hecho de que esta es accesible y existe disponibilidad por parte de los individuos de interés en realizar las pruebas necesarias para la investigación.

Se efectuó el estudio a la estructura corporal, morfología, fisiología y biomecánica a 29 participantes de baloncesto femenil. La muestra fue conformada por practicantes pertenecientes a los equipos deportivos de sus instituciones educativas de nivel medio superior y superior de la ciudad de León, así como participantes que conforman los equipos representativos de la COMUDE León de una edad entre 15 y 25 años.

Como criterio de inclusión se revisó que todos los participantes pudieran ejecutar sus actividades deportivas correspondientes de manera natural y se excluyó aquellos que presentaron dificultades motrices, amputaciones o problemas neuronales. Los procedimientos, riesgos y beneficios fueron explicados a fin de obtener su consentimiento de participación voluntaria y por escrito, de acuerdo con la Ley General de Salud de México, y cuidando los principios de la Declaración de Helsinki. Los criterios de inclusión y exclusión fueron:

- **Inclusión**
    a) Ser de sexo femenino.
    b) Estar en el rango de edad; desde 15 a 25 años.
    c) Pertenecer a alguna institución académica de la ciudad de León a nivel medio superior o superior.
    d) Practicar con frecuencia baloncesto y ser miembro del equipo representativo de la institución a la que pertenece.
    e) Aceptar el consentimiento informado sobre las pruebas.
    f) En caso de ser menor de edad consentimiento informado de las pruebas firmado por tutor.
    g) No tener ninguna amputación o discapacidad motriz.
    h) No estar incapacitado actualmente por alguna lesión en las extremidades inferiores.

- **Exclusión**
    a) Todos aquellos que no cumplan los criterios de inclusión.

Para la toma de las mediciones se utilizaron dos equipos principalmente, un Baropodómetro (Sensor Medica®, Guidonia Montecelio, Roma, Italia) que se encarga de tomar las pruebas de presión plantar en sus diferentes fases y un PodoScan 2D (Sensor Medica®, Guidonia Montecelio, Roma, Italia) encargado de tomar la imagen de la huella plantar. Ambos equipos son provenientes de la empresa Sensor Medica® y estos se encuentran en el laboratorio de biomecánica del CIATEC. Estos equipos son utilizados para diversos fines, entre ellos el área médica, diseño de productos e investigación científica.

El Baropodómetro: Es una plataforma baropodométrica de sensores resistivos de presión con goma conductora. La configuración es de 40cm X 40cm X 160 cm, tiene una interfaz con un ordenador personal que está conectado a través de un puerto USB. Permite una frecuencia de adquisición de hasta 400 Hz en tiempo real. Los sensores

están revestidos con oro de 24 kilates, que garantizan la fiabilidad y respetabilidad del instrumento único.

En combinación con el software *FreeStep®,* viene la nueva generación de sistemas integrados para el estudio simultáneo del apoyo plantar, la evaluación computarizada postural y análisis biomecánico. Con esto se permite obtener reportes detallados y organizados con los parámetros detectados para su posterior análisis. Se muestra en la Figura 8 el baropodómetro de Sensor Medica® que se encuentra en CIATEC A.C. Además, la plataforma permite encontrar mediciones antropométricas importantes como lo son:

- Longitud del pie
- Ancho del metatarso
- Ancho del talón
- Angulo del pie
- Superficie de apoyo

Figura 8. Baropodómetro Sensor Medica® en CIATEC A.C.

El Podoscan 2D: Es un dispositivo que permite obtener imágenes del pie cuando este se encuentra apoyado sobre el escáner, una vez capturado las imágenes automáticamente las almacena, mide y compara las posibles asimetrías y ángulos del pie respecto a la superficie de apoyo. Con la ayuda de un software especializado (*Freestep® software*) se obtienen reportes en los cuales se identifican directamente los ángulos y ejes en la imagen del pie. Se muestra en la Figura 9 el PodoScan2D que se encuentra en el laboratorio de biomecánica del CIATEC A.C.

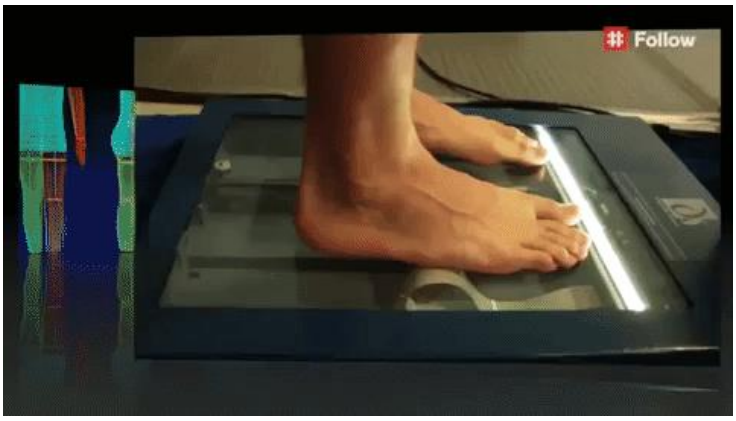


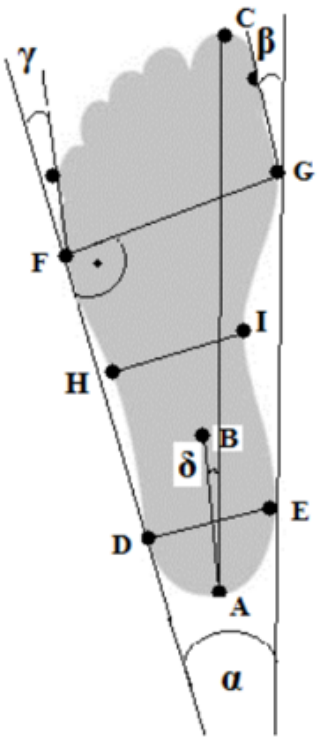
Figura 9. PodoScan2D Sensor Medica® en CIATEC A.C.

5.2. Baropodometría y Antropometría

A todos los participantes se les informó previo a las pruebas, el uso de ropa cómoda para que no interfiera con la ejecución de los ejercicios y el tiempo de duración de las mismas. Una vez en el laboratorio, los participantes fueron informados sobre el funcionamiento y partes principales del medidor de presión plantar y el PodoScan2D. Se les permitió realizar ejercicios previos a las pruebas experimentales para que se familiarizaran con los equipos. De manera simultánea, los datos personales fueron registrados y guardados en una computadora encriptada para su resguardo. Una vez descalzos y sin calcetines, se tomaron las medidas de peso, la altura y la longitud del pie. También, se registró el punto de calzado que utiliza actualmente. Antes de realizar las pruebas dinámicas y estáticas se realizó un pequeño cuestionario para conocer su historial clínico y se solicitó la firma del consentimiento informado.

Una vez explicado el funcionamiento de los equipos y tomado el consentimiento informado, se procedió a la grabación de las pruebas. Primero se realizó la prueba estática, el paciente se colocó al inicio de la plataforma descalzo, de manera erguida con las manos a los costados y se grabó la distribución de presión plantar durante 10 segundos. Enseguida se realizó la prueba dinámica, se le indicó al participante que debe caminar de manera natural, completar dos ciclos de ida y vuelta e iniciar con el pie derecho. El tiempo de ejecución de la prueba dinámica es de 30 segundos.

Posterior a las pruebas con el baropodómetro, el paciente tomó un descanso de 3 minutos para finalmente realizar el escaneo de la huella de los pies con el PodoScan2D. El participante se colocó sobre la plataforma del PodoScan2D viendo hacía el frente y con las manos en los costados, se inició el escaneo mediante el dispositivo y se dio por enterado al participante cuando esta terminó. Se reconocieron los parámetros que se requieren para crear un diseño de plantilla funcional que se ajuste a las características fisiológicas de los individuos analizados. Se muestra en la Figura 10 la forma en que las mediciones son tomadas.



Parámetros de ángulos:
α- Ángulo del pie
β- Hallux
γ- Ángulo del meñique
δ- Ángulo del talón

Parámetros de anchura:
D-E- Ancho del talón
F-G- Ancho del antepié
H-I- Ancho del medio pie

Parámetros de longitud
A-B- Longitud del talón
A-C- Longitud del pie

Figura 10. Medidas de los parámetros del pie (Modificado de [73]*).*

Para conocer las características físicas de las practicantes de baloncesto femenil en León, Gto., se tomaron las mediciones realizadas por el Podoscan2 y se procesaron las imágenes mediante el software *FreeStep*®. Se muestra en la Figura 11 la adquisición de la imagen.

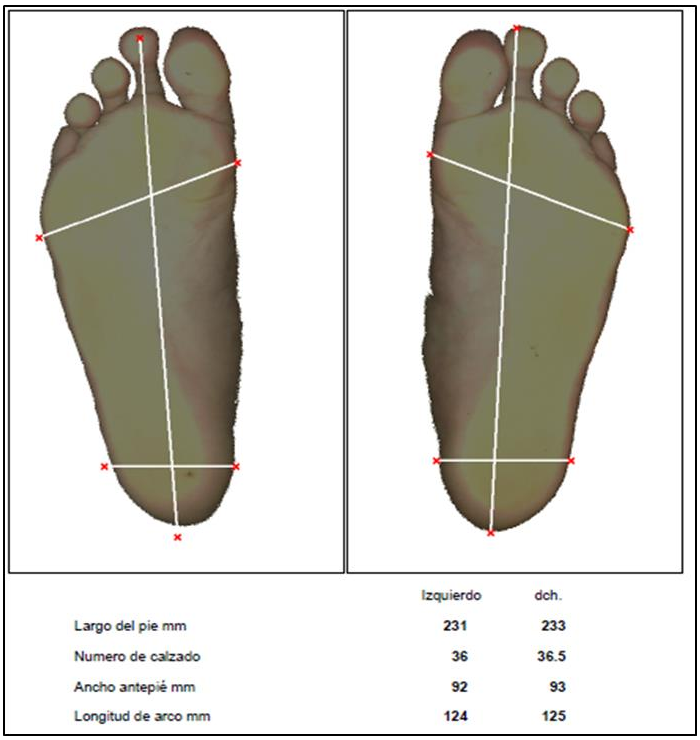


Figura 11. Adquisición de los valores del estudio antropométrico mediante freestep software.

Para poder determinar el tipo de pie acorde a la huella plantar sin tener un contacto físico con el participante, se realizó una interfaz gráfica en Matlab R2015a versión 8.5.0.197613 para determinar el tipo de pie acorde al índice Chippaux-Smirak (CSI por sus siglas en inglés) y el índice de arco de Staheli (SAI por sus siglas en inglés).

El CSI mide la relación de la parte más ancha del metatarso entre la parte más angosta del medio pie, existen tres clasificaciones principales: pie normal, pie plano y pie cavo, mismos que tienen sus grados de alteración acorde a la medición. Se muestra en la Figura 12 los grados de alteración del tipo de pie acorde al índice Chippaux-Smirak. Debido a que no existe forma de medir la profundidad del arco de la bóveda plantar el pie

cavo solo se clasificará en una categoría. Para el cálculo del grado del pie acorde a CSI se utiliza la Ecuación (1) en donde se determina mediante la razón entre el ancho máximo del medio pie y el ancho máximo del antepié.

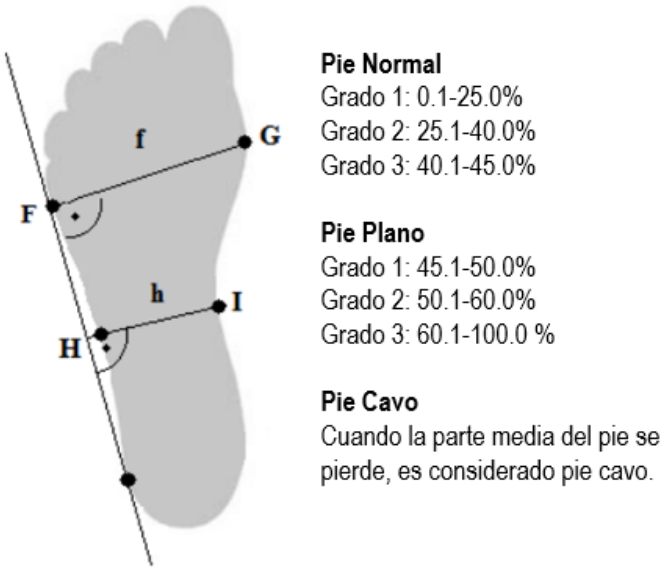


Figura 12. Grados de alteración del tipo de pie acorde CSI (Modificado de [73]*)*

$$CSI(\%) = \frac{h}{f} x\ 100 \qquad (1)$$

Donde:

CSI: Índice Chippaux-Smirak.

f(F-G) = Ancho máximo del antepié en metros.

h(H-I) = Ancho máximo del medio pie en metros.

El Staheli arch index se obtiene de la relación de la parte más angosta de la región central del pie entre la parte más ancha del talón. Se muestra en la Figura 13 la forma de tomar las mediciones del SAI. La clasificación para este índice se realiza mediante el análisis de la población en la que se encuentra, un pie normal es el que está comprendido entre 2 desviaciones estándar de la media poblacional. El índice de pie que es 2 o más desviaciones estándar es considerado como pie plano. Se muestra en la Ecuación (2) la forma en que se determina la razón entre el ancho máximo del medio pie y el ancho máximo del talón para determinar el SAI.

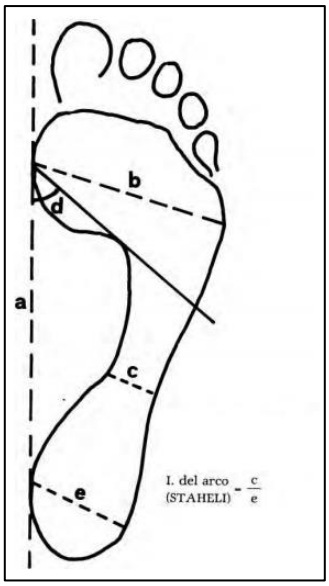


Figura 13. Cálculo del índice de Staheli [75].

$$SAI = \frac{c}{e} * 100 \quad (2)$$

Donde:

SAI= Índice del arco de Staheli.

e= ancho máximo del talón en metros.

c=ancho máximo del medio pie en metros.

Para el diseño de la interfaz gráfica se hace uso de Matlab con apoyo de procesamiento de imágenes para facilitar las mediciones, entre las funciones utilizadas se encuentra transformar las imágenes al formato RGB, escala de grises, gamma, binarización, transformación logarítmica, detección de contornos y negativos. Una vez procesada la imagen se realizan las mediciones, dado que el índice representa una medida adimensional la unidad de medición es irrelevante, el algoritmo mide pixeles utilizando la función “ginput”. En la Figura 14 se muestra la interfaz gráfica desarrollada para determinar el tipo de pie, se puede observar:

1. Código del participante para ser identificado.
2. Pie sobre el cual se realiza la medición.

3. Ayuda en donde se muestra la forma de capturar las mediciones, se aprecia en la Figura 13.
4. Botón para cargar la imagen escaneada de la huella plantar.
5. Menú para seleccionar el tratamiento a la imagen para facilitar las mediciones.
6. Cuadro de la imagen procesada para tomar las mediciones.
7. Botón para iniciar las mediciones.
8. Botón para guardar los datos del paciente, estos son guardados en un archivo txt en el directorio en donde se encuentra la interfaz.
9. Cuadros de texto en donde se muestran las mediciones realizadas

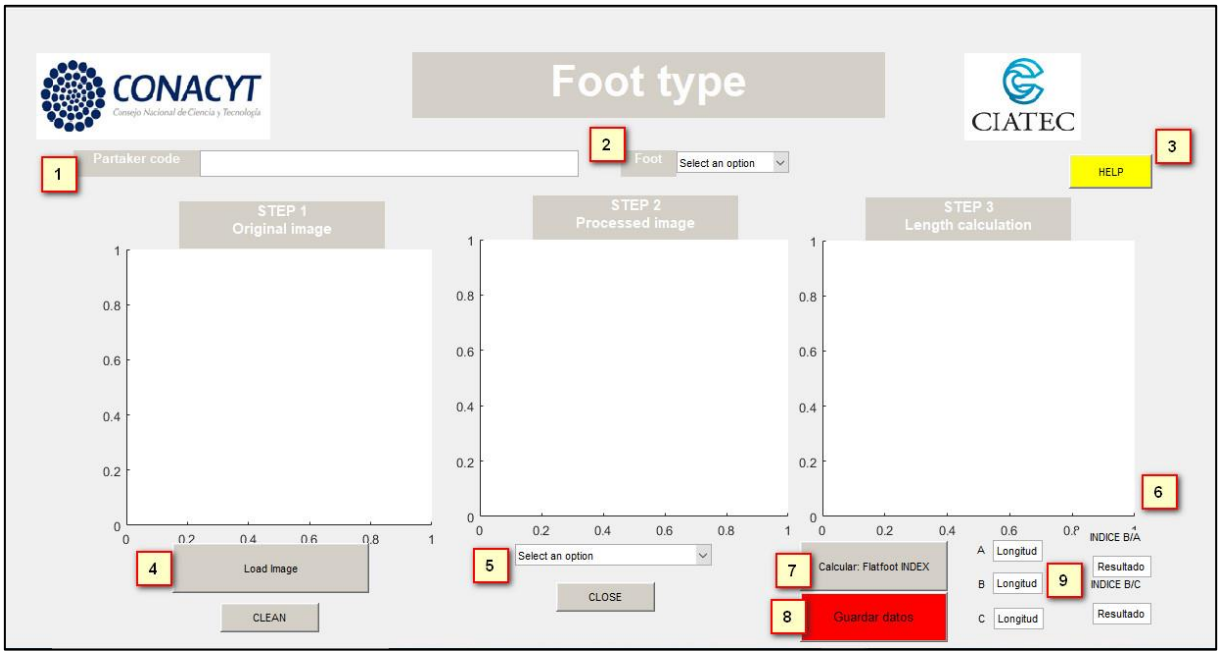


Figura 14. Interfaz gráfica para determinar el tipo de pie.

Se analizaron 29 participantes practicantes de baloncesto femenil con una edad promedio de 19.26±2.13 años, una masa promedio de 62.69±13.86 kg y una altura promedio de 1.58±0.06 m.

Se realizó la prueba para obtener la presión plantar con ayuda del baropodómetro en condiciones de estática y dinámica, se realiza la división del pie acorde a los diferentes puntos de apoyo. En la Figura 15 se muestran las divisiones de cada una de las zonas:

- Zona A: Parte lateral del antepié
- Zona B: Parte medial del antepié
- Zona C: Parte lateral del medio pie

- Zona D: Parte medial del medio pie
- Zona E: Parte lateral del retropié
- Zona F: Parte medial del retropié

Posteriormente estos valores fueron capturados en una base de datos para su análisis estadístico.

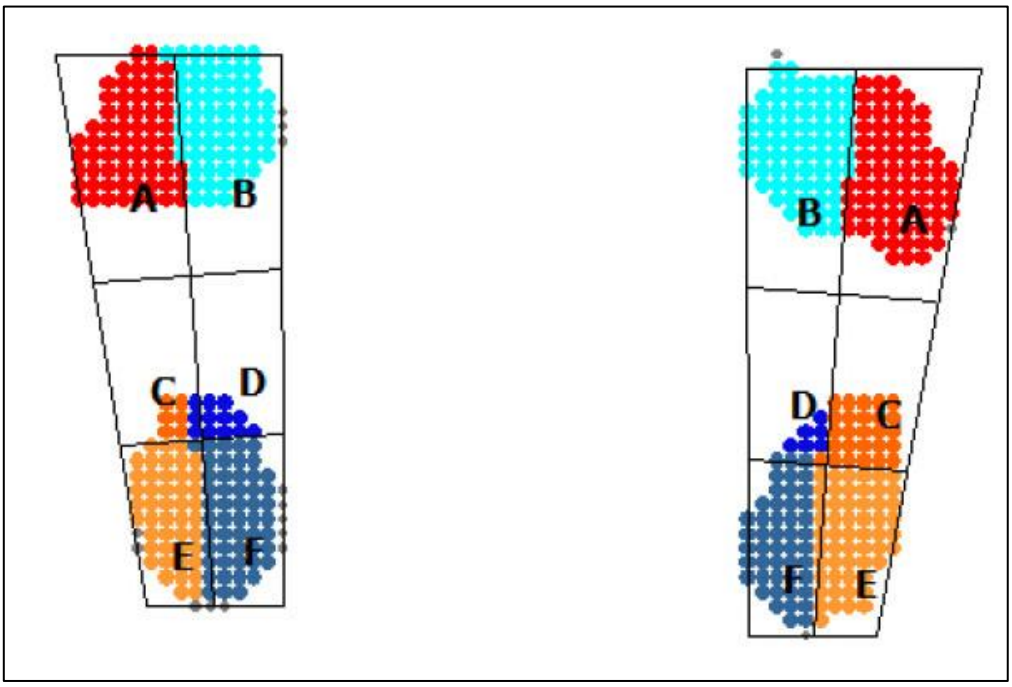


Figura 15. División de área del pie para el análisis de presión plantar.

Los valores importantes que se recolectan son; picos de presión plantar, distribución de la carga y superficie de apoyo del pie mismos que se muestran en la Figura 16, en donde el color rojo indica cuando existe una mayor presión y el color café indica las zonas donde existe una menor presión.

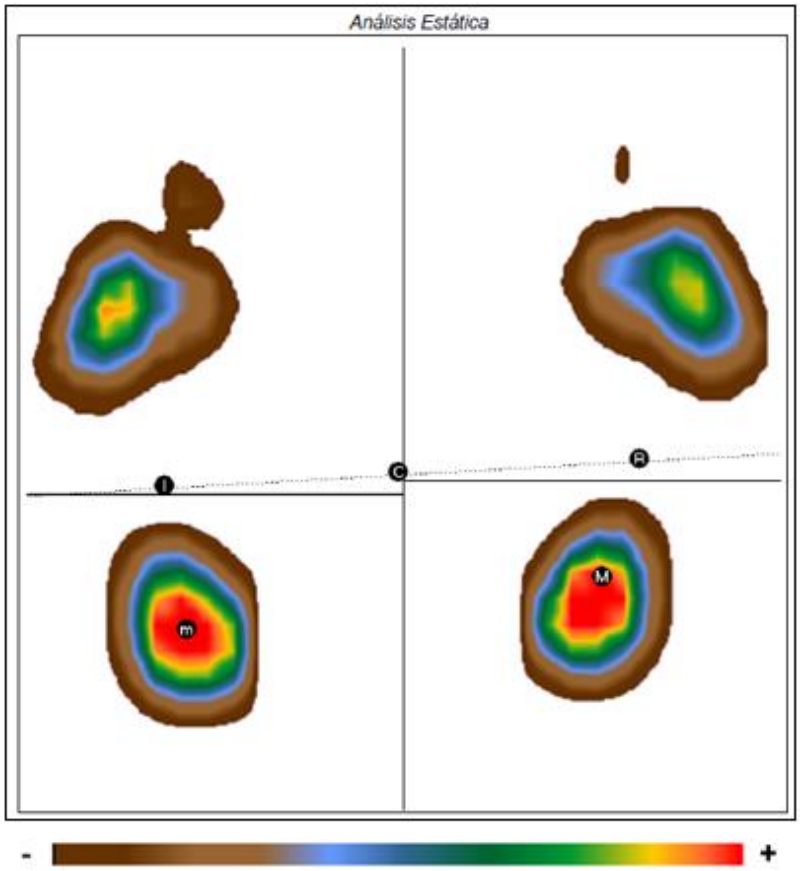


Figura 16. Adquisición de la presión plantar en estática.

Adquisición de presión plantar dinámica: Los valores principales al realizar el estudio de baropodometría en fase dinámica con ayuda del software Freestep® son: picos de presión plantar, las medias de presión plantar, distribución de la carga, superficie de apoyo y ángulo podálico. Se muestra en la Figura 17 las cuatro etapas de la distribución de la presión plantar durante la fase de apoyo, que incluye la fase de contacto inicial (FCI), fase de contacto del antepié (FCA), fase plana del pie (FPP) y la fase de despegue del antepié (FDA).

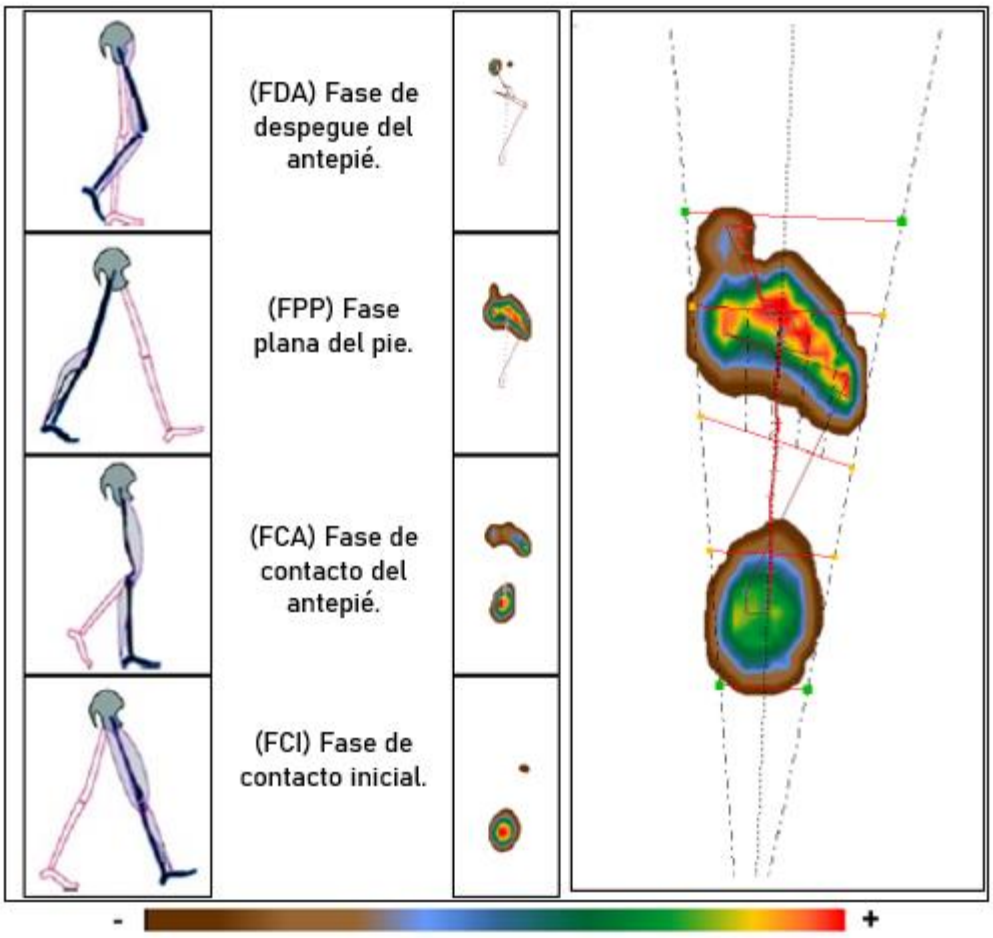


Figura 17. Análisis de la distribución de presión plantar dinámica (modificado de [76]*).*

Además, con ayuda del software Freestep® se detectaron anomalías en la estructura del pie y de la marcha que funge como análisis clínico que identifica las alteraciones en la estructura del pie y en la marcha del deportista.

Se generó un informe en el que se obtuvieron las variables importantes para el modelado de la plantilla, los cuales son: superficie de contacto, porcentaje de la carga aplicada y valores antropométricos. Para determinar las cargas que se aplicaron en la simulación, se dividió el pie en seis regiones donde se conoce la superficie de contacto en esa área, así como el porcentaje de la carga en esa área. Se muestra en la Figura 18 un ejemplo de los valores adquiridos para cada zona.

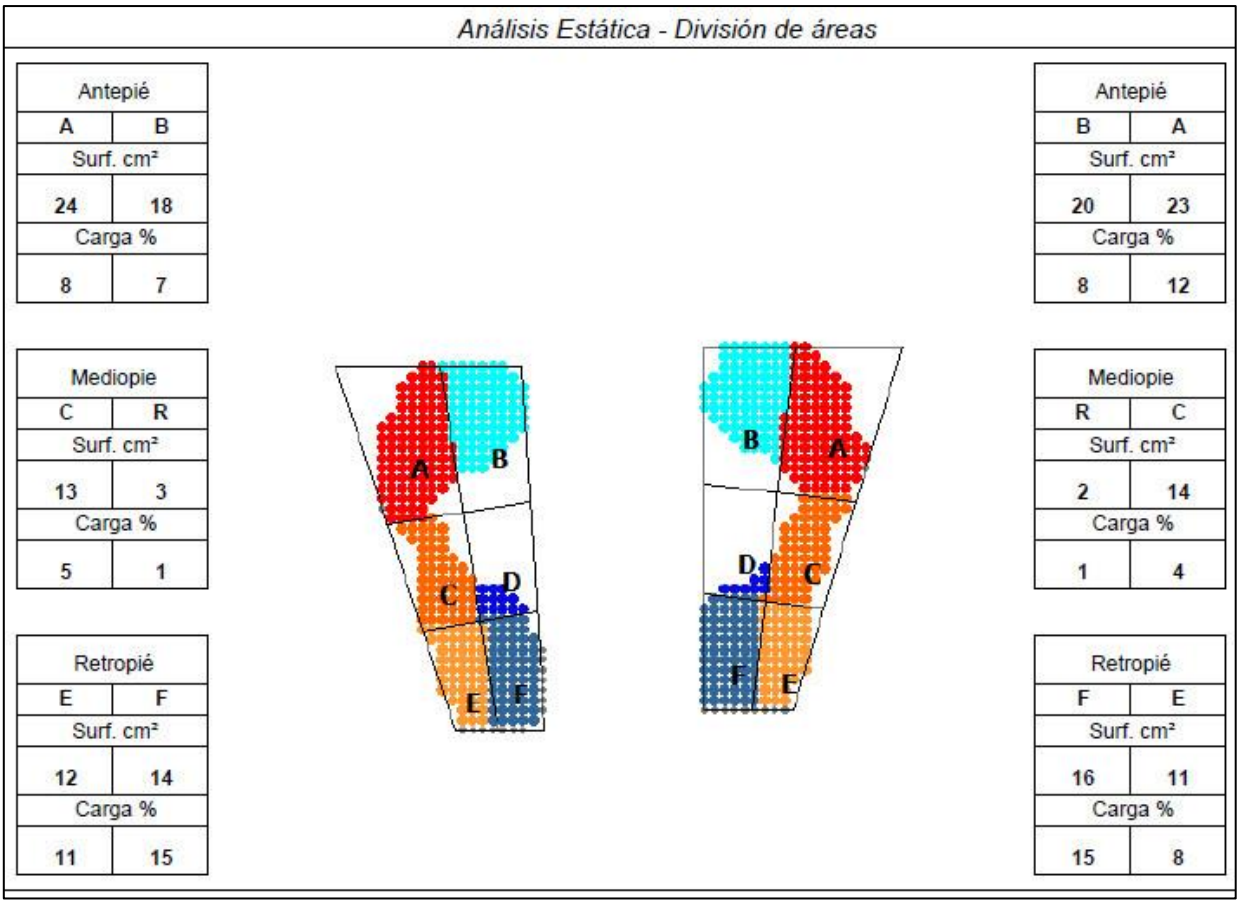


Figura 18. Valores de presión plantar para las divisiones del pie.

Para determinar la carga que será aplicada en la simulación, la carga se multiplica por la distribución de la carga en esa área y se divide entre la superficie de contacto, multiplicada por la gravedad para obtener el resultado en Pascales, se observa el planteamiento en la Ecuación (3).

$$PP = \left(\frac{m * c}{s}\right) * g \qquad (3)$$

Donde:

PP: Presión plantar en Pascales.

m=masa en kg.

c=porcentaje de la carga en %.

s=superficie en m^2.

g=gravedad en (m/s^2).

A la par se realizó un formulario en Google surveys para obtener información cualitativa del deportista (Figura 19), así como las necesidades de diseño tomando como base el despliegue de la función de calidad (QFD), que permitirá convertir las necesidades de los deportistas en especificaciones técnicas, en conjunto con las encontradas en el estudio biométrico.

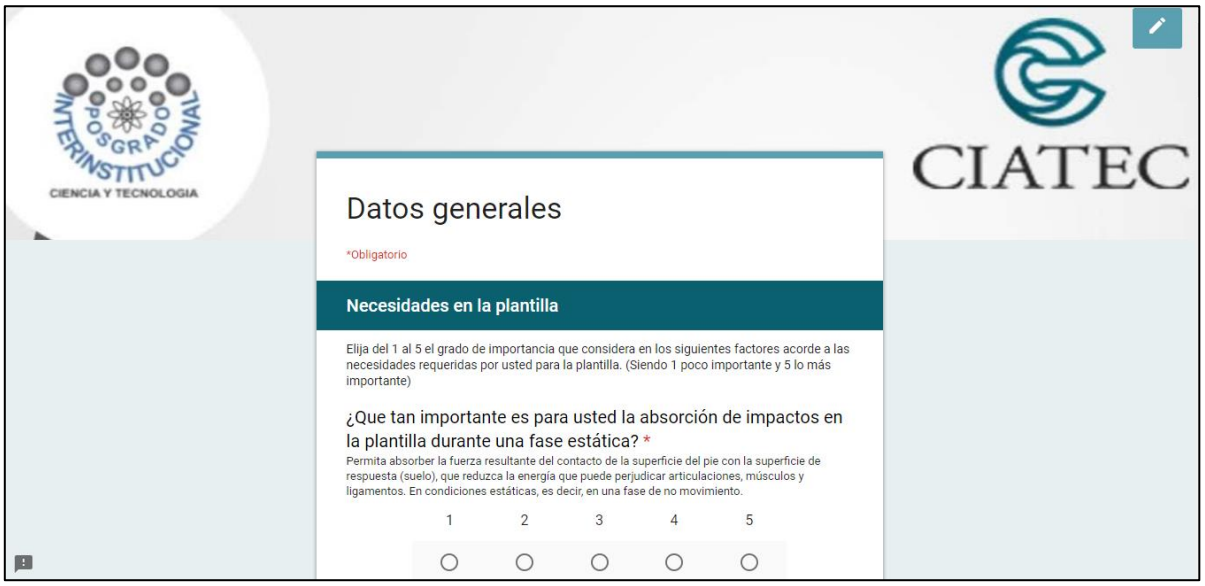


Figura 19. Cuestionario en google surveys para obtener la voz del cliente.

El objetivo del formulario es conocer las necesidades del usuario en calzado deportivo, específicamente que propiedades requiere para la plantilla durante la práctica de baloncesto femenil, posteriormente esta información se relaciona con las necesidades técnicas del producto para el diseño de la plantilla. El formulario fue dividido en tres secciones:

En la primera sección se realizan preguntas de información de carácter personal relacionado a la práctica de baloncesto. Además, se agregan dos preguntas de control para identificar si el individuo cumple con los requisitos para formar parte del estudio. En la Tabla 3 se muestras las preguntas realizadas.

Tabla 3. Preguntas realizadas en la sección uno del formulario de la voz del cliente.

No.	Pregunta	Tipo de pregunta
1	Nombre	General
2	Edad	General
3	Tiempo practicando baloncesto	General
4	Posición de juego	General
5	Número de calzado usado	General
6	Tiene alguna discapacidad motriz	Control
7	Ha sufrido alguna lesión al realizar el deporte	Control

Dentro de la información relevante encontrada, se encontró que tiempo tiene practicando baloncesto, la posición de juego y el número de calzado.

La primera pregunta de control “¿Tiene alguna discapacidad motriz?” tiene el objetivo de que si la respuesta es “si” el cuestionario da por terminado dado que el individuo no reúne las características de la población objetivo. En caso de que la respuesta sea “no” se pasa a la siguiente pregunta “¿Ha sufrido alguna lesión al realizar el deporte?” en caso que la respuesta sea “no” se pasa directamente a la sección tres en la cual se realizan cuestionamientos referentes al producto, en caso de que la respuesta sea “si” se pasa a la sección dos en la cual se realizan preguntas de control referentes a la lesión sufrida y si esta puede repercutir en los resultados del estudio. En la Tabla 4 se muestran las preguntas realizadas en la sección 2.

Tabla 4. Preguntas realizadas en la sección dos del formulario de la voz del cliente.

No.	Pregunta	Tipo de pregunta
1	Si lesión fue en extremidades superiores o inferiores.	Control
2	Parte del cuerpo lesionada	Control
3	Tipo de lesión	Control
4	Tiempo fuera de práctica	Control

Una vez terminada la sección 2 en caso del que participante haya sufrido alguna lesión y esta no estuviera perjudicando actualmente al deportista durante el desarrollo de la

actividad se procede a la sección 3 en donde se hacen preguntas referentes al producto y la usabilidad del mismo, de lo contrario daría por terminado el estudio dado que el participante no cumple con el requisito. Para contestar las preguntas se utilizó un rango del 1 al 5 acorde al grado de importancia que el usuario le da al factor del producto, siendo 1 poco importante y 5 lo más importante. Durante cada una de las preguntas técnicas del producto se incluyó una breve descripción del factor para facilitar la respuesta del participante. En la Tabla 5 se muestran las preguntas realizadas en esta sección, así como el tipo de pregunta.

Tabla 5. Preguntas realizadas en la sección tres del formulario de la voz del cliente.

No.	Pregunta	Tipo de pregunta
1	¿Qué tan importante es para usted la absorción de impactos en la plantilla durante una fase estática?	Técnica
2	¿Qué tan importante es para usted la absorción de impactos en la plantilla durante una fase de la carrera?	Técnica
3	¿Qué tan importante es para usted la absorción de impactos en la plantilla durante la fase de salto vertical?	Técnica
4	¿Qué tan importante es para usted el confort en la zona del talón?	Técnica
5	¿Qué tan importante es para usted el confort en la zona Media?	Técnica
6	¿Qué tan importante es para usted el confort en la zona del metatarso?	Técnica
7	¿Qué tan importante es para usted el confort en la zona de los dedos?	Técnica
8	¿Qué tan importante considera la flexibilidad en la plantilla?	Técnica
9	¿Qué tan importante considera el olor en la plantilla?	Técnica
10	¿Qué tan importante es para usted el color en la plantilla?	Técnica
11	¿Qué color de plantilla prefiere?	General

Una vez terminado el cuestionario los datos fueron recopilados mediante hojas de cálculo para su tratamiento y análisis.

5.3. Elección del Material

Existen ciertos factores a tomar en cuenta en el diseño de componentes de calzado, entre ellos el material utilizado para la plantilla, que es la encargada del contacto entre el calzado y el pie. Conocer las propiedades mecánicas de estos materiales es de suma importancia para la selección de los materiales y, por consiguiente, mejorar el diseño del calzado deportivo.

La literatura muestra que para la selección del material con el cual se realiza la plantilla está se basa en la preferencia del ortopedista o en su experiencia, el costo y que los recursos estén disponibles, para la elección del material se realizó una búsqueda en la literatura y en el mercado actual analizando los materiales utilizados para redistribución de la presión plantar en distintos contextos y posteriormente una búsqueda de proveedores para el análisis de fichas técnicas de los materiales en busca de las características para la simulación. La Tabla 6 muestra los materiales utilizados para la fabricación de órtesis plantares:

Tabla 6. Materiales utilizados para la fabricación de órtesis plantares.

Tipo	Descripción	Uso	Nombres comerciales	Ventajas	Desventajas
Termoplásticos	Polipropileno y polietileno: Plásticos suaves cuando se calientan y duros cuando se enfrían.	Revestimiento	Ortholen y Subortholen.	Durables, peso bajo, flexible, maleable, resilientes.	Absorción de impactos limitada.
Acrílico	Polímero metil metacrilato	Revestimiento	Polydur y Plexidur	Duro y remoldeable	Tendencia a agrietarse.
Compuesto de fibra de carbono	Combinación de acrílico con fibras de carbono.	Revestimiento	Carboplast, Graphite y TL-series.	Delgada, ultraligera, rígida, extremadamente durable.	Dificultad para cortar, incapacidad de remodelar.
Espuma de EVA	Etileno vinil acetato: Material de celda cerrada	Cubierta superior, confort y revestimiento.	P-cell®	Durable, absorción de impactos, moldeable al calor.	Acojinamiento limitado y compresible.

Espuma de Poliuretano	Material de celda abierta.	Acojinamiento y capa superior.	Poron y Sorbothane	Alta absorción de impactos y resistencia a la compresión.	No moldeable con calor y baja durabilidad como capa superior.
Espuma de Polietileno	Material de celda cerrada.	Cubierta superior y revestimiento.	Plastozate®, Pelite, Aliplast y Dermaplast.	Duro, durable, maleable, ligero, flexible y moldeable con calor.	Poca atenuación de impactos, fácilmente compresible.
Piel (cuero)	Cuero res	Cubierta superior	Cuero	Baja fricción, durable, delgado, resistencia al desgarro.	Sin acojinamiento, manchas, olor.
Corcho	Celulosa natural	Base	Korex, Thermocock	ligero	Baja durabilidad
Spenco	Caucho expandido de celda cerrada. (látex)	Capa superior, acojinamiento	Spenco	Absorción de impacto, revestimiento.	Baja durabilidad

Entre los materiales más utilizados actualmente en el mercado para la creación de plantillas deportivas, se encuentran materiales espumosos y látex en distintas formulaciones, como los que se pueden observar en la Tabla 7.

Tabla 7. Materiales mayormente utilizados para el diseño de plantillas deportivas en el mercado.

Material	Descripción	Ventajas	Desventajas
EVA	Material de celda cerrada.	Absorción de impactos (suave), durable, firme, moldeable con calor.	Limitada amortiguación. Compresibilidad.
Poliuretano	Material de celda abierta.	Alta absorción de impactos, resistente a la compresión.	Durabilidad como cubierta superior, no moldeable con calor.
Polietileno	Material de celda cerrada.	Durable, resistente, maleable, bajo peso, flexible, moldeable con el calor.	Fácil de comprimir, moderada absorción de impactos.
Látex	Material de celda cerrada	Sistema de amortiguación suave que ayuda absorber los impactos y reducir la fricción.	Baja durabilidad

León es el principal productor de calzado a nivel nacional por ende existe proveeduría para los componentes utilizados para la fabricación de calzado, entre las principales proveedurías se encuentran:

- Cuero
- Materiales poliméricos
- Herrajes
- Componentes de planta

Los materiales poliméricos incluyen polímeros de alta densidad para la manufactura de suelas como lo es el TR (Caucho termoplástico), EVA y PVC (Policloruro de Vinilo) y de baja densidad utilizados para plantillas como lo son el látex, EVA o Poron siendo estos los más utilizados para la fabricación de plantillas.

Para la localización de los proveedores de estos materiales se acudió a ANPIC (Asociación Nacional de Proveedores de la Industria de Calzado) la feria de proveedores más importante del país para el sector cuero-calzado organizada por CICEG (Cámara de la Industria del Calzado del Estado de Guanajuato) a la cual asisten 350 empresas expositoras y más de 11000 compradores y visitantes. Se encontraron tres proveedores de estos materiales, por cuestiones comerciales no se muestran sus nombres. En la Tabla 8 se muestran los proveedores y los materiales que mayormente comercializan para la manufactura de plantillas.

Tabla 8. Materiales mayormente comercializados por principales proveedores de León.

PROVEEDOR	MATERIAL	ESPESOR
P1	EVA	2.5 mm
	EVA	3.0 mm
P2	Látex genérico	5.5 mm
	Látex antibacterial	3.2 mm
	Látex carbón activado	3.0 mm
P3	EVA	3.2 mm

Se solicitó a los proveedores las fichas técnicas de los materiales para corroborar y comparar sus características y como el diseñador puede tomar ventaja de estas para el

diseño. Dentro de los parámetros que se encontraron en las fichas técnicas se observó que no presentan ninguna propiedad mecánica, sino que se concentran en propiedades químicas acorde a la formulación del material, por ende, se pasó a la etapa de las pruebas del material para determinar sus propiedades mecánicas.

Caracterización de materiales: Las propiedades de importancia para el estudio son; la densidad, el módulo de elasticidad y el coeficiente de Poisson, dado que los proveedores no cuentan con estas mediciones se realizaron pruebas en el laboratorio de materiales para encontrar estas propiedades, para esto se utiliza el dispositivo Instron bajo la norma ASTM 638 (*Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics*), que implica realizar prueba de tensión-elongación a cinco probetas de cada material y realizar promedios para encontrar el módulo de elasticidad. Entre las propiedades que este estudio arroja son:

- Módulo de Young
- Tensión máxima
- Porcentaje de deformación a la rotura
- Tenacidad

Por último, se calculó el coeficiente de Poisson realizando las mediciones correspondientes bajo la norma ASTM E132-17 *(Standard Test Method for Poisson's Ratio at Room Temperature).*

5.3.1. Densidad del material

La densidad es una magnitud escalar que mide la cantidad de masa que hay en un determinado volumen de sustancia. Para determinar la densidad del material se utiliza la ecuación (4) la cual establece que la densidad está dada por la cantidad de masa que hay en un determinado volumen de sustancia.

$$p = m/V \quad (4)$$

En donde:

p=Densidad en (kg/m³).

m=Masa en kg.

V=Volumen en m³.

Para determinar la masa de los materiales se crearon bloques de material de 5cm de ancho por 5cm de largo y estas fueron pesadas en una báscula de precisión que permite obtener diezmilésimas de gramos. Para determinar el volumen de los materiales se tomaron los bloques de 5cm de ancho por 5cm de largo y se agregó al espesor de cada material, creando un prisma rectangular, al cual se le aplica la ecuación (5) para determinar el volumen.

$$V = (l)(a)(h) \quad (5)$$

En donde:

V= Volumen en m³.

l= largo en m.

a= ancho en m.

h= altura en m.

Posteriormente se calcularon los valores de densidad para todos los materiales, mismos que se muestran en la Tabla 9. Acorde a los valores encontrados el material con mayor densidad es el látex antibacterial y el material con menor densidad es el EVA de 2.5 mm de espesor.

Tabla 9. Cálculo de densidad de cada material.

Proveedor	Material	Volumen(cm³)	Masa (g)	Densidad (g/cm³)
P1	EVA 2.5mm	6.25	0.518	0.083
	EVA 3.0mm	7.5	0.680	0.091
P2	Látex genérico	11.25	2.131	0.189
	Látex antibacterial	8	3.411	0.426
	Látex carbón activado	8	2.629	0.329
P3	EVA 3.2mm	8	0.838	0.105

5.3.2. Prueba de tracción

La prueba de tracción se realizó en la máquina universal de ensayos Instron la cual mide la carga soportada por el material antes de romperse. Se muestra el dispositivo Instron en la Figura 20a. Las pruebas se realizaron bajo la norma ASTM 638.

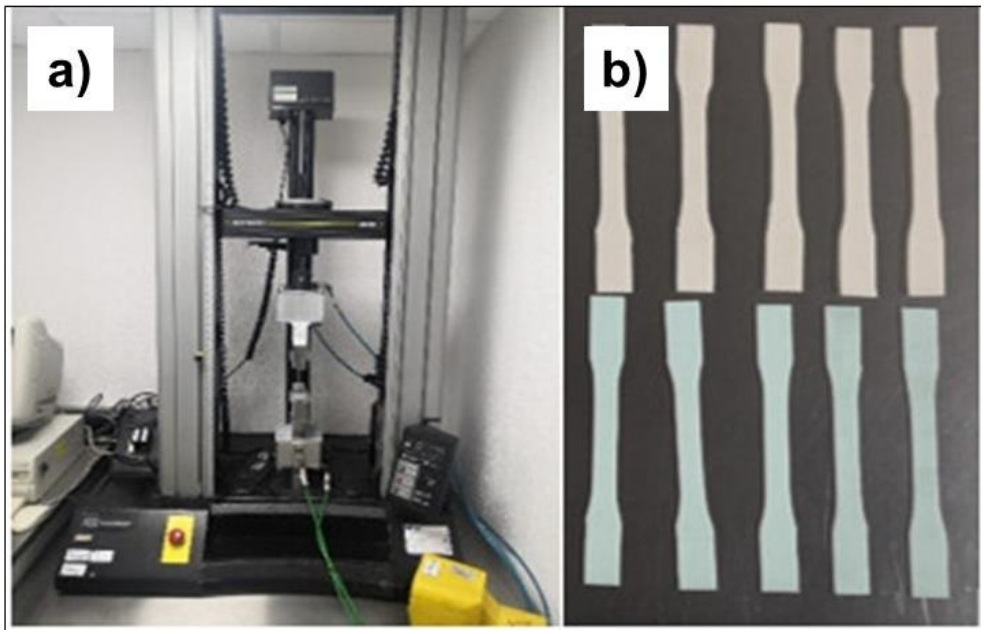


Figura 20. a) Máquina de ensayos universal Instron, b) Probetas para ensayos acorde ASTM 638

Se crearon 5 probetas por material de tamaño de 175mm de largo x 12mm de ancho para posteriormente ser ensayadas en el dispositivo Instron. Se muestra en Figura 20b las probetas cortadas acorde a la norma ASTM 638 para ser ensayadas en la prueba de tracción. La prueba de tracción obtiene como principales resultados las propiedades mecánicas del material, mismas que son definidas como:

La **tensión máxima** hace referencia a la a la máxima tensión a la que es expuesta la probeta durante el ensayo, es decir el resultado de las fuerzas que actúan en la probeta. La tensión en la rotura hace referencia a la tensión cuando el material se rompe.

El **módulo de Young** mide la capacidad que tiene el material para volver a su forma original después de que se deja de aplicar una fuerza que causaba deformación en ellos.

Esta se define como la relación que existe entre la tensión que es aplicada al material a lo largo del eje longitudinal y la deformación medida en el mismo eje. Se muestra en la ecuación (6) la fórmula que se utiliza para calcular el módulo de Young:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (6)$$

Donde:

E= el módulo de Young en Pascales.

σ= es la tensión uniaxial en Pascales.

ℰ= es la deformación unitaria.

La **deformación** en la rotura hace referencia al mayor alargamiento plástico alcanzado por la probeta durante la prueba de tracción, este se mide mediante la Ecuación (7):

$$\varepsilon = \frac{L_f - L_0}{L_0} \quad (7)$$

En donde:

ℰ = Deformación en la rotura.

L_f= Longitud de la probeta después del ensayo en mm.

L_0= Longitud de la probeta antes del ensayo en mm.

La **tenacidad** es la energía de deformación total que el material es capaz de absorber o acumular antes de la rotura, se mide como el área bajo la curva del diagrama esfuerzo-deformación y se calcula mediante la ecuación (8).

$$T = \int_0^{\varepsilon_R} \sigma(\varepsilon) d\varepsilon \quad (8)$$

Donde:

T= Es la tenacidad del material en Pascales.

σ= es la tensión máxima del material en Pascales.

ℰ= es la deformación unitaria.

ε_R= Es la deformación de rotura del material.

En la Tabla 10 se muestran los principales resultados de la prueba de tracción. Se observa que existe una diferencia marcada entre el módulo de Young del EVA y del látex

independientemente de sus formulaciones, el EVA de 3.2 mm de espesor es el que tiene el módulo de Young mayor lo que significa que es capaz de soportar un mayor esfuerzo antes de perder sus propiedades elásticas. Sin embargo, es el material con la menor deformación antes de la rotura, a pesar de esto es el material con mayor tenacidad al alcanzar 0.932 MPa. Se muestran los diagramas esfuerzo-deformación para el látex en la Figura 21 y para el EVA en la Figura 22.

Tabla 10. Principales resultados de la prueba de tracción.

Provee dor	Material	Módulo de Young (MPa)	Tensió n Max (MPa)	Def rotura (%)	Tenacida d (MPa)	Tensión en la rotura (MPa)
P1	EVA 2.5mm	1.995	0.833	139.25	0.750	0.833
	EVA 3.0mm	1.650	0.916	231.55	1.383	0.916
P2	Látex genérico	0.540	0.247	227.88	0.399	0.224
	Látex antibacterial	0.580	0.312	266.73	0.574	0.310
	Látex carbón activado	0.561	0.239	218.90	0.366	0.233
P3	EVA 3.2mm	2.458	1.060	138.45	0.932	1.060

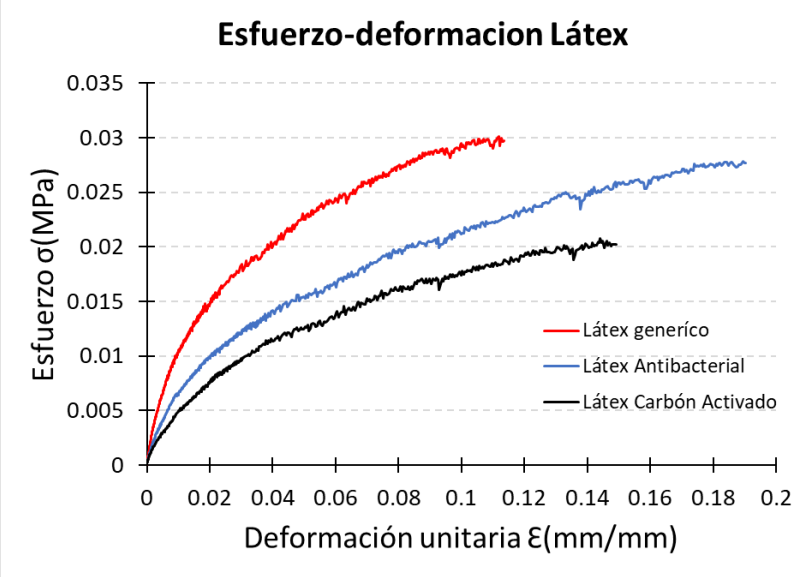


Figura 21. Diagramas esfuerzo-deformación del látex.

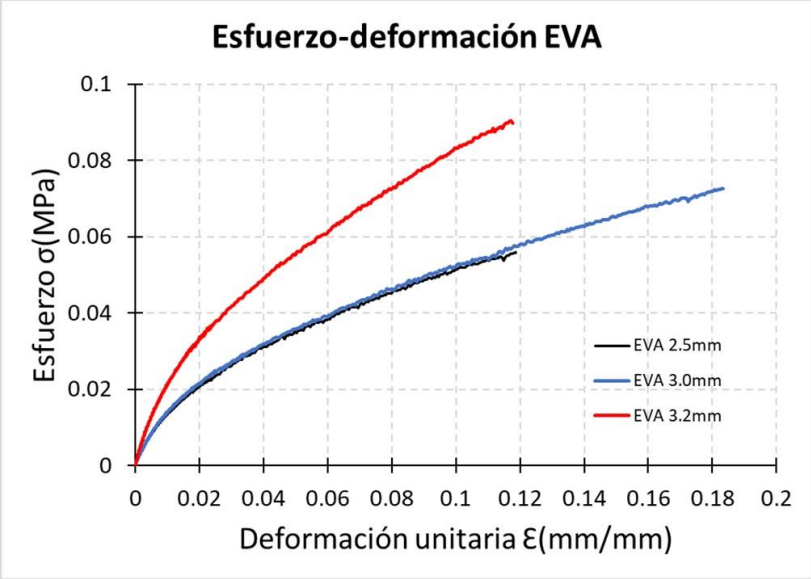


Figura 22. Diagramas esfuerzo-deformación del EVA.

5.3.3. Coeficiente de Poisson

Para determinar el coeficiente de Poisson se realizó bajo la norma ASTM E132-17 *(Standard Test Method for Poisson's Ratio at Room Temperature)*. Se utiliza la Ecuación (9) la cual indica la relación entre la deformación longitudinal que sufre el material en sentido perpendicular de la fuerza aplicada y la deformación transversal, pudiendo tomar como referencia cualquiera de los dos ejes transversales. En la Tabla 11 se muestran los valores encontrados para cada uno de los materiales.

$$v = -\frac{\varepsilon y}{\varepsilon x} = -\frac{\varepsilon z}{\varepsilon x} \qquad (9)$$

En donde:

v = Coeficiente de Poisson.

εx= Deformación longitudinal x en mm.

εy= Deformación transversal y en mm.

εz= Deformación transversal z en mm.

Tabla 11. Cálculo del coeficiente de Poisson para los materiales.

Proveedor	Material	Deformación longitudinal $\varepsilon x(mm/mm)$	Deformación transversal $\varepsilon y(mm/mm)$	Poisson v
P1	EVA 2.5mm	0.98	-0.30	0.31
	EVA 3.0mm	1.48	-0.42	0.29
P2	Látex genérico	1.55	-0.16	0.11
	Látex antibacterial	1.78	-0.25	0.14
	Látex carbón activado	1.49	-0.28	0.19
P3	EVA 3.2mm	0.98	-0.35	0.36

Se encontró diferencia entre las propiedades mecánicas del EVA y del látex, el EVA es capaz de soportar un mayor esfuerzo antes de perder sus propiedades elásticas. Se recomienda analizar las propiedades del material para el uso que se le dará al producto. Diferenciando materiales el EVA del proveedor 3 y espesor de 3.2mm es el que mejores propiedades elásticas tiene con un módulo de Young de 2.458 MPA y un coeficiente de Poisson de 0.36 y una tenacidad de 0.932 MPa. Por su parte al látex proveniente del proveedor 2 tiene características similares. Sin embargo, el látex antibacterial es el que presenta las mejores propiedades elásticas con un módulo de Young de 0.580 MPa y un coeficiente de Poisson de 0.14 y con una tenacidad de 0.574 MPa. Debido a lo anterior y considerando que con un módulo de Young más elevado el material podrá soportar mejor las cargas antes de perder sus propiedades elásticas se recomienda el uso del EVA del proveedor 3. Además, este material que es capaz de absorber más energía antes de fracturarse esto indicado en el área bajo la curva de los diagramas esfuerzo-deformación.

5.4. Modelado

Para el modelado de la plantilla es necesario analizar las características del pie de la población estudiada, por lo que, tomando como base el estudio de la presión plantar se optó por la creación de dos geometrías de plantilla; la primera plana con la intención de revisar que material redistribuye mejor la presión plantar, y la segunda una geometría que involucre el arco plantar que permita aumentar la zona de contacto del pie y de esta manera revisar la redistribución de la presión plantar. De esta forma realizar una comparación y elegir cual realiza la mejor distribución de presión plantar.

Plantilla plana: Este desarrollo 3D permite analizar el material que mejor redistribuye la presión plantar. Se utilizó la versión estudiantil de ABAQUS CAE para modelar la geometría de la plantilla, se muestra en la Figura 23 el modelado de la plantilla elaborado a partir de las mediciones del PodoScan 2D. Las medidas utilizadas para la creación del modelo se tomaron del estudio de la huella plantar, como resultado del promedio de las participantes y escalando a número central, a excepción del espesor el cual fue determinado acorde a la presentación del material. Además, la plantilla se dividió en seis secciones tal como se hizo en el estudio de baropodometría con la intención de aplicar la presión plantar promedio encontrada en cada área como se mostró en la Figura 15.

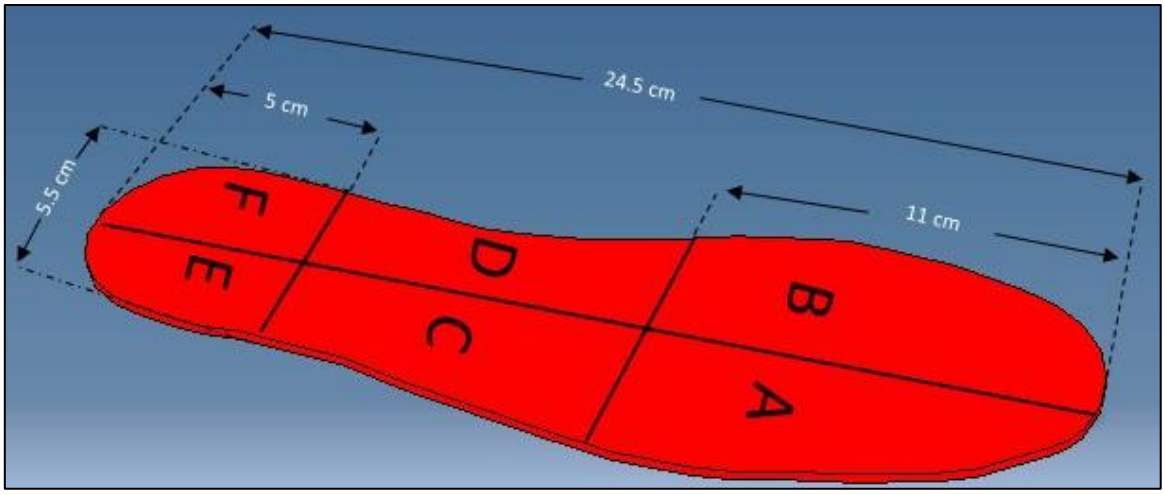


Figura 23. Modelo de la plantilla plana en 3D

Plantilla con arco plantar: Para el segundo nivel de diseño, se esbozó una geometría con soporte al arco plantar, acorde a las especificaciones encontradas en el estudio de baropodometría, en donde se pueda ajustar el arco para una adecuada distribución de las presiones plantares y de esta forma brindar una mayor superficie de contacto durante las fases de apoyo. Para identificar una adecuada distribución de presión sobre la geometría de la plantilla. Se reconoce la necesidad de evaluar la estructura podal y conocer los puntos en los que existe un contacto inicial, por lo que a diferencia de la plantilla plana es necesario modelar la estructura del pie para integrarlo en la simulación. Para el modelado del pie se utilizó el dispositivo infoot 3D (I-Ware Lab, Ciudad Minoh, Osaka, Japón) el cual permite caracterizar la estructura del pie mediante una nube de

puntos, se muestra en la Figura 24a el dispositivo Infoot 3D y en la Figura 24b el modelo del pie creado utilizado el escáner mediante el Infoot 3D.

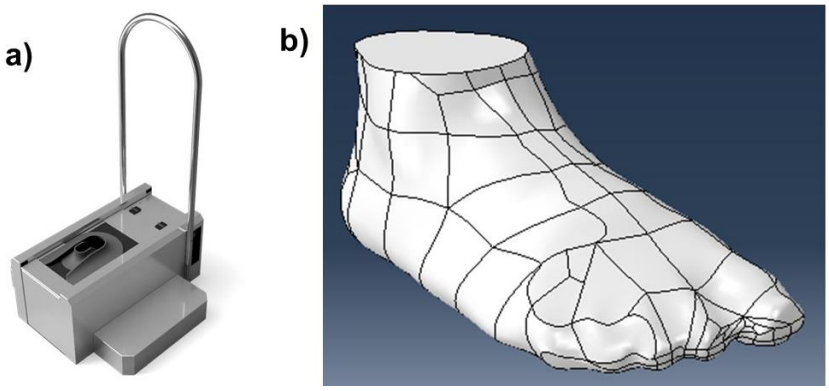


Figura 24. a) Dispositivo Infoot 3D, b) Modelo del pie creado a partir del escaneo en Infoot 3D

En la fase de modelado se creó la geometría de plantilla con arco plantar, agregando además una retroexcavación en el talón que limite el contacto inicial en el talón donde regularmente se concentran los picos máximos de presión plantar. Se muestra en la Figura 25 el ensamble entre la geometría de la plantilla con soporte para el arco plantar y la estructura podal.

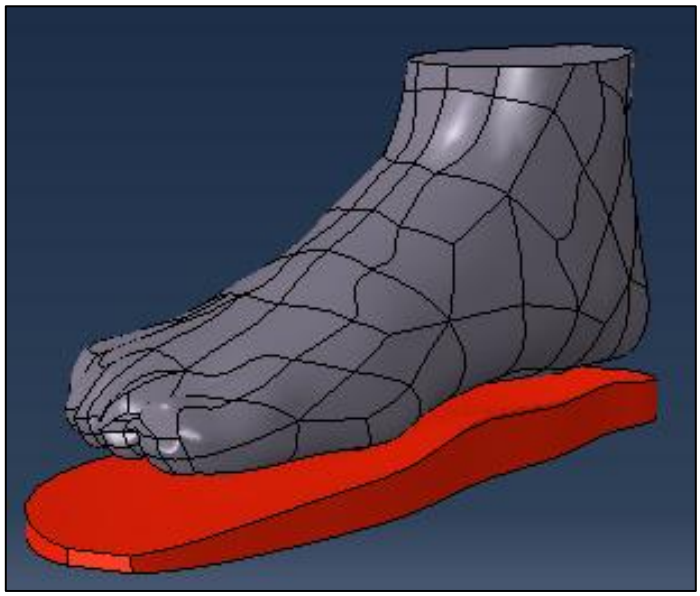


Figura 25. Modelo de plantilla con arco plantar y modelo del pie en 3D.

5.5. Simulación

El diagrama de flujo de diseño de una plantilla ergonómica para baloncesto femenil mediante simulación numérica por elementos finitos se muestra en la Figura 26, esto con la intención de cubrir cada una de las fases.

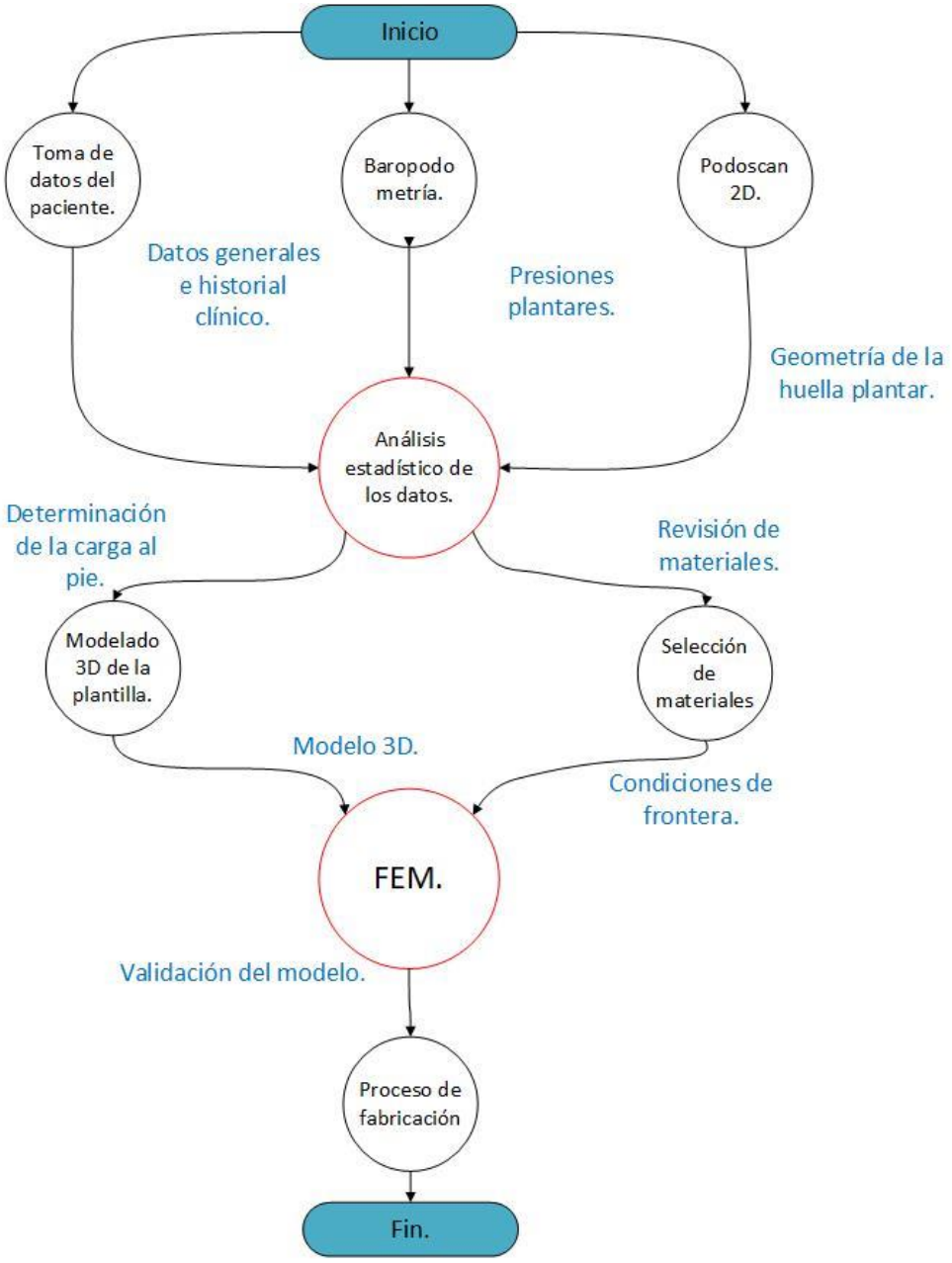


Figura 26. Diagrama de flujo para la simulación de plantillas mediante FEM.

5.5.1. Análisis de convergencia

Una vez modelada la plantilla y determinada las propiedades mecánicas de los materiales, se procedió a mallar el modelo de la plantilla se utilizó el tipo de elemento "C3D8R: An 8-node linear brick". Este tipo de elemento fue seleccionado debido a que es un elemento de propósito general con integración reducida que ayuda con la limitante de la versión estudiantil de ABAQUS CAE. Además este tipo de elemento fue utilizado por Cheung and Zang para la simulación del comportamiento de plantillas de EVA de alta densidad y otros materiales similares [38]. Se procedió a realizar un análisis de convergencia de la malla, para determinar que el número de nodos fuera adecuado para realizar la simulación y predecir los resultados del modelo. Lo primero que se hizo fue realizar el mallado de la plantilla con un número pequeño de semillas en donde se distribuye uniformemente cada elemento en la parte, posteriormente se fueron corriendo simulaciones aumentando el tamaño de la semilla y analizando los puntos donde la tensión es máxima al aplicar presión en la plantilla. En la Figura 27 se muestra la gráfica de convergencia de la malla en donde a partir de 422 elementos se encontró convergencia.

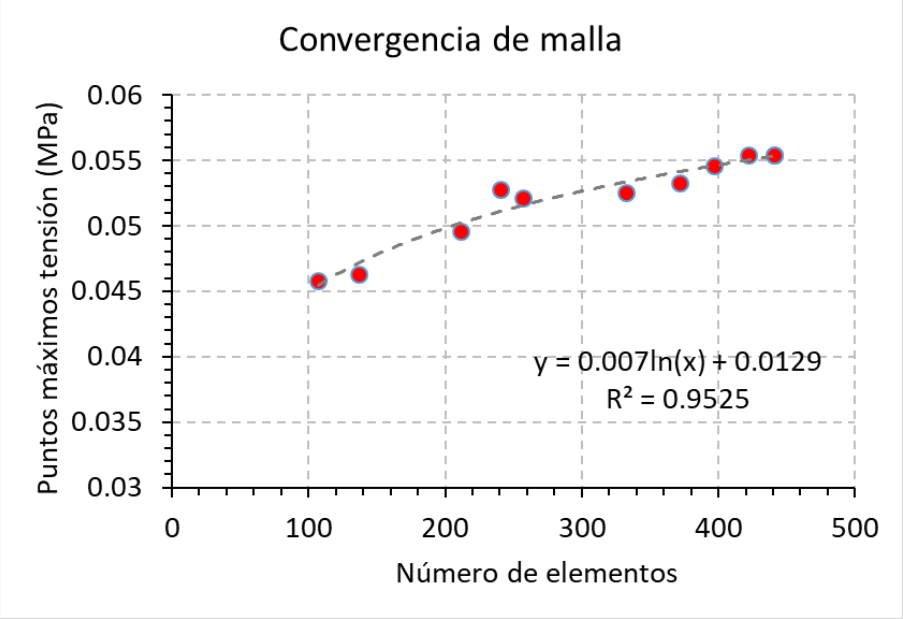
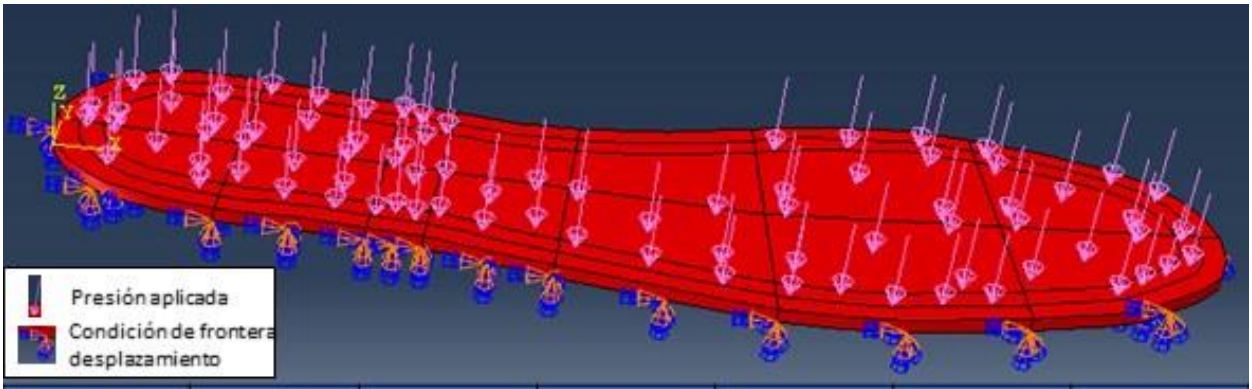


Figura 27. Análisis de convergencia de la malla.

5.5.2. Simulación sobre geometría plana

Para realizar las comparaciones de las deformaciones de cada material se creó un nodo de referencia por cada zona de pie que sirvieron como punto de observación inicial y determinar la deformación en ese nodo. Se aplicaron las condiciones de frontera para limitar los desplazamientos y rotaciones de la plantilla colocada en el suelo, y se aplicaron las cargas en cada una de las regiones acorde a las presiones encontradas en el Baropodómetro y al aplicar la ecuación (3) para determinar la presión plantar acorde a el promedio de los participantes en cada zona. Se muestra en la Figura 28 aplicación de las condiciones de frontera y las presiones aplicadas.



ÁREA DE APLICACIÓN	A (MPa)	B (MPa)	C (MPa)	D (MPa)	E (MPa)	F (MPa)
Pie Izquierdo	0.3218	0.0331	0.0309	0.0307	0.0638	0.0727
Pie derecho	0.0328	0.0325	0.0333	0.0288	0.0624	0.0541

Figura 28. Presiones y condiciones de frontera aplicadas a la plantilla.

Se realizaron 6 simulaciones al pie izquierdo y 6 simulaciones al pie derecho adecuando las características de cada material al modelo y aplicando las cargas en cada región del pie. En la Figura 29 se aprecia la plantilla derecha de EVA de 3.2 mm siendo expuesta a las presiones durante la fase estática en condiciones normales, y se observa en la Figura 30 la plantilla izquierda del mismo material.

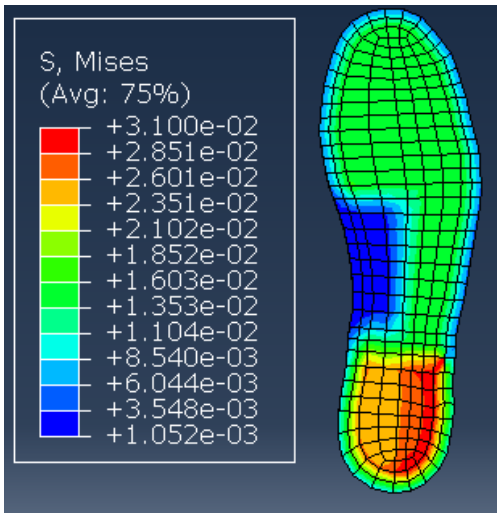


Figura 29. Simulación por elemento finito plantilla derecha 3.2 mm EVA.

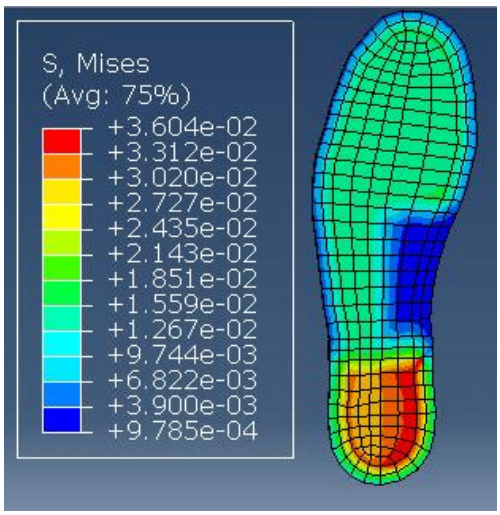


Figura 30. Simulación por elemento finito plantilla izquierda 3.2 mm EVA.

5.5.3. Simulación sobre plantilla, geometría con arco.

Para realizar la simulación de la plantilla que integra la geometría del arco plantar se desarrollaron los mismos pasos que muestra el diagrama de la Figura 26. Los datos que integran la simulación son los mismos en cuestión de materiales y características antropométricas de los participantes. Sin embargo, dado que esta simulación integra la estructura podal como cuerpo rígido, la presión ejercida sobre el pie fue determinada de la siguiente manera:

Se tomó la estructura podal y se calculó el área en donde la presión es aplicada haciendo un corte en el tobillo por encima del astrágalo. En la Figura 31 se muestra la superficie de una elipse, y se aplicó la ecuación (10) para el cálculo del área.

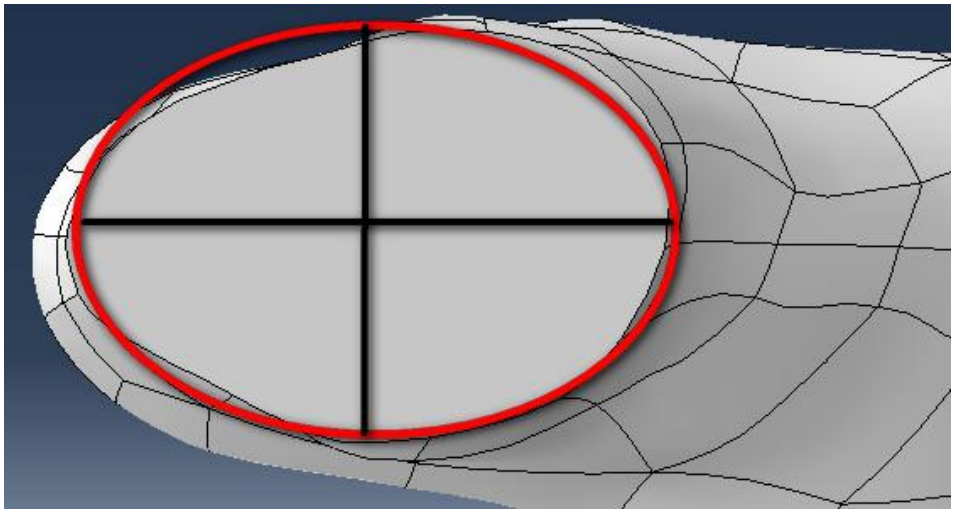


Figura 31. Área de aplicación de la presión plantar.

$$s = r1 * r2 * \pi \quad (10)$$

Donde:

s: superficie de aplicación de la presión plantar en mm^2.

r1: radio 1 del semicírculo en mm.

r2: radio 2 del semicírculo en mm.

π: constante pi (3.1416).

Una vez determinada el área donde es aplicada la carga, se procedió a determinar la carga, para esto se multiplica la masa por la gravedad para simular la carga que es aplicada a la estructura podal, se puede observar el planteamiento en la ecuación (11).

$$C = m * g \quad (11)$$

Donde:

C: Carga en Newtons.

m=masa en kg.

g=gravedad en (m/s^2).

Para determinar la presión plantar se realiza la relación entre la carga aplicada y el área en donde esta actúa, obteniendo así la presión a la que es sometida la estructura podal la cual crea un contacto directo sin fricción a la plantilla, dicha relación se puede apreciar en la ecuación (12).

$$PP = \frac{C}{s} \tag{12}$$

Donde:
PP: Presión plantar en Megapascales.
C=carga en Newtons.
s=superficie en mm^2.

Se aplicó la carga en la superficie indicada y se aplicaron las condiciones de frontera para limitar los desplazamientos y rotaciones de la plantilla colocada como si estuviera en el suelo. Además, se limitó el movimiento de la estructura podal al eje vertical. Se observa la presión aplicada y las condiciones de frontera en la Figura 32.

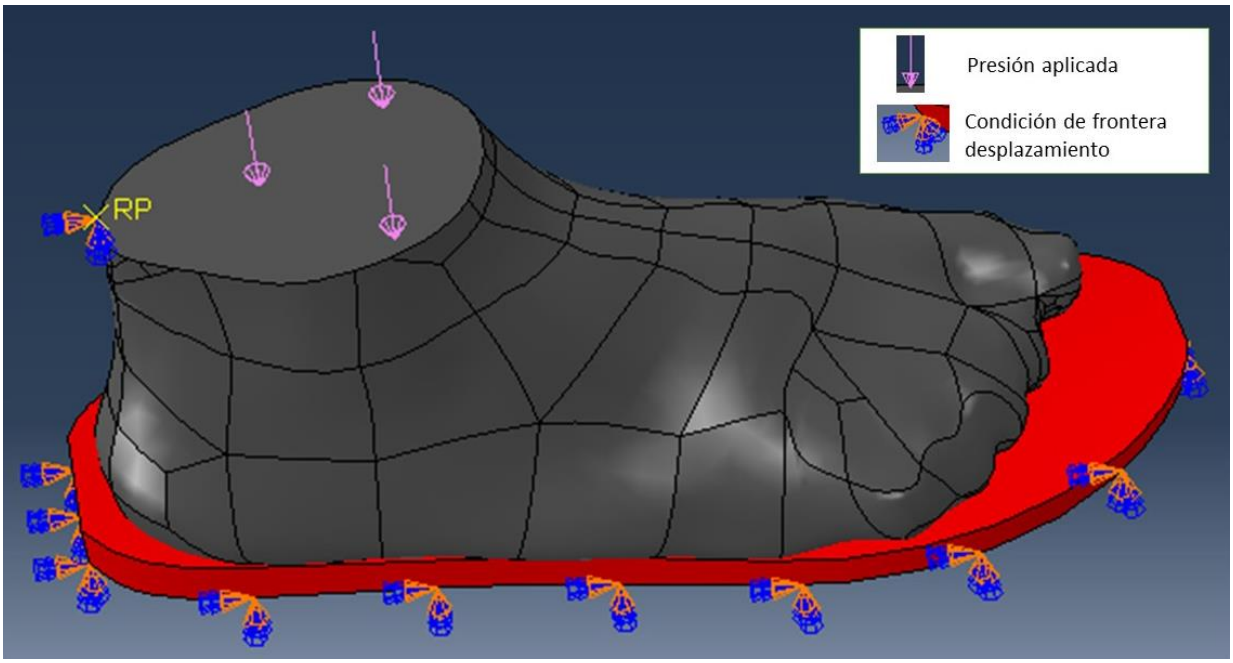


Figura 32. Presión aplicada y condiciones de frontera al modelo de plantilla con arco y estructura podal.

Debido a que se tiene una simulación en la cual actúa un ensamble entre la estructura podal y la plantilla se reconoce la complejidad del modelo, y la importancia de realizar una discretización adecuada para las partes que actúan en la simulación, y de esta manera conferir exactitud al modelo para obtener resultados congruentes a la realidad del fenómeno estudiado. Debido a lo anterior es necesario realizar un mallado fino tanto a la estructura podal como a la estructura de la geometría con arco, para esto se utilizó la versión completa de ABAQUS CAE (2018) en colaboración con *Queen Mary University of London*.

Para el mallado de la estructura podal que cabe señalar se trata de un cuerpo rígido, se utilizó el tipo de elemento “R3D4: A 4-node 3-D bilinear rigid quadrilateral”, fueron requeridos 48152 elementos para mallar el modelo. Se muestra en la Figura 33 el mallado de la estructura podal.

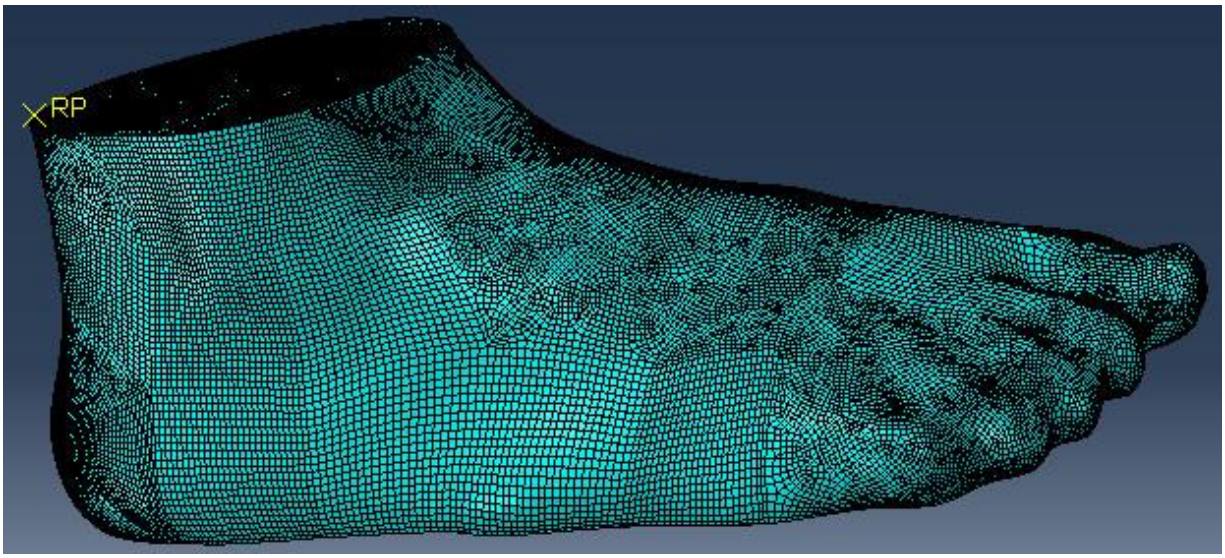


Figura 33. Malla de la estructura podal R3D4.

Para el mallado de la estructura de la plantilla se utilizó el tipo de elemento “C3D8R: An 8-node linear brick”, al igual que se hizo en la geometría plana, se utilizaron 41690 elementos para mallar el modelo. Se muestra en la Figura 34 la malla de la geometría con arco.

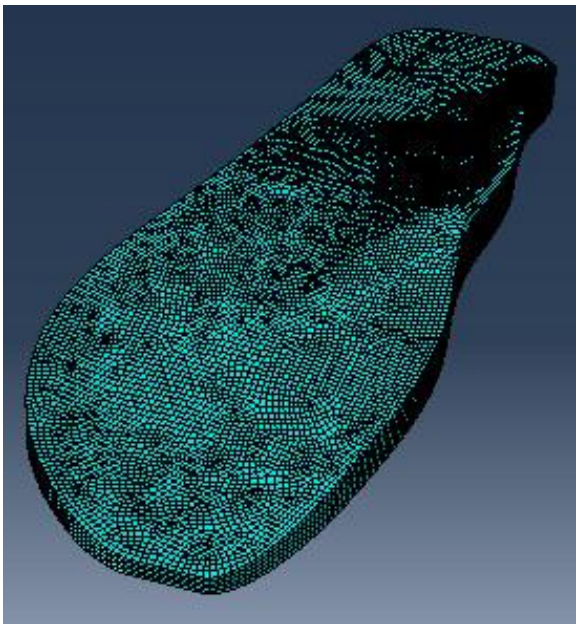


Figura 34. Malla de la geometría plantilla con arco C3D8R.

Se realizaron 6 simulaciones acorde a las propiedades de cada material y solo sobre un pie, debido a que la presión aplicada es la masa del cuerpo cuando este se apoya en un

solo pie y se considera la simetría de los miembros inferiores. En la Figura 35 se aprecia el ensamble pie-plantilla durante la carga y siendo expuesta a las tensiones durante condiciones normales.

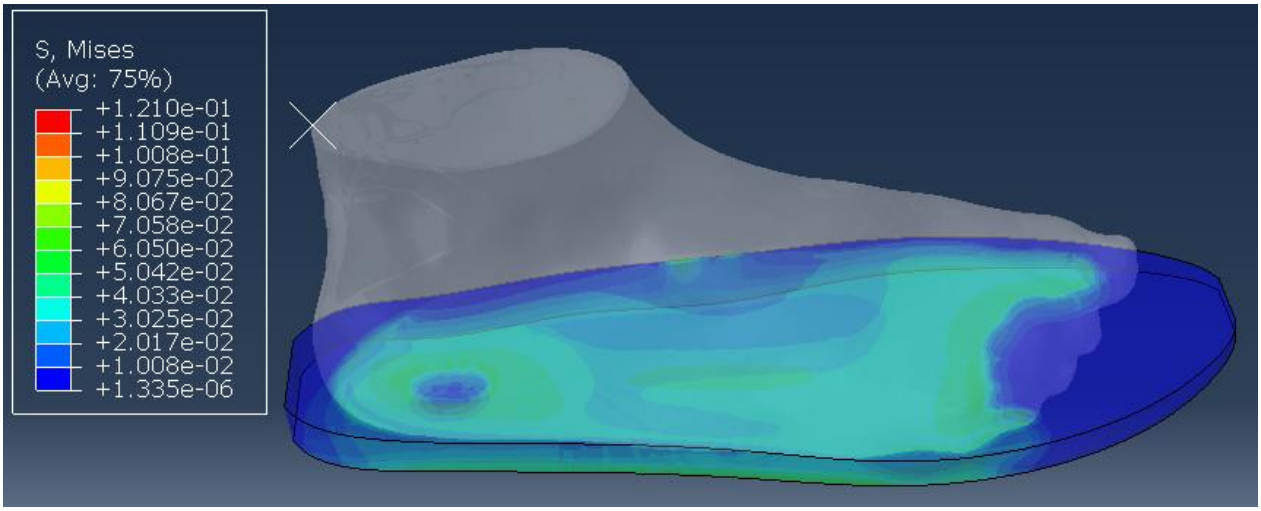


Figura 35. Ensamble pie plantilla durante la simulación para plantilla geometría con arco 3.2 mm EVA.

CAPÍTULO VI
RESULTADOS Y CONCLUSIONES

6. RESULTADOS Y CONCLUSIONES

En el capítulo anterior se mostró el procedimiento en cada una de las fases necesarias para el diseño de una plantilla ergonómica que regule la presión plantar para baloncesto femenil. En este capítulo se muestran los resultados de cada una de las fases, el análisis de los mismos y conclusiones sobre la investigación en general.

6.1. Resultados

6.1.1. Características generales

El estudio se efectuó a una media de edad de 19 ±1.9 años de edad de las participantes, masa promedio de 61.27 ±13.22 kg., una altura promedio de 1.57 ± 0.05 m, y un índice de masa corporal de 24.94 ±5.22 Kg/m^2. El tiempo practicando baloncesto femenil acorde a la encuesta es de 2.4 años. Se muestra en la Figura 36a la edad de los deportistas y en la Figura 36b su índice de masa corporal (IMC).

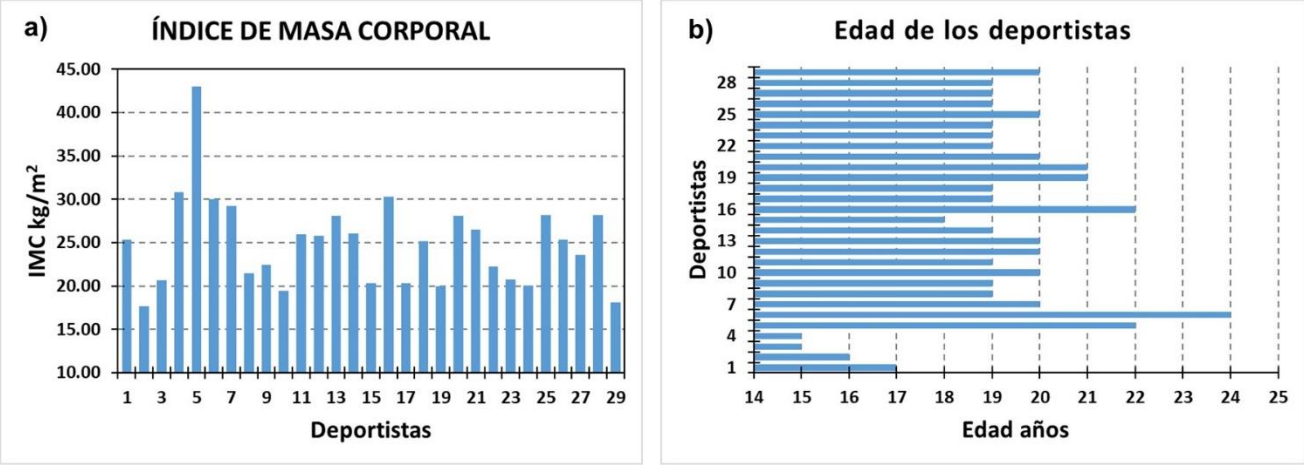


Figura 36. a) Índice de masa corporal b) Edad de los deportistas.

6.1.2. Antropometría

En el estudio de antropometría y caracterización de la huella plantar se detectó una media de número calzado por el PodoScan 2D de talla 4 para ambos pies. Una media de

longitud del pie izquierdo de 233.57±9.8 mm y 233.39±9.7 mm en el pie derecho, se observa dicha relación en la Figura 37a. Además, se encontró un promedio del ancho del antepié izquierdo de 90.5±4.8 mm y 90.9±5.0 mm en el pie derecho, se muestra en la Figura 37b. Se encontró un promedio de ancho de talón izquierdo de 59.3±4.2 mm y talón derecho de 60.1±4.9 mm, se observa en la Figura 37c. Por último, en este estudio de antropometría se encontró un promedio de hallux valgus del pie izquierdo de 14.6°±4.2° y del pie derecho de 14.5°±3.2°, en la Figura 37d se muestra la relación.

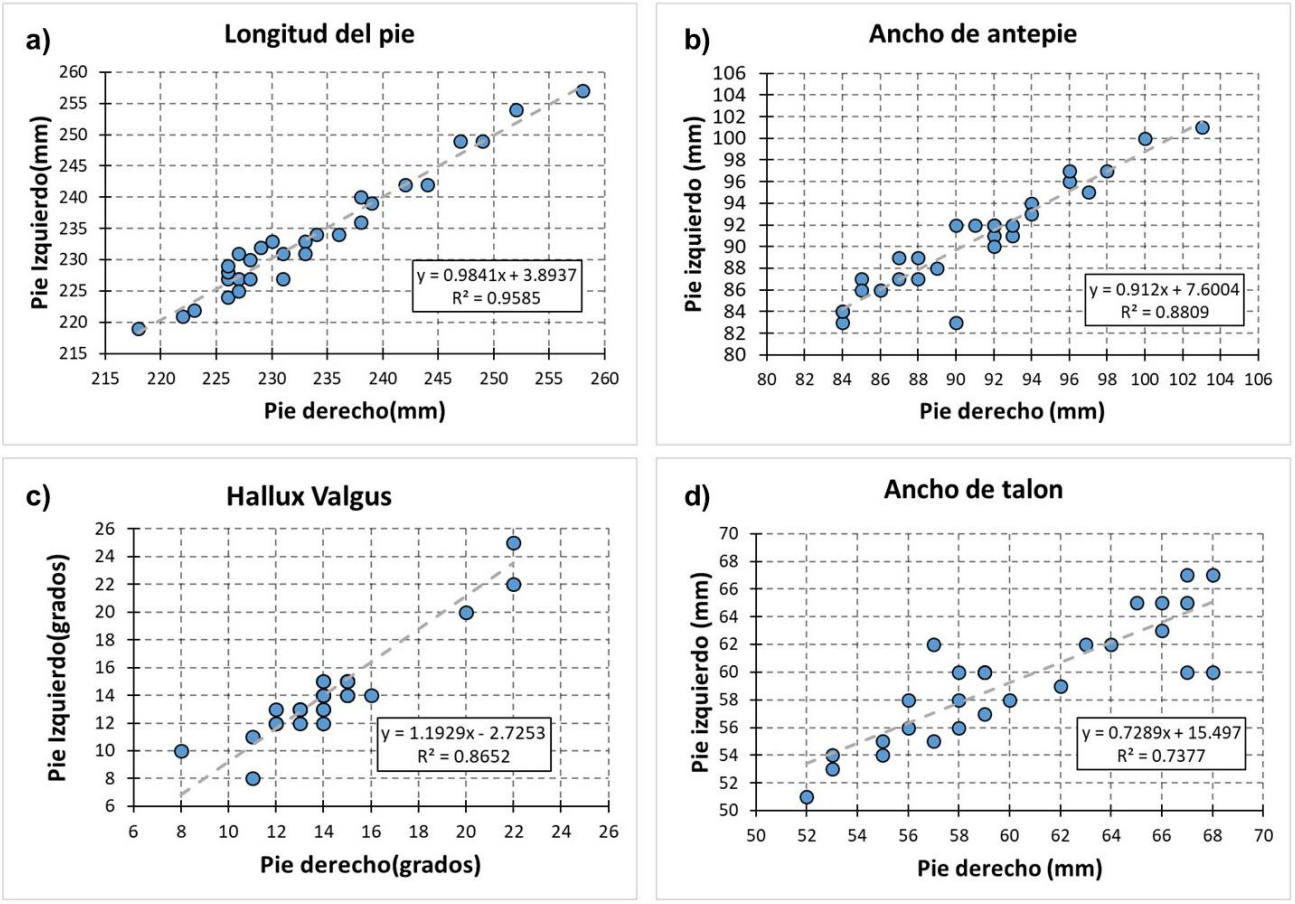


Figura 37. a) Longitud del pie en practicantes de baloncesto femenil, b) Ancho del antepié en practicantes de baloncesto femenil, c) Hallux Valgus de practicantes de baloncesto femenil y d) Ancho del talón en practicantes de baloncesto femenil.

Para la morfología del pie se encontró; que el 66% es pie egipcio, 24% pie griego y 10% pie cuadrado, se muestra en la Figura 38 la morfología del pie para los deportistas analizados.

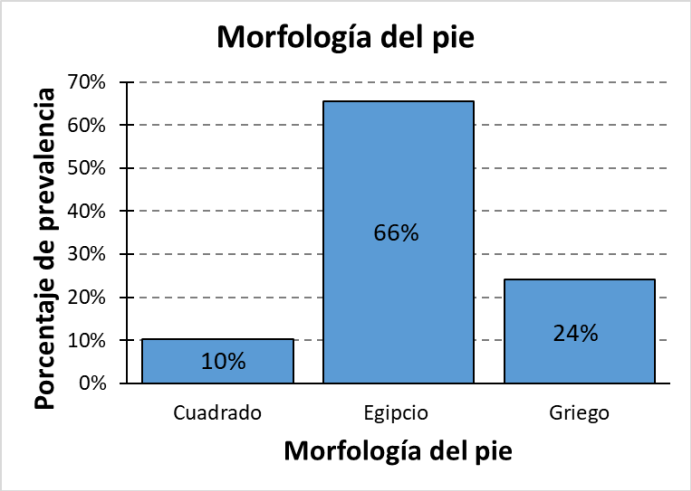


Figura 38. Morfología del pie de los practicantes de baloncesto.

En relación con la morfología de la huella plantar se utilizó la interfaz gráfica de Matlab para realizar las mediciones, se muestra en la Figura 39 la forma en que las mediciones fueron tomadas.

Figura 39. Medición CSI y SAI para el tipo de planta del pie.

Se encontró una alta prevalencia de pie cavo, el 34% de los participantes presentan esta condición, el 14% presenta pie plano en grado 1, el 7% presenta pie plano grado 2 en el pie derecho, y el 3% prevalencia a pie plano grado 2 en pie izquierdo, él estudió mostró que existe un 7% de pie plano severo en el pie izquierdo y 3% en el pie derecho. Se encontró una morfología normal en el 41% de los participantes. Se muestra en la Figura 40 el porcentaje de cada tipo de pie encontrado.

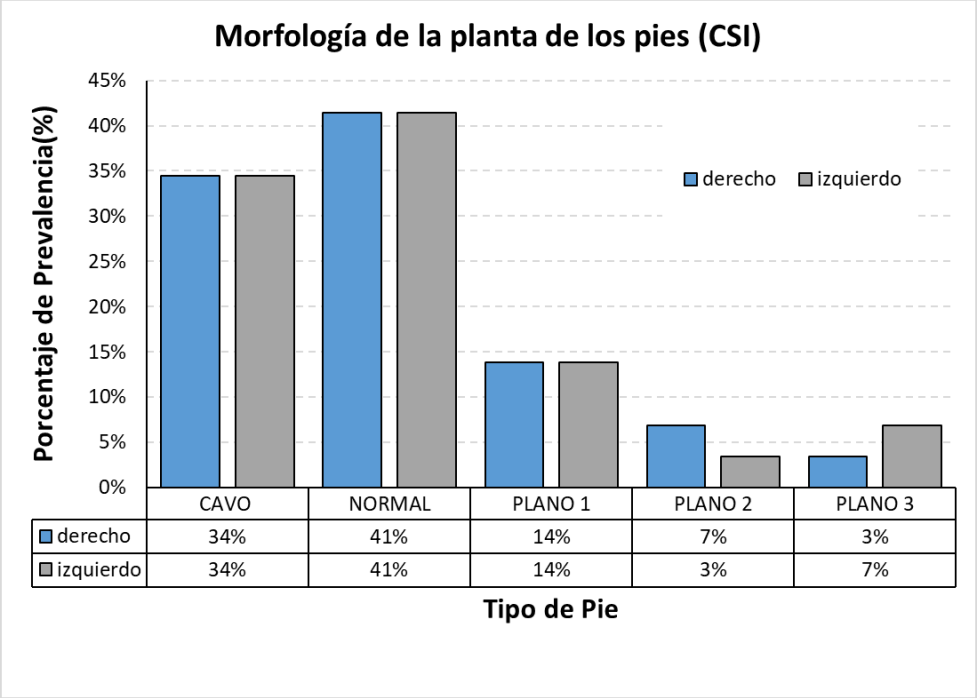


Figura 40. Morfología de la planta de los pies acorde al Chippaux-Smirak Index.

Para el SAI se encontró que existe una prevalencia en pie cavo del 14% en el pie derecho y 21% en el pie izquierdo, además de que existe pie plano 7% en el pie derecho y 3% en el pie izquierdo, concentrando un 79% con pie normal en el pie derecho y 76% pie normal en el pie izquierdo. Este índice determina el pie normal si este se encuentra a ±2 desviaciones estándar acorde a la media de la población, en la Figura 41 se muestra el porcentaje de cada tipo de pie encontrado.

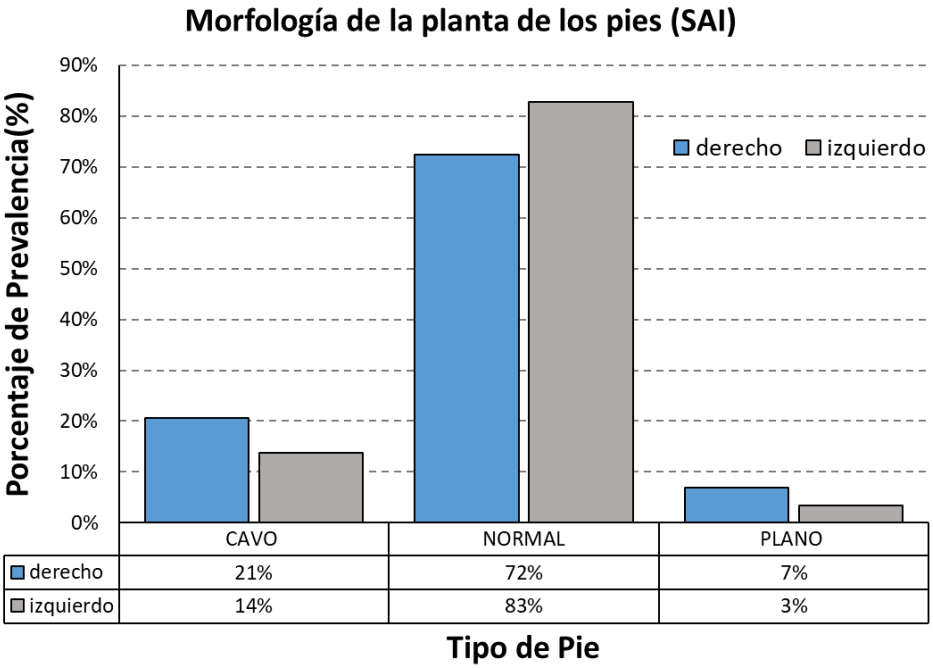


Figura 41. Morfología de la planta de los pies acorde al Staheli Arch Index.

Para efectos de este estudió, se consideró la morfología de la huella plantar acorde a CSI debido a que es mayormente utilizado en la literatura para la caracterización de la de la huella plantar.

6.1.3. Baropodometría

Durante la prueba estática se encontró una media de picos de presión plantar de 1095.54±215.69 g/cm^2 en el pie izquierdo y 961.54±174.78.34 g/cm^2 en el pie derecho. Además, se encontró una media de presión plantar de 477.18 ± 104.94 g/cm^2 en el pie izquierdo y 447.82±80.23 g/cm^2 en el pie derecho. En la Figura 42 se puede apreciar las mediciones de picos máximos de presión plantar y la media de presión plantar en estática de las participantes.

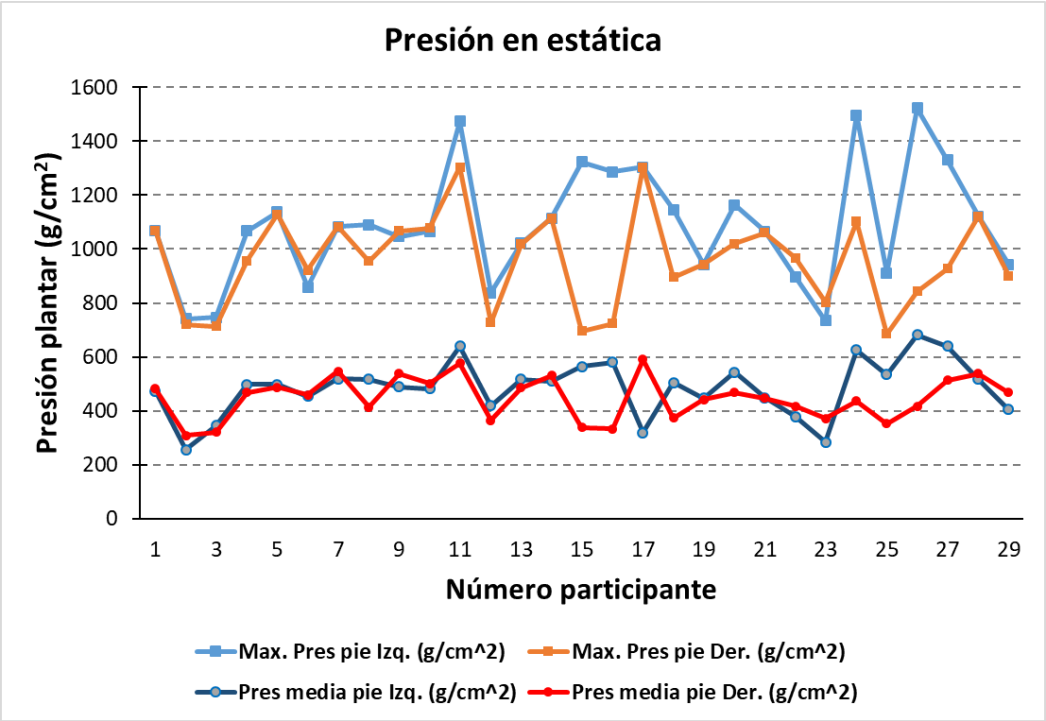


Figura 42. Presión plantar en estática para picos de presión plantar y presión media.

Durante la fase dinámica se encontró una media de presión plantar máxima de 3453.57±691.60 g/cm^2 en el pie izquierdo y 3221.75±477.99 g/cm^2 en el pie derecho. Además, se encontró una media de presión plantar de 1532.82 ± 394.84 g/cm^2 en el pie izquierdo y 1441.89±274.07 g/cm^2 en el pie derecho. En la Figura 43 se puede apreciar las mediciones de picos máximos de presión plantar y la media de presión plantar en estática de las participantes.

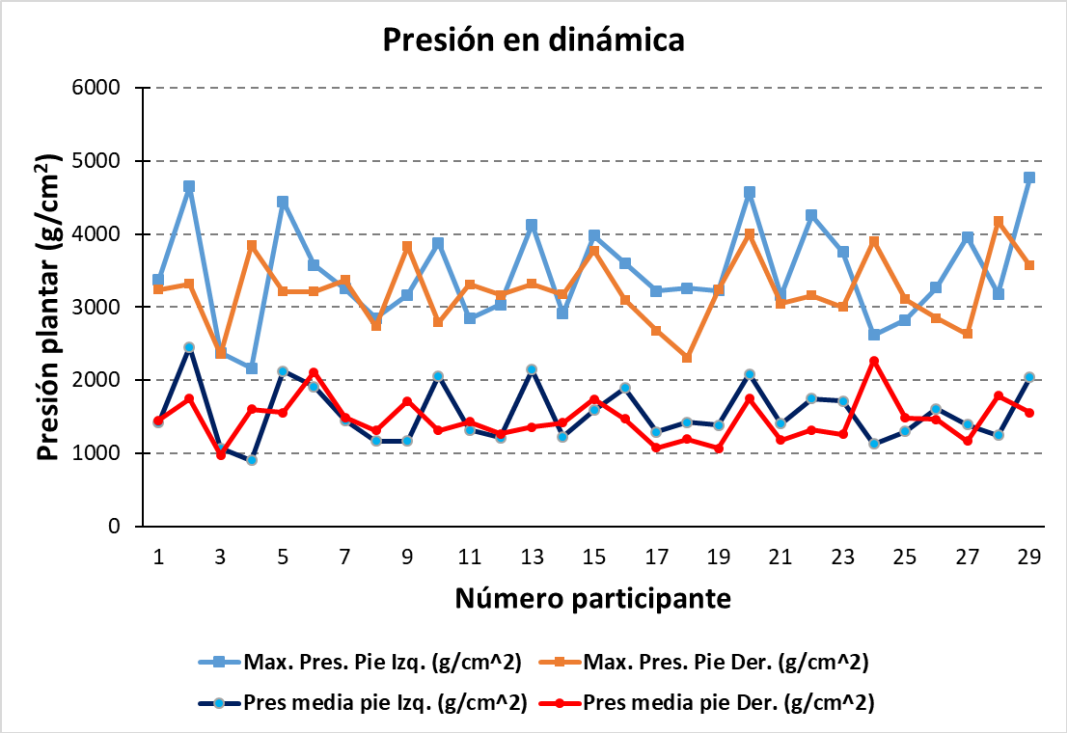


Figura 43. Presión plantar en dinámica para picos de presión plantar y presión media.

.

La distribución de la carga muestra una tendencia de apoyo en el retropié durante la fase estática y apoyo en el antepié durante la fase dinámica, misma que está influenciada por la inercia que se genera durante el ciclo de marcha. Se muestra en la Figura 44 la distribución de la carga tanto en condiciones estáticas como en dinámicas.

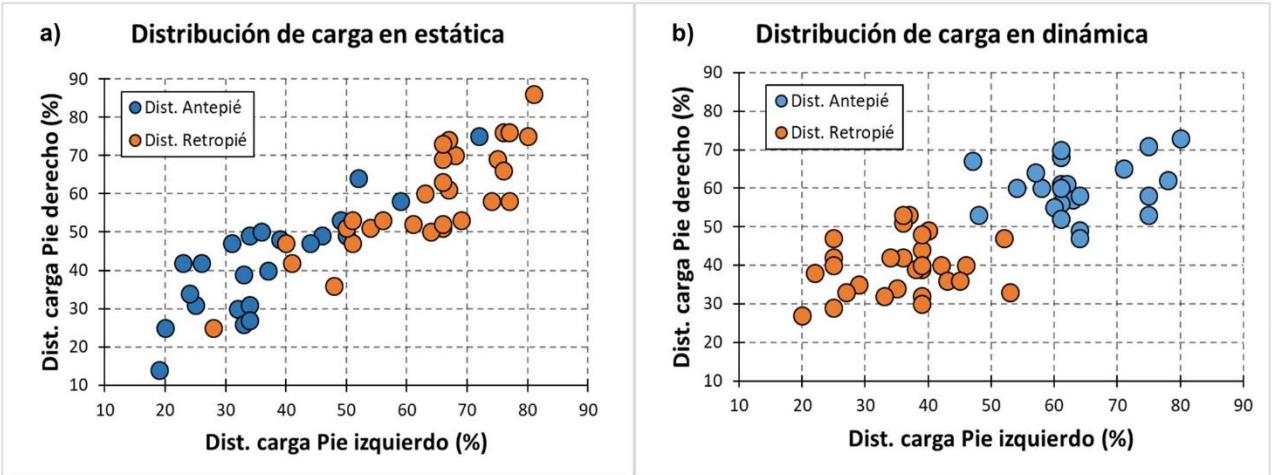


Figura 44. a) Distribución de carga en estática b) Distribución de carga en dinámica.

Una de las variables importantes del estudio es conocer la superficie de apoyo de ambos pies. Durante el estudio de baropodometría se encontró la superficie de contacto durante la fase estática correspondiente a 66.11 ± 15.39 cm^2 para el pie izquierdo y 65.07 ± 17.86 cm^2 para el pie derecho. Dicha relación se observa en la Figura 45a. De igual forma se obtuvieron los valores de apoyo para la condición dinámica, encontrando 67.5 ± 15.55 cm^2 para el pie izquierdo y 73.14± 15.92 cm^2 para el pie derecho. En la Figura 45b se muestra la relación entre la superficie de contacto en dinámica.

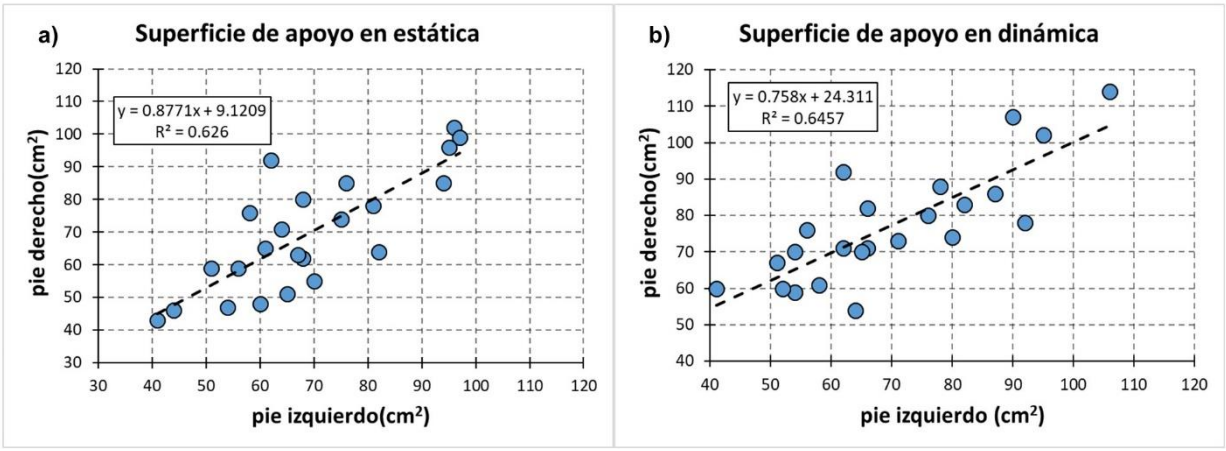


Figura 45. a) Relación superficie de contacto en ambos pies en condición estática y b) Relación superficie de contacto en ambos pies en condición dinámica.

6.1.4. Matriz QFD

Para encontrar la relación entre las necesidades técnicas del producto y las necesidades del usuario, se realizó una encuesta en donde se recolectó información sobre las condiciones de práctica del deportista, lesiones frecuentes, y donde se preguntó sobre las necesidades y expectativas en una plantilla ergonómica. Esto se realizó mediante una encuesta en formularios de Google, a continuación se muestran las principales conclusiones de dicha información:

Características generales: Dentro de las preguntas generales que se realizaron se incluyeron preguntas referentes al tiempo durante el cual se ha realizado el deporte donde el 48.3% ha realizado el deporte en menos de un año, 27.6% entre 1 y 3 años y el 24.1% ha realizado la actividad por más de 3 años, se muestra en la Figura 46. Las posiciones

más usuales que se encontraron fueron alero y poste con 37.95% para cada posición, y un 24.1% para la posición de centro, se muestra en la Figura 47.

Figura 46. Tiempo practicando baloncesto.

Figura 47. Posición de los deportistas.

Además, se incluyeron dos preguntas de control al inicio de la encuesta para descartar a aquellos que no cumplieran con los requisitos de inclusión para las pruebas; en la primera pregunta se cuestiona sobre si el participante tiene alguna discapacidad o impedimento que le permita realizar la actividad con normalidad. Estas preguntas arrojaron como resultado que todos los practicantes pueden realizar el deporte normalmente. La segunda pregunta de control es sobre si se ha sufrido una lesión al realizar la práctica deportiva teniendo como resultado un 37.9% de practicantes que alguna vez han sufrido una lesión. Se muestra en la Figura 48a el porcentaje de discapacidad motriz y si ha sufrido alguna lesión en la Figura 48b.

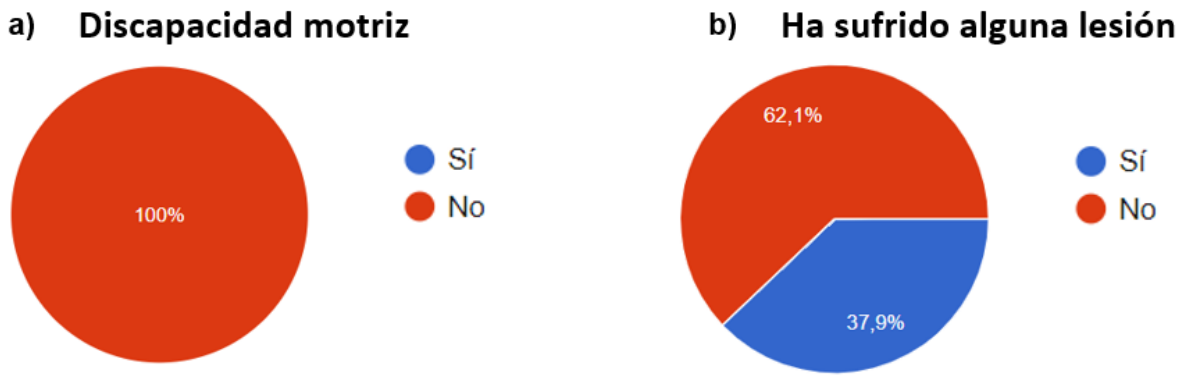


Figura 48.a) Discapacidad motriz en practicantes y b) Prevalencia de lesiones en participantes durante la práctica.

Conforme a esta última pregunta de control, si la respuesta era si, se pasaba a una segunda sección en donde se hacían preguntas sobre la lesión con fines informativos y estadísticos. Además de fungir como control en dado caso que el participante permaneciera con alguna lesión que le impidiera realizar las pruebas normalmente. Acorde a estas preguntas el 63.6 % de los que alguna vez sufrieron una lesión tuvo una afectación en las extremidades inferiores, mientras que el 36.4% restante fue en las extremidades superiores. Esto se puede apreciar en la Figura 49, lo que comprueba que en baloncesto hay un mayor riesgo de sufrir una lesión en extremidades inferiores durante la práctica.

Además, también se identificó el tipo de lesión, siendo la más común la que involucra articulaciones, lesiones de ligamentos y cartílagos, esto se observa en la Figura 50. El 54.5% de los lesionados estuvieron fuera de práctica un mes, mientras que para lesiones más graves solo el 18.2 % estuvo fuera de práctica por más de 3 meses. Se muestra en la Figura 51 el tiempo fuera de práctica a causa de la lesión.

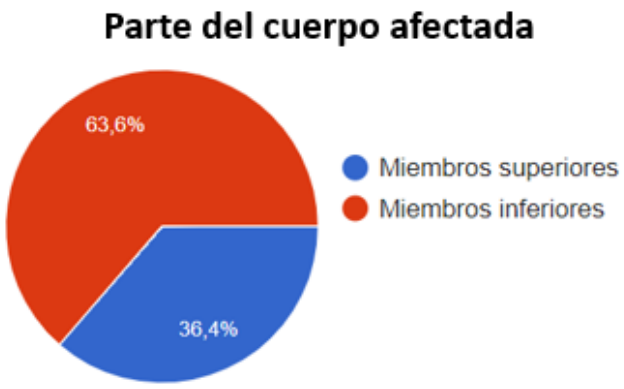


Figura 49. Parte del cuerpo afectada por una lesión.

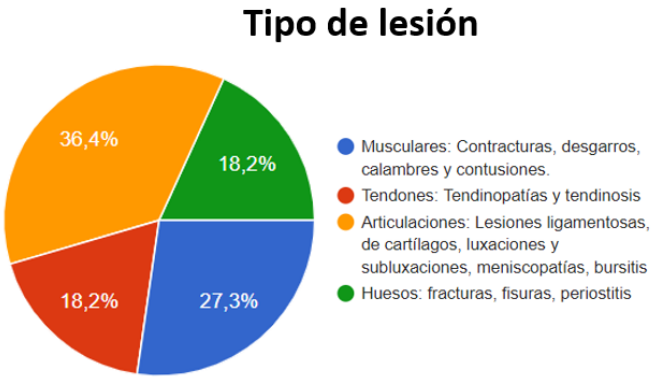


Figura 50. Tipo de lesión.

Figura 51. Tiempo fuera de práctica debido a la lesión.

En dado caso de que el participante no hubiera tenido que contestar la sección sobre lesiones, se pasaba a la sección tres, en donde se hicieron preguntas respecto a las necesidades del usuario respecto a una plantilla ergonómica para la práctica deportiva. A manera de resumen, se muestra en la Tabla 12 las respuestas de los participantes para cada necesidad del producto.

Tabla 12. Respuestas promedio para las necesidades del usuario.

No.	Pregunta	Respuesta promedio
1	¿Qué tan importante es para usted la absorción de impactos en la plantilla durante una fase estática?	4.2
2	¿Qué tan importante es para usted la absorción de impactos en la plantilla durante una fase de la carrera?	4.6
3	¿Qué tan importante es para usted la absorción de impactos en la plantilla durante la fase de salto vertical?	4.5
4	¿Qué tan importante es para usted el confort en la zona del talón?	4.2
5	¿Qué tan importante es para usted el confort en la zona Media?	3.2
6	¿Qué tan importante es para usted el confort en la zona del metatarso?	4.6
7	¿Qué tan importante es para usted el confort en la zona de los dedos?	3.5
8	¿Qué tan importante considera la flexibilidad en la plantilla?	4.7
9	¿Qué tan importante considera el olor en la plantilla?	3.6
10	¿Qué tan importante es para usted el color en la plantilla?	2.3

Estos datos fueron relacionados con las características técnicas del producto mediante una matriz QFD, misma que se muestra en la Figura 52. Se encontró como factores principales para el diseño, las propiedades mecánicas del material y la superficie de contacto.

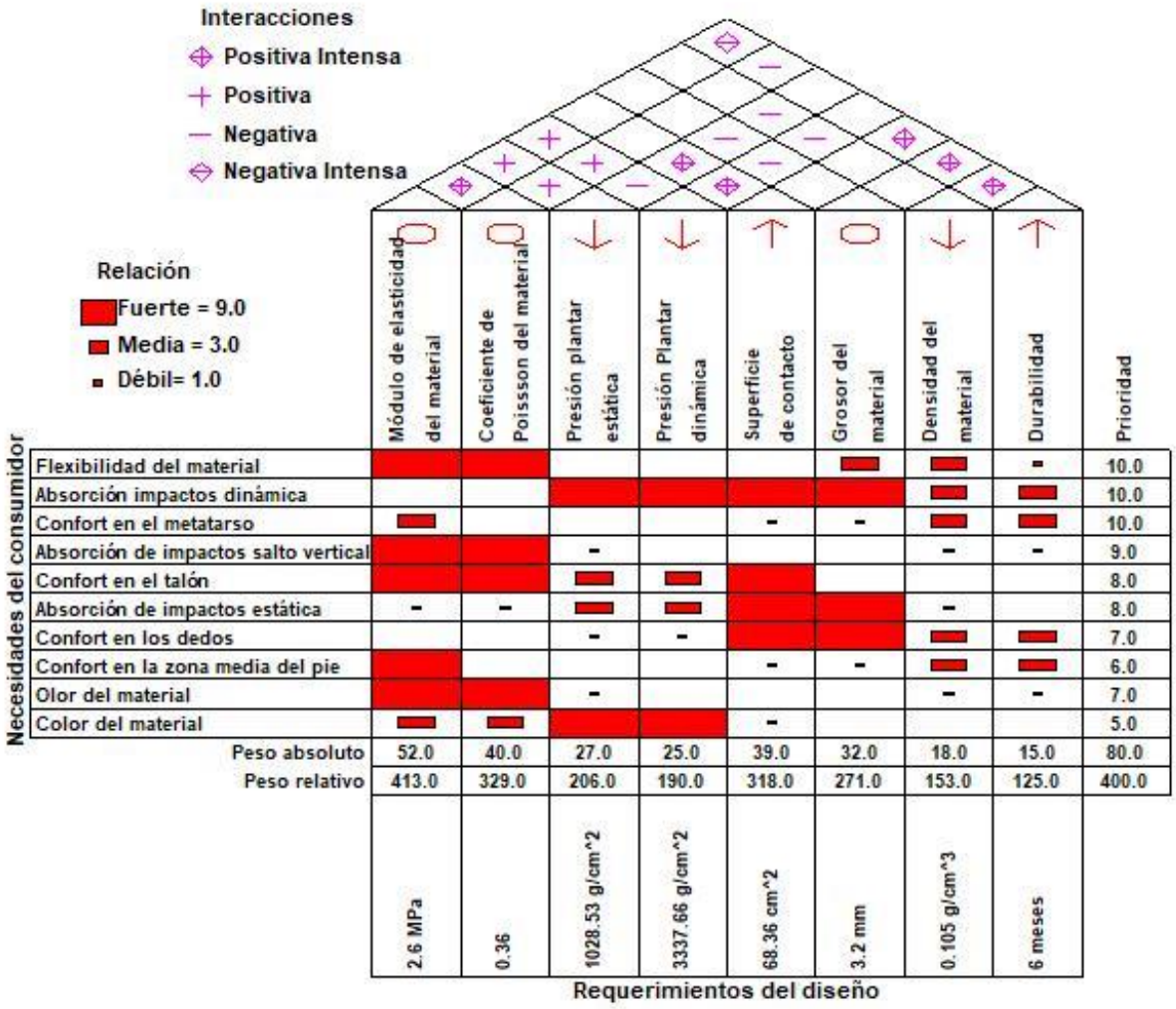


Figura 52. Despliegue de la función de la calidad QFD.

En la matriz QFD se muestran las relaciones entre las necesidades del practicante y los requerimientos técnicos de la plantilla para calzado de baloncesto femenil. Los símbolos en cada celda de la matriz indican la fuerza de relación entre la necesidad del consumidor (filas) y los requerimientos del diseño (columnas). La Figura 52, muestra las calificaciones ponderadas con cada requerimiento de diseño, ordenado del más importante al menos importante. De acuerdo a las calificaciones, los requerimientos de diseño que están más fuertemente relacionados con las necesidades del consumidor son; la flexibilidad del material, la absorción de impactos en dinámica y el confort en el metatarso.

Conociendo entonces las necesidades del usuario y las características técnicas del producto en forma de requerimientos del diseño, esta matriz fungió como base para el modelado y búsqueda del material que confiriera a la plantilla las propiedades buscadas para satisfacer las necesidades del consumidor.

6.1.5. Consideraciones sobre el material

Como resultado de la prueba de materiales se encontró que el material con el mayor módulo de elasticidad fue en EVA de 3.2 mm de espesor, proveniente del proveedor 3 y que probablemente sea el material que reduzca mejor los impactos. Sin embargo, todos los materiales fueron considerados para la etapa de simulación. A manera de resumen se muestra en la Tabla 13 los principales resultados del módulo de Young y el coeficiente de Poisson que alimentan al modelo de simulación.

Tabla 13. Principales resultados del módulo de Young y el coeficiente de Poisson.

Proveedor	Material	Módulo de Young (MPa)	Poisson *v*
P1	EVA 2.5mm	1.995	0.31
	EVA 3.0mm	1.650	0.29
P2	Látex genérico	0.540	0.11
	Látex antibacterial	0.580	0.14
	Látex Carbón A.	0.561	0.19
P3	EVA 3.2mm	2.458	0.36

6.1.6. Resultados FEM plantilla geometría plana

La Tabla 14 muestra los desplazamientos de cada uno de los puntos de referencia acorde a la zona, los desplazamientos mayores corresponden a las zonas donde existe una mayor presión durante la fase estática, las cuales representan al retropié. El material con el menor desplazamiento es el EVA de 3.2 mm de espesor para los dos pies y en cada zona. El material que tiene mayor deformación es el látex genérico de 5.5 mm de espesor para los dos pies y en cada zona.

Tabla 14. Desplazamientos para cada punto de referencia de acuerdo a la zona.

Pie	Material	Zona A mm	Zona B mm	Zona C mm	Zona D mm	Zona E mm	Zona F mm
Izquierdo	EVA 2.5	0.032	0.034	0.045	0.033	0.060	0.063
Izquierdo	EVA 3.0	0.041	0.043	0.053	0.039	0.080	0.085
Izquierdo	Látex Genérico	0.345	0.356	0.362	0.225	0.684	0.753
Izquierdo	Látex Antibacterial	0.186	0.192	0.224	0.157	0.364	0.392
Izquierdo	Látex Carbón A.	0.171	0.179	0.214	0.152	0.335	0.360
Izquierdo	EVA 3.2	0.029	0.030	0.038	0.029	0.057	0.059
Derecho	EVA 2.5	0.032	0.034	0.047	0.030	0.063	0.052
Derecho	EVA 3.0	0.042	0.044	0.056	0.035	0.081	0.069
Derecho	Látex Genérico	0.352	0.354	0.386	0.209	0.673	0.582
Derecho	Látex Antibacterial	0.190	0.193	0.237	0.141	0.367	0.313
Derecho	Látex Carbón A.	0.175	0.182	0.225	0.136	0.339	0.288
Derecho	EVA 3.2	0.030	0.030	0.040	0.026	0.058	0.049

Dentro de los principales resultados a analizar se encuentra el esfuerzo Von Mises, se encontró que el material que mejor distribuye las presiones plantares es el EVA de 3.2 mm de espesor. En general el EVA se muestra superior respecto al látex. En la Figura 53 se puede observar las comparativas de cada uno de los materiales analizados para el pie derecho y en la Figura 54 las comparativas para el pie izquierdo.

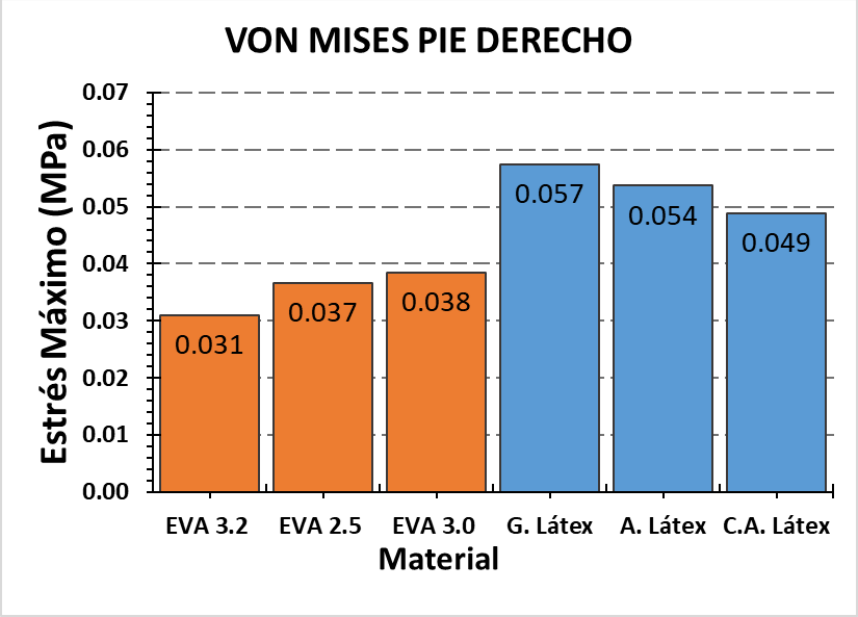


Figura 53. Von Mises stress para los materiales evaluado en pie derecho.

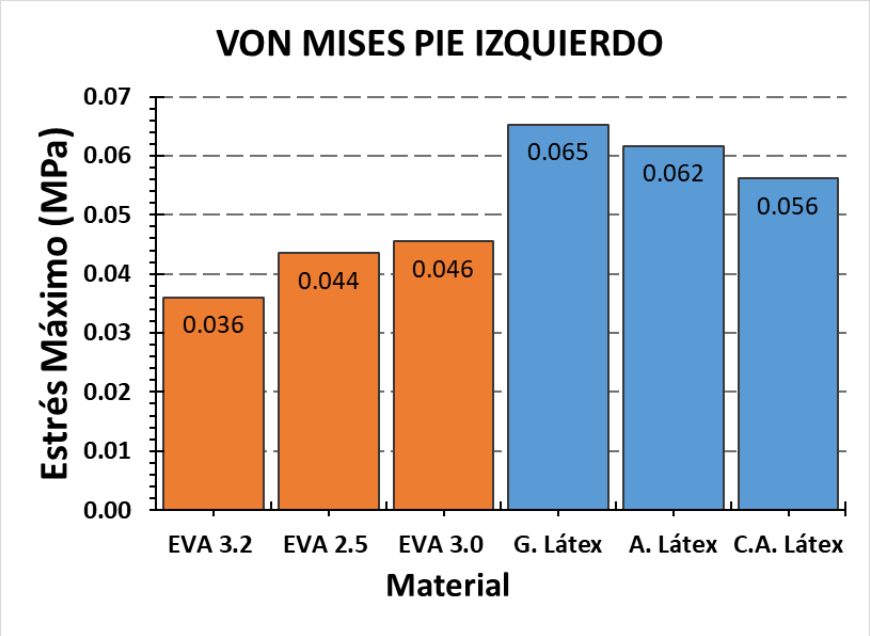


Figura 54. Von Mises stress para los materiales evaluado en pie izquierdo.

En la Figura 55 se muestran las deformaciones de cada plantilla respecto al material bajo los esfuerzos a los que estuvieron sometidos para el pie izquierdo. Se aprecia que existe una mayor deformación en el látex en comparación con el EVA.

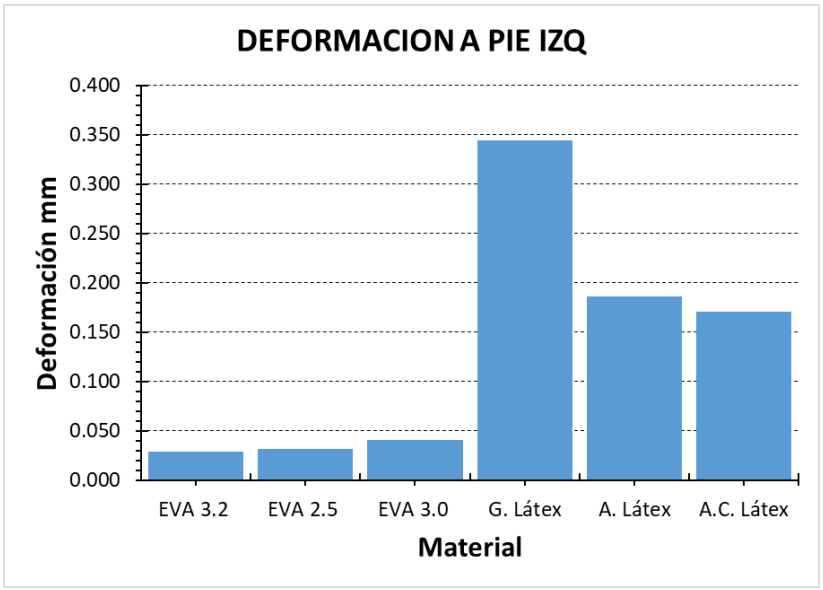


Figura 55. Deformación en la plantilla bajo los esfuerzos aplicados para el pie izquierdo.

6.1.7. Resultados FEM plantilla geometría con arco

La Tabla 15 muestra la deformación de cada uno de los materiales al ser sometidos a presión, se observa que hay una menor deformación en el EVA respecto al látex independientemente de su espesor y formulaciones, el material que menor deformación tuvo fue el EVA de 3.2 mm. Los materiales con mayor deformación son el látex genérico y el látex carbón activado.

Tabla 15. Deformación para cada material.

Material	Deformación (mm)
EVA 3.2 mm	0.38
EVA 2.5 mm	0.42
EVA 3.0 mm	0.47
Látex genérico	0.98
Látex antibacterial	0.93
Látex carbón activado	0.98

Para los esfuerzos de Von Mises, se pueden apreciar los resultados en la Figura 56, en donde se observa que el látex es sometido a picos de esfuerzo mayor en comparación con el EVA. De acuerdo a los promedios en la Figura 57, la tendencia es similar siendo el EVA mejor al momento de reducir la tensión.

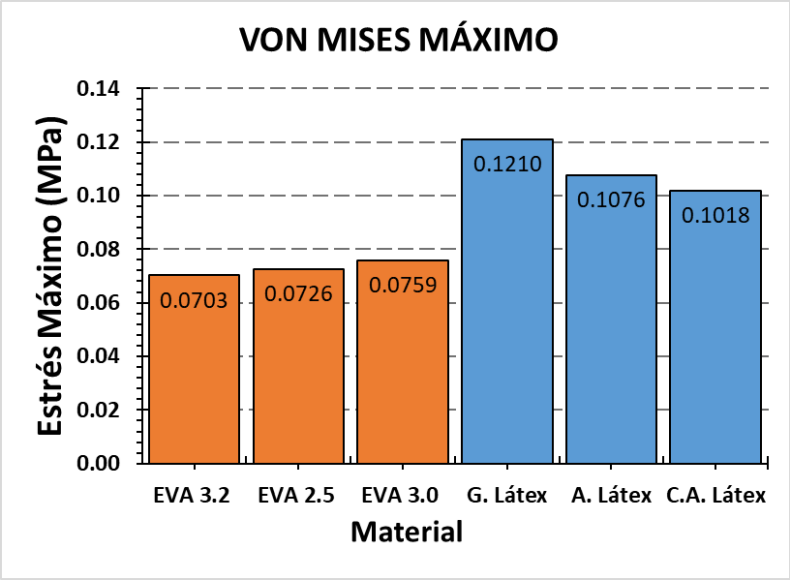


Figura 56. Esfuerzos Von Mises máximos plantilla con arco.

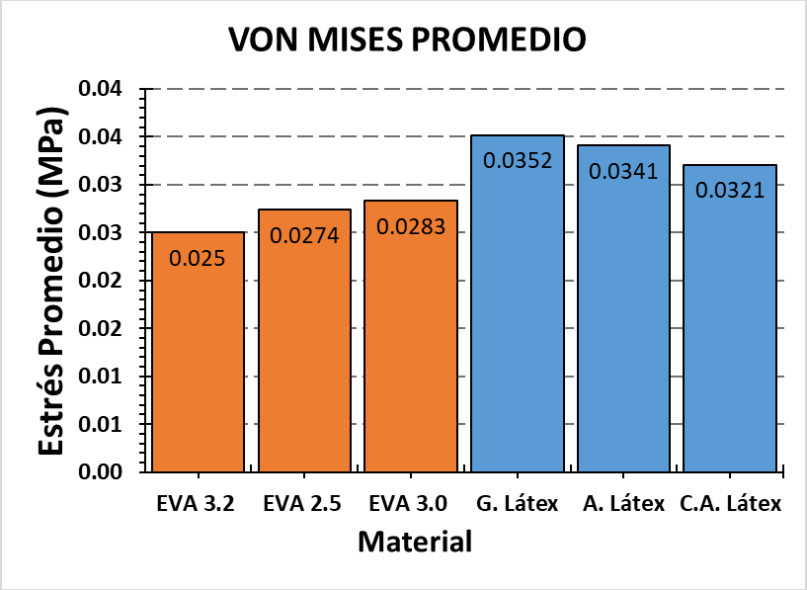


Figura 57. Esfuerzos Von Mises promedio plantilla con arco.

Se encontró que el material que mejor redistribuye las presiones plantares al incluir la geometría con arco, es el EVA de 3.2 mm de espesor, en la Figura 58 se muestra una escala de los esfuerzos en Mega Pascales a los que la plantilla está sometida de acuerdo al material. Como punto importante se observa en los modelos una mancha en el talón provocada por la retroexcavación de la plantilla, esto permite la disminución de los picos de presión en el talón que es donde mayormente se concentran los esfuerzos, permitiendo la redistribución de la presión plantar a lo largo de la planta del pie.

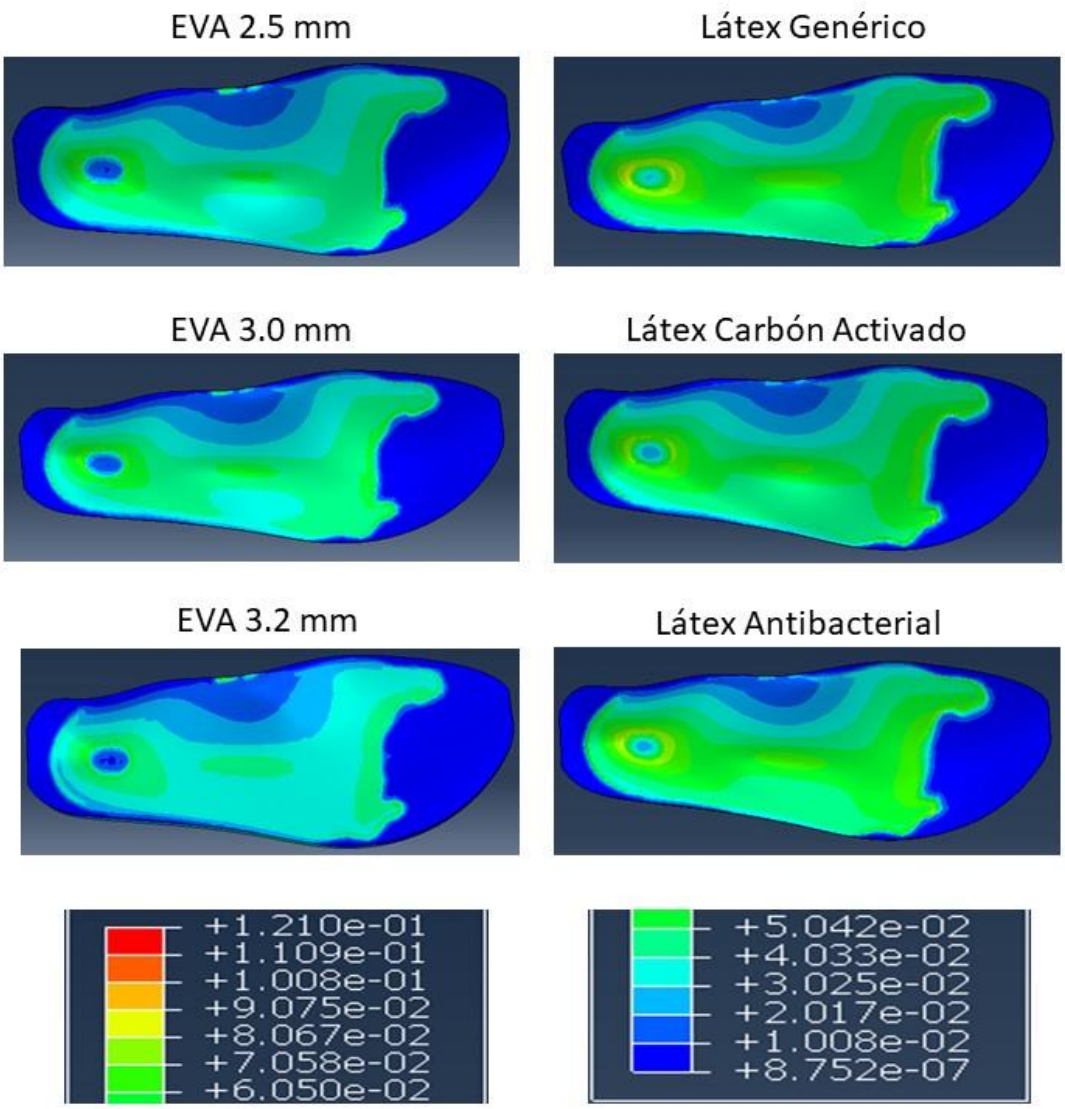


Figura 58. Esfuerzos en Mega Pascales sobre la plantilla con geometría con arco al aplicar la presión en sus distintos materiales.

6.1.8. Manufactura de la plantilla y geometría podal

Una vez comprobado el material que mejor redistribuye la presión plantar y en conjunto con el diseño con geometría con arco y comprobando que se confiere la característica ergonómica y funcional a la plantilla, se creó un prototipo 3D de la plantilla. Se muestra en la Figura 59 diferentes vistas de la misma.

Figura 59. Diferentes vistas del prototipo de la plantilla en impresión 3D.

Este modelo fue creado con base a la geometría con arco, también se creó el prototipo del pie que es utilizado como muestra. Se observa en la Figura 60 diferentes vistas de la geometría del pie impreso en material termoplástico PLA (Ácido Poliláctico).

Figura 60. Diferentes vistas de la geometría podal en impresión 3D.

En conjunto la geometría de la plantilla con arco y la geometría podal representan el ensamble entre las partes. Se muestra en la Figura 61 el ensamble entre la estructura podal en conjunto con el diseño de la plantilla con arco en impresión 3D.

Figura 61. Ensamble entre la geometría plantilla con arco y la estructura podal.

7. CONCLUSIONES

Al realizar la simulación numérica por elementos finitos para el diseño de una plantilla ergonómica para baloncesto femenil se ha comprobado la viabilidad de la metodología para la evaluación de distintos materiales y geometrías; De esta manera comprobar la hipótesis al identificar qué modelo logra una adecuada redistribución de la presión plantar. Al implementar el diseño de la plantilla en conjunto con la estructura podal se comprobó que las condiciones de la bóveda plantar mejoraron al redistribuir la carga a lo largo de la morfología de la planta del pie, para las características antropométricas de practicantes de baloncesto femenil de la ciudad de León.

Al realizar el estudio antropométrico a las participantes se encontró que existe una tendencia a pie cavo como la alteración más recurrente en la planta del pie, esto probablemente debido a la morfogénesis de la estructura podal ocasionada por los esfuerzos a los que está expuesta durante la práctica deportiva. Esta información es de gran importancia para la fase de diseño debido a que ayuda a entender que estructura de plantilla funcionará para aumentar la superficie de contacto del pie y redistribuir mejor la presión plantar.

A pesar de que existen distintos proveedores con una amplia gama de materiales que pueden ser utilizados para la manufactura de plantillas, fue importante identificar a los principales proveedores y tomar como referencia para el estudio los materiales que mayormente son comercializados para la elaboración de plantillas. Al realizar la caracterización del material para obtener sus propiedades mecánicas, se identificó que el módulo de Young juega un papel fundamental al momento de redistribuir la presión plantar, por lo que, se reconoce que al momento de diseñar una plantilla se busca un material capaz de absorber los impactos asociados a la actividad y que además pueda mantener sus propiedades una vez soportado los esfuerzos.

Al integrar las características antropométricas de una actividad específica, las necesidades técnicas del producto y las necesidades del usuario se logró diseñar una plantilla integrando la ingeniería del producto en sus dimensiones ergonómica, funcional

y de conformado. La fase de manufactura permitió la creación de un prototipo utilizando manufactura aditiva (impresión 3D), la cual funge como prototipo.

Por último, en la etapa de la simulación mediante elemento finito se logró validar el diseño al poder determinar el comportamiento de los esfuerzos y deformaciones sobre la plantilla al ser evaluado bajo las condiciones de uso normales, identificando así el material que logró una mejor redistribución de la presión plantar.

8. Recomendaciones y trabajo futuro

Al desarrollar este proyecto se identificaron distintas variables que pueden estar afectando la estructura podal del deportista y por lo tanto su práctica. Al integrar una mayor cantidad de variables para el diseño se logra robustecer el modelado y por tanto mejorar el producto. Es de suma importancia considerar la mayor cantidad de variables antropométricas para el diseño de plantillas. Además, se recomienda como trabajo futuro integrar a la fase de diseño, la combinación de diferentes materiales en la plantilla para determinar el comportamiento de la absorción y redistribución de presiones mediante el método de elementos finitos.

Uno de las ventajas de la metodología propuesta es su flexibilidad para adaptarse a distintas poblaciones con una actividad especifica en común, ya sea laboral o deportiva, por lo que, se recomienda analizar distintas poblaciones a fin de adecuar la metodología de diseño de plantillas personalizadas mediante el análisis de elementos finitos.

BIBLIOGRAFÍA

[1] P. Rochcongar, “Lesiones crónicas del aparato locomotor en el deportista,” *EMC - Apar. Locomot.*, vol. 47, no. 2, pp. 1–10, Jun. 2014, doi: 10.1016/S1286-935X(14)67557-2.

[2] D. C. Parmenter, “Some Medical Aspects of the Training of College Athletes,” *Bost. Med. Surg. J.*, vol. 189, no. 2, pp. 45–50, Jul. 1923, doi: 10.1056/NEJM192307121890201.

[3] I. Miguel-Andrés, A. E. Rivera-Cisneros, J. J. Mayagoitia-Vázquez, S. L. Orozco-Villaseñor, and A. Rosas-Flores, “Flatfoot index and areas with the highest prevalence of musculoskeletal disorders in young athletes,” *Fisioterapia*, vol. 42, no. 1, pp. 17–23, Jan. 2020, doi: 10.1016/j.ft.2019.08.002.

[4] H. Ou, Z. Qaiser, L. Kang, and S. Johnson, “Experimental and computational analysis of orthotic medial longitudinal arch support height,” *Footwear Sci.*, vol. 9, no. sup1, pp. S1–S2, Jun. 2017, doi: 10.1080/19424280.2017.1313888.

[5] J. Yu, J. T. M. Cheung, Y. Fan, Y. Zhang, A. K. L. Leung, and M. Zhang, “Development of a finite element model of female foot for high-heeled shoe design,” *Clin. Biomech.*, vol. 23, no. SUPLL.1, pp. S31–S38, Jan. 2008, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.09.005.

[6] C. Frey, “Footwear and stress fractures,” *Clin Sport. Med*, vol. 16, no. 2, pp. 249–257, Apr. 1997.

[7] J. P. Koplan, K. E. Powell, R. K. Sikes, R. W. Shirley, and C. C. Campbell, “An epidemiologic study of the benefits and risks of running.,” *JAMA*, vol. 248, no. 23, pp. 3118–21, Dec. 1982, Accessed: Apr. 24, 2019. [Online]. Available: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7143687.

[8] R. Meeusen *et al.*, “Prevention, diagnosis, and treatment of the overtraining syndrome: joint consensus statement of the European College of Sport Science and the American College of Sports Medicine.,” *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 45, no. 1, pp. 186–205, Jan. 2013, doi: 10.1249/MSS.0b013e318279a10a.

[9] D. G. Carfagno and J. C. Hendrix, “Overtraining Syndrome in the Athlete,” *Curr. Sports Med. Rep.*, vol. 13, no. 1, pp. 45–51, 2014, doi: 10.1249/JSR.0000000000000027.

[10] L. Gómez Salazar, J. M. Franco Alvarez, J. J. Nathy Portilla, E. A. Valencia Esguerra, D. V. Vargas Bonilla, and L. Jiménez Hernández, “Características de la huella plantar en deportistas colombianos,” *Entramado*, vol. 6, no. 2, pp. 158–167, Jul. 2010, [Online]. Available: http://www.unilibrecali.edu.co/images2/revista-entramado/pdf/pdf_articulos/volumen6/volumen6_2/caracteristicas_huella plantar_deportistas_colombianos.pdf.

[11] M. D.F., B. B.D., M. J.D., and V. P.M., “Efficacy of plantar loading parameters during gait in terms of reliability, variability, effect of gender and relationship between contact area and plantar pressure,” *Foot Ankle Int.*, vol. 26, no. 2, pp. 171–179, Jan. 2005, [Online]. Available: http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&from=export&id=L40353994;%5Cnhttp://sfx.ub.rug.nl:9003/sfx_local?sid=EMBASE&issn=10711007&id=doi:&atitle=Efficacy+of+plantar+loading+parameters+during+gait+in+terms+of+reliability,+variability,+eff.

[12] B. Y. S. Tsung, M. Zhang, A. F. T. Mak, and M. W. N. Wong, “Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution.,” *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 41, no. 6A, pp. 767–74, Nov.

2004, doi: 10.1682/jrrd.2003.09.0139.

[13] J. Burns, J. Crosbie, A. Hunt, and R. Ouvrier, “The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure,” *Clin. Biomech.*, vol. 20, no. 9, pp. 877–882, Mar. 2005, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.03.006.

[14] Q. Mei, Y. Gu, Z. Zheng, L. Yang, and J. Fernandez, “Foot shape, perceived comfort, and plantar pressure characteristics during long-distance running,” *Footwear Sci.*, vol. 9, no. sup1, pp. S20–S22, Jun. 2017, doi: 10.1080/19424280.2017.1313899.

[15] A. Herbaut, E. Simoneau-Buessinger, F. Barbier, M. Roux, and N. Guéguen, “Correlation between foot pressure and comfort in recreational and advanced tennis players,” *Footwear Sci.*, vol. 9, no. sup1, pp. S15–S16, Jun. 2017, doi: 10.1080/19424280.2017.1313896.

[16] N. Delattre and A. Cariou, “Women perception of shoe cushioning as a function of mechanical properties of footwear using a sensory trained panel method,” *Footwear Sci.*, vol. 10, no. 1, pp. 11–19, Jan. 2018, doi: 10.1080/19424280.2017.1403973.

[17] G. Ruan, J. Chen, and W. Li, “The influence of different aspects of sport shoes on the comfort,” *Footwear Sci.*, vol. 9, no. sup1, pp. S76–S77, Jun. 2017, doi: 10.1080/19424280.2017.1314347.

[18] M. Berroterán, O. Pelliccioni, and M. Candal, “Evaluación numérica por elementos finitos de la redistribución de presiones plantares en plantillas para calzado de personas con pie diabético,” 2014.

[19] L. Gómez, J. M. Franco, J. J. Nathy, E. Valencia, D. Vargas, and L. Jiménez, “Influencia del deporte en las características antropométricas de la huella plantar femenina,” *Rev. Educ. Física y Deport.*, vol. 28, no. 2, pp. 25–33, Oct. 2009.

[20] J. Abián Vicén, L. M. Alegre Durán, A. J. Lara Sánchez, L. Jiménez Linares, and X. Aguado Jódar, “Fuerzas de reacción del suelo en pies cavos y planos,” *Arch. Med. del Deport.*, vol. 22, no. 108, pp. 285–292, Mar. 2005.

[21] E. Benguerbi *et al.*, “El pie en el deporte,” *EMC - Podol.*, vol. 14, no. 4, pp. 1–20, Nov. 2012, doi: 10.1016/s1762-827x(12)63396-3.

[22] M. S. Sánchez, “El acondicionamiento físico en baloncesto,” *Apunt. Med. l’Esport*, vol. 42, no. 154, pp. 99–107, Apr. 2007, doi: 10.1016/s1886-6581(07)70044-0.

[23] L. L. Gómez Echeverry, S. M. Velásquez Restrepo, P. Castaño Rivera, S. Valderrama Mejía, and M. A. Ruiz Molina, “Anthropometry and baropodometry as foot characterisation techniques and tools that provide criteria for ergonomics and comfort in footwear design and manufacture: a systematic review,” *Prospectiva*, vol. 16, no. 1, pp. 7–17, Jan. 2018, doi: 10.15665/rp.v16i1.901.

[24] R. Smith, C. Wegener, A. Greene, A. Chard, and A. Fong Yan, “Biomechanics of footwear design,” *J. Foot Ankle Res.*, vol. 5, no. S1, pp. 1–2, Apr. 2012, doi: 10.1186/1757-1146-5-s1-i1.

[25] N. Braithwaite, “Sensing creativity: The role of materials in shoe design,” *Senses Soc.*, vol. 12, no. 1, pp. 90–94, Jan. 2017, doi: 10.1080/17458927.2016.1223786.

[26] W. K. Lam, W. X. Ng, and P. W. Kong, “Influence of shoe midsole hardness on plantar pressure distribution in four basketball-related movements,” *Res. Sport. Med.*, vol. 25, no. 1, pp. 37–47, Nov. 2016, doi: 10.1080/15438627.2016.1258643.

[27] B. Chuckpaiwong, J. A. Nunley, N. A. Mall, and R. M. Queen, “The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running,” *Gait Posture*, vol. 28, no. 3, pp. 405–411, Jan. 2008, doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.01.012.

[28] S. Goske, A. Erdemir, M. Petre, S. Budhabhatti, and P. R. Cavanagh, “Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis,” *J. Biomech.*, vol. 39, no. 13, pp. 2363–2370, Jan. 2006, doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.08.006.

[29] D. Pratt, P. Rees, and C. Rodgers, “Assessment of some shock absorbing insoles,” *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 10, pp. 43–45, Apr. 1986, [Online]. Available: http://informahealthcare.com/doi/abs/10.3109/03093648609103079.

[30] P. Chatzistergos, R. Naemi, and N. Chockalingam, “Numerical investigation of the optimum cushioning properties of insole materials: the effect of subject-specific geometry and loading,” *Footwear Sci.*, vol. 7, no. sup1, pp. S136–S137, Jun. 2015, doi: 10.1080/19424280.2015.1038652.

[31] W. K. Lam, T. Sterzing, and J. T. M. Cheung, “Reliability of a basketball specific testing protocol for footwear fit and comfort perception,” *Footwear Sci.*, vol. 3, no. 3, pp. 151–158, Oct. 2011, doi: 10.1080/19424280.2011.630680.

[32] M. Mandolini, A. Brunzini, and M. Germani, “A collaborative web-based platform for the prescription of Custom-Made Insoles,” *Adv. Eng. Informatics*, vol. 33, pp. 360–373, Aug. 2017, doi: 10.1016/j.aei.2016.10.004.

[33] M. Mandolini, A. Brunzini, S. Manieri, and M. Germani, “Foot plantar pressure offloading: How to select the right material for a custom made insole,” *Proc. Int. Conf. Eng. Des. ICED*, vol. 1, no. DS87-1, pp. 469–478, Aug. 2017.

[34] J. R. Deitch, C. Starkey, S. L. Walters, and J. B. Moseley, “Injury Risk in Professional Basketball Players,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 34, no. 7, pp. 1077–1083, Jul. 2006, doi: 10.1177/0363546505285383.

[35] M. Shorten, “Plantar pressure distribution and footwear design,” *Footwear Sci.*, vol. 1, no. sup1, pp. 88–90, Jul. 2009, doi: 10.1080/19424280903059760.

[36] D. Lemmon, T. Y. Shiang, A. Hashmi, J. S. Ulbrecht, and P. R. Cavanagh, “The effect of insoles in therapeutic footwear - A finite element approach,” *J. Biomech.*, vol. 30, no. 6, pp. 615–620, Jun. 1997, doi: 10.1016/S0021-9290(97)00006-7.

[37] W.-P. Chen, C.-W. Ju, and F.-T. Tang, “Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis,” *Clin. Biomech.*, vol. 18, no. 6, pp. S17–S24, Jul. 2003, doi: 10.1016/S0268-0033(03)00080-9.

[38] J. T.-M. Cheung and M. Zhang, “A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 86, no. 2, pp. 353–358, Feb. 2005, doi: 10.1016/j.apmr.2004.03.031.

[39] H.-T. Chiu and T.-Y. Shiang, “Effects of Insoles and Additional Shock Absorption Foam on the Cushioning Properties of Sport Shoes,” *J. Appl. Biomech.*, vol. 23, no. 2, pp. 119–127, May 2007, doi: 10.1123/jab.23.2.119.

[40] J. T.-M. Cheung and M. Zhang, “Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, no. 3, pp. 269–277, Apr. 2008, doi: 10.1016/J.MEDENGPHY.2007.05.002.

[41] T. M. Owings, J. L. Woerner, J. D. Frampton, P. R. Cavanagh, and G. Botek, “Custom

therapeutic insoles based on both foot shape and plantar pressure measurement provide enhanced pressure relief.," *Diabetes Care*, vol. 31, no. 5, pp. 839–44, May 2008, doi: 10.2337/dc07-2288.

[42] R. L. Actis *et al.*, "Multi-plug insole design to reduce peak plantar pressure on the diabetic foot during walking," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 46, no. 4, pp. 363–371, Apr. 2008, doi: 10.1007/s11517-008-0311-5.

[43] J. W. K. Tong and E. Y. K. Ng, "Preliminary investigation on the reduction of plantar loading pressure with different insole materials (SRP – Slow Recovery Poron®, P – Poron®, PPF – Poron® + Plastazote, firm and PPS – Poron® + Plastazote, soft)," *Foot*, vol. 20, no. 1, pp. 1–6, Mar. 2010, doi: 10.1016/J.FOOT.2009.12.004.

[44] G. Luo, V. L. Houston, M. A. Garbarini, A. C. Beattie, and C. Thongpop, "Finite element analysis of heel pad with insoles," *J. Biomech.*, vol. 44, no. 8, pp. 1559–1565, May 2011, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2011.02.083.

[45] A. G. Lucas-Cuevas, P. Pérez-Soriano, S. Llana-Belloch, C. Macián-Romero, and D. Sánchez-Zuriaga, "Effect of custom-made and prefabricated insoles on plantar loading parameters during running with and without fatigue," *J. Sports Sci.*, vol. 32, no. 18, pp. 1712–1721, Nov. 2014, doi: 10.1080/02640414.2014.915422.

[46] L. M. Fernández-Seguín, J. A. Diaz Mancha, R. Sánchez Rodríguez, E. Escamilla Martínez, B. Gómez Martín, and J. Ramos Ortega, "Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot," *Gait Posture*, vol. 39, no. 2, pp. 789–792, Feb. 2014, doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.10.018.

[47] W.-M. Chen, S.-J. Lee, and P. V. S. Lee, "Plantar pressure relief under the metatarsal heads – Therapeutic insole design using three-dimensional finite element model of the foot," *J. Biomech.*, vol. 48, no. 4, pp. 659–665, Feb. 2015, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2014.12.043.

[48] A. Ghassemi, A. R. Mossayebi, N. Jamshidi, R. Naemi, and M. T. Karimi, "Manufacturing and finite element assessment of a novel pressure reducing insole for Diabetic Neuropathic patients," *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.*, vol. 38, no. 1, pp. 63–70, Mar. 2015, doi: 10.1007/s13246-014-0319-0.

[49] K. A. Kirby, *Evolution of Foot Orthoses in Sports*. Cham: Springer International Publishing, 2017.

[50] V. Filardi, "Finite element analysis of the foot: Stress and displacement shielding," *J. Orthop.*, vol. 15, no. 4, pp. 974–979, Dec. 2018, doi: 10.1016/j.jor.2018.08.037.

[51] E. Shakouri, A. Mossayebi, and P. Saraeian, "Fabrication of medical footwear for suitable distribution of stress and strain and reduction of plantar pressure by numerical and experimental approaches," *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 233, no. 10, pp. 1051–1063, Oct. 2019, doi: 10.1177/0954411919866596.

[52] X. Liu, Y. Yue, X. Wu, Y. Hao, and Y. Lu, "Finite Element Analysis of Shock Absorption of Porous Soles Established by Grasshopper and UG Secondary Development," *Math. Probl. Eng.*, vol. 2020, pp. 1–12, Nov. 2020, doi: 10.1155/2020/2652137.

[53] C. A. Costa, V. V. Lain, A. L. Godoy-Santos, V. G. de Antoni, P. R. Linzmaier, and F. A. Costa, "Analysis of pressure distribution in the foot using finite elements," *J. Foot Ankle*, vol. 14, no. 2, pp. 197–200, Aug. 2020, doi: 10.30795/jfootankle.2020.v14.1183.

[54] Sáenz Luz, "Ergonomia y Diseño Analisis y Aplicación Para Calzado Laboral," *Iconofacto*,

vol. 4, no. 5, pp. 122–139, Dec. 2008, [Online]. Available: https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:CWbyUC4Iwc8J:https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/5204287.pdf+&cd=1&hl=es&ct=clnk&gl=co.

[55] L. Wolfgang and V. Joachim, “Ergonomía herramientas y enfoques,” in *Enciclopedia de Salud y Seguridad en el Trabajo*, 3ra ed., M. de T. y A. Sociales, Ed. Madrid, 2010, pp. 29.1-29.110.

[56] “Gray’s Anatomy for Students - 4th Edition.” https://www.elsevier.com/books/grays-anatomy-for-students/drake/978-0-323-39304-1 (accessed Dec. 10, 2020).

[57] B. M. Logan, A. M. Sardesai, S. Daivajna, A. H. N. Robinson, R. T. Hutchings, and R. M. H. (Robert M. H. McMinn, *McMinn’s color atlas of foot and ankle anatomy*. Elsevier/Saunders, 2012.

[58] D. R. Ortega, G. Gutiérrez, A. M. Iznaga, T. Rodríguez, M. De Beule, and B. Verhegghe, “Obtención de la estructura ósea del pie al aplicar la umbralización global y la adaptativa,” *Rev. Int. Metod. Numer. para Calc. y Disen. en Ing.*, vol. 31, no. 2, pp. 113–119, Apr. 2015, doi: 10.1016/j.rimni.2014.02.002.

[59] L. K. Caladine, “Hollinshead’s Functional Anatomy of the Limbs and Back,” *Physiotherapy*, vol. 77, no. 9, p. 657, Sep. 1991, doi: 10.1016/s0031-9406(10)60412-9.

[60] R. Goonetilleke, *The Science of Footwear*, vol. 20124334. CRC Press, 2012.

[61] A. Viladot Voegeli, “Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie,” *Rev. española Reumatol. Órgano Of. la Soc. Española Reumatol.*, vol. 30, no. 9, pp. 469–477, 2003.

[62] Ávila Chaurand Rosalío, Prado León Lilia Roselia, and González Muñoz Elvia Luz, *Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana*, no. May 2015. 2007.

[63] M. Mauch, S. Grau, I. Krauss, C. Maiwald, and T. Horstmann, “A new approach to children’s footwear based on foot type classification,” *Ergonomics*, vol. 52, no. 8, pp. 999–1008, 2009, doi: 10.1080/00140130902803549.

[64] Y. Carolina *et al.*, *Biomecánica: de la física mecánica al análisis de gestos deportivos*, USTA. Bogotá, 2018.

[65] J. Vicén, J. del C. Garrigós, C. González, and J. J. Salinero, *La biomecánica y la tecnología aplicadas al calzado deportivo*. 2012.

[66] J. A. del. Río, *Metodología del baloncesto*. Editorial Paidotribo, 1997.

[67] G. Rodriguez, *Manual De Diseño Industrial*, 3a ed. Mexico, 1990.

[68] J. Lloveras, “Creactividad en el diseño conceptual de ingeniería de producto,” *Creat. y Soc.*, vol. 10, 2007.

[69] W. F. (William F. Smith and J. Hashemi, *Fundamentos de la ciencia e ingeniería de materiales*, Cuarta edición. 2006.

[70] C. Camisón Zornoza, S. Cruz, and T. González, *Gestión de la calidad : conceptos, enfoques, modelos y sistemas*. Pearson/Prentice Hall, 2007.

[71] G. R. (Gui-R. Liu and S. S. Quek, *The finite element method : a practical course*, 2nd Edition. 2013.

[72] B. D. (Buddy D. . Ratner, *Biomaterials science : an introduction to materials in medicine*. Elsevier Academic Press, 2004.

[73] K. Tománková, M. Přidalová, and A. Gába, “The impact of obesity on foot morphology in women aged 48 years or older,” *Acta Gymnica*, vol. 45, no. 2, pp. 69–75, Sep. 2015, doi: 10.5507/ag.2015.010.

[74] S. S. Rao, *Overview of Finite Element Method. The Finite Element Method in Engineering*, 4th ed. Burlington, 2005.

[75] F. Halabchi, R. Mazaheri, M. Mirshahi, and L. Abbasian, “Pediatric flexible flatfoot; Clinical aspects and algorithmic approach,” *Iran. J. Pediatr.*, vol. 23, no. 3, pp. 247–260, 2013.

[76] I. Miguel-Andrés, J. J. Mayagoitia-Vázquez, S. L. Orozco-Villaseñor, M. León-Rodríguez, and D. Samayoa-Ochoa, “Efecto de la morfología de las plantas de los pies en la distribución de presión plantar en atletas jóvenes con diferentes tipos de pie,” *Fisioterapia*, vol. 43, no. 1, 2020, doi: 10.1016/j.ft.2020.07.003.

ANEXO I

CONSENTIMIENTO INFORMADO

A _____ de _____ del _____

Yo _____ confirmo que se me ha otorgado la información oral y escrita que describe el desarrollo de las pruebas experimentales. He tenido tiempo de considerar mi participación, de resolver mis dudas y estoy de acuerdo en que mi historial médico y mis estudios sean revisados por personal de laboratorio de biomecánica. Conozco el Aviso de Privacidad, por el cual CIATEC, A.C. protege mi información personal. De igual manera se me ha informado que el proceso y realización del estudio fueron aprobados por el comité de Bioética de CIATEC, A.C. con registro ante la Comisión Nacional de Bioética **NO. CONBIOETICA11CEI00620131108**. Por último, estoy informado sobre el Aviso de Funcionamiento con el que cuenta el Laboratorio de Biomecánica con registro ante la **COFEPRIS**. También, sé que puedo retirar mi consentimiento cuando lo estime oportuno.

	Marcar X	
	SI	NO
Autorizo a que la información obtenida de los estudios, pueda ser usada para efectos de investigación, siempre y cuando mi información personal no sea divulgada.		
Autorizo a que los investigadores se puedan poner en contacto conmigo en caso de que tenga que repetir la experimentación.		
Estoy de acuerdo en participar en el estudio.		

_____ _____

Nombre y firma del participante Nombre y firma de la persona que realiza el estudio

ANEXO II

León Gto, 18 de junio de 2019.

Asunto: **Invitación pruebas biomecánica**

****

Entrenadora de Baloncesto

Universidad Tecnológica de León

Por medio del presente me permito presentar a usted al **Ing. Alejandro Rosas Flores,** aspirante al grado de Maestría en Ingeniería Industrial y de Manufactura del Posgrado Interinstitucional en Ciencia y Tecnología (PICYT) en el CIATEC, A.C., El ing. Alejandro Rosas actualmente está desarrollando el proyecto de tesis el cual lleva por nombre ***"Diseño de una plantilla ergonómica que regule la presión plantar en jóvenes practicantes de baloncesto femenil: análisis biomecánico y de elemento finito",*** dirigido por el Dr. Israel Miguel Andrés del departamento de biomecánica.

Se hace la cordial invitación al equipo deportivo de baloncesto femenil de la **Universidad Tecnológica de León** a formar parte de las pruebas de evaluación de la marcha atlética y estudios baropodométricos. El estudio comienza con una breve charla sobre la biomecánica del cuerpo humano y lesiones frecuentes del baloncesto femenil, donde además se informa a las participantes el procedimiento de las pruebas. La prueba tiene una duración máxima de 10 minutos por participante y es una prueba no invasiva, consiste en realizar una breve caminata y prueba de equilibrio (Romberg Test), así como la toma de medidas generales como lo son peso y altura.

En espera de que esta propuesta sea de su agrado y pueda contribuir al desarrollo de las participantes de baloncesto femenil de su institución, me despido con un respetuoso saludo.

ATENTAMENTE

M.C. Emma Acevedo Moreno

Directora de Investigación, Posgrados y Capacitación

CIATEC, A.C.

ANEXO III

Durante el desarrollo de este proyecto se asistieron a los siguientes congresos:

Título	Congreso	Autores	Fecha	Memorias
Numerical Simulation by Finite Elements for Redistribution of Plantar Pressure in Sport Insoles.	Congreso Virtual de Ingeniería Biomédica	Alejandro Rosas Flores, Israel Miguel Andrés.	Octubre 2020	http://memorias.somib.org.mx/index.php/memorias/article/view/771
Metodología para la optimización del proceso de diseño y desarrollo de plantillas ergonómicas.	XVII encuentro Participación de la Mujer en la Ciencia	Alejandro Rosas Flores, Israel Miguel Andrés, Javier Cruz Salgado	Septiembre 2020	En proceso de publicación
Análisis de la desviación lateral del dedo gordo del pie en jóvenes deportistas.	XVI encuentro Participación de la mujer en la ciencia	Alejandro Rosas Flores, Israel Miguel Andrés, José de Jesús Mayagoitia Vázquez, Javier Cruz Salgado, Sergio Luis Orozco	Mayo 2019	Sin memorias
Alteraciones musculo-esqueléticas en jóvenes deportistas.	7° Congreso Internacional en Ciencias del Deporte.	Alejandro Rosas Flores	Noviembre 2018	Sin memorias

Durante el desarrollo de esta investigación se realizaron las siguientes publicaciones:

Título	Revista	Autores	Fecha	Memorias
Mechanical characterization of materials for manufacture semi-customized insoles for sports shoes.	Revista de Investigación Aplicada en Ingeniería UPB/UPTap	Alejandro Rosas Flores, Israel Miguel Andrés, Javier Cruz Salgado.	Abril 2020	https://jcruzs7.wixsite.com/riaiupb
Índice de pie plano y zonas de mayor prevalencia de alteraciones músculo-esqueléticas en jóvenes deportistas.	Fisioterapia	I. Miguel Andrés, A.E. Rivera Cisneros, J.J. Mayagoitia Vázquez, S.L. Orozco Villaseñor, A. Rosas Flores	Septiembre 2019	https://www.elsevier.es/es-revista-fisioterapia-146-avance-resumen-indice-pie-plano-zonas-mayor-S0211563819301142