



UNIVERSIDAD
DE PIURA

REPOSITORIO INSTITUCIONAL
PIRHUA

TECNOLOGÍA CAD/CAM EN EL ESTUDIO DEL PIE PERUANO PARA LA CONFECCIÓN DE CALZADO ESPECIALIZADO E IMPACTO EN LA MICROEMPRESA

Henry Torres-Díaz

Piura, enero de 2018

FACULTAD DE INGENIERÍA

Departamento de Ingeniería Mecánico-Eléctrica

Torres, H. (2018). *Tecnología CAD/CAM en el estudio del pie peruano para la confección de calzado especializado e impacto en la microempresa* (Tesis para optar el título de Ingeniero Mecánico-Eléctrico). Universidad de Piura. Facultad de Ingeniería. Programa Académico de Ingeniería Mecánico-Eléctrica. Piura, Perú.

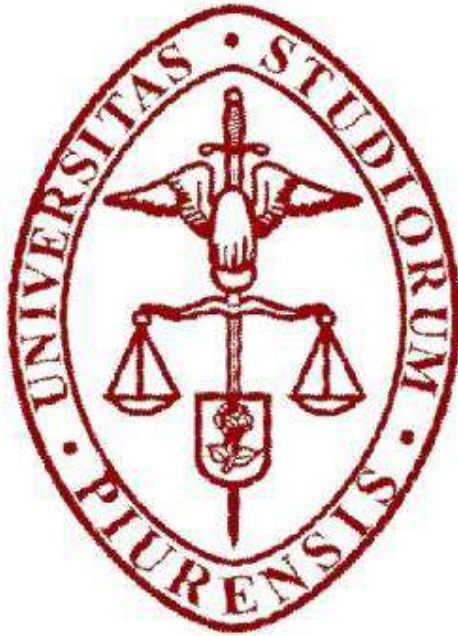


Esta obra está bajo una licencia

[Creative Commons Atribución-NoComercial-SinDerivar 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

[Repositorio institucional PIRHUA – Universidad de Piura](#)

**UNIVERSIDAD DE PIURA
FACULTAD DE INGENIERÍA**



**“Tecnología CAD/CAM en el estudio del pie peruano
para la confección de calzado especializado e impacto en
la microempresa”**

Tesis que presenta el bachiller

Henry Baltazar Torres Díaz

Para optar el Título de

INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO

Asesor: Dr. Ing. Carlos Ojeda Díaz

PIURA – PERU

2017

Agradecer sobre todo a Dios por bendecirme para llegar hasta donde he llegado.

A mi familia, amigos y personas especiales en mi vida que son nada más y nada menos que un conjunto de seres queridos de importancia inimaginable en mis circunstancias de humano. No podría sentirme más aminorado con la confianza puesta sobre mi persona, especialmente cuando he contado con su mejor apoyo desde que tengo memoria.

Prólogo

El estudio de la locomoción bípeda en el ser humano ha supuesto uno de los capítulos más apasionantes de la Historia de la Ciencia, desde puntos de vista muy diferentes: Antropología, Ingeniería, Medicina, etc. La correcta distinción ante la presencia de alteraciones en la marcha normal del individuo, entre déficits primarios de la locomoción, asignables a patologías, y mecanismos sustitutivos a estas alteraciones primarias, es una tarea imprescindible para actuar terapéuticamente de una forma adecuada.

Una de las muchas soluciones antes los problemas patológicos que se presentan en los infantes de la región de Piura es la confección y uso tanto del zapato como la plantilla ortopédica. Actualmente, la confección del calzado o plantilla ortopédica en la región se realiza a partir de un diagnóstico determinado por el médico ortopedista. Sin embargo, dicho diagnóstico es realizado mayormente de manera visual o con la ayuda de un podoscopio, pudiendo pasar desapercibidas algunas alteraciones que pueden ser muy importantes.

Bajo esta perspectiva, en el presente trabajo se lleva a cabo el estudio y análisis de una horma ortopédica personalizada con la ayuda de tecnología CAD/CAM (*computer-aided design /computer-aided manufacturing*) para la obtención de información relacionada con importantes particularidades en la marcha de cada niño y permitir la comparación de dichos resultados con una prueba experimental realizada en una plataforma dinamométrica. De esta manera, se contribuirá a la mejora del diseño de zapatos ortopédicos con la finalidad de ofrecer un mejor tratamiento a los diversos problemas patológicos.

Agradecer a cada una de las personas que fueron parte de este proyecto. A mi asesor, el ingeniero Carlos Ojeda, por toda la ayuda necesaria en base a bibliografía, consejos o importantes contactos relacionados con el tema. A mi familia, por el desinteresado apoyo durante mi formación profesional. A las diferentes empresas privadas e instituciones como el Hospital del Niño y a la Universidad Johannes Kepler por su colaboración esencial en la realización de este proyecto. A mis amigos y personas especiales que creyeron en mí y lo siguen haciendo pese a la distancia.

Resumen

Esta tesis propone desarrollar un modelo integral “FEM” (método de elementos finitos) del pie a partir de la geometría 3D de una horma de calzado ortopédico personalizado y evaluar el esfuerzo, tensión y deformación que actuará en él, para solucionar una patología determinada y contribuir a la mejora del infante.

El estudio contiene 5 capítulos: el primero presenta los diferentes antecedentes vinculados a la industria del calzado peruano y cómo ha evolucionado a lo largo de los años, aquí se resalta a la “Zapatería y Renovadora Torres”, microempresa dedicada a dicho rubro.

El segundo capítulo, presenta la influencia de la biomecánica en la industria del calzado desde la planificación del producto hasta la evaluación y verificación de éste.

El tercer capítulo, presenta las principales recomendaciones para el diseño del calzado tomando en cuenta la estructura funcional, estabilidad, amortiguación de impactos, el confort, entre otros.

El cuarto capítulo desarrolla detalladamente el diseño del calzado ortopédico infantil considerando la participación de la tecnología CAD/CAM (*computer-aided design /computer-aided manufacturing*) donde los datos obtenidos del modelo “FEM” (método de elementos finitos) se comparan con las pruebas del método experimental verificando que este tipo de problemas patológicos puede aliviarse y corregirse a partir de la redistribución en un patrón más uniforme de la presión plantar.

Índice General

Prólogo.....	V
Resumen.....	VII
Índice general.....	IX
1. Antecedentes históricos del calzado peruano	1
1.1. La industria peruana del calzado	1
1.2. El nuevo impulso de la oferta del calzado peruano	6
1.2.1. Control de calidad	6
1.2.2. Confort y acabados	7
1.2.3. La exportación	8
1.3. Hacia un desarrollo sostenible de la industria del calzado	10
1.4. Historia de la “Zapatería y renovadora Torres”	12
1.5. Fases del diseño de calzado de la “Zapatería y renovadora Torres”	15
2. La biomecánica - El calzado – El pie	19
2.1. Biomecánica: concepto y campos de aplicación.....	19
2.1.1. La biomecánica médica.....	20
2.1.2. Biomecánica deportiva.....	22
2.1.3. Biomecánica ocupacional	23
2.2. La biomecánica en la industria del calzado	23
2.3. Etapas del diseño biomecánico de calzado	24
2.3.1. Fase de planificación del producto.....	24
2.3.2. Fase de diseño	26
2.3.3. Evaluación y verificación del producto	26
2.4. El pie en apoyo	27
2.5. El apoyo del pie durante el desarrollo de actividades físicas.....	28
2.5.1. El pie como estructura de soporte	28

2.5.2.	Consideraciones anatomofuncionales	33
2.5.3.	Los movimientos del pie	35
2.6.	Biomecánica de la marcha humana normal	38
2.6.1.	El ciclo de marcha y sus fases.....	40
2.6.2.	Minimización del desplazamiento del centro de gravedad	43
2.6.3.	Subdivisión del ciclo de marcha	45
2.6.4.	Descripción de cada fase.....	51
2.6.5.	Influencia de diversos factores en la marcha humana.....	53
2.7.	Deformidades del pie y tobillo	54
2.7.5.	El pie equino	55
2.7.6.	El pie talo	56
2.7.7.	El pie valgo	56
2.7.8.	El pie varo.....	57
2.7.9.	El pie cavo.....	58
2.7.10.	Deformaciones complejas del pie	58
2.8.	Biomecánica de la marcha humana patológica.....	61
3.	Recomendaciones de acuerdo a criterios básicos de la biomecánica para el diseño y selección de calzado saludable	67
3.1.	Introducción.....	67
3.2.	Calzado urbano	70
3.2.1.	La suela y el corte: la estructura funcional	70
3.2.2.	La trasera del calzado: estabilidad y amortiguación de impactos	71
3.2.3.	La plantilla: un colchón bajo los Pies	72
3.2.4.	El corte y el acabado del calzado	72
3.3.	Calzado deportivo.....	73
3.3.1.	La amortiguación de los impactos	74
3.3.2.	Adaptación a la forma del pie	75
3.3.3.	Adaptación a la función del pie.....	77
3.3.4.	La fricción.....	78
3.3.5.	La suela y el corte: la estructura funcional	78
3.3.6.	La trasera del calzado: estabilidad y amortiguación de impactos	81
3.3.7.	La plantilla: un colchón bajo los pies.....	84
3.3.8.	El material de corte	84
3.4.	Calzado técnico laboral.....	85

3.4.1.	Recomendaciones generales	86
3.4.2.	Calzado para fuerzas de seguridad.....	86
3.4.3.	Calzado para industria y construcción	87
3.4.4.	Calzado sanitario.....	88
3.4.5.	Calzado para mantenimiento urbano.....	88
3.4.6.	Calzado para forestales	89
3.4.7.	Calzado para hostelería	90
3.4.8.	Calzado para azafatas.....	90
3.4.9.	Calzado para desplazamientos urbanos.....	91
3.4.10.	Calzado para bomberos.....	91
3.5.	Tipos de “calzado especial”.....	92
3.5.1.	Calzado para plantillas (CPP)	94
3.5.2.	Calzado corrector u ortopédico	99
3.5.3.	Biomecánica de la marcha humana tras reparación	106
4.	Avances tecnológicos: modelado computacional - calzado ortopédico infantil	115
4.1.	Introducción.....	115
4.2.	Fabricación del calzado ortopédico infantil.....	117
4.2.1.	Análisis de la marcha humana	117
4.2.2.	Prescripción.....	128
4.2.3.	Toma de medidas	129
4.2.4.	Estudio de la presión plantar mediante plataforma dinamométrica	132
4.2.5.	Creación del modelo por medio de sistemas de diseño y fabricación asistida (CAD/CAM)	135
4.2.6.	Modelado computacional del pie	142
4.2.7.	Estudio de la presión plantar mediante el modelo computacional	145
4.2.8.	Fabricación del modelo.....	149
4.3.	Equipos comerciales de medida.....	150
4.3.1.	Plantillas Instrumentadas – Biofoot/IBV	151
4.3.2.	Plataforma dinamométrica Dinascan/IBV	153
4.3.3.	Sistema de análisis de movimientos Kinescan/IBV	156
4.3.4.	Equipo de electromiografía EMG/IBV portátil 8 canales	157
4.3.5.	Silla antropométrica IBV	158
	Capítulo 5 Conclusiones y recomendaciones	161
	Capítulo 6 Bibliografía	165

Introducción

Al igual que el resto de los animales, el hombre ha desarrollado una forma específica de locomoción, que conocemos como *marcha humana*. La marcha humana es un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano, en posición erguida, se mueve hacia adelante, siendo su peso soportado, alternativamente, por ambas piernas. Durante los primeros años de su infancia, el ser humano aprende a caminar de forma natural, experimentando con su cuerpo hasta alcanzar un estilo propio. Pese al carácter individual de este proceso, las semejanzas entre sujetos distintos son tales que puede hablarse de un patrón característico de marcha humana normal.

En realidad, la marcha humana es un fenómeno complejo para cuya descripción se requiere no solo del conocimiento de los movimientos cíclicos que ejecuta el organismo, sino también de cuestiones tales como las *fuerzas de reacción entre los pies y el suelo*, los requerimientos energéticos, los mecanismos de optimización entre otros.

Por esos motivos, el pie es esencial para la locomoción humana, el cual se adapta constantemente para facilitar un acoplamiento que coexiste entre el cuerpo y su medio, contribuyendo así a un movimiento efectivo. Sin embargo, no todos poseen una marcha normal; algunos desarrollan una marcha inadecuada debido a la presencia de determinadas condiciones patológicas.

Con el paso del tiempo se han desarrollado diferentes metodologías como el análisis visual o distintas técnicas de análisis cinético (podoscopio) para el tratamiento de dichas condiciones patológicas. Pero una que ha llamado la atención y que ha ido cobrando mayor importancia es *el modelado computacional*.

Por medio del método de elementos finitos (FEM), se incrementará el conocimiento sobre la biomecánica del pie, ya que permitirá la simulación de fenómenos que no pueden ser medidos experimentalmente y que requieren por ello de modelos iniciales que son desconocidos o que pueden variar en órdenes de magnitud.

Finalmente, el desarrollo del modelado computacional en una forma ortopédica personalizada será llevada a cabo, con la finalidad de corregir dichos problemas patológicos de una manera más eficiente a través del uso del calzado ortopédico.

Capítulo 1

Antecedentes históricos del calzado peruano

1.1. La industria peruana del calzado

Entre los años 60 y 70 del siglo pasado, la industria del calzado peruano alcanzó un notable dimensionamiento. El crecimiento de la ganadería a pie incrementó la producción de cuero hasta alcanzar en promedio 100 mil toneladas de pieles durante el primer quinquenio de la década del 70, generando una producción récord de 88 millones de pares de calzado en 1973. Todo esto se debió a la existencia de políticas proteccionistas para la industria nacional. Durante esa década la producción nacional se concentró en tres grandes firmas: BATA, Diamante y El Inca, que cubrían el 75% del mercado peruano. Todas estas empresas intervenían en todo el proceso económico del cuero. Sin embargo, terminando los años de 1980s una seria recesión afectó la economía nacional, originando una crisis inflacionaria que causó el cierre de muchas empresas.

Al ocurrir esto, las empresas compensaron a sus trabajadores con pagos en efectivo u otorgando maquinarias y herramientas, lo cual permitió que sus ex trabajadores establecieran sus propios negocios. Es así que estas empresas fueron lugares de entrenamiento y fuente financiera para los futuros pequeños empresarios. Según Jorge Vega, investigador de empresas de calzado, Diamante cerró definitivamente y BATA decidió subcontratar la producción de pequeñas empresas en Lima y Trujillo.

La última crisis del sector calzado ocurrió entre 1992 y 1995, cuando el ex presidente Alberto Fujimori, derogó todas las medidas de aliento y protección para la industria y abrió las puertas a una irrestricta libertad de importación; es decir, el país débilmente industrializado, se dio el lujo de permitir todo tipo de importaciones, muchas de ellas con precios subvaluados y en condiciones de total ausencia de control de calidad.

El calzado importado entró al mercado peruano, teniendo como principales plazas de abastecimiento a China (24%), Corea del Sur (13%), Colombia (11%) y la zona del canal de Panamá (10%). Todas ellas contaban con una estrategia de bajos precios en comparación a los precios del productor nacional pero también eran de mala confección, hechos de materiales poco resistentes y sobre todo sintéticos e incluso, perjudiciales para la salud. Debido a ello, la producción de la industria peruana de calzado ha disminuido en los últimos años. Según las cifras del Ministerio de Trabajo, desde 1982 la industria del calzado ha perdido 60 mil empleos y aproximadamente 200 empresas tuvieron que cerrar sus puertas ante una competencia desleal proveniente del contrabando y de los ilícitos aduaneros.

Esta grave situación se remonta a 1998, cuando se comenzó a estudiar seriamente la problemática que se estaba presentando en el sector. No obstante, la actividad productiva de calzado continuó operando, pero ya no a niveles industriales significativos, sino bajo mecanismos artesanales. Muchos de los trabajadores constituyeron tanto pequeñas como micro empresas, de tal forma que el Estado, tuvo, a través del Decreto Legislativo N°705, Ley de Promoción de Micro Empresas y Pequeñas Empresas (PYMES), promulgado en noviembre de 1991, la intención de amalgamar un conjunto productivo a través de la formalización de esta actividad que en su ámbito general se venía (y aún se viene) constituyendo en soporte de la economía nacional y fuente de empleo ante la escasez de puestos de trabajo.

Bajo este contexto, se logra en el año 2004 alcanzar una producción de 25 millones de pares, cifra significativa para la producción nacional, sin embargo, frente a los 180 millones que produce México y los 90 millones que produce Colombia, se puede percibir una situación de suma desventaja. Luego de esto la producción caería nuevamente, fruto de la mayor importación de calzado proveniente de China y Brasil, ocasionando una disminución de 25.1% y 39.1% para los años 2005 y 2006 respectivamente. Esto se observa en el siguiente cuadro:



Diagrama N°1: Variación Anual del PBI Global e Índice de producción del sector calzado 1999-2007

Fuente: INEI. Boletín Mensual de Indicadores Económicos, elaborado por MTPE.

Se puede afirmar que la industria del calzado ha sobrevivido a todas estas circunstancias debido a la competitividad de algunas empresas del sector, principalmente las que se encuentran en Trujillo, en los distritos: El Provenir, La Esperanza y Florencia de Mora.

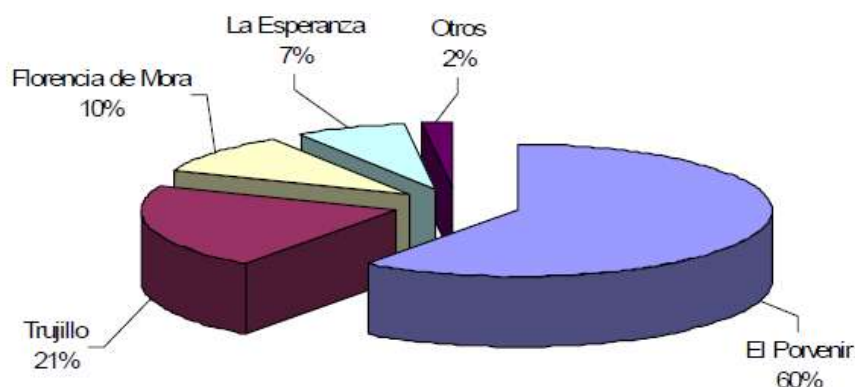


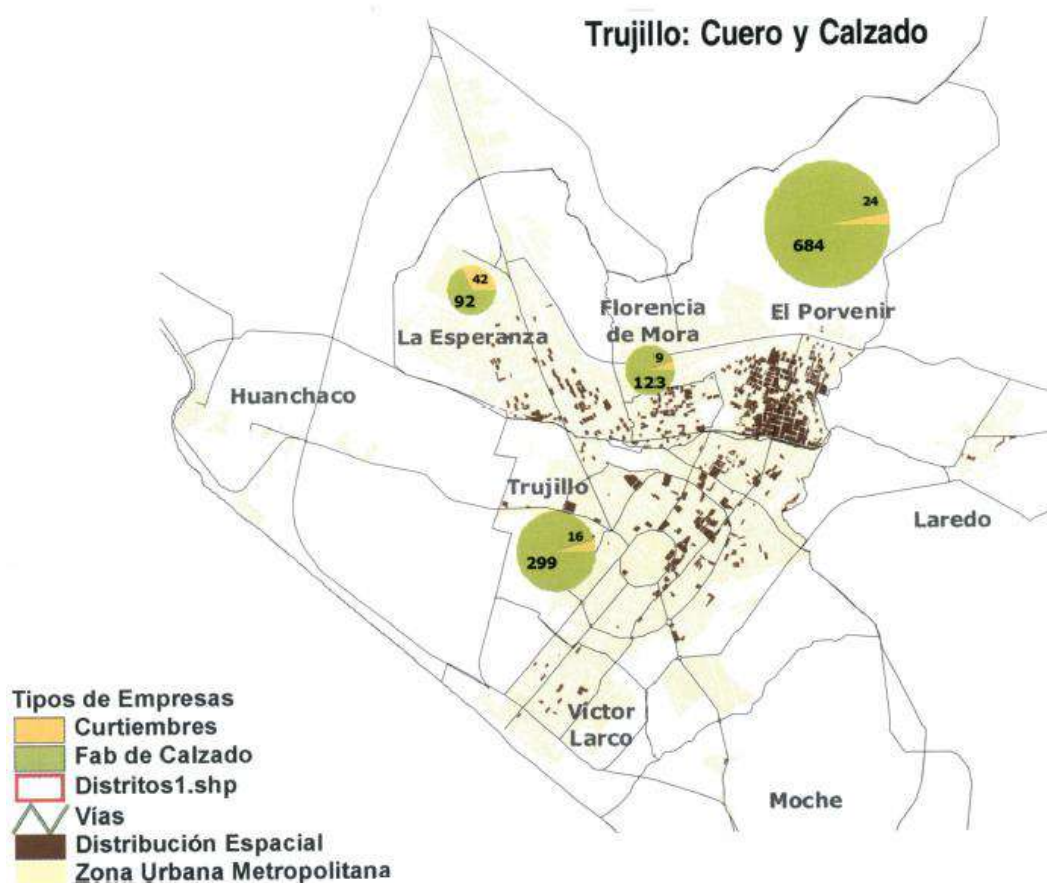
Diagrama N°2: Distribución según distrito (diciembre 2014)
Fuente: Dirección Regional de Industria (DRIT – La Libertad)

En la actualidad, el distrito El Porvenir se considera desde la década de los años 80, como la “Capital del calzado del Perú”, ya que constituye el clúster de la producción de calzado más importante del país, representando el 40% de la producción nacional con aproximadamente 2000 MYPES dedicadas a la producción de calzado en sus diversas líneas (damas, caballeros y niños).

Se conoce que de la producción mensual en Trujillo un 40% se destina a Lima, otro 40% a otras ciudades del Perú (Piura, Chiclayo, Huancayo y la Selva), un 10% corresponde a Trujillo y finalmente otro 10% va al exterior, sobre todo a Ecuador.

Según las estadísticas publicadas por el concejo provincial trujillano en el Atlas Ambiental de la ciudad de Trujillo (2002), El Porvenir tendría 684 manufacturas y 24 curtiembres, Florencia de Mora tendría 123 manufacturas y 9 curtiembres, La Esperanza tendría 92 manufacturas y 42 curtiembres; y el propio Trujillo tendría 299 manufacturas y 16 de curtiembres. Esto da un total de 1198 fábricas y 91 curtiembres, todas ellas pequeñas y micro empresas. El conjunto del clúster, incluyendo otros pequeños talleres de servicios y accesorios, sumaría poco menos de 1300 empresas.

Se añade a esto la densa red de trabajadores informales, sobre todo a “domicilio”, que producen parte del calzado o ciertos tramos de manufactura, en condiciones de pago a destajo. El mapa adjunto muestra la ubicación de las curtiembres y los grupos de productores de calzado en la provincia de Trujillo mencionados anteriormente.



Mapa N°1: Ubicación de curtiembres y productores de calzado – Trujillo

Fuente: Atlas Ambiental de Trujillo

Una alternativa de solución planteada por la industria nacional de calzado ha sido la búsqueda de nuevos mercados y la formación de cadenas productivas de calzado con la finalidad de abarcar las grandes tiendas. Ambos objetivos se encuentran apoyados por el Ministerio de Producción a través de su programa “Produce compite”¹, mediante la aplicación de la asociatividad empresarial, un enfoque de negocios a través de la conformación de consorcios y una orientación de mercado.

A todo esto, se afirma que la crisis en el sector calzado de Trujillo no ha tenido hasta el momento la debida preocupación de las autoridades. Mientras tanto, los productores trujillanos han realizado importantes esfuerzos para

¹ El objetivo de “Produce Compite” es el de mejorar la competitividad de las micro y pequeñas empresas del sector Calzado.

contrarrestar los efectos de la crisis. Su persistencia permite hoy en día considerar muchos factores capaces de coadyuvar a una recuperación. Un factor favorable para la recuperación es el valioso capital humano del sector. El “*know how*” manufacturero y la experiencia en gestión y comercialización son su principal reserva. El ágil esquema empresarial y administrativo que caracteriza a los productores es también importante. Contando con una adecuada asesoría, la capacidad productiva que ha subsistido facilita la puesta en práctica de innovaciones tecnológicas y nuevas variantes de comercialización con el mínimo de riesgos.

Otro factor es la subsistencia de un valioso mercado potencial. La ofensiva de los productos importados no ha agotado el mercado interno. Según la revista especializada Argentina Serma, el Perú tiene uno de los índices de consumo per cápita de calzado más bajos de América Latina (equivalente a 2,1 pares anuales, mientras Chile tiene 2,5 y México 2,3), pero esto no significa que se trate de un mercado inelástico.

1.2. El nuevo impulso de la oferta del calzado peruano

De acuerdo a lo mencionado, el sector calzado de Trujillo enfrentó la falta de apoyo gubernamental y la competencia desleal extranjera manteniendo su oferta de productos a precios más o menos estables. Esto costó muchos sacrificios a las familias productoras. Tuvieron además que hacer frente a la invasión de las importaciones. Esta irrupción de productos foráneos, además de significar en su mayor parte competencia desleal (de ítems subsidiados en su país de origen cuya calidad dejaba mucho que desear), también trajo consigo otras exigencias de competitividad que no se conocían en el pasado.

1.2.1. Control de calidad

Hace referencia a un cambio de cultura, basado no sólo en las buenas prácticas de limpieza y orden, y cumplimiento puntual de metas de producción y de compromisos comerciales, sino también en lo que se refiere a poner en práctica en las empresas un sistema que permita controlar la calidad y producción, mejorando cada producto y aprovechando al máximo insumos y servicios.

A partir del 2000 se ha desarrollado en las empresas del ramo, por propia iniciativa, el cuidado de la calidad “A1” en la manufactura de calzado. Es decir, la preservación de la alta calidad del calzado liberteño

era fundamental. Los productores han buscado adaptar sus prácticas empresariales a los requisitos de la norma ISO 9000. Sin embargo, hoy por hoy ya no es suficiente con proporcionar una calidad adecuada a un precio aceptable para satisfacer al consumidor porque el binomio calidad – precio se ha convertido en una exigencia natural en el mercado sin capacidad real de diferenciación y porque los esquemas tradicionales de competitividad basados en la calidad – precio sitúan a nuestras industrias en clara desventaja frente a la competencia de otros países.

Por lo tanto, para estimular la demanda es necesario identificar nuevas fuentes de diferenciación de los productos centradas en valores en alza en nuestra sociedad. En este sentido, la calidad de vida, la salud y el bienestar, son los valores más potentes de las sociedades, los que las distinguen y quieren ser emulados por el resto de sociedades del planeta. Así decimos que:



Si las empresas cumplen esta ecuación, se diferenciarán en los mercados de mayor interés comercial e incorporarán a su oferta valores que representan una atractiva referencia social y cultural para los ciudadanos de cualquier país que aspiren a un elevado desarrollo personal.

1.2.2. Confort y acabados

El principio “calzado confort”, hoy en día es la base de la competitividad internacional en calzado de cuero. Este principio tiene por objetivo promover el uso de materiales y técnicas que favorezcan la fabricación de calzado con el atributo del confort de acuerdo a ciertos estándares internacionales. Esto incluye dar mayor cabida al aprovechamiento del cuero de ovino. Así mismo otro elemento incorporado a la vida económica de los productores trujillanos, habida cuenta del conflicto cotidiano con el contrabando y la piratería, es el registro de los diseños, el empleo de etiquetas características que identifiquen marcas y modelos y el seriado de los productos puestos en

el mercado. De este modo los productores defienden la originalidad de sus productos y la calidad de la denominación de origen.



Figura N°1. El confort es el resultado de la compleja interacción de diferentes factores mecánicos y fisiológicos.

Fuente: Cuadernos “El pie Calzado” – Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV)

1.2.3. La exportación

Otro aspecto importante de la subsistencia del sector fue persistir en hacerse un lugar como exportadores. Una interesante iniciativa fue la que se dio a conocer en septiembre del 2003 en relación a la presencia de una mejor oferta de cueros y calzados liberteños en Ecuador. Luego de haber ganado una merecida presencia en mercados fronterizos y ferias, donde acudían los productores en forma individual y asumiendo todos los riesgos, la pequeña empresa Trujillana se ha empezado a consolidar en el mercado ecuatoriano. Se puede afirmar que luego de dos años participando en las principales ferias especializadas y realizando misiones comerciales en Ecuador, Colombia y Bolivia, un grupo de fabricantes liberteños está contribuyendo a la instalación de un centro de distribución de pieles, cueros, calzado y afines en Ecuador, con el fin de hacer crecer sus líneas de negocios ya en curso en ese país y dar más cabida a más productores peruanos.

Hasta el año 2001, el principal destino de las exportaciones de calzado fue EE. UU, siguiéndole en importancia Ecuador y Chile. Según Macroconsult, el 50.5% de tales exportaciones no fue en su mayoría calzado de vestir sino calzado industrial y militar, sobre todo confeccionado de materiales de origen no animal. Se debe mencionar que desde el año 2007, la exportación de calzado viene creciendo a una tasa promedio anual de 11% según el Ministerio de la Producción. Los principales rubros de exportación son los calzados de cuero y textil; estos constituyen cerca del 70% de las ventas. También son importantes

los envíos de calzado de plástico impermeable, utilizado en el sector industrial.

Uno de los factores que impulsan el crecimiento es la constante búsqueda de los productores peruanos con posibles compradores internacionales a través de diversas ferias internacionales, entre ellas Perú Moda.

Actualmente, ADEX indicó que Chile se constituye como el principal destino del calzado peruano, importándolo por US\$ 1 millón 569 mil (22.3% de participación), muy de cerca está Ecuador, país vecino que lo compró por US\$ 1 millón 529 mil (21.7% del total). En tercer lugar, se ubica Estados Unidos a donde se exportó por US\$ 1 millón 321 mil lo que representa el 18.8% del monto total exportado. México compró zapatos peruanos por US\$ 737,893 mil (10.5%).

Otros clientes importantes fueron Colombia, país vecino que importó US\$ 685,159 mil, seguido por Reino Unido con US\$ 465,597 mil, Bolivia con US\$ 233,572 mil, Venezuela a donde se exportó US\$116,610, entre otros países como España, Canadá, Aruba, Alemania y Argentina. Según uno de los últimos informes del CCCA (*“World Footwear – Leather, shoe industry and related components Corporation”*), la situación de la importación de Calzado Peruano ha ido recuperándose con el paso del tiempo, teniendo como principal participante a China (60%), así mismo las exportaciones también han crecido con fuerza, aunque son ampliamente superadas por las importaciones, resultando en un gran déficit comercial. Se debe mencionar que los países de Colombia, Chile y Ecuador son los principales destinos de calzado peruano.



Cuadro N°1: Principales socios comerciales - 2011
Fuente: “World Footwear” – Country Profile of Perú

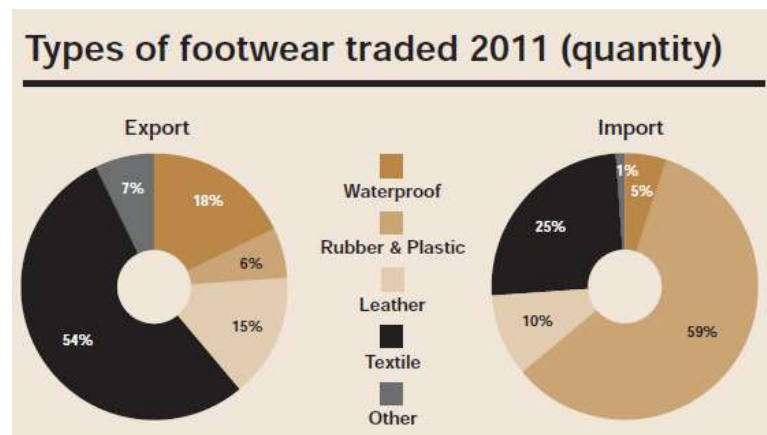


Diagrama N°3: Cantidad de tipo de calzado peruano comercializado - 2011
Fuente: “World Footwear” – Country Profile of Perú



Figura N°2: Representaciones gráficas acerca de la exportación del calzado peruano.
Fuente: El Comercio, Perú 21

1.3. Hacia un desarrollo sostenible de la industria del calzado

Gracias a estas iniciativas el Perú ha sabido responder frente a los diversos problemas que se han presentado a lo largo de los años en la industria del calzado peruano. Así podemos concluir que la industria liberteña del calzado, encierra un importante potencial que se resume en los siguientes aspectos:

- Imagen y posicionamiento en el mercado nacional como industria de buena calidad, sobre todo respecto a su precio de venta.
- Riqueza de capital humano y “*know how*” en todas las etapas de la cadena productiva, incluida la comercialización.
- Capacidad asociativa en función de las necesidades del mercado, lo cual permite considerar la posibilidad de compromisos cada vez mayores.

Así mismo, se debe considerar que para lograr una recuperación y reingreso por la vía del desarrollo de la misma forma que en los años 60 y 70 del siglo pasado se debe doblar ciertos factores adversos:

- Mantener una relación ventajosa entre costos de producción y rentabilidad en base a una mayor capacidad productiva y no en base a la propia austeridad.
- Estandarizar y regularizar los insumos y servicios de los que depende la industria. Lograr una organización con capacidad para dirigir proyectos de gran envergadura.
- Mantener un alto nivel de capacitación laboral y mejores condiciones remunerativas.
- En cuanto al apoyo estatal, se debería promover y premiar la inventiva, originalidad y el desarrollo productivo en el sector. Además de desarrollar una energética política “antidumping” y anti contrabando.

En la siguiente tabla adjunta se muestra la producción en la industria del calzado peruano que si bien es cierto son cifras mayores a las sucedidas entre los años de 1995 al 2002 pero que no reflejan el auge que se tuvo durante los años 60 y 70 del siglo pasado.

Producto	Unidad de Medida	2006	2007	2008 P/	2009 P/	2010 P/	2011 P/	2012 P/
CUERO Y CALZADO								
Curtido y adobo de cueros								
Suela quebracho	kg	33 597	33 243	32 377	21 984	2 356	-	-
Carnaza de quebracho	kg	27 352	-	-	-	-	-	-
Cueros diversos	pie ²	7 959 963	7 699 463	7 276 853	7 049 103	8 239 213	9 032 647	9 109 960
Fabricación de calzado								
Calzado de goma	par	2 159 906	3 002 729	2 375 469	1 946 162	2 072 461	1 847 480	1 831 681
Zapatillas	par	-	-	-	-	-	-	-
Calzado de plástico	par	2 017 663	1 663 726	1 694 605	1 536 308	1 507 393	1 414 292	1 137 005

Cuadro N°2: Producción de cuero y calzado

Fuente: INEI

A continuación, se describirá la historia de la micro empresa “Zapatería y renovadora Torres”, la cual perteneciente al “clúster”, fomenta la industria del calzado peruano a través de la confección y manufactura de todo tipo de calzado (deportivo, de calle, doméstico, laboral y ortopédico); contribuyendo positivamente al desarrollo de la Región Piura.

1.4. Historia de la “Zapatería y renovadora Torres”

La “Zapatería y renovadora Torres” se creó el 17 de junio de 1980 en la provincia de Sullana, Piura; la cual tuvo como fundador al señor Baltazar Torres Burga. Esta comenzó con un número de 4 operarios, especializados en el trabajo de reparación de calzado. Es importante recalcar que se trata de una empresa bajo contrato de pago a destajo. En los últimos años esta microempresa ha implementado principios como:

- La producción del calzado debe basarse en la calidad y excelencia con el objetivo de poder cubrir el mercado de la Región Piura.
- La atención al cliente no debe basarse solo en lo objetivo como el tipo de calzado a desarrollar o el precio que este tendrá, sino también en lo subjetivo como la preocupación acerca del confort que la persona tendrá con este tipo de calzado o la propuesta de algún diseño para alguna ocasión especial. De esta manera se logrará la satisfacción plena del cliente.

Inicialmente solo se dedicaban a realizar trabajos de reparación de calzado. Conforme fue pasando el tiempo y a su vez adquiriendo mayor experiencia, empezaron a abarcar el tema de la producción de calzado y por ese motivo se hizo necesario la adquisición de maquinaria que le permitiesen completar todas las fases de diseño y producción. Entre estas se encuentran las máquinas aparadoras, perfiladoras, máquinas de tubo, las máquinas desbastadoras de cuero, máquinas desbastadoras de suela, ensanchadoras y rematadoras. A continuación, se muestran las máquinas mencionadas anteriormente:



Figura N°3: Máquina Rematadora - Zapatería y renovadora Torres.

Fuente: Elaboración propia



Figura N°4: Máquina Aparadora - Zapatería y renovadora Torres.
Fuente: Elaboración propia



Figura N°5: Máquina de Tubo de la Zapatería y renovadora Torres.
Fuente: Elaboración propia



Figura N°6: Anchador de Calzado de la Zapatería y renovadora Torres.
Fuente: Elaboración propia

Como consecuencia “Zapatería y renovadora Torres” se traslada a un espacio más amplio ya que la carga de trabajo empezaba a aumentar y poco a poco la empresa se iba consolidando debido a la calidad de trabajo y atención que brindaba.

Esto trajo como consecuencia que los trabajadores empezaran a adquirir nuevos conocimientos relacionados con la confección del calzado, llegando al punto de poder fabricar todo tipo de calzado, llámese: deportivo, laboral, doméstico e incluso ortopédico.

Se puede mencionar que, para el diseño de este último, “Zapatería y renovadora Torres” cuenta con la ayuda de médicos traumatólogos de distintas clínicas de la región Piura, entre ellos se puede mencionar a: Carlos Pisconti, Cesar Medina Arrunátegui, Rolando Raigada Huamán, Ronald Arroyo Criollo, Arnaldo Morillas Justiniano y Luis Luna Merino.

Pero esto no fue suficiente para esta microempresa, ya que comenzó con la venta de calzado importado de buena calidad como “Calimod”. Luego, fue incursionando poco a poco en su propia línea de calzado resaltando las sandalias, zapatos de vestir, zapatos ortopédicos y las famosas botas texanas.

Hoy en día se encuentra registrada como una microempresa y cuenta con 36 años de permanencia en la ciudad de Sullana siendo reconocida como la única Zapatería y Renovadora de alta calidad en la región de Piura, atendiendo los gustos de los clientes de la mejor manera posible.



Figura N°7: Zapatería y renovadora Torres - evolución (2014 - Actualidad)
Fuente: Elaboración propia

1.5. Fases del diseño de calzado de la “Zapatería y renovadora Torres”

El pie humano constituye una estructura de funcionamiento complejo, cuyas capacidades físicas y mecánicas son el resultado de un largo proceso de especialización de la marcha y de adaptación a las propiedades mecánicas de la tierra virgen sobre la que la especie humana ha caminado durante su evolución y expansión cultural.

La necesidad de proteger los pies frente a factores ambientales, mecánicos y térmicos, la agresividad de los pavimentos urbanos y los hábitos que impone la sociedad actual nos hacen absolutamente dependientes del calzado. Incluso se ha llegado a afirmar que *la verdadera marcha humana es la del hombre calzado*. Las actividades claves para el negocio de la confección de calzado están vinculadas al proceso productivo y a la satisfacción del cliente. El proceso de producción de un calzado en particular, consta de los siguientes pasos:

1. Seguimiento de las especificaciones y/o indicaciones del cliente - médico traumatólogo (en caso se tratase de un zapato ortopédico).
2. Diseño de las piezas que conformarán el calzado.
3. Montaje de todas las piezas para formar la capellada del zapato.
4. Montaje del zapato completo en la horma según talla.
5. Emplantillamiento del calzado o sandalia.
6. Última revisión en los pequeños detalles.
7. Producto terminado.

Para tener una idea más clara acerca de las partes de un calzado para caballero o dama se presentan las siguientes imágenes:

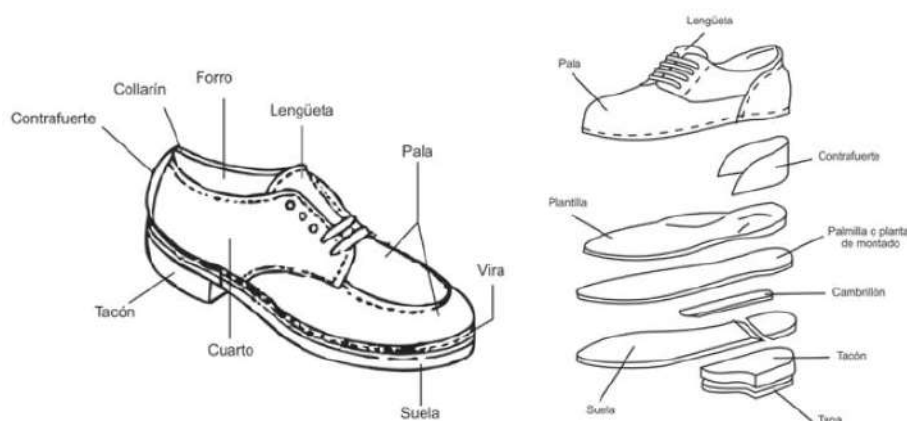


Figura N°8: Calzado para Caballero

Fuente: Diseño, Elaboración y Desarrollo de una línea de calzado asistido por softwares 3D – Jaime López Lezama

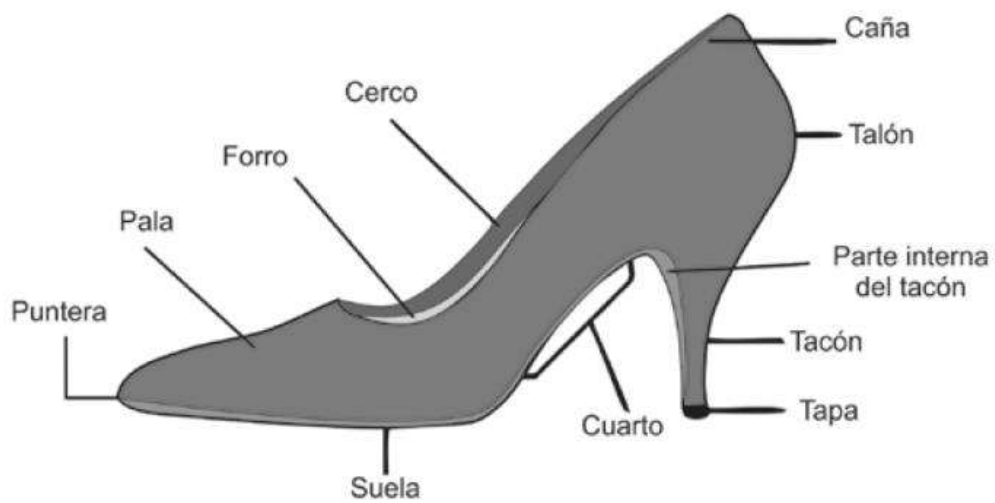


Figura N°9: Calzado para Dama

Fuente: Diseño, Elaboración y Desarrollo de una línea de calzado asistido por softwares 3D – Jaime López Lezama

A continuación, se muestra el siguiente diagrama de procesos que sigue la “Zapatería y renovadora Torres”:

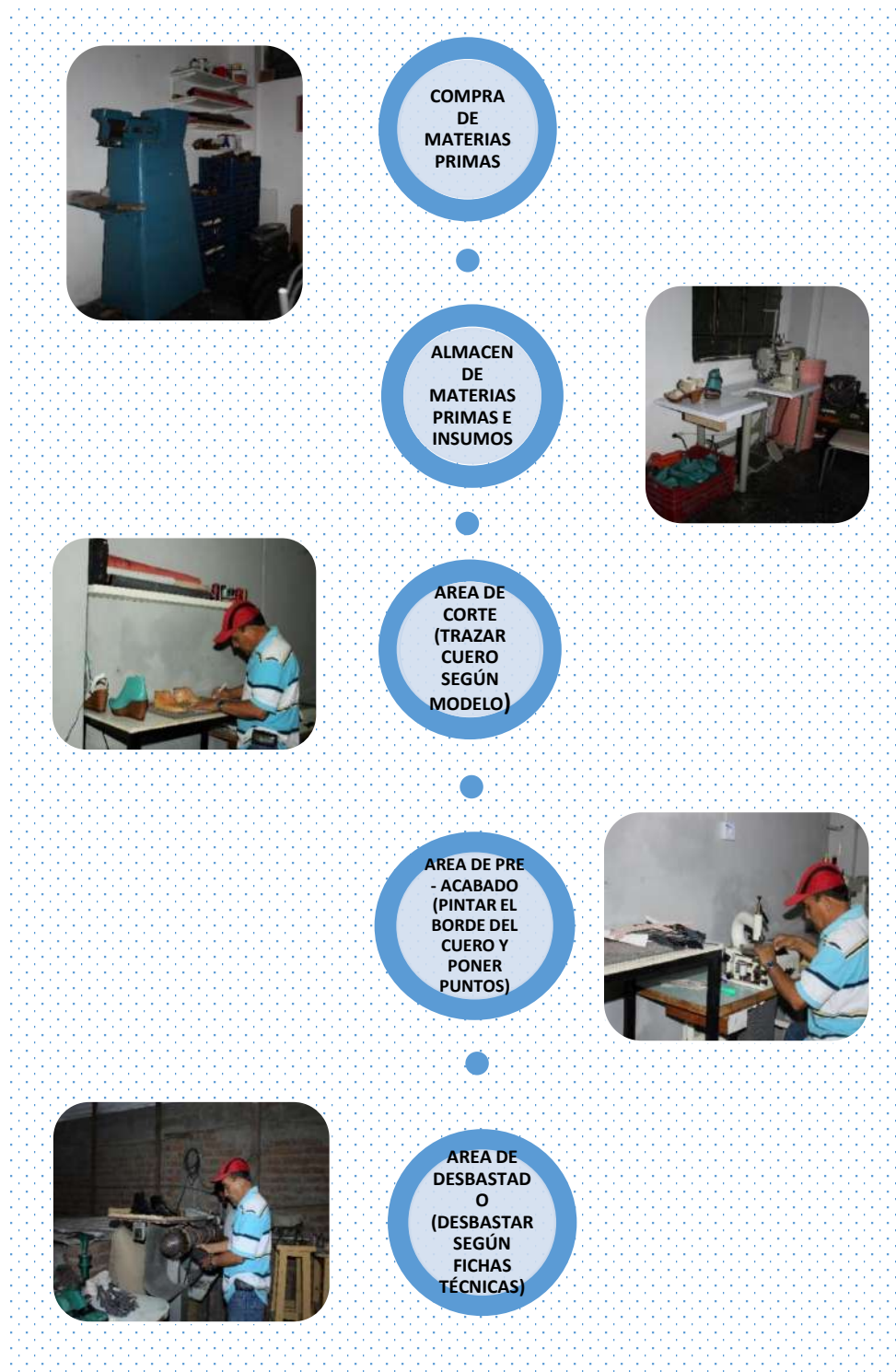


Diagrama N°4: Proceso de Elaboración del Calzado – Zapatería y renovadora Torres
Fuente: Elaboración propia

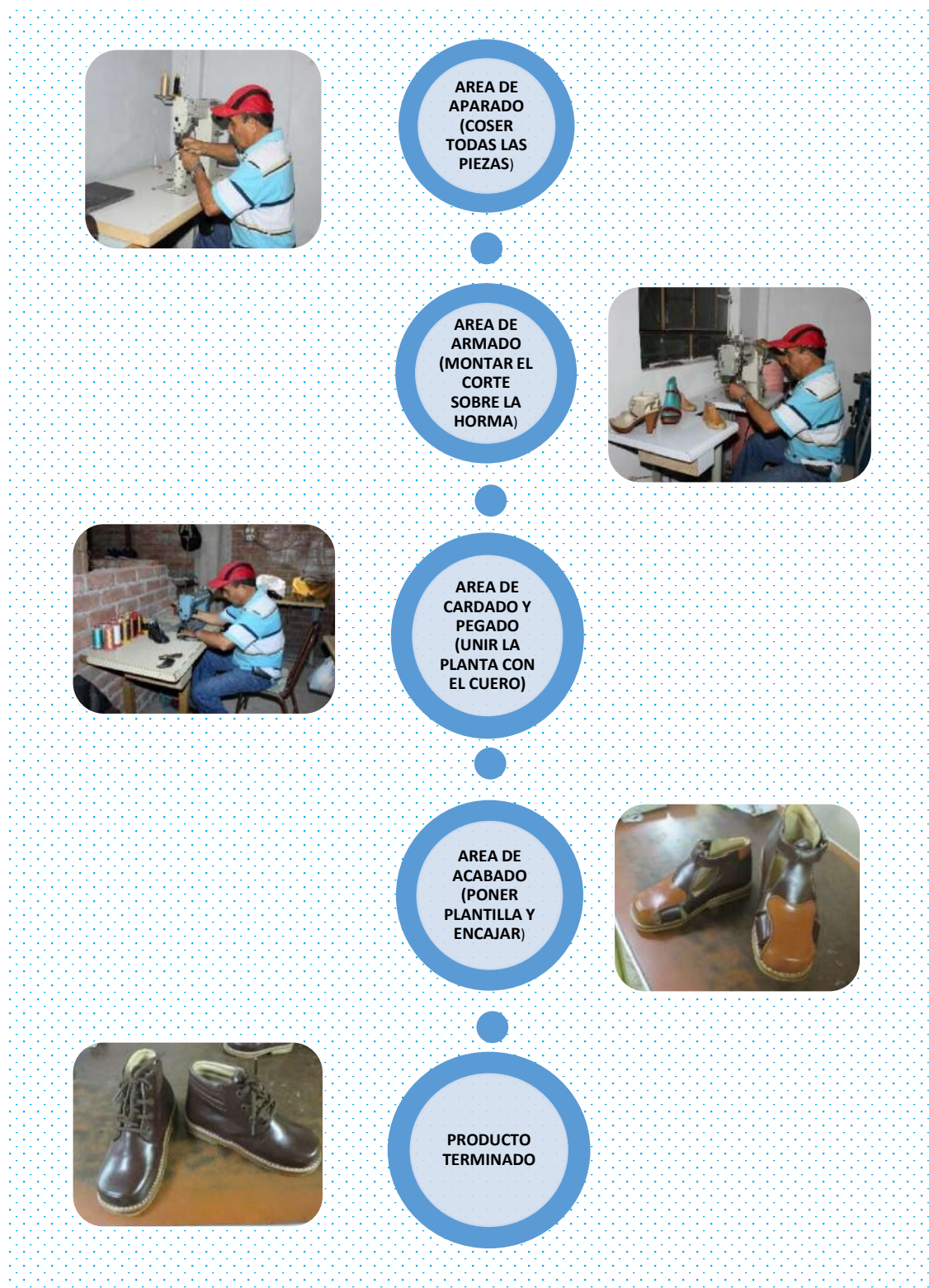


Diagrama N°4.1: Proceso de elaboración del calzado – Zapatería y renovadora Torres
(continuación)

Fuente: Elaboración propia

Capítulo 2

La biomecánica - El calzado – El pie

2.1. Biomecánica: concepto y campos de aplicación

El estudio mecánico del cuerpo humano, con ánimo de resolver los problemas que le provocan las distintas condiciones a las que pueda verse sometido, es una vieja aspiración que solo desde hace algunos años se ha comenzado a satisfacer de la mano de técnicas y métodos de cálculo suficientemente potentes para aproximarse a la complejidad del diseño biológico. Este es el objetivo de la biomecánica. Como corresponde a algo que se haya en proceso de consolidación y carece de una larga y sólida historia, son muchas las definiciones de la biomecánica. Algunas de ellas son:

- Relaciones entre los tejidos y órganos del cuerpo y sus tensiones mecánicas (Biomecánica – S. Benno Kummer, 1971)
- Ciencia que estudia los movimientos del hombre y su coordinación (Biomecánica – Escuela Soviética de Biomecánica, 1971)
- Análisis formal y cuantitativo de las relaciones entre la estructura y la función de los tejidos vivos y la aplicación de los resultados obtenidos al ser humano en la salud y en la enfermedad. (Biomecánica – E. Attinger, 1972)
- Estudio de las fuerzas actuantes y/o generadas por el cuerpo humano y sobre los efectos de estas fuerzas en los tejidos o materiales implantados en el organismo. (Biomecánica – S.I.B.: Sociedad Ibérica de Biomecánica, 1978)

Como se puede apreciar, en las diferentes definiciones están relacionadas las palabras: biológico y mecánica. Por ese motivo el concepto y definición actual de la biomecánica es el siguiente:

Conjunto de conocimientos relacionados a la mecánica, ciencias biomédicas, y distintas tecnologías que permiten analizar, en primer lugar, el estudio del comportamiento de los sistemas biológicos y en particular, del cuerpo humano, y, en segundo lugar, resolver los problemas que ocasionen las distintas condiciones a las que puede verse sometido².

De esto se puede deducir tres aspectos muy importantes:

- Tiene como principal objetivo el estudio de los fenómenos biológicos y del cuerpo humano en especial.
- Que la mecánica junto con el apoyo tecnológico puede dar como resultado ciertos métodos particulares que son aplicables a los seres vivos.
- La biomecánica es un tema muy importante de estudio e investigación pues ha logrado la solución de múltiples problemas que afectan al hombre.

La proyección industrial de la biomecánica ha alcanzado a diversos sectores sirviendo de base para la concepción y adaptación de numerosos productos: técnicas de diagnóstico y evaluación motora humana, implantes e instrumental quirúrgico, prótesis, ayudas técnicas a discapacitados, calzado, equipamiento deportivo, mobiliario y sistemas de seguridad en automoción, entre otros. Sin embargo, para que todo esto haya sido posible, es decir, para que la biomecánica se haya desarrollado, han tenido que coexistir las cuatro circunstancias siguientes:

- Se ha reconocido la necesidad.
- Se ha dispuesto de una tecnología y de unos conocimientos científicos suficientes para abordar el análisis de los problemas en que se centra.
- Se ha contado con científicos y técnicos competentes.
- Se ha poseído el soporte financiero adecuado.

Por todo esto, se puede decir que el desarrollo alcanzado por la biomecánica en la segunda mitad de este siglo, obedece a su progresiva aplicación en tres ámbitos:

2.1.1. La biomecánica médica

Esta ciencia, en la búsqueda de la comprensión de los principios básicos del movimiento, es un campo que tiene una historia muy larga. Fue descrito en la literatura antigua china y griega ya en 400-500 AC. El fundamento de la biomecánica, sin embargo, se colocó durante un periodo comprendido entre los años 1500 y 1700 por colaboradores de

² Biomecánica de la marcha humana y normal patológica – IBV

renombre, como Leonardo da Vinci, a quien se le reconoce como el más sobresaliente estudioso de esta materia por sus contribuciones en la descripción de las proporciones y difusión de los avances en materia principalmente gráfica, o el caso de Aristóteles quien a través del estudio sobre el movimiento de animales plasmó sus resultados en un documento denominado “*Incessu Animalium*”, en donde hace reflexiones sobre la anatomía y el movimiento de los animales, viendo el cuerpo de estos como sistemas mecánicos.

Otros grandes estudiosos de la biomecánica fueron Galeno y Andreas Vesalius a través de estudios sobre la mecánica del cuerpo y la estructura y anatomía del cuerpo humano, así como el matemático belga Quetelet quien publicó su obra denominada “*Anthropometrie*”.

El primer trabajo sobre el análisis mecánico del paso humano lo realizaron los hermanos Weber en 1836. No obstante, el análisis científico de la marcha comenzó hace poco más de 100 años, como consecuencia de una disputa que persistía desde la antigüedad, referente a si en el galope de un caballo existía algún instante en el que no apoyaba ninguna de sus patas en el suelo. Intentando resolver esta ecuación, el fotógrafo Muybridge, en 1872, adaptó una serie de cámaras disparadas eléctricamente.

Marey fue el primero que aplicó técnicas fotográficas al estudio de los movimientos humanos. En 1873 utilizó uno de los primeros sistemas de objetivación de la marcha, registrando las reacciones de apoyo y la duración del contacto del pie en el suelo, mediante métodos neumáticos. Asimismo, en 1894 describió una plataforma dinamométrica. Beely, en 1882 fue uno de los primeros en medir las presiones bajo el pie, utilizando una fina capa de escayola y registrando la profundidad de la huella plantar. Poco después, Braune y Fischer calcularon las velocidades y aceleraciones de algunos segmentos corporales durante la marcha. Todas estas contribuciones fueron aportaciones de gran valor para que, en la segunda mitad del siglo XX, Yuan-Cheng Bert Fung (científico nacido en la provincia de Jiangsu, China en 1919) introduzca por vez primera el término “biomecánica” por lo que se le reconoce como el padre de la “bioingeniería” y fundador de la “biomecánica”.³ Durante los años de 1940 a 1950, el trabajo pionero de la biomecánica del aparato locomotor se siguió realizando por leyendas como Arthur Steindler, Verne T. Inman, Henry R. Lister y A. H. Hirsch.

El paso siguiente fue determinar el papel que desempeñan los músculos en la marcha. Sherb realizó un trabajo importante estableciendo el

³ Biomecánica del Pie. Fernando Chico Ruiz

patrón de actividad muscular en los miembros inferiores utilizando únicamente la palpación de los músculos de sujetos que caminaban sobre una cinta sin fin. Además, se puede decir que el tema de la locomoción fue estudiado desde el punto de vista metabólico, midiendo el consumo de oxígeno durante la marcha (Atzler y Herbest - 1927). Con el estallido de la II Guerra Mundial, aparecen los laboratorios de biomecánica y de análisis de los movimientos humanos, especialmente en los Estados Unidos, logrando un impulso importante en este campo.

En 1981, Inman recopiló todos los conocimientos actuales del momento en su libro “Human Walking” que hoy en día, sigue siendo un manual obligado de consulta.

Desde entonces, el campo de la biomecánica ortopédica ha florecido. Diferentes publicaciones significativas relacionadas con el hueso, el cartílago articular, tejido blando, las extremidades, la columna vertebral o la locomoción han ampliado el papel de la biomecánica en la toma de decisiones clínicas.

La aparición de hardware con mayor precisión, así como softwares que procesan más eficientemente grandes cantidades de datos ha permitido la realización de experimentos produciendo análisis más exhaustivos acerca de la cinemática de la articulación y la función del tejido; aumentado la comprensión de control de movimiento en sujetos sin patología durante una variedad de tareas, incluyendo caminar, correr o hacer ejercicio, y proporcionar un marco para el estudio de movimiento en la presencia de patología.

Así mismo, la comercialización de equipos de análisis de marcha (sistemas de captura ópticos, placas de fuerza, plantillas de presión) y su implantación en diferentes ambientes como el clínico, deportivo o ergonómico, han ampliado de forma significativa sus aplicaciones; convirtiéndose en una herramienta de trabajo accesible para facilitar el diagnóstico de patologías, mejorar el rendimiento deportivo e incluso analizar la postura durante el trabajo; constituyendo una iniciativa pionera ya que hasta ahora, este tipo de estudios biomecánicos se habían aplicado al calzado deportivo, pero no al urbano u ortopédico.

2.1.2. Biomecánica deportiva

Se haya relacionada a la restauración de los Juegos Olímpicos modernos, cuando se experimentó un lógico interés por optimizar el rendimiento deportivo. Con el paso del tiempo las técnicas o patrones de movimiento fueron unificándose y, en consecuencia, las marcas se igualaron. A partir de esto, se buscó nuevos enfoques metodológicos

objetivos que permitiesen analizar la secuencia de movimientos y gestos con ánimo de optimizar el rendimiento del deportista. Pero con el final de la II Guerra Mundial y el inicio de la Guerra Fría, el deporte adquirió la dimensión de estandarte nacional, trayendo consigo la disposición de recursos y esfuerzos con el propósito de mejorar el rendimiento físico de los deportistas.

Es importante mencionar que el desarrollo de la biomecánica deportiva no se debe solo al deporte de élite; por ejemplo, cuando Jordi Llopart ganó la primera medalla olímpica en la prueba de 50 km marcha, surgió una generación de grandes atletas que movilizó el interés popular en la práctica de este deporte, que junto con la difusión por televisión propiciaron que esto sea un fenómeno de masas y como necesita de complementos e instrumentos para su práctica se vio apoyado por un interés industrial.

Así, en 1972, se inician en Zúrich las investigaciones en calzado deportivo bajo la perspectiva de la biomecánica, con el objetivo de diseñar complementos, materiales y equipamiento de altas prestaciones.

2.1.3. Biomecánica ocupacional

Relacionada a la ergonomía, que consiste en analizar la interacción del cuerpo humano con los elementos con que se relaciona en diversos ámbitos (en el trabajo, en casa, en la conducción de automóviles, en el manejo de herramientas, etc.) y adaptarlos a sus necesidades y capacidades. Se puede decir que la fecha más adecuada para el nacimiento de la ergonomía fue un 12 de julio de 1949, día en el que el Almirantazgo Británico celebró una reunión en la que se acordó la creación de un comité pluridisciplinar para el estudio de los problemas ligados al hombre en ambiente de trabajo, el *Human Research Group* – Grupo de Investigaciones Humanas -. Poco después, en una reunión celebrada el 16 de febrero de 1950, se introdujo el término ergonomía que, sin embargo, había sido utilizado por primera vez en un artículo publicado en 1857 por el profesor polaco Wojciech Jastrzebowski.

2.2. La biomecánica en la industria del calzado

Entre los productos destinados al uso humano, el calzado debe conjugar un gran número de requisitos de diseño para ser percibido por los consumidores como un producto de calidad. Un calzado debe combinar atributos de diseño funcional, como su utilidad, eficiencia y facilidad de uso, con aspectos relacionados con el confort y la seguridad – entendida como la prevención de lesiones.

Sin embargo, a pesar de su necesidad, la aplicación de criterios funcionales en el diseño de calzado, procedentes de la investigación biomecánica o de la ergonomía, no se ha producido de modo uniforme en la totalidad del sector industrial dedicado a su fabricación.

Hasta el momento, muy pocos calzados presentan argumentos de venta relacionados con la biomecánica. Sin embargo, en algunas ocasiones, dichos argumentos constituyen el eje central de agresivas campañas publicitarias, como es el caso de algunas principales compañías multinacionales de calzado deportivo.

La diversificación de las compañías dedicadas a la fabricación y distribución de calzado deportivo, a otros mercados, como el urbano y el aumento del nivel de exigencia de los consumidores son circunstancias que han conducido a una situación propicia para que los calzados que incorporan criterios biomecánicos y funcionales en sus diseños comiencen a ser percibidos entre los fabricantes y los consumidores como productos diferenciados, sanos y confortables. Por dicho motivo, en un futuro no tan lejano puede traer como consecuencia el interés de este tipo de producto, que además de satisfacer gustos estéticos toma en cuenta aspectos como el confort y la preservación de la salud.

2.3. Etapas del diseño biomecánico de calzado

La investigación biomecánica aplicada al diseño y evaluación del calzado fue iniciada en Suiza hace apenas 20 años. El aumento del número de deportistas de todas las edades y condiciones y la incesante aparición de nuevas especialidades deportivas habían provocado un espectacular aumento en el número de lesiones y la aparición de nuevas patologías deportivas.

A partir de esto, surgió *la metodología de diseño biomecánico de calzado*, la cual forma parte del proceso general de diseño del producto desde el principio de su concepción; ya que, si se da el cambio en un diseño, este puede exigir importantes modificaciones en el proceso de fabricación o costosas inversiones en el cambio de materiales. Este proceso de diseño, donde interviene además de especialistas en biomecánica, especialistas en marketing, ingenieros y diseñadores, debe concluir con la fabricación de un producto bien diseñado, es decir, un calzado: confortable, seguro, eficiente, fácil de usar, duradero, de apariencia agradable y de precio asequible. Este acercamiento sistemático al diseño incluye las siguientes fases:

2.3.1. Fase de planificación del producto

Se considera el primer paso en el proceso formal de creación de un nuevo producto. El objetivo de esta fase es determinar las necesidades

que debe cubrir el producto, quien lo usará y que características debe poseer, para esto se realizan las siguientes actividades:

2.3.1.1. Estudios de mercado

Los estudios de mercado tienen como objetivo identificar las oportunidades para el desarrollo de nuevos productos o la mejora de los ya existentes. Las actividades de los estudios de mercado relacionadas con factores biomecánicos y ergonómicos incluyen:

- El desarrollo de perfiles de usuarios: es la recopilación de las características de los sujetos a los que va destinado el producto, generalmente contiene la información de: edad, sexo, raza, educación, conocimiento de idiomas, profesión, etc.
- La evaluación, en cuanto a su uso, de productos similares ya existentes en el mercado; es decir, averiguar las ventajas o inconvenientes de otros productos competitivos en el mercado.
- La realización de entrevistas a individuos, en las que se incluyen preguntas sobre las necesidades del usuario. Todo esto con la finalidad de descubrir posibles mejoras del producto y establecer el grado de satisfacción que producen estas características sobre el usuario de un producto en concreto.

2.3.1.2. Establecimiento de objetivos de diseño

Concluidos los estudios de mercado, estableciendo el público objetivo al que va destinado el producto y evaluados los productos de la competencia, se está en condiciones de establecer los objetivos de diseño que deberá satisfacer el nuevo producto. Estos objetivos, aunque variarán en cada caso concreto, deberán ser fijados para el costo del producto, su funcionamiento y uso.

2.3.1.3. Establecimiento de los requisitos del mercado y funcionales

Los requisitos del Mercado se determinan a partir de los estudios de mercado y del establecimiento de los objetivos de diseño. Se tratan de requisitos cuantitativos e incluyen condiciones generales y de uso, y una descripción de las características que debe reunir el producto para satisfacer las necesidades del usuario.

Los requisitos funcionales se basan en el análisis funcional del producto y en los requisitos del mercado. Definen cuantitativamente las capacidades del producto; por ejemplo, un calzado deportivo, exige unas determinadas características de amortiguación y rozamiento.

2.3.1.4. Establecimiento de restricciones de diseño

Estas restricciones deben ser limitadas tan pronto como sea posible, porque limitan mucho las posibilidades a los diseñadores, entre ellas tenemos: tecnologías, plazos y costos, regulaciones y estándares.

Con respecto a las restricciones relativas a los usuarios, se deberá tenerse en cuenta factores como la edad, el sexo y la condición física de los usuarios, por lo que no se podrán definir hasta que el perfil del usuario haya sido claramente definido. En cuanto a las restricciones ambientales y de uso, los ambientes extremos imponen restricciones tanto en el diseño como en el uso.

Por ejemplo, un calzado para climas lluviosos deberá disponer materiales y diseños en la suela que aseguren un determinado coeficiente de fricción para evitar caídas por deslizamientos.

2.3.1.5. Elaboración de un documento de requisitos del producto

Consiste en la redacción de un documento que contiene los requisitos del producto, los cuales son: descripción general del producto, perfil del usuario, objetivos de diseño, requisitos del mercado, descripción de las funciones, requisitos funcionales y restricciones de diseño.

2.3.2. Fase de diseño

Cuando se definen las características funcionales del producto es necesario elaborar un proyecto con las especificaciones técnicas que permitan su fabricación. Aquí participan especialistas en biomecánica aportando datos sobre las características antropométricas y fisiológicas de los usuarios, para ello se hace uso de diferentes fuentes de información: búsquedas bibliográficas, datos antropométricos (dimensiones del cuerpo humano), análisis epidemiológicos (relación entre las características del zapato y la aparición de trastornos y patologías que afectan al aparato locomotor) y análisis biomecánicos.

2.3.3. Evaluación y verificación del producto

Por último, antes de proceder a la fabricación y comercialización del producto, a partir de las series de unidades preliminares construidas, se pasa a someterlas a evaluación de acuerdo a estándares de calidad y resistencia reglados en la normativa vigente.



Diagrama 5: Etapas del diseño biomecánico del calzado
Fuente: Cuadernos “El pie Calzado” - Instituto de biomecánica de Valencia (IBV)

2.4. El pie en apoyo

El pie humano constituye una estructura de funcionamiento complejo, cuyas capacidades físicas y mecánicas son el resultado de un largo proceso de especialización de la marcha y de adaptación a las propiedades mecánicas de la tierra virgen sobre la que la especie humana ha caminado durante su evolución.

Sin embargo, el hombre actual camina por término medio distancias insignificantes respecto a las recorridas por nuestros antepasados. La necesidad de proteger los pies frente a factores ambientales mecánicos y térmicos, la agresividad del pavimento urbano y los hábitos que impone la sociedad actual hacen absolutamente al hombre dependiente del calzado. Tanto es así que ha llegado a afirmarse que la verdadera marcha humana es la del hombre calzado. La necesidad de caminar calzado provoca una disminución de estímulos directos procedentes del terreno. Por esta razón, entre otras, muchas de las capacidades físicas y mecánicas, del pie se hayan en proceso de adaptación al calzado. Así, por ejemplo, la formidable almohadilla integrada por tejido celular vivo que se haya situada bajo los huesos del talón y la gruesa epidermis que recubre la planta de los pies han ido perdiendo consistencia, en la medida en que el hombre moderno camina menos y no lo hace casi nunca descalzo.

El modo en el que el calzado interacciona mecánicamente con nuestros pies y su influencia sobre la salud es un aspecto que solo recientemente ha comenzado a ser tenido en cuenta en la construcción del calzado. Este nuevo

enfoque tiene su origen en los conocimientos y técnicas que la ciencia de la Biomecánica ha generado para estudiar los movimientos humanos.

2.5. El apoyo del pie durante el desarrollo de actividades físicas

El pie es fundamentalmente un órgano táctil que permite al niño explorar su entorno, durante los primeros meses de vida hasta su especialización como estructura de soporte y miembro para la locomoción. Por lo tanto, se puede decir que el pie es una fuente constante de estímulos sensitivos, originados en el contacto del pie con el medio exterior; los cuales viajan a través del sistema nervioso y constituyen la información principal necesaria para mantener el equilibrio durante la locomoción y el desempeño de las actividades humanas.

2.5.1. El pie como estructura de soporte

El pie es un componente fundamental en la actividad humana y del aparato locomotor, este ha cobrado particular importancia en la investigación. Las extremidades inferiores del cuerpo humano constituyen el soporte esencial para la posición bípeda, base del servomecanismo anti-gravitatorio y piezas fundamentales para la marcha. Las partes generales de las extremidades inferiores son, cadera, muslo, rodilla, pierna, tobillo, pie y dedos (incluidos generalmente en los estudios y referencias del pie.). El pie humano está constituido por una estructura formada por 26 huesos divididos en 3 grupos: tarso (7 huesos), metatarso (5 huesos) y falanges (14 huesos). Estos elementos esqueléticos unidos por más de 100 fuertes ligamentos y gobernados por 33 potentes músculos, soportan y mantienen en equilibrio la masa corporal durante la realización de las distintas actividades humanas.

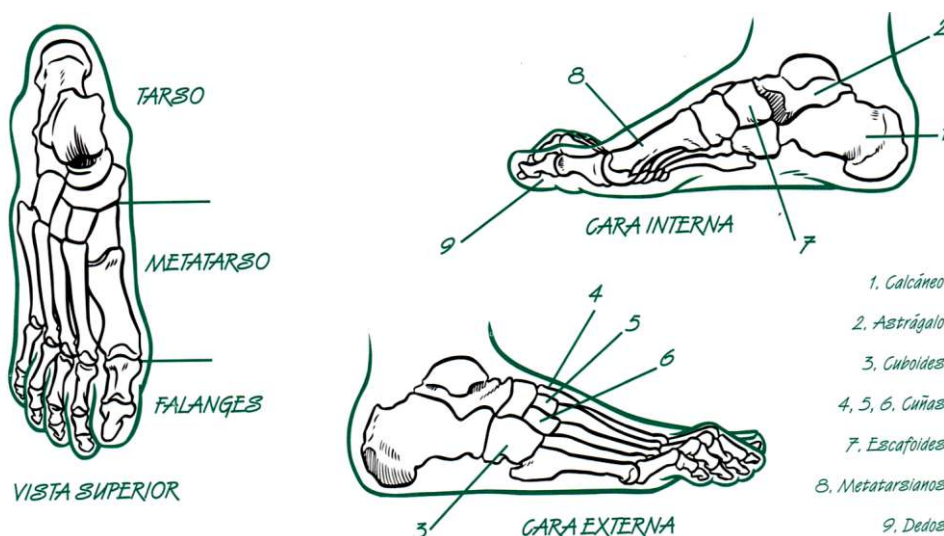


Figura N°10: Huesos del tarso, metatarso y falanges

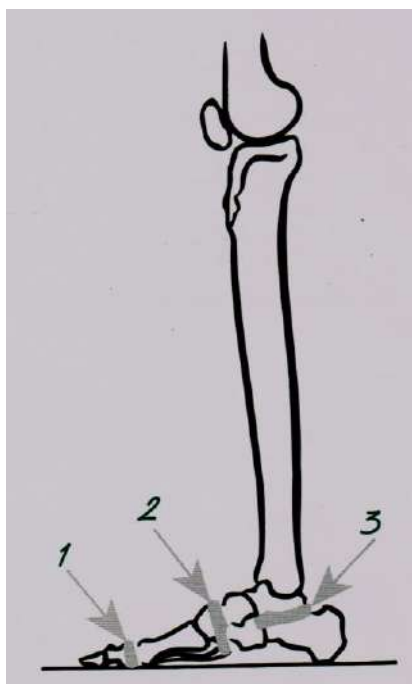
Fuente: Guía de recomendaciones para el Diseño de Calzado - IBV

Desde el punto de vista funcional se puede dividir las funciones del pie en:

- Función motora: permite lograr el impulso necesario para caminar, correr y saltar.
- Función de equilibrio: se lleva a cabo a expensas de la articulación del tobillo, los huesos metatarsianos en el antepié y los ligamentos laterales actúan a modo de cinchos.
- Función amortiguadora de las presiones

Ahora, para fines didácticos, el pie está dividido en tres unidades anatomofuncionales:

- El retropié, constituido por el astrágalo, que se articula con el calcáneo y forma la articulación *subastragalina* (punto de apoyo posterior).
- El mediopié, integrado por el escafoides, que se articula con la cabeza del astrágalo, el cuboides que se articula con el escafoides y las bases de los metatarsianos, formando la articulación *mediotarsiana*.
- El antepié, formado por los cinco metatarsianos y sus respectivas falanges: proximales, medias y distales con las que constituyen los diferentes rayos del antepié, dando origen a la articulación *metatarsofalángica*.



1. Metatarsofalángica
2. Mediotarsiana
3. Subastragalina

Figura N°11: Articulaciones del pie de mayor importancia funcional
Fuente: Guía de recomendaciones para el Diseño de Calzado - IBV

Se han realizado múltiples descripciones funcionales del pie en un intento por explicar la complejidad que entraña esta estructura, a la vez soporte extraordinariamente estable y órgano móvil, que permite absorber las rotaciones del tronco de la pierna sin modificar su posición en el apoyo.

La disposición de todos los huesos forma entre sí una bóveda en la parte media del pie que le da una gran resistencia para la carga de peso y el esfuerzo para lo cual se apoya en tres puntos que se conocen como trípole podálico. Esta bóveda no forma un triángulo equilátero exacto, pero se presta a comparación ya que sus puntos de apoyo están comprendidos en la zona de contacto con el suelo formando lo que se denomina impresión o huella plantar. Según Kapandji, la bóveda esta sostenida por tres arcos apoyados en el suelo por tres puntos: (A) la articulación del primer dedo con el metatarso, (B) la articulación del quinto dedo con el metatarso y (C) la tuberosidad posterior del calcáneo.

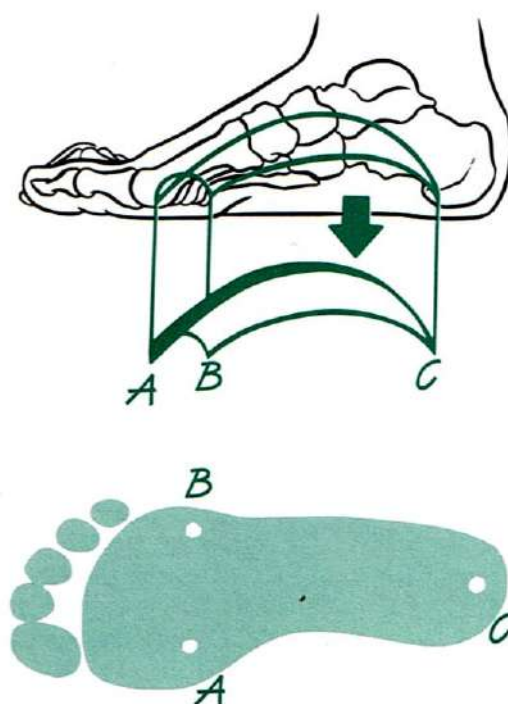


Figura N°12: Arcos de la bóveda plantar. La flecha vertical hace referencia al punto de aplicación de la carga durante la posición estática.

Fuente: Guía de recomendaciones para el diseño de calzado - IBV

De estos puntos se desprende la formación de tres arcos, los cuales son: el arco externo, el arco transversal o anterior y el arco interno o longitudinal, el cual es el más largo y alto, además de ser el más

importantes de los tres, tanto desde el punto de vista estático como dinámico; además es el único visible clínicamente.

El arco externo del pie comprende tres piezas óseas:

- El quinto metatarsiano, cuya cabeza constituye el punto de apoyo anterior (B) del arco externo.
- El cuboides (cub), suspendido por completo por encima del suelo.
- El calcáneo (calc), punto de apoyo posterior del arco.

Este arco es más rígido que el arco interno, debido a la gran potencia de los ligamentos plantares y a la existencia de un tope óseo (clave del arco) integrado por la apófisis mayor del calcáneo y el borde superior del cuboides, que impide que la articulación se entreabra por su parte inferior. Durante la bipedestación la deformación de este arco es mínima. Las partes blandas que recubren los huesos del pie en esta zona se hayan permanentemente en contacto con el suelo. La carga corporal es soportada en realidad por un área que se extiende a lo largo del borde externo del pie.

Sin embargo, durante la locomoción de este arco es esencial para transmitir el impulso motor de la musculatura posterior de la pierna hacia el antepié.

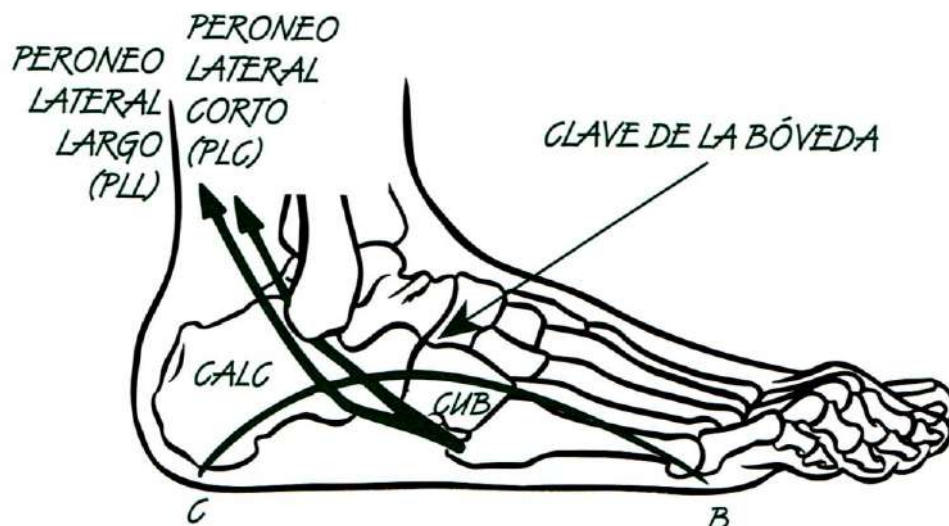


Figura N°13: Arco externo del pie y principales tensores PLC Y PLL
Fuente: Guía de recomendaciones para el diseño de calzado – IBV

El arco anterior o transversal tiene como puntos de apoyo:

- La cabeza del primer metatarsiano.
- La cabeza del quinto metatarsiano.

- Las cabezas de los otros tres metatarsianos no tienen contacto con el suelo.

Es importante mencionar que este arco solo es posible apreciarlo con el pie en descarga. Cuando se apoya el pie en el suelo y se soporta la carga corporal, el arco anterior se aplasta y se extiende a cada lado del segundo metatarsiano. Muchas patologías en las que existe un desbalance entre los músculos intrínsecos del pie, ocasionan el aplanamiento de este arco, lo que contribuye a la formación de los dedos en garra y a la aparición de callosidades plantares de dolor variable.

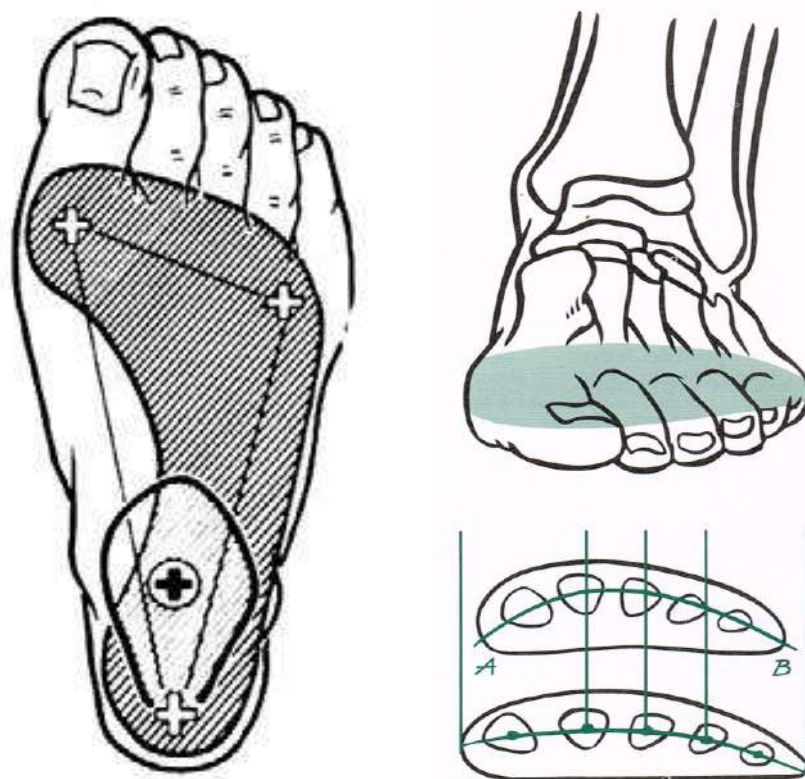


Figura N°14: Pie indicando sus 3 puntos de apoyo (izquierda) – corte transversal a nivel de las cabezas de los metatarsianos (derecha).

Fuente: Guía de recomendaciones para el diseño de calzado – IBV

Fuente: Desarrollo y Biomecánica del Arco plantar

El verdadero arco plantar es el arco longitudinal o interno del pie. Este arco se extiende desde el apoyo del primer dedo (A) hasta el apoyo de la tuberosidad posterior del calcáneo (C) y comprende cinco piezas óseas:

- El primer metatarsiano (M1) que solo se apoya en el suelo por su cabeza (A).
- El primer cuneiforme (C1) que no toma contacto con el suelo.

- El escafoides (S) la clave de la bóveda.
- El astrágalo (As) que se articula con la tibia.
- El calcáneo que descansa en el suelo por su parte posterior.

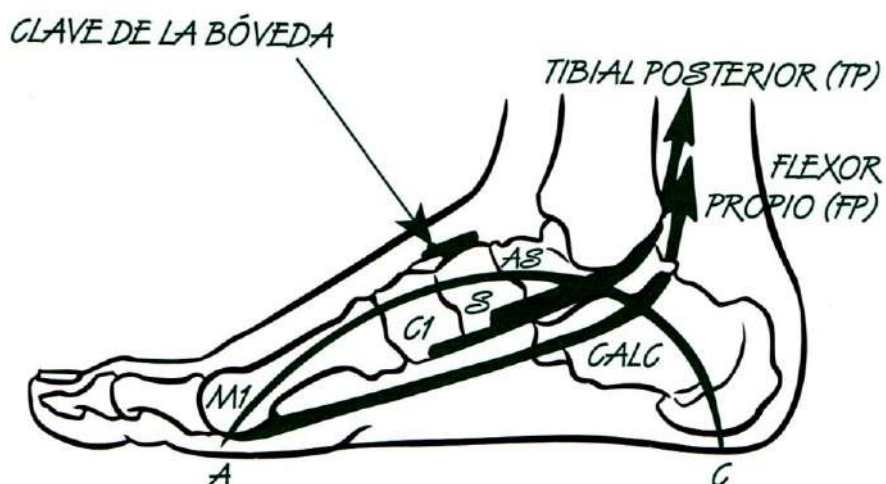


Figura N°15: Arco Interno del pie y principales tendones TP y FP.
Fuente: Guía de recomendaciones para el diseño de calzado – IBV

La característica esencial de este arco, al contrario de lo que sucedía con el arco externo, es su extraordinaria movilidad. El arco interno del pie es un elemento esencial para el mantenimiento del equilibrio durante la bipedestación, contribuyendo mediante su deformación a absorber las rotaciones hacia afuera y hacia adentro de la pierna de apoyo.

2.5.2. Consideraciones anatomofuncionales

Para llegar al conocimiento de las lesiones/deformaciones y poder establecer medidas terapéuticas adecuadas es necesario tener conocimientos anatómicos y funcionales precisos.

Ya se ha mencionado que el pie se describe desde la articulación del tobillo hasta los dedos. Así mismo, se sabe la existencia de los tres segmentos en los cuales se divide: la articulación subastragalina (retropié), la metatarsiana (mediopié) y la metatarsofalángica (antepié). Ver figura N°16.

Ahora, longitudinalmente el esqueleto del pie se constituye en 2 columnas óseas: la columna medial, constituida por el astrágalo, el escafoide, los 3 cuneiformes y los 3 primeros radios, y la columna lateral, constituida por el calcáneo, el cuboide y los últimos radios del pie. Ambas columnas se superponen en la articulación talo – calcáneo –

navicular. La cabeza del astrágalo se articula con el escafoides constituyendo lo que se ha denominado articulación distal del tobillo o *Acetabulum pedís*. En esta zona, la cabeza del astrágalo, es donde el pie realiza todos sus movimientos, por eso es importante esta articulación para poder comprender los movimientos del pie. Ver figura N°17.

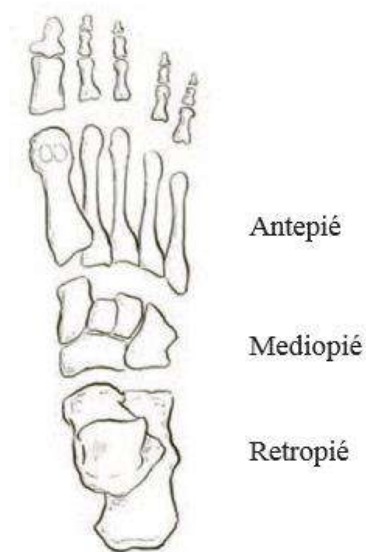


Figura N°16: Esquema del esqueleto del pie con los 3 segmentos óseos.
Fuente: Deformidades del pie – Jesús Muñoz

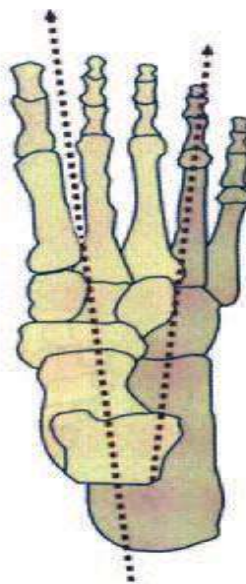


Figura N°17: Esquema de las columnas óseas del pie con la disposición divergente de sus ejes longitudinales
Fuente: Deformidades del pie – Jesús Muñoz

2.5.3. Los movimientos del pie

2.5.3.1. En el tobillo

El tobillo es una articulación en mortaja, los movimientos principales son: **flexión plantar y flexión dorsal o extensión**. Existe un mínimo grado de movimiento lateral cuando el pie está en flexión plantar. **La flexión plantar** es el movimiento que discurre en un plano sagital y durante el cual la zona dorsal del pie o parte de él, se aleja de la tibia. Ocurre sobre un eje de rotación transversal (bimaleolar). El mantenimiento del pie en esta posición determina un pie equino.



Figura N°18: Pies neurológicos. Pie equino (derecha) y Pie talo valgo (izquierda)

Fuente: Deformidades del pie – Jesús Muñoz

La flexión dorsal o extensión es el movimiento que discurre en un plano sagital y durante el cual la zona distal del pie o parte de él se aproxima a la tibia. Ocurre sobre un eje bimaleolar. El mantenimiento del pie en esta posición determina un pie talo.



Figura N°19: Aquí podemos evidenciar como la parte dorsal del pie se aproxima a la tibia.

Fuente: Deformidades del pie – Jesús Muñoz

2.5.3.2. En la articulación subastragalina

Los movimientos que se producen son: la **inversión** y la **eversión**.

La **inversión** es el movimiento que sucede en un plano frontal, durante el cual la superficie plantar del pie se inclina (gira hacia adentro) mirando hacia el plano medio. El mantenimiento del pie en esta posición origina un pie varo. La **eversión** es el movimiento que tiene lugar en un plano frontal y durante el cual la superficie plantar del pie o parte de él gira hacia afuera, se aleja del plano medio. El mantenimiento en esta postura determina un pie valgo.

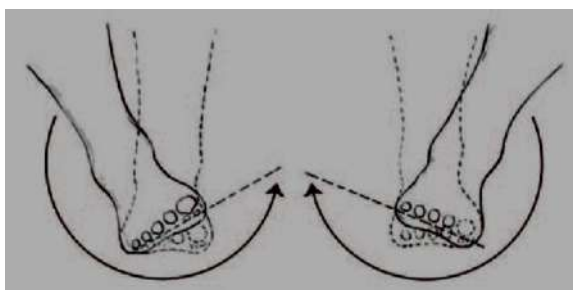


Figura N°20: Inversión (izquierda) y eversión (derecha)

Fuente: Deformidades del pie – Jesús Muñoz

2.5.3.3. En la articulación mediotarsiana

Aquí tienen lugar los movimientos de **aducción** y **abducción**.

La **aducción** es el movimiento sobre un plano transversal, en el que la parte distal del pie se desplaza o aproxima hacia la línea media del cuerpo. Ocurre sobre un eje vertical de rotación. El mantenimiento en esta posición da lugar a un pie *adductus* o en aproximación. La **abducción** es el movimiento que tiene lugar sobre un plano transversal, durante el cual la zona distal del pie se desplaza o aleja de la línea media del cuerpo. Si el pie se mantiene en esta posición se origina un pie *abductus* o en separación.

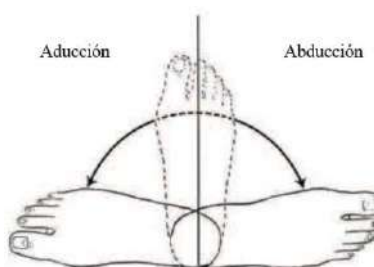


Figura N°21: Esquema de los movimientos de aducción y abducción del pie.

Fuente: Deformidades del pie – Jesús Muñoz

2.5.3.4. *En el Tobillo, la articulación subastragalina y la articulación mediotarsiana*

Existen movimientos que se complementan utilizando las articulaciones antes mencionadas ya que como se puede imaginar los movimientos del pie no son puros. Estos se dan sobre un eje helicoidal, dando lugar a: la **supinación** y la **pronación**.

La **supinación** se efectúa sobre 3 planos y consiste en el desplazamiento simultáneo del pie en flexión plantar, inversión y aducción. La **pronación** se efectúa sobre 3 planos y consiste en el desplazamiento simultáneo del pie en flexión dorsal, eversion y abducción.



Figura N°22: Movimientos complejos del pie alrededor de la cabeza del astrágalo.

Fuente: Deformidades del Pie – Jesús Muñoz

2.6. Biomecánica de la marcha humana normal

La Marcha Humana es un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano, en posición erguida, se mueve hacia adelante, siendo su peso soportado, alternativamente, por ambas piernas.⁴

Durante los primeros años de su infancia, el ser humano aprende a caminar de forma natural experimentando con su cuerpo hasta alcanzar un estilo propio. Pese al carácter individual de este proceso, las semejanzas entre sujetos distintos son tales que se puede hablar de un patrón característico de **marcha humana normal**, así como de las modificaciones que dicho patrón experimenta debido a la influencia de diversos factores, intrínsecos o extrínsecos al sujeto, y, sobre todo, bajo determinadas condiciones patológicas.

En realidad, la marcha humana es un fenómeno complejo para cuya descripción se requiere no solo del conocimiento de los movimientos cíclicos que ejecuta el organismo, sino también de cuestiones tales como las fuerzas de reacción entre los pies y el suelo, las fuerzas y momentos articulares, los requerimientos energéticos y los mecanismos de optimización adoptados, y la secuencia e intensidad de actuación de los diferentes músculos involucrados.

Uno de los estudios pioneros en el análisis de los movimientos, tanto de animales como humanos, apoyado en la utilización de técnicas, se debe a Muybridge (1979), en cuyo trabajo “Animal Locomotion”, de 1887, se recoge una notable cantidad de series de fotografías de personas y animales en movimiento. Mediante la utilización de veinticuatro “cámaras electrofotográficas” accionadas secuencialmente por un ingenioso sistema, Muybridge descompuso secuencias de diversos gestos de personas y animales, difícilmente observables en su totalidad a ojo desnudo, en fotogramas instantáneos. (Figura N°23)

⁴ Inman et al. 1981

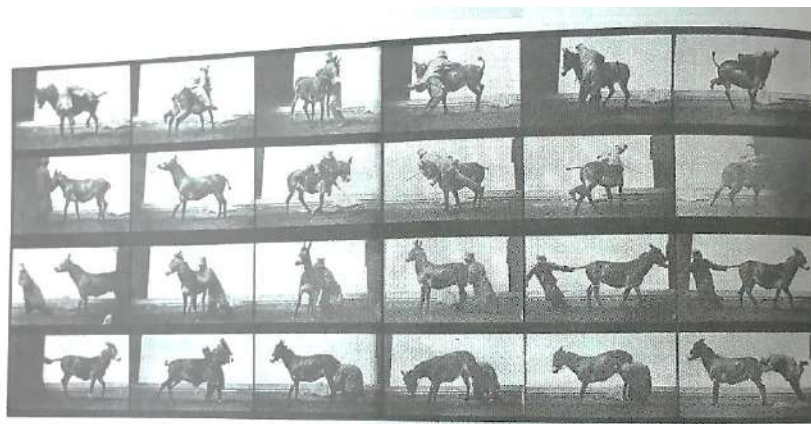


Figura N°23: Imágenes secuenciales de un movimiento
Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica - IBV

Ya en nuestro siglo, Alexander analizó las características básicas de la locomoción de diferentes animales. Calculó así la velocidad media de desplazamiento, la longitud de la zancada, y la altura de la cadera, medida cuando los animales se hallaban a pie, en reposo. Con la intención de poder representar el comportamiento de los animales en una sola ley genérica, Alexander hizo uso de las técnicas de análisis dimensional logrando representar la longitud adimensional como el cociente entre la longitud de la zancada y la altura de la cadera, frente a una velocidad adimensional, obtenida como el cociente entre la velocidad de desplazamiento y la raíz cuadrada del producto de la altura de la cadera por la gravedad, apareciendo una clara tendencia lineal respetada por todos los animales (Figura N°24).

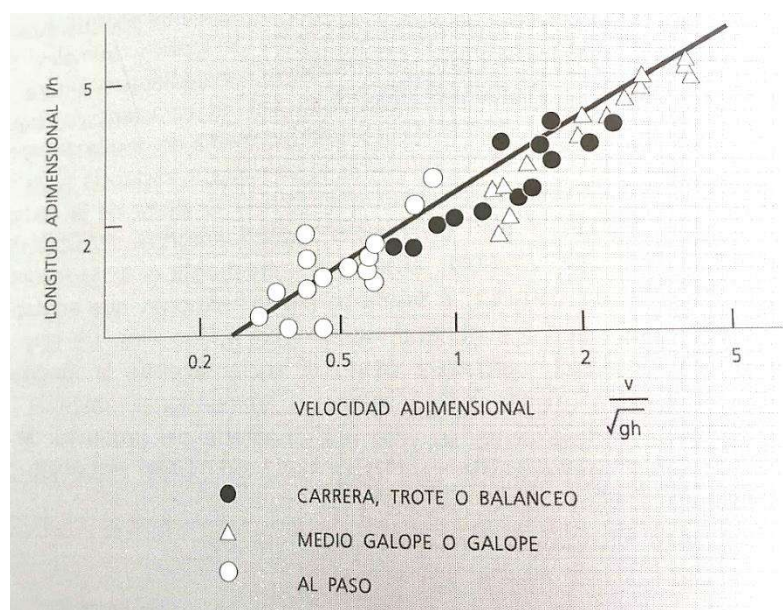


Figura N°24: Longitud adimensional frente a velocidad adimensional – escala logarítmica

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

Las dos formas más habituales de locomoción del ser humano son la marcha y la carrera. A continuación, se describirá la primera de ellas, que es, indiscutiblemente, la más importante, y que se caracteriza por el contacto permanente del individuo con el suelo, a través de, al menos, uno de sus pies.

2.6.1. El ciclo de marcha y sus fases

El **ciclo de marcha o zancada** es la secuencia de acontecimientos que tiene lugar entre dos repeticiones consecutivas de uno o cualquiera de los sucesos de la marcha. Por conveniencia, se adopta como principio del ciclo el instante en que uno de los pies toma contacto con el suelo, habitualmente a través del talón.

Durante un ciclo de marcha completo, cada pierna pasa por una **fase de apoyo**, durante la cual el pie se encuentra en contacto con el suelo, y por una fase de **oscilación**, en la cual el pie se haya en el aire, al tiempo que avanza, como preparación para el siguiente apoyo. La fase de apoyo comienza con el contacto inicial y finaliza con el despegue del antepié.

La fase de oscilación transcurre desde el instante de despegue del antepié hasta el siguiente contacto con el suelo. En relación a la duración del ciclo de marcha, la fase de apoyo constituye, en condiciones de normalidad, a la velocidad espontáneamente adoptada por el sujeto, alrededor de un 60% del ciclo. Por su parte, la fase de oscilación representa el 40% restante. Lo mismo sucede para el miembro contralateral, desplazado un 50% en el tiempo, lo que revela la existencia de dos **fases de apoyo bipodal** o de **doble apoyo** (Figura 25), de un 10% de duración cada una. Se denomina **período de apoyo monopodal** al intervalo durante el cual tan solo un miembro se encuentra sobre el suelo, estando el miembro contralateral en su fase de oscilación. El **tiempo de apoyo monopodal** izquierdo coincide, por definición, con el **tiempo de oscilación** derecho. El **tiempo de apoyo** de un pie equivale a la suma del **tiempo de apoyo monopodal** de dicho pie y de los dos **tiempos de apoyo bipodal**.

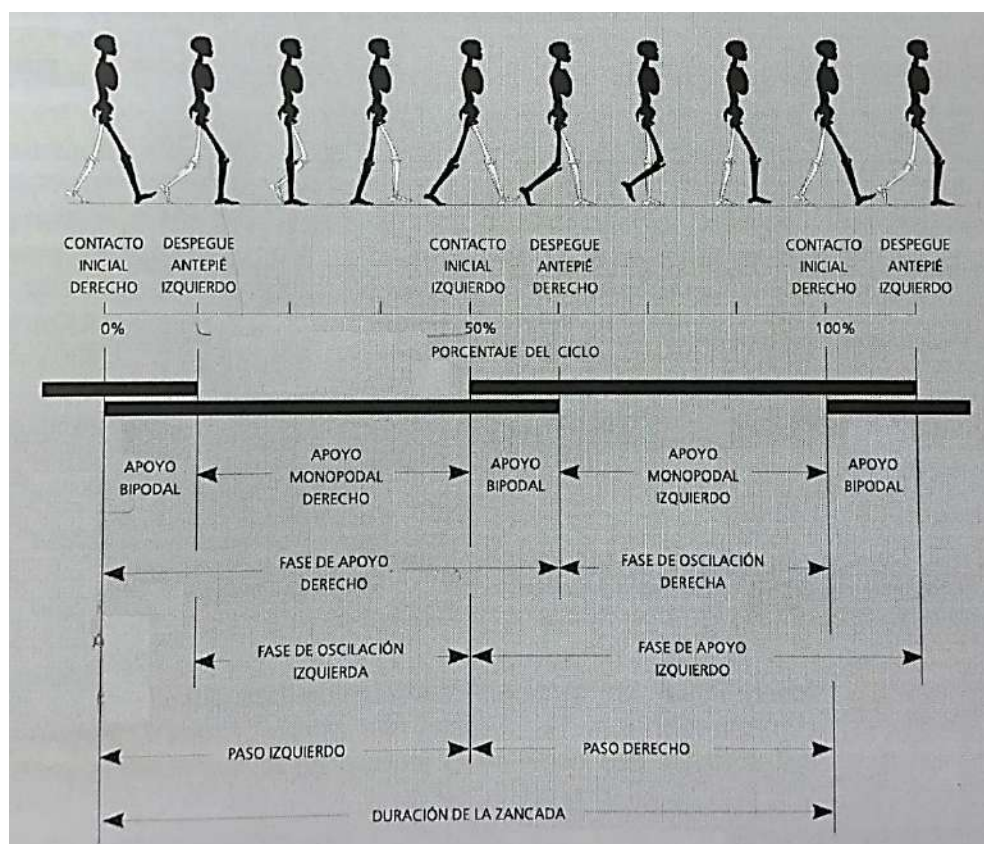


Figura N°25: El ciclo de Marcha

Fuente: Biomecánica de la Marcha humana normal y patológica – IBV

La distancia medida entre dos apoyos consecutivos del mismo pie se denomina **longitud de la zancada** (Figura 26). La distancia, medida en la dirección de progresión, que separa el apoyo inicial del pie derecho del apoyo inicial del pie izquierdo se denomina **longitud del paso izquierdo**. Análogamente se define la **longitud del paso derecho**, y la suma de ambas coincide con la longitud de la zancada. El **tiempo de paso izquierdo** es el tiempo transcurrido en la consecución del paso izquierdo, es decir, entre el contacto inicial del pie derecho y el contacto inicial del pie izquierdo, y equivale a la suma del tiempo de oscilación izquierdo y el tiempo de doble apoyo inmediatamente anterior, que corresponde a la etapa de despegue del pie izquierdo. La separación lateral entre los apoyos de ambos pies, normalmente medida entre los puntos medios de los talones, es la **anchura del paso, anchura de apoyo o base de sustentación**. El ángulo entre la línea media del pie y la dirección de progresión se le conoce como **ángulo de paso** (toe-out o toe-in).

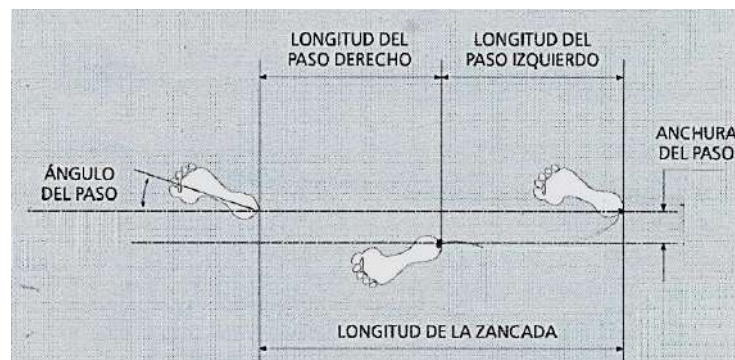


Figura N°26: Apoyos sucesivos de los pies en el suelo – ciclo de marcha
Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica - IBV

Se define la **cadencia** como el número de pasos ejecutados en un intervalo de tiempo siendo su unidad más comúnmente adoptada para el paso por minuto. Expresada en pasos por segundos, la cadencia es el doble de la inversa de la **duración del ciclo o de la zancada**.

$$\text{cadencia}(\text{pasos} / \text{s}) = 2 / \text{duracion zancada}$$

$$\text{cadencia}(\text{pasos} / \text{min}) = 120 / \text{duracion zancada}$$

La **velocidad** de la marcha es la distancia recorrida por el cuerpo en la unidad de tiempo, en la dirección considerada. La **velocidad media**, puede calcularse como el producto de la cadencia por la longitud de la zancada, con la adecuada conversión de unidades:

$$\text{velocidad (m / s)} = \text{longitud zancada (m)} \times \text{cadencia (pasos / min)} / 120$$

En la siguiente tabla, se presenta, a título orientativo, los valores de algunos parámetros de la marcha en individuos normales, según diferentes autores. Los valores de esta han sido medidos a **cadencia libre**, es decir a la velocidad espontáneamente adoptada por cada sujeto, y constituyen un promedio para hombre y mujeres sanos de edad comprendida entre 18 y 64 años.

Fuente	Cadencia (p/min)		Velocidad (m/s)		Long. zancada (m)	
	V	M	V	M	V	M
Murray (1964, 1970)	117	117	1.53	1.30	1.57	1.33
Chao (1983)	102	108	1.20	1.10	1.42	1.22
Kadaba (1990)	112	115	1.34	1.27	1.41	1.30
Perry (1992)	111	117	1.43	1.28	1.46	1.28

Cuadro N°3: Parámetros de normalidad para varones (V) y mujeres (M)
Fuente: Biomecánica de la Marcha humana normal y patológica – IBV

2.6.2. Minimización del desplazamiento del centro de gravedad

Tradicionalmente se han identificado seis mecanismos fundamentales de optimización en la marcha humana⁵, encaminados a la reducción de las oscilaciones que presentaría, teóricamente, el centro de gravedad del cuerpo, si tales mecanismos estuvieran ausentes (Figura 27). A estas adaptaciones se las denomina, también, determinantes de la marcha, del inglés “*determinants of gait*”.

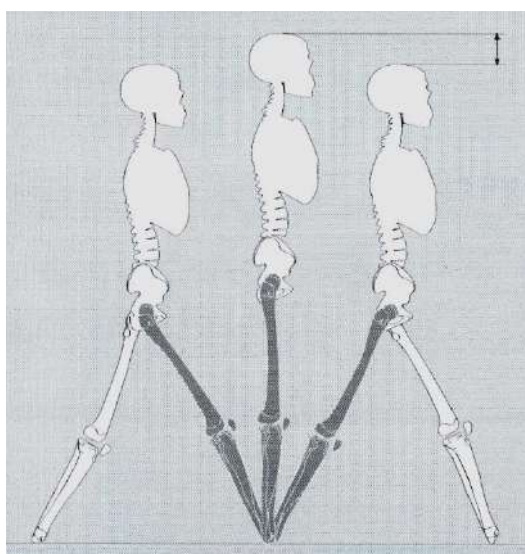


Figura N°27: Marcha humana hipotética sin mecanismos de optimización
Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

El primer mecanismo identificado es la **rotación pélvica** (en el plano transversal). El movimiento de flexo-extensión de la cadera, supuesto el tronco erguido y la rodilla completamente extendida, además de desplazar el tronco hacia adelante, induce un cambio en la altura de la pelvis, tanto mayor cuanto mayor es el ángulo de flexo-extensión (Figura 28).

⁵ Saunders et al., 1953; Inman et al. 1981

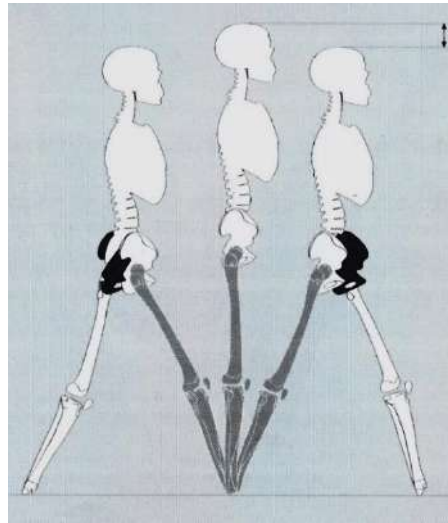


Figura N°28: Mecanismo de la rotación pélvica.

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

El segundo mecanismo consiste en una **caída pélvica** (en el plano frontal) hacia el miembro oscilante, de alrededor de 5° . De este modo, las oscilaciones verticales debidas al arco de flexo-extensión de la pierna de apoyo se reducen. (Figura 29)

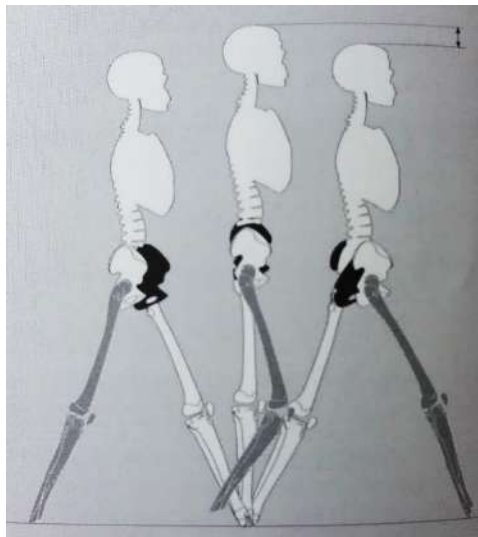


Figura N°29: Mecanismo de la caída pélvica

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

El tercer mecanismo lo constituye la **flexión de la rodilla** en el centro de la fase de apoyo, de unos 15° a cadencia libre, que reduce la oscilación vertical de la cadera en su movimiento de flexo-extensión, acortando la longitud de la pierna.

Los otros dos mecanismos se deben a la presencia del pie en el extremo inferior de la pierna y a una secuencia adecuada de actuaciones musculares, lo cual contribuye a suavizar la trayectoria del centro de masas. **El contacto mediante el talón** representa un alargamiento efectivo del miembro en un instante en que la altura de la cadera es mínima, debido a la flexión de la misma. De modo análogo, el **despegue mediante el antepié** incrementa también la longitud de la pierna, en un momento en que la altura de la cadera está disminuyendo, paliando su descenso. Los tres mecanismos descritos suelen considerarse conjuntamente bajo la denominación de “**coordinación de los mecanismos de rodilla, tobillo y pie**”.

El sexto mecanismo que se considera persigue la reducción del desplazamiento lateral del centro de gravedad. Una ligera **angulación fisiológica en valgo de la rodilla**, en combinación con la correspondiente aducción de la cadera, permite reducir la anchura del paso y, en consecuencia, la excursión lateral de la pelvis, manteniendo la tibia vertical. (Figura 30)

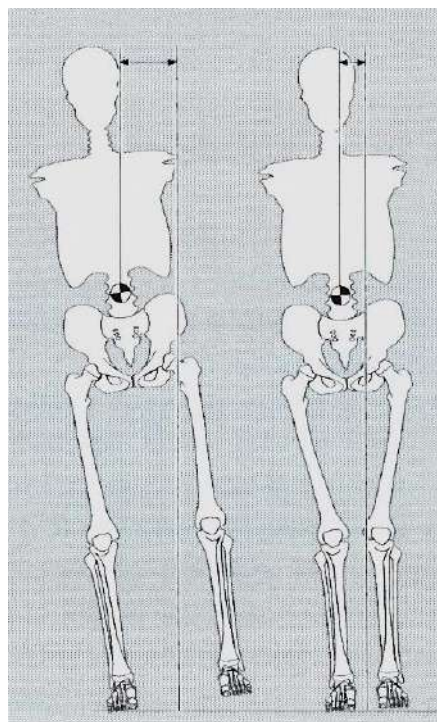


Figura N°30: Mecanismo de angulación en valgo de la rodilla
Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

2.6.3. Subdivisión del ciclo de marcha

El desarrollo del ciclo de la marcha está marcado por una serie de acontecimientos que permiten realizar una subdivisión más fina del

mismo, facilitando su descripción. En condiciones de normalidad se producen, para cada uno de los pies, los siguientes eventos sucesivos:

- Contacto del talón con el suelo.
- Apoyo completo de la planta del pie.
- Despegue del talón o del retropié.
- Despegue de los dedos o del antepié.
- Oscilación del miembro.
- Siguiente contacto del talón.

Algunas de las etapas anteriores pueden desvirtuarse, o incluso no existir, en determinadas alteraciones de la marcha: el contacto inicial puede no realizarse mediante el talón, el miembro oscilante puede arrastrar por el suelo, etc. En tal caso, para realizar la subdivisión apropiada, sería preciso definir de forma alternativa los límites entre las diferentes sub-fases. Los eventos anteriores, con las correcciones oportunas en casos patológicos severos, permiten establecer las siguientes sub-fases del ciclo de marcha (Winter, 1991):

- Fase de recepción de la carga
- Fase media del apoyo
- Fase de despegue
- Fase inicial de la oscilación
- Fase final de la oscilación

Otra subdivisión muy extendida en la actualidad y que se presentará en este proyecto, considera el apoyo compuesto por cinco periodos elementales, y la oscilación formada por otros tres. Los intervalos que las definen son valores medios para cadencia libre y se aportan a título orientativo.

- **Fase de apoyo:**
 Fase de contacto inicial **(CI)**
 Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga **(AI)**
 Fase media del apoyo **(AM)**
 Fase final del apoyo **(AF)**
 Fase previa a la oscilación **(OP)**
- **Fase de Oscilación:**
 Fase inicial de la oscilación **(OI)**
 Fase media de la oscilación **(OM)**
 Fase final de la oscilación **(OF)**

La **fase de contacto inicial (CI)** constituye la toma de contacto del pie con el suelo (Figura 31). Pese a no tratarse de una fase definida por límites estrictos, conlleva un objetivo claro: el posicionamiento del miembro para iniciar el apoyo. En individuos normales, el contacto con el suelo tiene lugar a través del talón.

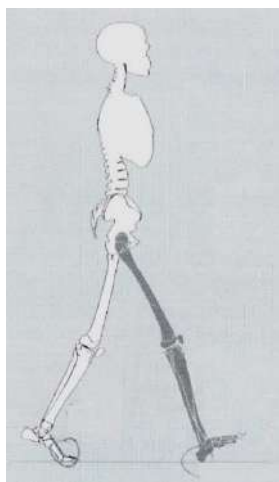


Figura N°31: Fase de contacto inicial

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

La fase anterior forma parte de la **fase inicial del apoyo** o de **respuesta a la carga (AI)**, que se identifica con el primer periodo de doble apoyo (Figura 32). Transcurre, por tanto, entre el instante de contacto inicial y el despegue del antepié del miembro contralateral, en condiciones normales. Durante este periodo la rodilla flexiona y el tobillo realiza una flexión plantar, controlados, respectivamente, por el cuádriceps y el tibial anterior, al tiempo que se estabiliza la cadera.

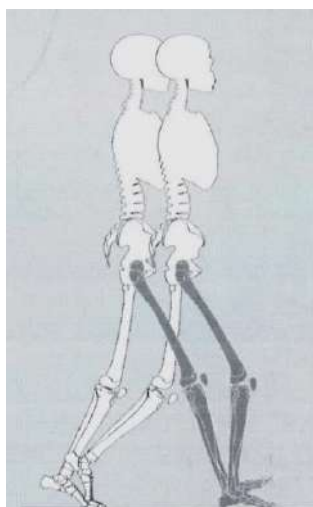


Figura N°32: Fase inicial del apoyo

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

El despegue del miembro contralateral marca el principio de la fase de apoyo monopodal que, a su vez, se divide en dos mitades. La primera es la **fase media del apoyo (AM)**, que se prolonga hasta el instante de despegue del talón (Figura 33). La finalidad de esta etapa es la progresión del cuerpo sobre el pie estacionario, manteniendo la estabilidad del miembro y del tronco.

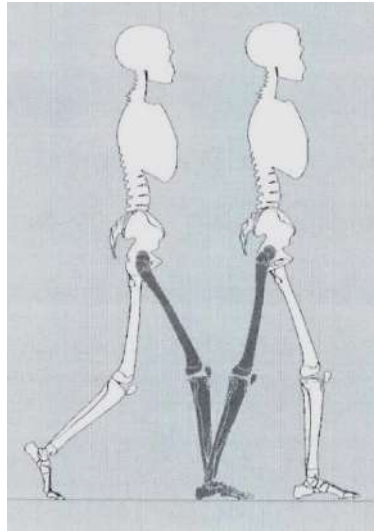


Figura N°33: Fase media del apoyo

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

La segunda mitad del apoyo monopodal se denomina **fase final del apoyo (AF)**, comienza con el despegue del talón y finaliza cuando el miembro contralateral contacta con el suelo (Figura 34). En esta fase el cuerpo sobrepasa el pie de soporte, cayendo hacia adelante.

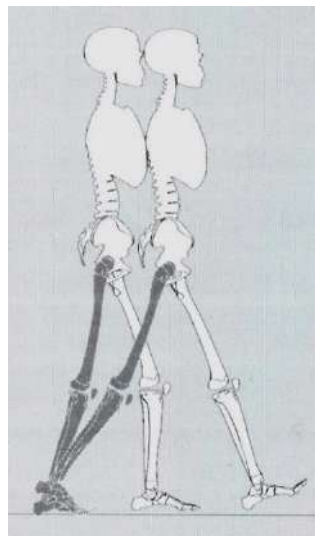


Figura N°34: Fase final del apoyo

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

El contacto inicial del miembro contralateral marca el inicio del segundo periodo de doble apoyo, también denominado **fase previa a la oscilación (OP)**, que culmina con el despegue del antepié (Figura 35). La función principal del miembro, es, precisamente su preparación para realizar la oscilación o balanceo, facilitada por la entrada en carga del miembro contralateral, hacia el que transfiere rápidamente la carga.

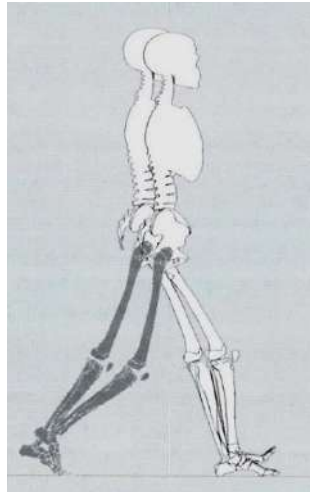


Figura N°35: Fase previa a la oscilación

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

La **fase inicial de la oscilación (OI)** corresponde, aproximadamente al primer tercio del periodo de oscilación (Figura 36). Constituyen sus límites el despegue del miembro y el momento en que éste alcanza el miembro contralateral, aunque la definición de este último instante es algo imprecisa. El avance del miembro se produce por medio de la flexión de cadera y rodilla, asegurando una separación adecuada entre el pie y el suelo.

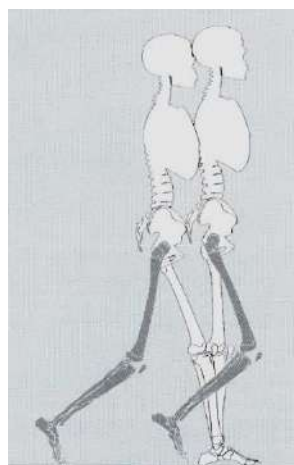


Figura N°36: Fase inicial de la oscilación

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

La segunda parte de la oscilación, o **fase media de la oscilación (OM)**, comienza cuando ambos miembros se cruzan y finaliza cuando la tibia oscilante alcanza una posición vertical, ya sobrepasado el miembro de apoyo (Figura 37). La progresión del miembro a una distancia suficiente del suelo se propicia por una dorsiflexión del tobillo, acompañada de una flexión adicional de la cadera.

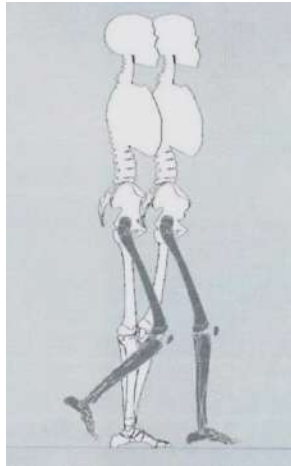


Figura N°37: Fase media de la oscilación

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

El periodo de oscilación y, en consecuencia, el ciclo, finaliza con la **fase final de la oscilación (OF)**, limitada por el siguiente contacto del miembro con el suelo (Figura 38). En esta etapa debe ultimarse el avance del miembro y llevarse a cabo la preparación para el inminente contacto. Se produce una acción de frenado de la flexión de cadera y de la flexión de rodilla, quedando ésta en extensión y la tibia adelantada con respecto al fémur. El tobillo mantiene una alineación cercana a la neutra.

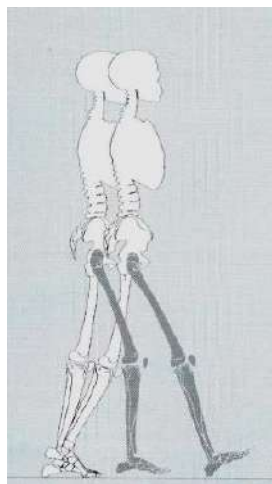


Figura N°38: Fase final de la oscilación

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

2.6.4. Descripción de cada fase

A continuación, se realizará una descripción detallada del ciclo de marcha humana tomando como referencia las diferentes sub-fases definidas anteriormente a través de la siguiente tabla:

Fase	Inicio y Fin	Propósito	Plano Frontal	Plano Transversal	Plano Sagital
<i>CI</i>	0–2% del ciclo, apoyo bipodal.	Posicionar el pie correctamente en el contacto con el suelo.	Actuación de los abductores de cadera para contrarrestar el momento de aducción.	-	-
<i>AI</i>	2-10% del ciclo, apoyo bipodal.	Mantenimiento de una progresión suave mediante el rodillo del talón, al tiempo que el descenso del cuerpo se amortigua.	Intervención de los abductores de cadera debido al peso del cuerpo sobre el miembro.	Rotación interna del astrágalo debido a una eversión del calcáneo. Produciendo una rotación interna de tibia y peroné, que se transmite al fémur.	-
<i>AM</i>	10-30% del ciclo, despegue de dedos del miembro contralateral	El rodillo del tobillo debe mantener la estabilidad de la cadera y rodilla, mientras el cuerpo avanza sobre un pie estacionario.	La pelvis cae 5° en su extremo contralateral. Masa del cuerpo situada excéntricamente sobre el miembro de apoyo produciendo un momento externo de aducción en la cadera y varo en la rodilla.	El muslo rota internamente hasta que se alcanza la extensión completa de la rodilla.	Momento externo a nivel del tobillo es dorsiflexor debido al desplazamiento de la fuerza de reacción.
<i>AF</i>	30-50% del ciclo.	Proporcionar aceleración y asegurar una longitud de zancada adecuada.	Los abductores de cadera y el tensor de la fascia lata se encargan de mantener el equilibrio con respecto al momento externo de aducción.	Lado suspendido de la pelvis continúa rotando hacia adelante junto con la pierna en oscilación.	Participación de los gemelos en el control de la dorsiflexión del tobillo.

Fase	Inicio y Fin	Propósito	Plano Frontal	Plano Transversal	Plano Sagital
<i>OP</i>	50-60% del ciclo, contacto inicial del miembro opuesto.	Preparar el miembro para la oscilación.	Los abductores de cadera cesan su actividad con la transferencia rápida del peso al miembro opuesto, reduciendo el momento externo de aducción.	La pelvis alcanza su máxima rotación homolateral hacia atrás al término de la fase final del apoyo. Aquí comienza a rotar hacia adelante junto con el miembro, ahora retrasado.	-
<i>OI</i>	60-73% del ciclo, despegue del antepié.	Conseguir una separación pie-suelo suficiente (seguridad) así como alcanzar la cadencia deseada.	Los aductores asisten a los flexores en el avance del miembro. Se produce la caída pélvica máxima (5°).	La pelvis rota hacia adelante por la acción del aductor mayor del muslo del miembro de apoyo. Muslo, pierna y pie rotan externamente.	-
<i>OM</i>	73-87% del ciclo.	Mantener la separación entre el pie y el suelo.	Los aductores de la cadera están inactivos y el miembro inferior se mueve por inercia.	-	El miembro en oscilación se comporta como un péndulo compuesto, y cualquier aceleración del mismo durante la fase inicial de la oscilación debe compensarse en la fase final.
<i>OF</i>	87-100% del ciclo.	Decelerar la pierna y pre posicionar correctamente el pie para establecer contacto con el suelo.	Intervención de los abductores de cadera justo antes del contacto inicial para soportar el inminente momento de aducción.	La pelvis rota anteriormente acompañando al miembro en oscilación, alcanzando su máximo en el instante de contacto inicial. La rotación externa de muslo, pierna y pie continúa hasta iniciada la fase de apoyo.	Es necesaria una extensión completa de la rodilla y una posición neutra del pie con respecto a la pierna.

2.6.5. Influencia de diversos factores en la marcha humana

Es muy importante conocer la influencia que algunos factores tienen sobre la marcha humana normal. En particular, a la edad y al calzado, aunque existen muchos otros.

Influencia de la Edad

No se puede decir que la edad sea un factor, en el sentido estricto de la palabra, ya que un individuo concreto no puede someterse a su influencia de forma voluntaria. Sin embargo, es evidente que, desde su nacimiento, cada persona experimenta un proceso de aprendizaje y evolución de su patrón de marcha, hasta alcanzar lo que se denomina un patrón adulto, y que a edades muy avanzadas dicho patrón sufre una serie de modificaciones, al margen de las diferentes situaciones patológicas que hayan podido sobrevenir.

En el desarrollo de los movimientos del niño, uno de los hitos más importantes es la consecución de la locomoción bípeda independiente. El niño ha de aprender a coordinar su cuerpo, formado por un gran número de segmentos, en un mundo gravitacional, para poder moverse, de forma libre y eficaz, de un sitio a otro. Antes de empezar a andar, debe producirse toda una maduración y evolución. Inicialmente, el niño presenta movimientos incoordinados de sus extremidades para, posteriormente, ir perfeccionando la coordinación. El desarrollo de la marcha en el niño ha sido objeto de numerosos estudios y con el paso del tiempo se ha logrado establecer las diferencias esenciales entre la marcha del niño y la del adulto:

- Menor proporción de oscilación durante el ciclo.
- Menores longitud de paso y velocidad y mayor cadencia.
- Mayor anchura relativa del apoyo.
- Realización del contacto inicial con el pie completo, en lugar de con el talón.
- Escasa flexión de rodilla en la fase de apoyo.
- Postura en rotación externa del miembro inferior.
- Ausencia de movimiento de oscilación recíproco de los miembros superiores.

Algo importante que se debe conocer es que el patrón de marcha del niño completa su maduración hacia los siete años de edad, a excepción de los parámetros directamente relacionados con su estatura (longitud de paso, velocidad y cadencia), que evolucionan paralelamente al crecimiento hasta una edad de alrededor de quince años.

La marcha de los ancianos está condicionada, por un lado, a los cambios debidos a la edad y, por otro, a los efectos de diversas patologías, como la osteoartritis degenerativa y el parkinsonismo, que son más frecuentes a edades avanzadas.

El patrón de marcha que presentan los individuos ancianos sanos no debe entenderse como una marcha patológica, ni corresponde a tal. Murray et al. (1969) definieron su marcha como **“cauta, procurando el máximo de estabilidad y seguridad, como si uno caminase sobre suelo resbaladizo o en la oscuridad”**. Los cambios significativos comienzan a producirse entre los 60 y los 70 años de edad. Principalmente, disminuyen la longitud de paso y la velocidad, la cadencia muestra asimismo tendencia a descender, y aumenta la anchura del apoyo. Los datos de la siguiente tabla proceden de Murray et al. (1964) y Murray et al. (1969), y corresponden a individuos varones adultos caminando a cadencia libre.

	Cadencia (p/min)	Velocidad (m/s)	L. zancada (m)	A. apoyo (cm)
Jóvenes	117	1.53	1.57	8
Ancianos	114	1.39	1.46	9

Cuadro N°4: Valores Promedio para adultos jóvenes y anciano – cadencia libre
Fuente: Biomecánica de la Marcha humana Normal y Patológica - IBV

2.7. Deformidades del pie y tobillo

Es muy importante saber diferenciar entre una malformación y una deformidad; ya que ambas dan lugar a enfermedades diferentes en cuanto a diagnóstico, pronóstico y tratamiento.

Su diferencia radica en el momento en que se han producido. La malformación se establece en el periodo embrionario del desarrollo y comporta siempre una alteración anatómica. La deformidad presenta siempre una integridad anatómica (aquí encontramos a los huesos, los músculos y las diferentes estructuras del órgano deformado).

Ahora, estas deformidades suelen ser debidas a malformaciones congénitas, traumatismos, desequilibrio muscular, o debilidad de los elementos estructurales a causa de una enfermedad. Los estados iniciales de una deformidad se caracterizan usualmente por una mayor tensión de los ligamentos y los músculos, mientras estos tejidos intentan mantener la mejor alineación dinámica que permiten las circunstancias.

Mientras el pie permanezca flexible, las fuerzas externas proporcionadas por ortesis y correcciones del calzado pueden ayudar a restaurar y mantener los elementos estructurales en una buena alineación, o por lo menos, impedir la progresión de la deformidad. Si la deformidad es fija, entonces las contrafuerzas aplicadas por un aparato ortopédico o por el zapato pueden ayudar a obtener una óptima distribución del peso por el pie, pero puede ser incapaz de realinear las estructuras.

Para fines didácticos, primero se considerará los modelos básicos de deformidad que pueden existir por separado, aunque es más frecuente verlos formando combinaciones diversas. Los elementos de deformidad que vamos a considerar son: el pie equino, el pie talo, el pie valgo, el pie varo y el pie cavo.

2.7.5. El pie equino

Cuando existe una deformidad en equino, el pie adopta una posición de flexión plantar. La deformidad se produce por la acción de fuerzas desequilibradas en torno a la articulación del tobillo. Durante el desarrollo de la deformidad, el momento de fuerza que tiende a producir la rotación del tobillo en dirección a la flexión plantar, suele ser mayor que el par de torsión opuesto a esta flexión plantar.

La posición en equino cambia considerablemente la distribución del peso en el pie. Las cabezas de los metatarsianos se ven sometidas a una presión mayor de lo normal. Cuando se descarga el peso crónicamente sobre un pie equino, la afección mecánica patológica puede afectar no solo al pie y al tobillo, sino también a la articulación de la rodilla, dado que la reacción del suelo pasa a una distancia mayor de lo normal por delante de la articulación de la rodilla durante parte de la fase de apoyo, y tiende a forzar a la rodilla a una posición de *genu recurvatum*.

No suele constituir una entidad patológica aislada. Suele encontrarse asociado a otro tipo de deformidades del pie: pie equino varo, pie equino valgo o pie equino de los trastornos neuromusculares. Su valoración y tratamiento deben realizarse en un servicio de ortopedia infantil.

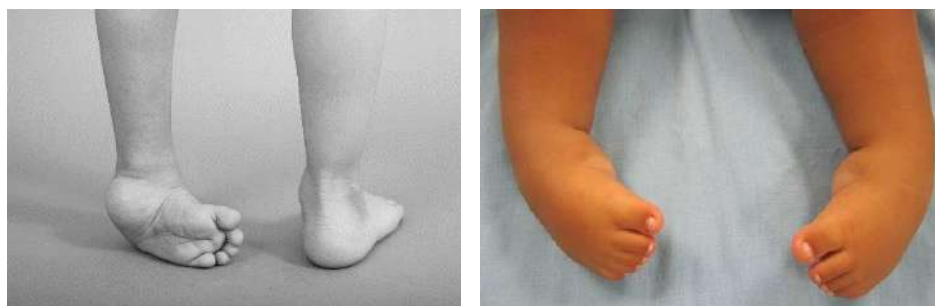


Figura N°39: Pie Equino varo
Fuente: ejemplos aleatorios – elaboración propia

2.7.6. El pie talo

En esta deformidad, los dedos se hayan elevados, y la mayor parte del peso recae sobre el talón. Las fuerzas actuantes en torno a la articulación del tobillo se hayan desequilibradas, casi siempre debido a la parálisis de los músculos de la pantorrilla. Los recién nacidos que presentan esta deformidad deben ser evaluados con gran cuidado por la presencia de otras deformidades posturales asociadas, en particular la luxación congénita de cadera.

La deformidad tiende a la corrección espontánea, pero si se quiere acelerar, tendrá que tratarse. El tratamiento consiste en las manipulaciones de estiramiento periódicas hasta que el pie adquiera la forma normal. En los casos más rígidos, el cirujano ortopédico pediátrico puede aconsejar un tratamiento con férulas correctoras.



Figura N°40: Pie Talo
Fuente: ejemplos aleatorios – elaboración propia

2.7.7. El pie valgo

Cuando existe esta deformidad, la planta del pie mira hacia afuera y el paciente anda sobre el borde interno del pie. La mecánica patológica de esta afección consiste en momento de fuerzas desequilibradas que rotan la parte posterior del pie.

Los tejidos blandos del dorso y la porción lateral del pie muestran contracción (contractura de musculatura peronea) y limitan la flexión plantar y la inversión. Radiográficamente, son pies de estructura ósea normal. No hay luxación o subluxación de los huesos del tarso. Este tipo de deformidad es la más frecuente en partos de presentación podálica (madres jóvenes y primíparas). La causa es debida a: posición defectuosa del feto, compresión por útero pequeño o musculatura abdominal potente. Esta deformidad se resuelve sin problema alguno.

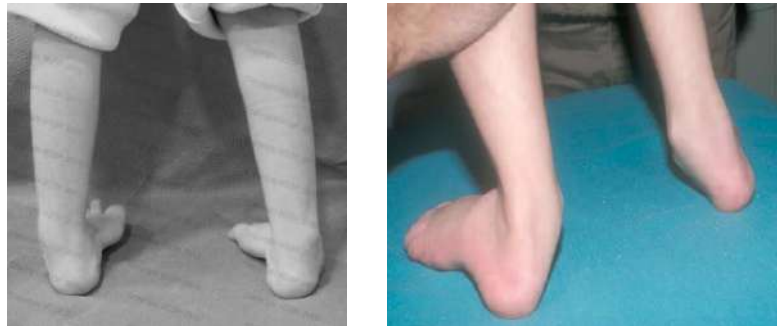


Figura N°41: Pie Valgo

Fuente: ejemplos aleatorios – elaboración propia

2.7.8. El pie varo

Con esta deformidad, la planta mira hacia adentro y el paciente anda sobre el borde externo del pie. Fuerzas desequilibradas rotan el pie alrededor del eje subastragalina, hacia aducción del antepié con cavo o con equino, constituyendo así los pies cavo-varos o equino-varos (pie zambo). En la mayoría de los casos el tratamiento es quirúrgico.

El pie varo postural, por torsión tibial interna y anteversión femoral, se debe a la posición intraútero de las extremidades inferiores, que incluye aducción e inversión del antepié e inversión del retropie. Este tipo de deformidad no requiere ningún tipo de tratamiento, pero si un seguimiento durante los primeros años de vida.



Figura N°42: Pie Varo

Fuente: ejemplos aleatorios – elaboración propia

2.7.9. El pie cavo

Es el pie que presenta un aumento anormal de la altura de la bóveda plantar en el mediopié por flexión acentuada de los metatarsianos. La alteración mecánica patológica consiste esencialmente, en que los músculos y la fascia de la cara plantar del pie ejercen una fuerza mayor de lo normal, como resultados de una retracción tendinosa y de la fascia.

Es una entidad compleja dada la diversidad etiológica, su diferente evolución y sus múltiples formas de tratamiento. La edad de presentación está entre los 8-12 años, aunque en ocasiones está presente al nacer con el primer dedo en garra.



Figura N°43: Pie Cavo

Fuente: Deformidades del pie – Jesús Muñoz

2.7.10. Deformaciones complejas del pie

Las deformidades simples que se acaban de explicar pueden superponerse unas a otras. Por ejemplo, algunos pacientes pueden presentar un pie equino-varo o talo-valgo. En otros pacientes la parte anterior del pie adopta una posición compensadora cuando la parte posterior se deforma. Esto suele suceder para conseguir que la parte anterior del pie efectúe su apoyo correctamente sobre el suelo, a pesar de la aberración de la parte posterior del pie. Lo antes mencionado se consigue mediante una elevación de los metatarsianos mediales y una depresión de los metatarsianos laterales recíprocos, o viceversa, constituyendo un giro metatarsiano de supinación – pronación.

2.7.10.1. *Pie equino-varo o pie zambo*

Esta deformidad consta de varios componentes interrelacionados:

- El tobillo y la parte anterior del pie se hayan en flexión plantar.
- La parte anterior del pie se haya en separación.
- Todo el pie se haya en supinación.

- La tibia se haya en rotación interna.

El pie se mantiene en *flexión plantar* debido a que el tendón de Aquiles acortado se opone a la dorsiflexión. La aponeurosis plantar, que se haya engrosada y contraída, arrastra la parte anterior del pie a una posición en equino y produce la deformidad en cavo de las partes media y posterior del pie.

La posición de *inversión*, combinación de las de aducción y supinación, es mantenida por la dificultad que, al movimiento en dirección a la alineación normal, oponen las retracciones de:

- Ligamento deltoide, que aparte del maléolo interno y va a insertarse al escafoides, el astrágalo y el sustentaculum tali del calcáneo.
- Ligamento calcáneo – escafoideo plantar.
- Tendón del tibial posterior.
- Tendón de Aquiles, que no solo se opone a la dorsiflexión, como ya se ha indicado, sino que también lleva el pie a la posición de inversión.

Con respecto a este tipo de deformidad, se debe asegurar de descartar alguna displasia de cadera ya que es una enfermedad que se asocia con gran frecuencia. El tratamiento para este tipo de deformidad empleado actualmente es conocido como el “Método de Ponseti”, que consiste en manipulaciones y yesos seriados con una mínima cirugía del tendón de Aquiles, una vez que se han corregido todos sus componentes, a excepción del equino. La finalidad de este método es de reducir las deformidades para que el pie sea funcional, plantígrado con buena movilidad y no precise calzado especial.



Figura N°44: Pie zambo – Tratamiento mediante yesos inguinopédicos – Resultado a los 4 años

Fuente: Deformidades del pie – Jesús Muñoz

2.7.10.2. *Pie Plano-valgo*

El pie plano-valgo o simplemente pie plano, puede deberse a numerosas causas, pero en todos los casos, un rasgo básico de la deformidad es una relación anormal en la articulación calcáneo – astragalina. Los principales componentes que se interrelacionan son:

- Depresión medial de la cabeza del astrágalo.
- Depresión medial del calcáneo.
- Supinación y abducción de la parte anterior del pie.

El astrágalo rota de tal manera que su cabeza es empujada hacia adentro y hacia abajo. La rotación y depresión de la cabeza astragalina causa un desplazamiento hacia dentro, de la línea de acción de la fuerza ejercida por el astrágalo sobre el *sustentaculum tali*. Esto aumenta la tendencia del peso suprayacente a empujar hacia abajo la porción medial del calcáneo.

Su aparición es en el recién nacido y en el lactante; por tanto, en niños que no han iniciado la marcha. La tendencia habitual de su evolución es hacia la corrección espontánea. En los casos en que la evolución no es favorable, deben ser tratados mediante manipulaciones y aplicación de yesos correctores para conseguir la flexión plantar y la eversión del pie.

Cuando se inicia el tratamiento se debe considerar aspectos muy importantes, los cuales son: la edad, la intensidad de la deformación, la repercusión en el calzado y la existencia o no de síntomas (dolor plantar, discomfort, molestias en la pantorrilla, etc.)

De acuerdo a esto y diversos estudios realizados se puede afirmar que el uso de plantillas no corrige un pie plano, pero sí puede ayudar a equilibrarlo y evitar que sean dolorosos; y en cuanto al uso de calzado, este debe ser lo más flexible posible, pero a su vez permitir estimular el desarrollo muscular y la función dinámica del pie.

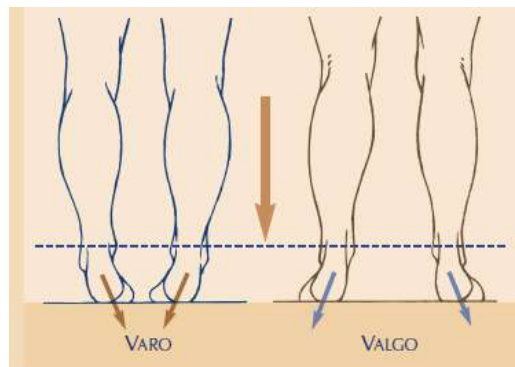


Figura N°45: Pies Plano-valgos y Pies cavos
Fuente: El Pie Calzado – Guía para el asesoramiento en la selección de calzado para plantillas

2.8. Biomecánica de la marcha humana patológica

Existen múltiples posibilidades para clasificar las alteraciones de la marcha debidas a patologías, según su etiología, según su zona anatómica afectada, según la fase de la marcha que este alterada, etc. No obstante, todos los procesos patológicos acaban provocando determinadas alteraciones que son objetivables mediante las diferentes herramientas que se utilizan para el estudio de la marcha humana. Estas alteraciones básicas son:

- **Deformidad**, esta aparece cuando los tejidos no permiten una movilidad pasiva suficiente en los pacientes, que les permita adoptar posturas normales y rangos de movimientos fisiológicos durante la marcha. La *contractura o retracción* suele ser la causa más habitual. Una *contractura* representa un cambio, estructural o funcional, en el tejido conectivo de los músculos, ligamentos o cápsula articular a consecuencia de una inmovilidad prolongada o como secuelas de una lesión.

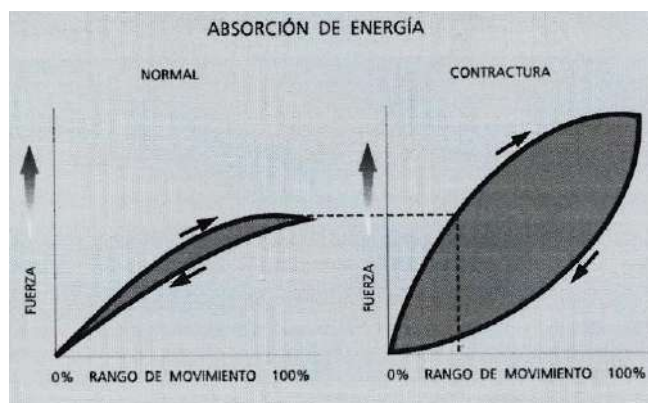


Figura N°46: Absorción de energía por lo tejidos durante la movilización pasiva de los mismos

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

- Una **debilidad muscular**, puede ser debida a una atrofia muscular por desuso, a lesiones neurológicas y a miopatías. Cuando la causa es una lesión de neurona motora inferior o una patología muscular, los pacientes poseen una excelente capacidad de sustitución.
- La causa principal de **dolor** durante la locomoción corresponde a una excesiva tracción tisular. Las reacciones fisiológicas al dolor introducen dos elementos que alteran la marcha, a través de la deformidad y la debilidad muscular.
- Cuando existen patologías a nivel del sistema nervioso central o periférico, se puede producir un **control neurológico deficitario**, apareciendo cinco alteraciones básicas en diferentes combinaciones y con intensidad variable:
 - *Espasticidad*, la cual dificulta la actuación excéntrica de los músculos durante la fase de apoyo.
 - *Alteraciones de la coordinación*, que impiden al paciente controlar el tiempo y la intensidad de la acción muscular.
 - *Patrones reflejos primitivos del aparato locomotor*, que suponen una fuente alternativa al control voluntario.
 - *Alteraciones de la secuencia de actuación muscular*, debidas a la espasticidad y deficiencias en la coordinación.
 - *La alteración de la propiocepción*, dificulta la marcha ya que privan al paciente de la información sobre la posición de la cadera, rodilla, tobillo y pie, así como del tipo de contacto con el suelo. En estos casos el paciente no sabe cuándo puede apoyar el peso del cuerpo de forma segura.

En general, únicamente las personas con una lesión de grado medio son capaces de acomodarse a sus lesiones. *La combinación de los cuatro mecanismos patológicos (deformidad, debilidad muscular, dolor y control neurológico deficitario) en las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera provocan alteraciones específicas de la marcha en las diferentes fases de la misma.*

Alteraciones en el tobillo. Los trastornos funcionales de la articulación del tobillo se manifiestan como una flexión plantar o una dorsiflexión exageradas. Debido al escaso rango de movilidad del tobillo, alteraciones de tan solo 5° pueden provocar manifestaciones clínicas.

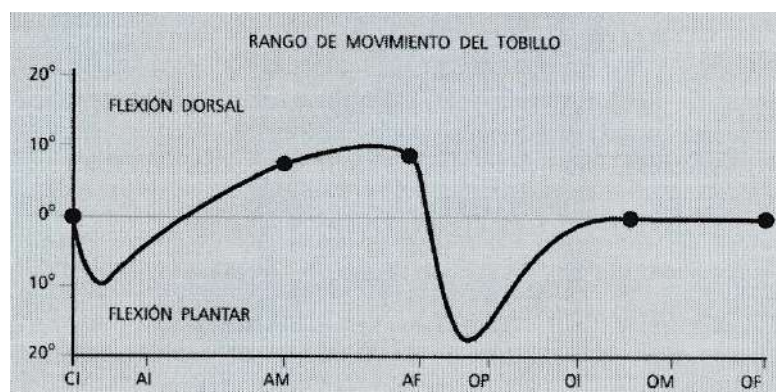


Figura N°47: Flexión plantar de tobillo exagerada – cambios del ciclo de marcha
Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

Alteraciones en el pie. Estas alteraciones pueden modificar el patrón de contacto del pie durante la fase de apoyo y producir una mala alineación del mismo durante la fase de oscilación. La causa puede deberse a alteraciones en rodilla y tobillo que repercutan sobre el pie o a patologías intrínsecas de éste. Las alteraciones son evidenciables tanto en el plano frontal como en el sagital.

Alteraciones en la rodilla. Las modificaciones más habituales de la marcha patológica debidas a alteraciones en la rodilla aparecen en el plano sagital. Rangos inapropiados de movilidad provocan una inadecuada o exagerada flexión o extensión de rodilla. Menos frecuentes son las desviaciones en el plano frontal (varo o valgo). También se han observado anomalías en la rotación con respecto al plano transversal, variando mucho los hallazgos según el método de medida utilizado.

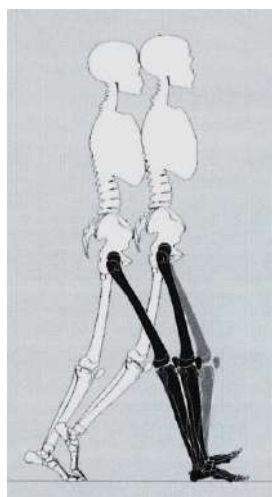


Figura N°48: Flexión de rodilla inadecuada durante fase inicial del apoyo
Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

Alteraciones en la cadera. El carácter multidireccional de cadera provoca que esta articulación sea sensible a alteraciones en los tres planos del espacio. A ello

se le une la complejidad de ser la articulación que conecta el miembro inferior con el tronco. Una función anormal de la cadera puede evidenciarse por una incorrecta alineación tanto del muslo como de la pelvis e, indirectamente, del tronco.

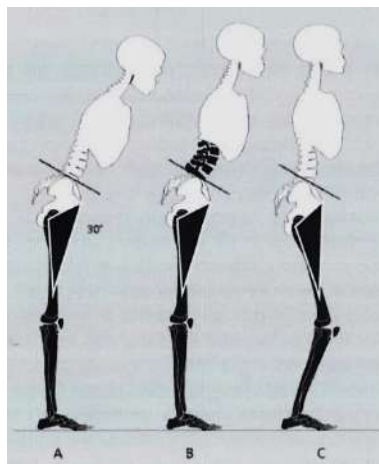


Figura N°49: Extensión inadecuada de cadera durante la fase media del apoyo
Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

Alteraciones en la pelvis. De forma similar a la señalada en la articulación de la cadera, el movimiento de la pelvis se puede ver afectado en cualquiera de los tres planos del espacio.

Alteraciones en el tronco. No se ha podido demostrar una correlación directa entre la potencia muscular en tronco (columna y abdomen) y la postura que adquiere el sujeto durante la marcha. La experiencia clínica, sin embargo, indica que no existe una desviación significativa del patrón normal hasta que la debilidad muscular en dicha musculatura es importante. Cuando la fuerza muscular es insuficiente, la desviación postural es permanente. Los cambios en la alineación del tronco o pelvis durante la marcha representan adaptaciones posturales a una inadecuada movilidad o carencia de control muscular en la cadera, rodilla o tobillo. Las *desviaciones en la alineación del tronco* a partir de una postura neutra de bipedestación, se clasifican como *inclinaciones del tronco*. La dirección puede ser hacia atrás, hacia adelante, homolateral o contralateral.

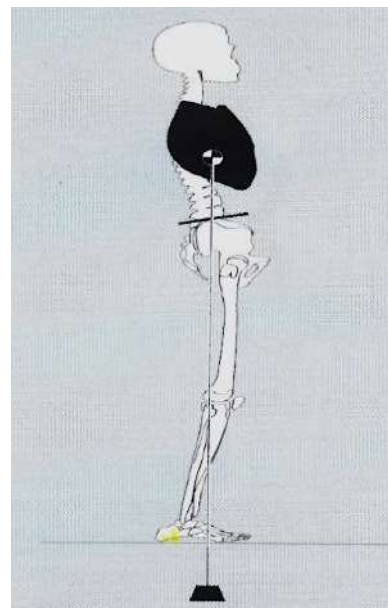
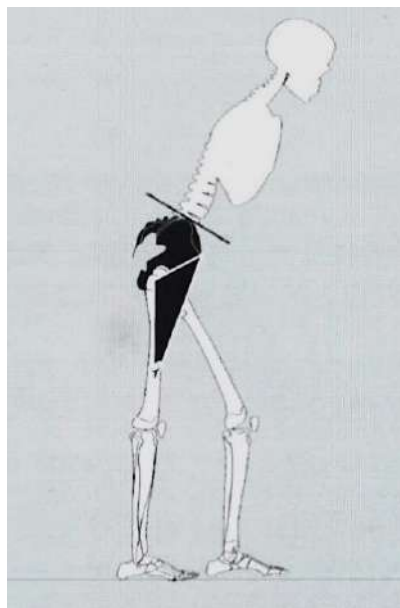


Figura N°50: Inclinación anterior de la pelvis por una contractura en flexión de cadera (izquierda).

Figura N°51: Inclinación posterior del tronco (derecha)

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

Capítulo 3

Recomendaciones de acuerdo a criterios básicos de la biomecánica para el diseño y selección de calzado saludable

3.1. Introducción

Hay preocupación por mantener la salud, la elección de un calzado se hace más difícil. En efecto es complicado seleccionar un calzado tomando en cuenta nuestro estilo de vida, complexión física y características personales; la dificultad será mayor cuando se trate de un calzado saludable.

Se puede afirmar que el mantenimiento de la salud de una persona no solo depende de la existencia de un calzado adecuado, en muchas situaciones depende del grado de información que se disponga en el momento de su adquisición.

Con el paso del tiempo se han desarrollado diferentes estudios que enseñan o facilitan la selección de un calzado saludable. En términos generales, se puede decir que un buen calzado debe proteger al pie frente a ambientes urbanos agresivos, proporcionar confort térmico (relacionado con sudor, frío, calor, etc.) y mecánico (entendido como la sensación de comodidad que el usuario tiene con el calzado), además de complementar al pie en su función sin dar lugar a lesiones y daños.

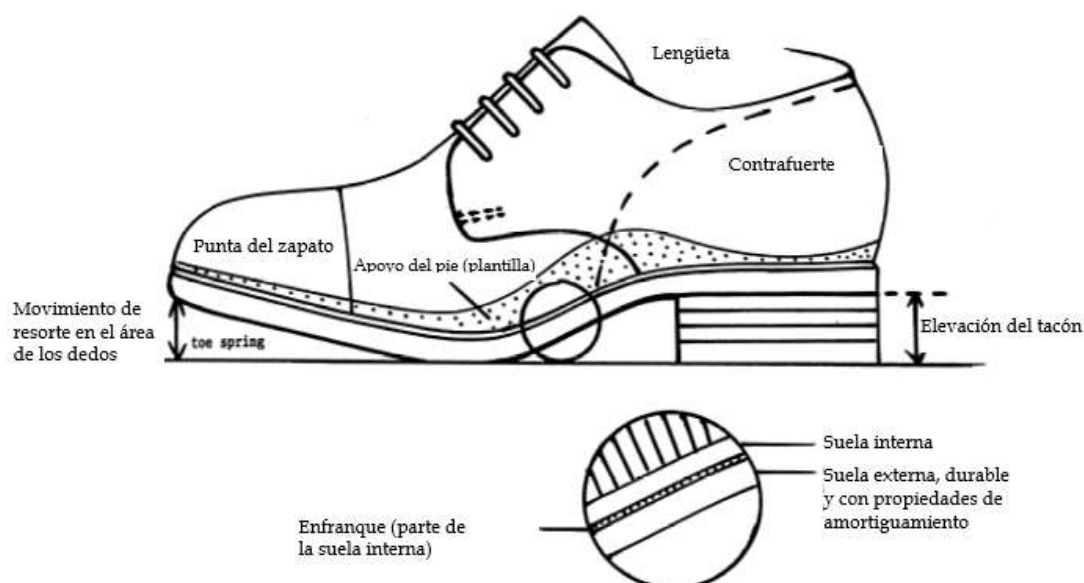


Figura N°52: Diseño general de un calzado Oxford clásico
Fuente: Calzado común y calzado ortopédico – Lily Hiejnen

Desde el punto de vista de la biomecánica, las propiedades generales del calzado dependen de las siguientes características:

- Capacidad de adaptación a la cambiante forma de los pies durante la marcha, sin oprimirlos, evitando rozaduras y deformidades en los dedos.
- Capacidad de adaptación al pie para no entorpecer sus movimientos, proporcionando una marcha estable y económica. Es decir, permitiendo la marcha sin más esfuerzo del necesario.
- Capacidad de amortiguación de los impactos que se generan al caminar en el choque del talón contra el suelo, protegiendo las articulaciones frente a lesiones y aumentando la sensación de confort.
- Adecuada distribución de las presiones que se soportan en la planta de los pies evitando puntos dolorosos y presiones continuadas.
- Interior del calzado bien acabado para prevenir problemas en la piel, eliminando costuras burdas, gruesas o mal dispuestas.
- Buena capacidad de transpiración de los materiales y adecuado confort térmico para evitar sudor excesivo y la presencia de infecciones.
- Capacidad de agarre al suelo para librarse de resbalones y caídas.

Tomando en cuenta estas prestaciones y sin perder de vista los gustos y las características personales se podrá seleccionar un buen calzado para un determinado estilo de vida.

Ahora, se toma en cuenta el “ciclo de la marcha”, la función del pie durante un paso se puede dividir en tres fases básicas:

1. En primer lugar, se da **el contacto inicial** del talón con el suelo donde el pie se encarga de frenar el descenso de la masa corporal.
2. Luego, con todo el pie apoyado, servirá de base para la **progresión del cuerpo**.
3. Finalmente, esto permitirá la **impulsión hacia adelante** perdiendo el contacto con el suelo por los dedos.



Figura N°53: Ciclo de la marcha

Fuente: El Pie calzado – Guía para el asesoramiento en la selección de calzado para plantillas

Conociendo esto se puede afirmar que las funciones básicas de un zapato durante estas fases son:

Durante el Contacto Inicial:

- Asegurar un agarre adecuado con el fin de evitar resbalones o caídas.
- Amortiguar el impacto del talón sobre el suelo, muy relacionado con el confort percibido por el sujeto.
- Controlar el movimiento lateral del talón, asegurando así una estabilidad muy necesaria en algunas patologías.

Durante la progresión del Cuerpo:

- Adaptarse a los movimientos del pie, proporcionando un apoyo completo y estable.

- Distribuir de forma equilibrada las presiones que soporta la planta del pie, evitando zonas dolorosas.
- Adaptarse a la forma del pie (a no ser que su horma tenga una función correctora), sin oprimirlo, evitando rozaduras y deformidades.

Durante la impulsión hacia delante:

- Facilitar la flexión dorsal de los dedos y el despegue de estos con el mínimo esfuerzo posible.
- Mantener los dedos confortablemente alojados y facilitar su función en el despegue.

3.2. Calzado urbano

Este tipo de calzado debe proteger a la agresividad de los ambientes urbanos, al mismo tiempo que debe proporcionar confort térmico y mecánico, asegurando que este cumpla su función sin dar lugar a lesiones ni daños.

Estas propiedades dependen, desde el punto de vista de la biomecánica, de una serie de aspectos de diseño, los cuales, a su vez, definen una serie de requisitos a cumplir por los elementos del calzado. Los principales aspectos a considerar son:

- Adaptación a la forma del pie durante la marcha sin oprimirlo, para evitar rozaduras y deformidades.
- Adaptación a los movimientos del pie para no entorpecer sus movimientos proporcionando una marcha estable y económica.
- Amortiguación de los impactos del pie con el suelo al caminar para evitar lesiones y aumentar el confort.
- Distribución de las presiones que se soportan en la planta del pie para evitar puntos dolorosos.
- El interior del calzado debe estar bien acabado para prevenir problemas con la piel, eliminando costuras burdas o mal dispuestas.
- Confort térmico para evitar sudor excesivo.
- Agarre al suelo para librarse de resbalones y caídas.

3.2.1. La suela y el corte: la estructura funcional

Una persona cuando anda, lo hace, por término medio a una marcha de 110 pasos por minuto. Al cabo de un día de diferentes actividades en el que hayamos andado unas cuatro horas, habremos recorrido fácilmente cerca

de 15 km. Así que no es cuestión de ponerse en los pies cualquier cosa. El gasto energético, la aparición de rozaduras y otros problemas dependerán de que el calzado cumpla su función, *lo que desde el punto de vista de la biomecánica es conocido como tener una estructura funcional adecuada:*

- *El calzado debe ser lo más ligero posible.*
- *El calzado ha de ser flexible.* Para esto, se debe comprobar que, el calzado se flexione sin dificultad. Esto facilitará la impulsión durante la marcha y disminuirá la fatiga. El calzado de mujer y de las personas mayores debe ser más flexible debido a la menor capacidad muscular.
- *Para calzados poco flexibles.* Se hace referencia a aquel calzado que posee plataforma, zuecos de madera, etc. Una mayor elevación del calzado respecto al suelo en la puntera, mejorará su comportamiento y evitará tropiezos.
- *Revisar diseño del corte:* lo ideal es un zapato cerrado alto sobre el empeine, ya sea acordonado o con bandas elásticas, incluso es mejor con lengüeta.
- *Altura del corte:* debe encontrarse por debajo del tobillo en el lateral y en la parte trasera del talón para evitar rozaduras e inflamaciones.

3.2.2. La trasera del calzado: estabilidad y amortiguación de impactos

El diseño de la trasera del calzado está muy relacionado con la estabilidad lateral del paso y con la amortiguación de impactos.

La estabilidad lateral es un factor muy importante para el confort, y en el caso de los mayores, especialmente de las mujeres, una cuestión de seguridad para evitar caídas y lesiones de tobillo.

La amortiguación de impactos es el *primer concepto biomecánico que se difundió en el mundo del calzado*. Este nos dice que, al iniciar el ciclo de la marcha, el pie toca primero el suelo con el talón, produciendo fuerzas de hasta 50 kilos en cuestión de milésimas de segundos, dando lugar a vibraciones a lo largo del cuerpo hasta la cabeza. Esto es conocido como impacto de talón y ha sido relacionado con lesiones de rodilla y el dolor de espalda. *Lo que se ha afirmado anteriormente lleva a la conclusión que en el andar cada minuto, se recibe 110 golpes de 50 kilos.* Pero, no hay que alarmarse, ya que el cuerpo es tan perfecto que cuenta con sistemas para disipar estas fuerzas y atenuar sus efectos. Uno de ellos es la capa de grasa dispuesta bajo el talón que actúa como un sistema amortiguador de gran eficacia. Los calzados que potencien estos sistemas serán los más

adecuados. Pero existen casos como en las personas mayores, cuando hay sobrepeso o al vestir botas, en donde es conveniente cierta amortiguación extra.

Otro aspecto importante que se considera es el dibujo de la suela atendiendo al agarre al suelo. En efecto, las caídas por resbalón son un gran problema, especialmente en personas mayores y sobre todo cuando muchas veces las superficies urbanas son lisas.

3.2.3. La plantilla: un colchón bajo los Pies

La plantilla tiene una gran influencia en el confort tanto térmico como mecánico, pues determina las presiones que aparecerán en diferentes puntos de la planta del pie. Por ese motivo, los dolores producidos en algunas zonas del pie se deben a presiones excesivas, las cuales dependen del material y la geometría de la plantilla. A continuación, se exponen ciertas cuestiones de diseño desde el punto de vista de la biomecánica:

Es preferible utilizar materiales blandos, en particular en la parte delantera, sobre todo en el calzado de tacón y especialmente para mujeres mayores. En el caso de suelas finas para personas mayores, se aconseja una plantilla más gruesa, de esta manera mejoramos el aislamiento con algún objeto que pudiera pisar en el camino.

Son preferibles las plantillas con perforaciones bajo los dedos y la bóveda para mantener el pie libre de sudor. El recubrimiento de la plantilla debe ser algo rugoso y flexible para absorber el sudor, manteniendo el pie seco y mejorando con ello el confort térmico.

3.2.4. El corte y el acabado del calzado

El confort térmico es asegurar, dependiendo de la zona geográfica y de la época del año, que la humedad y la temperatura en el interior del zapato sean adecuadas. Por ese motivo, se presenta a continuación ciertos criterios a tomar en cuenta:

Los forros interiores tipo lana o similares son muy calientes e ideales para andar por casa o en condiciones de mucho frío. Si se busca frescor, un forro que absorba el sudor será mejor.

El material de corte debe ser lo más flexible y transpirable posible. Las membranas técnicas transpirables utilizadas en calzado de montaña funcionan bien, aunque son un poco costosas.

Se debe siempre tener presente que el acabado es muy importante. Las costuras deben estar bien acabadas, especialmente en el calzado para las

personas mayores. Los refuerzos de la puntera y las cordonerías deben vigilarse con cuidado ya que pueden producir problemas al clavarse.

3.3. Calzado deportivo

El diseño y selección del calzado deportivo no resulta tarea fácil pues son muchos los aspectos técnicos a los que se debe atender. Cuando se practica deporte, la velocidad a la que se realizan los desplazamientos provoca cargas mecánicas muy elevadas sobre el cuerpo. Además, dependiendo de la intensidad y la preparación física del deportista, estas cargas pueden provocar lesiones en los huesos, las articulaciones, los ligamentos y los músculos del pie y de la pierna, encargados de transmitir al cuerpo las fuerzas ejercidas sobre el suelo.

Algo importante de señalar es que, a la hora de adaptar las prestaciones técnicas del calzado deportivo a las necesidades del cliente, hay que prestar una especial atención a dos cuestiones fundamentales: **las características del usuario**, como la edad, el sexo, nivel deportivo y el peso (una de las más importantes a tener en cuenta, pues dará una pista sobre las necesidades de amortiguación que deberá satisfacer el calzado); y la **actividad a realizar**, en relación con el tipo de superficie sobre la que se va a practicar el deporte.

Se debe recalcar que la información presentada, está pensada para el calzado deportivo diseñado y construido para practicar deporte o realizar ejercicio físico en sus diferentes modalidades. Queda fuera de esta tesis, los calzados de “estilo deportivo” cuyo uso corresponde a un fenómeno de moda.

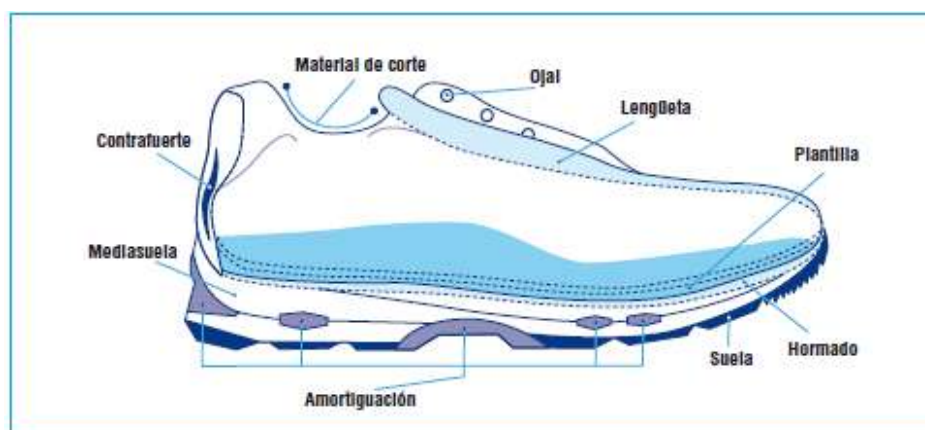


Figura N°54: Partes del calzado deportivo

Fuente: La Biomecánica y la Tecnología aplicadas al calzado deportivo
– Javier Abián Vicén, Juan del Coso Garrigós

La adaptación correcta de un calzado deportivo *exige conocer cuáles son los gestos deportivos básicos en la práctica del deporte a realizar*. La frecuencia e importancia de estos gestos como la carrera, los saltos, los giros (baloncesto o el fútbol) o movimientos laterales (tenis), determinarán las especificaciones técnicas que debe reunir el calzado.

Por último, se debe tener en cuenta que la adecuación de las características de fricción o agarre de la suela, respecto a la **superficie de juego** deberá ser un compromiso entre los aspectos de rendimiento, al permitir rápidas aceleraciones y desaceleraciones de la masa corporal en todas las direcciones, y los aspectos de protección frente a las lesiones del tobillo y de la rodilla.

Desde el punto de vista de la biomecánica, la protección y adaptación del calzado a estas particularidades depende de una serie de aspectos, y las principales son:

3.3.1. La amortiguación de los impactos

Capacidad que presenta el calzado de disminuir la magnitud de las fuerzas que se generan durante el impacto del pie con el suelo durante las actividades deportivas, la gran mayoría de las cuales, se practican sobre superficies duras y poco o nada amortiguadoras.

Se debe tener en cuenta que el nivel de amortiguación del calzado depende básicamente del diseño de su trasera y de las características de los materiales incluidos en la contrasuela, sobre todo su espesor y su capacidad de disipación de energía. En consecuencia, esta última ha sido la parte del calzado que más se ha modificado para incluir los sistemas de amortiguación.

Cada marca de calzado utiliza diferentes diseños, materiales y sistemas para mejorar la amortiguación de sus zapatillas, tratando de que su producto destaque por encima de los demás. A continuación, se mostrará algunos sistemas utilizados:

- Gel: Utilizado por *Asics*, es un sistema basado en la silicona diseñado para atenuar la fuerza de los impactos. Las zonas de mediasuela, en las que se coloca el gel, son diferente dependiendo del deporte para el que se vaya a utilizar la zapatilla. Además, es uno de los sistemas que más durabilidad y mejor amortiguación presenta.
- Adiprene: Utilizado por *Adidas*, es un material viscoso con alta capacidad para absorber los impactos. Se coloca en la zona del talón para disipar la fuerza durante el apoyo y para proporcionar estabilidad y protección.

- Hexride: Utilizado por *Reebok*, presenta un diseño de paneles hexagonales llenos de aire y sellados con un polímetro anti-impactos con el objetivo de crear una pisada ligera y amortiguada.
- Wave: utilizado por *Mizuno*, es un sistema en forma de onda compuesto de un polímero de aceleración ligero que aporta una gran amortiguación y que además es duradero.

3.3.2. Adaptación a la forma del pie

Los modelos de calzado deportivo no solo se diferencian en sus características exteriores, también se diseñan sobre hormados diferentes que tienen en cuenta las diferentes formas del pie. Incluso existen modelos de zapatillas que tienen las mismas características exteriores, pero se diferencian en la anchura del hormado, permitiendo un mejor ajuste de las zapatillas a las características anatómicas del pie. Ya que cuando un calzado deportivo no se adapta correctamente a las medidas funcionales de los pies del usuario, tanto la salud como el rendimiento pueden verse afectados. Las rozaduras, ampollas y las lesiones en las uñas son problemas muy frecuentes que, aunque no muy graves tienen una enorme influencia sobre el rendimiento.

Un ejemplo sencillo; unas zapatillas de baloncesto diseñadas para jugadores norteamericanos no pueden ser las mismas para los jugadores de España, pues la relación entre sus medidas de ancho, largo y perímetro son distintas.

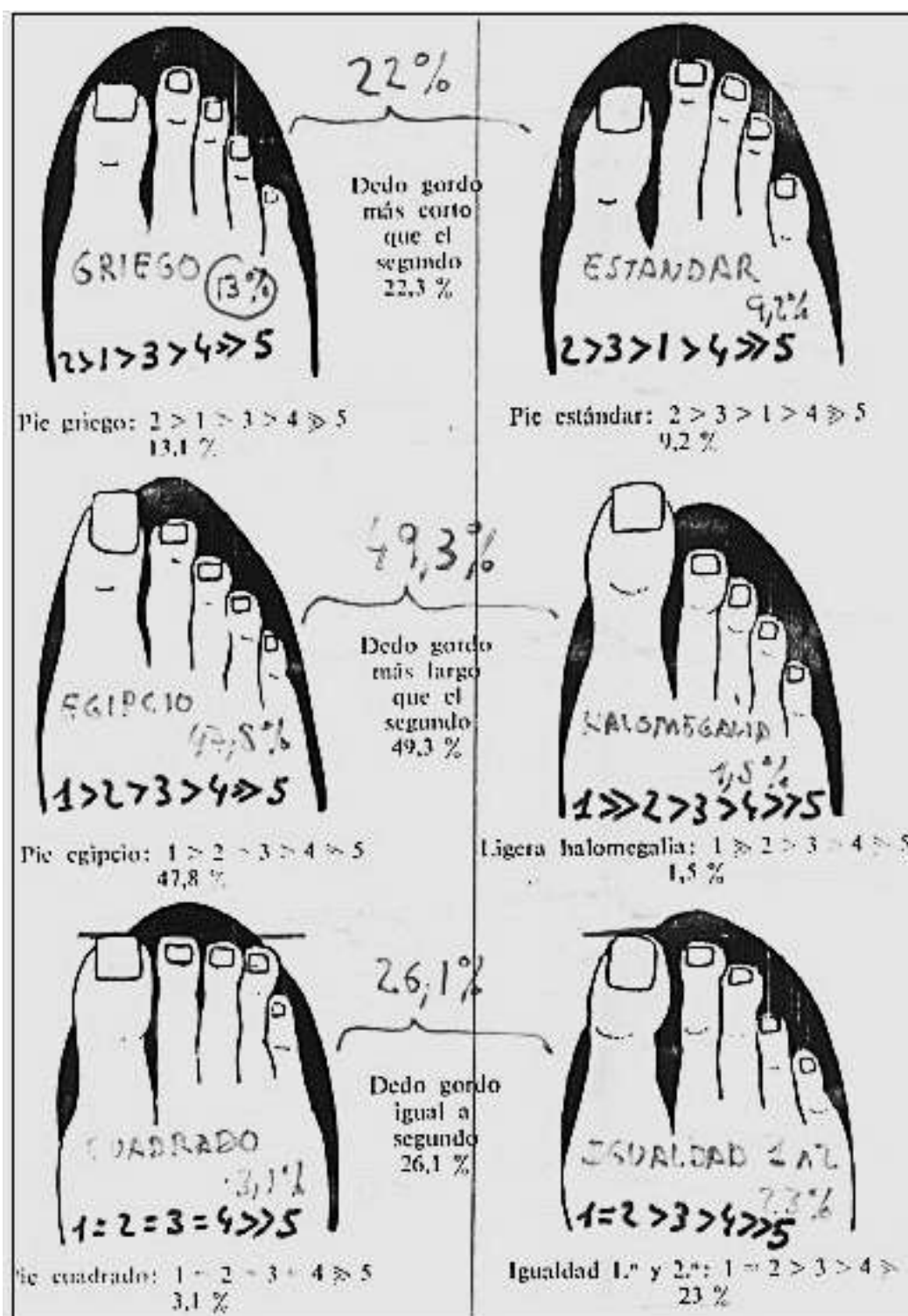


Figura N°55: Diferentes tipos de pie
Fuente: Biomecánica de las técnicas deportivas –
Universidad de Castilla La Mancha

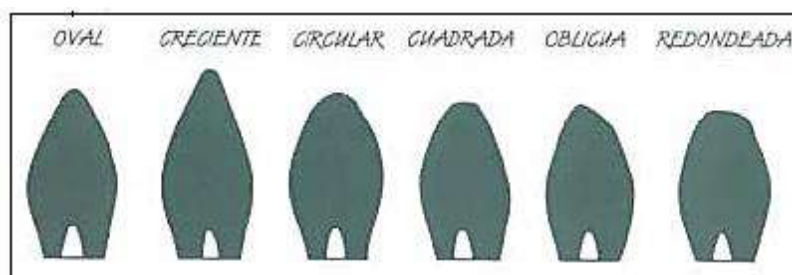


Figura N°56: Diferentes formas de punteras según tipo de pie (plano horizontal)

Fuente: Biomecánica de las técnicas deportivas –
Universidad de Castilla La Mancha

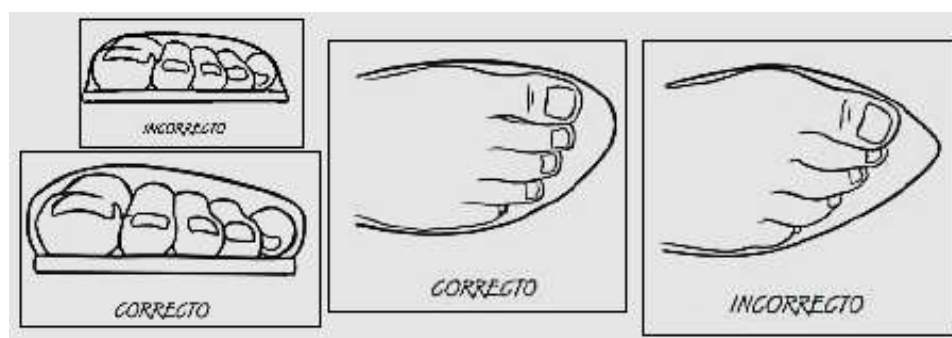


Figura N°57: Ajuste del calzado

Fuente: Biomecánica de las técnicas deportivas –
Universidad de Castilla La Mancha

3.3.3. Adaptación a la función del pie

Si se toma en cuenta el deporte, la función del pie está relacionada con la **transmisión** de las fuerzas de reacción del suelo que permiten la aceleración de la masa corporal en la dirección deseada y con la **amortiguación** de las fuerzas de impacto generadas en la deceleración de dicha masa corporal a través del contacto de los pies con el suelo. Se debe mencionar que, la normal movilidad de las articulaciones del pie junto al tobillo, la rodilla y la cadera, constituye uno de los *principales mecanismos de amortiguación y transmisión de las fuerzas que, en el deporte, se generan sobre el suelo.*

Un calzado que dificulte el movimiento de flexión de los dedos en carrera como, por ejemplo: una bota de fútbol con tacos mal dispuestos, puede ser causa de lesiones en el talón y provocar una pérdida de rendimiento.

3.3.4. La fricción

Es indispensable para que exista movimiento. Gracias a la fricción es posible transmitir las fuerzas de reacción del suelo y ejecutar el gesto deportivo. *Un calzado sin el “agarre” suficiente dificulta, imposibilita, o hasta convierte en muy peligrosa la práctica deportiva,* debido a que no permite aplicar fuerzas suficientes ni de impulsión ni de frenado. Es cierto que es recomendable y necesario cierto nivel de rozamiento entre la suela del calzado y el pavimento, sin embargo, niveles excesivos pueden aumentar el riesgo de lesiones, especialmente en deportes que incluyen entre sus gestos más frecuentes desplazamientos laterales y giros.

Además, se debe mencionar que el *bajo peso del calzado deportivo se ha convertido en un requisito indispensable,* debido a que el ahorro de energía asociado al uso de calzados ligeros vendrá bien a todos los deportistas, independientemente de su nivel deportivo.

Por último, la capacidad para evaporar el sudor y las barreras de penetración del agua que presenta el calzado son aspectos relacionados con el **confort climático** que harán la práctica deportiva más placentera y evitan favorecer, con el reblandecimiento de la piel, la aparición de ampollas e infecciones de hongos o bacterias.

3.3.5. La suela y el corte: la estructura funcional

Se ha mencionado anteriormente que el calzado debe proporcionar suficiente “agarre” tanto en seco como en mojado. Este agarre es necesario para evitar caídas en el momento de estabilizar el pie sobre el suelo y asegurar la impulsión eficaz del cuerpo en la dirección deseada. A continuación, se mencionarán algunos aspectos a tener en cuenta:

- Preguntar siempre a su cliente las características de la superficie donde practicará el deporte, tipo de material (asfalto, sintético, madera, hierba...), la rugosidad de la superficie y la posible presencia de contaminantes (agua, barro, sudor, etc.).
- La dureza del material de la suela es importante. Los materiales excesivamente blandos ofrecen mayor agarre al incrementar con su aplastamiento la superficie de contacto con el suelo.
- Cuando se practica deporte al aire libre, sobre terrenos naturales, son necesarios dibujos más profundos en la suela que permitan evacuar el agua y el barro, sin comprometer la estabilidad de la carrera o de la marcha.
- Cuando el deporte se practica en pabellones cubiertos y sobre superficies de madera o sintéticas puede recurrirse a suelas más lisas, con dibujos menos profundos. Con estas medidas se busca que el

dibujo de la suela de lugar a fuerzas de fricción elevadas en el sentido longitudinal para mejorar la impulsión y el frenado y a su vez facilitar los giros.

- Cuando el deporte se practica sobre asfalto rugoso es suficiente que la suela tenga dibujos de poca profundidad o relieves de poca altura. En este deporte, la dureza del material debe garantizar la deformación de los canales de dispersión de agua. Se debe recordar que en una carrera por superficies urbanas son muy frecuentes las transiciones de seco a mojado.
- Para los deportes que se practican sobre hierba natural como el fútbol, el rugby o el hockey, el problema de fricción tiene gran relevancia, debido a que este varía considerablemente según los diferentes terrenos de juego, e incluso, entre diferentes zonas de un mismo campo.
- Para terrenos duros, con poco césped o de tierra compacta se recomienda el uso de botas multitacos de caucho. La amortiguación extra que proporcionan los hace especialmente indicados para este tipo de terrenos.
- Para terrenos con drenaje adecuado, utilizar botas con multitacos de poliuretano.
- Finalmente, para terrenos que presentan césped muy largo o húmedo, se debe recurrir a suelas de tacos de aluminio de mayor rigidez e intercambiables, para ajustar su longitud al estado del terreno.
- Para deportes donde existe contacto físico entre jugadores o se practica en terrenos irregulares es recomendable seleccionar suelas con cierta capacidad de torsión. Esto se debe a que los sistemas que independizan el movimiento entre el retropié y el antepié y facilitan la movilidad de las articulaciones del mediopié son muy útiles para prevenir los esquinces de tobillo.

Para finalizar, es importante considerar que los materiales de la mediasuela pierden gran parte de sus propiedades después de 800 – 1000 km o entre 6 y 12 meses, dependiendo de los kilómetros y de la intensidad del entrenamiento. Las zapatillas usadas para carrera pierden entre un 30% y un 50% de su capacidad de absorción tras 450 km de uso. Además, la amortiguación de las imitaciones de zapatillas no suele ser adecuada, lo que puede aumentar el riesgo de lesiones deportivas.

En el siguiente cuadro se presentan algunas características de la suela y la mediasuela del calzado deportivo específico en relación con las principales superficies de juego:

Deporte	Superficie	Suela	Mediasuela	Imagen
Atletismo	Asfalto	Superficie rugosa	Absorción de impacto	
Atletismo (trail)	Tierra/piedra	Superficie rugosa y multitacos	Mayor grosor y placas protectoras	
Atletismo (cross)	Barro/tierra	Clavos en antepié	Reducida y drop negativo	
Atletismo (pista)	Tartán	Clavos y tacos en antepié*	Muy reducida y drop negativo	
Tenis	Césped natural	Uniforme con minitacos	Absorción de impacto	
Tenis	Arcilla/tierra batida	Surcos longitudinales	Absorción de impacto	
Pádel	Césped artificial sin arena	Multitacos y punto de pivote	Absorción de impacto	
Pádel	Césped artificial con mucha arena	Surcos longitudinales	Absorción de impacto	
Bádminton	Sintético	Surcos y estrías; punto de pivote	Amortiguación y grosor reducido	
Fútbol sala	Parqué	Surcos y estrías	Absorción de impacto y puntera reforzada	

Cuadro N°5a: Suelas del calzado deportivo respecto de la superficie de juego de los principales deportes

Fuente: La Biomecánica y la tecnología aplicadas al calzado deportivo
– Javier Abián Vicén, Juan del Coso Garrigós

Deporte	Superficie	Suela	Mediasuela	Imagen
Fútbol y hockey	Césped natural	Tacos en toda la suela	Integrada en la suela y mayor rigidez	
Fútbol y hockey	Césped artificial	Multitacos y surcos en la suela	Absorción de impacto y puntera reforzada	
Balónmano	Parqué	Surcos y estrias	Absorción de impacto	
Baloncesto	Parqué	Surcos y estrias; punto de pivote	Amortiguación y elevación	
Voleibol	Parqué/sintético	Surcos y estrias; punto de pivote	Absorción de impacto y reforzada	
Fitness	Sintético	Surcos y estrias	Flexibles y absorción de impacto	
Ciclismo/ MTB	Bicicleta**	Superficie lisa/ tacos y con anclaje	Rígida	
Esquí Alpino	Ski**	Superficie lisa y con anclaje	Rígida y sin amortiguación	
Golf	Césped natural	Tacos y estrias	Estándar	
Escalada	Roca natural/ artificial	Superficie completamente lisa	No tiene	

* Las zapatillas de salto de altura y jabalina tienen clavos en toda la suela. ** Las zapatillas se ajustan con anclajes automáticos.

Cuadro N°5b: Suelas del calzado deportivo respecto de la superficie de juego de los principales deportes

Fuente: La Biomecánica y la Tecnología aplicadas al calzado deportivo
– Javier Abián Vicén, Juan del Coso Garrigós

3.3.6. La trasera del calzado: estabilidad y amortiguación de impactos

El origen del concepto biomecánico acerca de la “Amortiguación de Impactos” tuvo su origen en el calzado deportivo.

Se debe saber que, durante una carrera a velocidad moderada, la mayor parte de los sujetos inician el contacto con el suelo por el talón. Esta técnica

es muy utilizada por sujetos que practican deportes como el fútbol, baloncesto y balonmano. Además, durante una carrera de maratón se pueden soportar más de 40 000 impactos de 200 kilos sobre los talones. Afortunadamente, el cuerpo humano dispone de mecanismos naturales para disipar estos impactos. Entre los más importantes están: la grasa plantar situada bajo el talón y la normal movilidad de las articulaciones.

Según lo dicho anteriormente se puede afirmar que el requisito principal de la mayoría de los calzados deportivos será amortiguar los impactos en la zona del talón. Para ello se presentan dos estrategias básicas: *Potenciar la capacidad natural de amortiguación de la grasa plantar situada bajo el talón o suplementarla*. La aplicación de estas soluciones dependerá de 3 condiciones básicas:

- Las características del cliente.
- La especialidad deportiva.
- Superficie sobre el que practicará el deporte.

A continuación, se presentan las ideas básicas para estas soluciones:

- Cuando se trate de niños o deportistas en crecimiento, serán preferibles aquellos calzados que ajusten bien la trasera, dispongan de buenos contrafuertes e incorporen en la entresuela y la plantilla un hueco en forma de “cazoleta” que recoja la grasa plantar del talón. Este diseño tiene como objetivo potenciar la amortiguación natural durante esta edad.
- Recientemente, las empresas de calzado deportivo han incluido en sus diseños el peso aproximado que el deportista debería tener para un determinado modelo de zapatilla. Siendo la principal diferencia en el diseño de la zapatilla la amortiguación. Así, en el caso de personas con sobrepeso, jugadores de gran envergadura o personas mayores será necesario un diseño que posea una amortiguación extra.
- Si el pavimento al que se destina el calzado para su uso habitual es rígido como el cemento, la amortiguación del calzado debe ser un criterio primordial.
- Cuando se practica deporte sobre superficies menos rígidas y algo más amortiguadoras como la tierra batida o el césped, el criterio de amortiguación en el calzado, sin dejar de ser importante, puede pasar a un segundo plano.

En general, los materiales sintéticos como las EVAS o los Poliuretanos y los espumados de caucho, con los que se construyen las entresuelas en el calzado deportivo actual, ofrecen buenas propiedades de amortiguación de impacto, siempre que superen un espesor mínimo de entre 2 y 3.5 cm. Hay que recalcar que cuanto más ligero y espumado sea el material de la entre-

suela más rápidamente se compactará con el uso y perderá sus propiedades de amortiguación.

Algunos deportes como el fútbol o balonmano, exigen realizar constantes cambios de dirección, por ese motivo se utiliza una entre-suela muy fina y a veces, rígida que ofrece poca amortiguación debido a su bajo espesor. En estos casos se recurre a un buen ajuste de la trasera, buenos contrafuertes y cazoletas para albergar el tejido blando del talón y seleccionar plantillas que incorporen materiales viscoelásticos, pues poseen buenas propiedades de amortiguación de impactos.

Se debe tener cuidado con aquellos elementos, de carácter puramente ornamental, que, incluidos en la entre-suela con la única intención de aparentar sistemas exclusivos de amortiguación, pueden generar efectos no deseados debido a la rigidez de los materiales. A continuación, se presenta el siguiente cuadro con las modificaciones del calzado deportivo respecto al deporte practicado:

Deporte	Características	Imagen
Atletismo	Impermeable	
Atletismo	Natural running	
Atletismo	Aumento de la transpiración	
Atletismo (pista)	Protección para lanzamientos	
Atletismo (pista)	Sujeción para saltos	
Fútbol	Lengüeta protectora	
Fútbol	Puntera protectora	
Fútbol	Cordaje en el lateral	
Voleibol	Amortiguación y protección	
Baloncesto	Talón elevado	
Ciclismo/MTB	Sujeción triple en el empeine	
Ciclismo/MTB	Cubre-zapatillas	
Triatlón	Cordaje de cierre rápido y plantilla y suela permeable	
Esquí alpino	Protección para lesiones	
Escalada	Tallaje reducido	

Cuadro N°6: Modificaciones del calzado deportivo respecto al deporte practicado

Fuente: La Biomecánica y la Tecnología aplicadas al calzado deportivo
– Javier Abián Vicén, Juan del Coso Garrigós

3.3.7. La plantilla: un colchón bajo los pies

La plantilla es importante ya que influirá tanto en el confort térmico como mecánico, además, determinará como se van a distribuir las presiones en las diferentes zonas del pie y se encargará de mantener el calzado libre de sudor.

El espesor de esta y el tipo de material debe colaborar con la entresuela en la amortiguación de los impactos sufridos en la zona del talón. Se aconseja que el diseño de la trasera tenga forma de cazoleta para potenciar la función de la grasa plantar. La inclusión de materiales viscoelásticos en la trasera para mejorar la amortiguación es recomendable en calzados con suela rígida y bajo espesor de la entresuela.

Los deportes como el baloncesto, balonmano y el voleibol someten al antepié a elevadas presiones en los saltos. Por ese motivo, estos calzados contienen inserciones de materiales distribuidores de presión en el antepié, bajo las cabezas de los metatarsianos, contribuyendo a proteger el antepié de sobrecargas y lesiones. En deportes de larga duración, como el tenis, la presencia en la plantilla de un ligero soporte de arco longitudinal ayuda a prevenir la fatiga muscular.

3.3.8. El material de corte

Material utilizado en la parte superior del calzado. Su función es proteger al pie y mantenerlo sujeto al resto del calzado, permitiendo que realice sin dificultad los diferentes gestos deportivos básicos. Por lo dicho anteriormente, es importante que este sea lo más flexible y transpirable posible.

Existen diferentes sistemas de anclaje para el acordonado de este calzado. Generalmente, el acordonado puede ser en ave, en u o en u cerrada, además del cordaje de doble hilera, que permite una mejor adaptación a la anchura y altura del pie. Si este estuviera mal diseñado, puede influir negativamente en la extensión de los dedos, por lo que su extensión no debe alcanzar esta zona, caso contrario, se debe evitar emplear refuerzos rígidos a su alrededor.

Con respecto a la utilización de botas de caña alta o de caña baja en el deporte, los últimos estudios en Biomecánica confirman que las botas de caña alta previenen los esguinces de tobillo, lesión muy frecuente entre los jugadores de baloncesto.

En el calzado para carrera se utilizan variaciones en el material de corte orientadas a prevenir la excesiva pronación. Este problema se presenta en

deportistas con pies laxos (hiper-pronadores); por eso se suele diseñar zapatos deportivos con contrafuertes rígidos y prolongados hacia adelante por el borde interno. En algunos casos es recomendable la utilización de cuñas supinadoras en la plantilla para control de la pronación. En el caso de los supinadores no necesitan refuerzos especiales en el material de corte, pero su pie suele ser más rígido y estar peor adaptado a sufrir impactos en el talón. En este caso se suele usar calzado con amortiguación extra.

Algunas empresas han desarrollado mediasuelas que previenen o corrigen pisadas con excesiva pronación o supinación. Por ejemplo, *el sistema DuoMax* es una pieza de la mediasuela colocada en la zona central e interior del pie. Debido a que esta pieza tiene una mayor densidad que el resto de la mediasuela, el sistema previene la pronación excesiva y mejora el apoyo y la estabilidad del pie durante la marcha.

Conociendo todos estos aspectos, se puede concluir que es imprescindible que los deportistas mejoren el conocimiento sobre la forma de su pie y de su pisada, y así poder escoger las zapatillas que mejor se ajustan a sus características. Por último, se dan a conocer unas recomendaciones básicas que pueden ser útiles en la selección del calzado deportivo.

1. Tener claro el tipo de deporte a realizar.
2. Seleccionar suela y mediasuela de acuerdo al tipo de superficie donde se va a practicar.
3. Considerar sexo pues las hormas son distintas para caballero o dama.
4. Determinar uso del calzado deportivo: para entrenar, competir o uso mixto.
5. Revisar el material de fabricación de toda la zapatilla.
6. Revisar el acabado interior y exterior de la zapatilla. Adicionalmente, revisar la plantilla y si esta facilita el confort y la absorción de sudor.
7. Finalmente, probar el calzado en ambos pies.

3.4. Calzado técnico laboral

Anteriormente, las únicas especificaciones que existían para la selección y el desarrollo de calzado laboral estaban encaminadas al aseguramiento de la protección y la calidad en el calzado de Seguridad, ya que este es considerado como un equipo de Protección Individual (EPI). Sin embargo, el uso de un calzado confortable y ergonómico durante el desempeño de una actividad laboral es un factor esencial que redundará en la salud del trabajador y en su rendimiento. Por ese motivo, ahora existen también especificaciones encaminadas a asegurar el confort y la ergonomía de este tipo de calzado repercutiendo directamente en el fabricante, el comprador y el usuario.

A continuación, se verán distintos aspectos generales de diseño relacionados con la salud, la ergonomía y el confort basados en la actividad que un determinado usuario realiza.

3.4.1. Recomendaciones generales

- El calzado deberá tener en cuenta las siguientes características del usuario: edad, género y la existencia de problemas podológicos, como por ejemplo en la población diabética o cuando se requiere un calzado ortopédico.
- Tener en cuenta ciertos factores ambientales como la temperatura y la humedad (por ejemplo, en el interior de cámaras frigoríficas o en hornos), así como el entorno laboral determinado por el tipo de pavimento, la presencia de contaminantes, las vibraciones, cargas eléctricas, entre otras condiciones.
- Es muy importante no olvidar que, al igual que en calzado no laboral, los requerimientos funcionales varían en las distintas épocas del año.
- El calzado debe tener una horma generosa y el sistema de cierre permitir una cierta variación en el ajuste de manera que se adapte tanto al cambio de forma y volumen del pie a lo largo de la jornada laboral como a los distintos tipos de pie cuando se requiera.
- El calzado debe adaptarse a los movimientos del pie de forma que sean eficientes y el pie se encuentre protegido.
- El zapato debe proporcionar suficiente agarre para evitar caídas y permitir avanzar eficazmente.
- El calzado debe proporcionar protección térmica. Es decir, el corte debe ser transpirable para evitar una sudoración excesiva y aislante térmico en ambientes fríos. Lo mismo debe suceder con la suela.
- Una buena plantilla puede mejorar considerablemente el confort del calzado. Esta debe ser blanda y con cierto espesor para proporcionar una buena distribución de presiones en la planta del pie y evitar la aparición de zonas sobrecargadas.

3.4.2. Calzado para fuerzas de seguridad

Para este tipo de calzado, las actividades realizadas varían considerablemente dependiendo del puesto. Existen ciertas características específicas aparte de las ya mencionadas anteriormente que deben ser tomadas en cuenta, como son:

- Ajuste variable para los distintos tipos de pie y lengüeta acolchada para poder distribuir correctamente las presiones sobre el empeine.
- Comprobar que el zapato no produce molestias en los laterales del tobillo, en el talón o en la zona del tendón de Aquiles.
- Evitar uso de suelas demasiados duras o rígidas, puesto que disminuyen la amortiguación de los impactos produciendo molestias en el talón.
- En ciertos puestos se precisa elementos de protección en el calzado: suela anti-perforante, puntera reforzada y materiales ignífugos. Estos elementos deben ser lo más ligeros posibles, para no alterar la adaptación del calzado a los movimientos del pie.

3.4.3. Calzado para industria y construcción

En la industria y la construcción los riesgos laborales son elevados. En casi todos los puestos de trabajo el calzado requiere incorporar elementos de protección. Así mismo, las condiciones de trabajo incluyen posturas forzadas (torsiones, flexiones o inclinaciones) y la circulación por diferentes tipos de superficies en ocasiones irregulares. Esto genera con frecuencia molestias asociadas a los impactos que recibe el talón que pueden derivar en molestias lumbares. No se debe olvidar las extremas condiciones de trabajo ya sean de frío o de calor a las que están expuestos en ciertas ocasiones.

Para contrarrestar esto, aparte de las indicaciones ya mencionadas se debe seguir las siguientes:

- Calzado flexible para que el pie adopte las diferentes posturas solicitadas, por ende, su línea de flexión debe coincidir con la línea de flexión del pie, permitiendo cierta sensibilidad en la realización de acciones como pisar los pedales de un vehículo, por ejemplo.
- Minimizar los efectos negativos de algunos elementos de protección (suela anti-perforante y puntera reforzada) en el confort del calzado.
- No olvidar proteger el tobillo frente a posibles torceduras o esguinces. Incluir refuerzos laterales en el corte ayudará a evitar torceduras.
- Los acolchados en el tobillo y la lengüeta mejoran el ajuste del calzado y ayudan a evitar zonas de sobrepresión al distribuir mejor las presiones. Comprobar que el borde del zapato no produce molestias en el tobillo o en el tendón de Aquiles.
- Por la presencia de contaminantes, se debe evitar las áreas cerradas de la suela, puesto que pueden provocar deslizamientos. Una suela acanalada en sentido perpendicular al de la marcha en la zona del

talón, así como los tacos en la suela contribuirá a mejorar el comportamiento de la fricción del calzado.

- Los materiales de corte y del forro deben ser transpirables. Además, el calzado debe proteger al pie del frío intenso y del calor intenso.

3.4.4. Calzado sanitario

Aquí se presentan diferentes condiciones de trabajo como desplazamientos continuos, largos periodos de permanencia en pie ocasionando hinchazón y fatiga, presencia de contaminantes en suelos lisos y muchas veces sometido a un uso exhaustivo de productos que lo deterioran y desgastan. Conociendo esto, se pueden comentar las siguientes indicaciones, tener en cuenta que en este caso se recomendarán diferentes diseños según el tipo de actividad:

- Si no hay manipulación de cargas, utilizar un zueco abierto con una tira posterior para asegurar la estabilidad y mejorar la amortiguación de impactos. De esta manera se evitará la aparición de durezas en el talón.
- Con manipulación de cargas, utilizar un calzado cerrado permitiendo mayor estabilidad y protección del pie.
- Emplear zuecos de goma o con pieles hidrófugas para que sean resistentes a la presencia de contaminantes. Estos calzados se pueden limpiar fácilmente en la lavadora, pero siempre hay que vigilar el peso del calzado para que no resulte excesivo.
- El empleo de zuecos de goma debe permitir la ventilación del pie. Prestar atención a las rugosidades del interior de la suela, a veces resultan molestas para algunos usuarios.

3.4.5. Calzado para mantenimiento urbano

Este tipo de calzado es sometido a condiciones de trabajo como la frecuencia a posturas forzadas (torsiones, cuclillas, o estiramientos), la manipulación de cargas o maquinaria y la conducción de distintos tipos de vehículos. Además, son frecuentes los desplazamientos largos y la circulación por diferentes tipos de superficie, a menudo irregulares; ocasionando molestias en la zona del talón, que pueden incluso afectar la espalda. No olvidar que el ambiente de trabajo es exterior, por lo tanto, las condiciones climáticas pueden ser severas y la presencia de diferentes tipos de contaminantes y elementos peligrosos, alta. Las características para el diseño y selección de este calzado se comentan a continuación:

- Optimo ajuste del calzado para las diferentes posturas a adoptar. Para esto, el tobillo y la lengüeta acolchados mejorarán el ajuste, además de evitar la aparición de sobrepresiones. Abrochamiento mediante velcro o acordonado.
- En invierno; emplear calzado con materiales de corte transpirables, mejor si son hidrófugos, así tendremos un calzado impermeable y transpirable a la vez, siendo adecuado para el uso en condiciones de humedad.
- Presentar unión impermeable del corte al piso para impedir el ingreso de agua en el interior del calzado. Es recomendable coser la lengüeta al corte por los laterales. No olvidar que el corte debe ser cerrado para impedir la entrada de objetos o sustancias peligrosas en el interior del calzado.
- Si se habla de limpieza urbana y recogida de residuos, hacemos referencia a un calzado adaptado a los movimientos del pie. Un calzado a media caña protegiendo el talón y con un correcto ajuste es en la mayoría de los casos suficiente; aunque a veces se considera usar una suela anti-perforante.

3.4.6. Calzado para forestales

Las condiciones de trabajo para este tipo de calzado incluyen el tránsito por terrenos naturales, irregulares y frecuentemente escarpados, pedregosos y con broza, causando un rápido deterioro en las propiedades técnicas de aislamiento y protección y produciendo molestias a los pies. Así mismo, son frecuentes las largas marchas, la manipulación de cargas y maquinaria peligrosa y la presencia de una climatología variada (desde -15°C hasta 40°C).

Las características a tener en cuenta para el diseño y selección de este tipo de calzado son:

- Optimo ajuste del calzado para hacer frente a los terrenos irregulares. Utilizar una puntera de forma redondeada para dejar suficiente espacio a los dedos y evitar problemas con ellos al bajar cuestras.
- Usar botas de media caña y caña alta con el objetivo de proporcionar protección y sujeción al pie y al tobillo. Un sistema tipo fuelle o acolchado en la zona del tobillo mejorará el ajuste y evitará rozaduras en la zona.

- Es recomendable tener dos calzados diferentes, uno para verano y otro para invierno. Para ambos calzados los materiales de confección deben ser transpirables para evitar una sudoración excesiva.
- Es importante que este calzado incorpore elementos de protección en la suela, es decir, que la hagan anti-perforante e ignífuga (para el trabajo de extinguir un incendio). Así mismo la inclusión de un biselado en la trasera mejorará la marcha y la conducción.

3.4.7. Calzado para hostelería

El uso de este calzado es continuo a lo largo del día, lo que ocasiona la aparición de molestias en la espalda y sobrecarga de la planta del pie, hinchazón y fatiga. Este calzado es sometido a movimientos repetitivos y a la presencia de contaminantes que van desgastando y degradando el material. Las zonas más afectadas son la puntera, el empeine y la suela. Las características a tener en cuenta para el diseño y selección de este tipo de calzado son:

- Calzado con ajuste variable para una buena adaptación de este a la jornada laboral. Para ello, la horma del calzado debe ser generosa y el material de corte flexible.
- Usar calzados que proporcionen una buena estabilidad. Para esto, la anchura posterior del calzado y la del tacón en contacto con el suelo deben ser iguales. Evitar el uso de tacones altos y estrechos.
- El calzado debe tener una buena capacidad de amortiguación de impactos y de distribución de las presiones en la planta del pie. Para ello, debemos evitar las suelas excesivamente duras y contar con una buena plantilla de material viscoelástico en la zona del talón.

3.4.8. Calzado para azafatas

Uso del calzado por largos periodos de tiempo, lo que puede ocasionar molestias en la espalda y sobrecarga en la planta del pie, hinchazón y fatiga. Son frecuentes las posturas forzadas (torsiones, flexiones, estiramientos) y la manipulación de pequeñas cargas; por lo que se hace necesario una buena estabilidad, sujeción y ajuste del calzado (variable). Las características a tener en cuenta para el diseño y selección de este tipo de calzado son:

- Usar un calzado con una horma ancha en la zona del antepié, una puntera redondeada y lo suficientemente alta para permitir el correcto

alojamiento de los dedos. El material de corte debe ser flexible y no tan abierto.

- Estos calzados deben proporcionar suficiente agarre en el momento del contacto inicial del pie con el suelo, por eso no se debe sobrepasar los 30 mm de altura de tacón. Así se evitará posibles caídas al pasar de un suelo seco a uno mojado o entre distintos tipos de suelos.
- Para entornos enmoquetados, se recomienda que el piso y la plantilla sean de material antiestático para evitar que las azafatas se carguen de electricidad estática.

3.4.9. Calzado para desplazamientos urbanos

El calzado está sometido a continuos desplazamientos sobre superficies urbanas, lo que puede ocasionar molestias y rozaduras en los pies. En ocasiones se manipulan cargas, lo que hace necesario una buena estabilidad, sujeción y ajuste del pie. Este tipo de trabajos se dan sobre todo en ambientes de exterior, por lo tanto, las condiciones climatológicas son variables. Las características a tener en cuenta para el diseño y selección de este tipo de calzado son:

- Calzado con ajuste variable, ligero y flexible, tipo acordonado o elástico para facilitar la adaptación de este a los distintos tipos de pie.
- Es recomendable usar un calzado que no sea totalmente plano; una suela algo gruesa y que no resulte excesivamente dura ayudará a repartir mejor las presiones en la planta del pie, evitando molestias posteriores.
- Es recomendable usar una plantilla absorbente extraíble para evitar la humedad en el interior del calzado y tener la opción de reemplazarla cuando se desgaste o deteriore.

3.4.10. Calzado para bomberos

En este ambiente laboral se desarrollan diversas acciones como caminar, correr, saltar, trepar, así como diferentes posturas forzadas. Además, se producen impactos repetitivos en la planta del pie que pueden ocasionar molestias e incluso lesiones. Los terrenos pueden ser tanto urbanos como naturales y las superficies de tránsito de materiales variados, con frecuencia irregulares y con presencia de desniveles, obstáculos e irregularidades. Generalmente pueden producirse dos situaciones críticas: *condiciones de trabajo extremas* (en las que el calzado se ve afectado por

fuentes de calor externas) y *condiciones de accidente* (en las que el calzado debe proteger la salud del bombero, aunque esto suponga su deterioro). Las características a tener en cuenta para el diseño y selección de este tipo de calzado son:

- El calzado más recomendable es la bota, pues proporciona una adecuada protección tanto al pie como a la parte inferior de la pierna. Su sistema de abrochamiento debe permitir un ajuste variable y el material de corte no debe contar con elementos que supongan peligro por enganche del pie.
- Se recomienda el uso de plantillas de material viscoelástico con el objetivo de reducir considerablemente la transmisión de los impactos producidos en el talón al resto del cuerpo. Las suelas deben proporcionar una fricción adecuada para minimizar el riesgo de caídas, por eso debe evitarse suelas completamente lisas, así como las áreas cerradas que pueden actuar como depósitos de contaminantes.
- No olvidar que este calzado debe proteger el pie sin interferir innecesariamente en sus movimientos naturales de flexión y torsión. Por ello este calzado debe ser lo más flexible posible, considerando las limitaciones impuestas por los requerimientos de seguridad.

3.5. Tipos de “calzado especial”

En la actualidad, a los niños se les calza incluso antes de empezar a andar, y dado que el calzado desempeña un papel determinante en el desarrollo del pie del niño, es de gran importancia que *la elección de este se realice de acuerdo al proceso de evolución del pie y de la adquisición de la marcha*.

Durante *la adquisición de la marcha del niño* (3 años), intervienen una serie de articulaciones que tienen que permanecer libres para su correcta movilidad. Una de ellas es la de los tobillos (tibio-peroneo-astragalina), que permiten la flexión global del pie. Por ende, se puede decir:

- Una bota alta que sobrepase por encima esta articulación, será nociva para una correcta deambulación, retrasando el aprendizaje de la marcha y provocando un debilitamiento en la zona al impedir la correcta utilización de dichos músculos.
- Se recomienda el uso de botines o zapatos con la altura posterior del forro de piel a modo de botita, los cuales son inofensivos para el tobillo y de gran aceptación por los padres en épocas de frío.

- Las únicas partes en el zapato que ha de ser rígidas son la puntera y el contrafuerte del talón, con el objetivo de evitar daños en los dedos y un traumatismo en el niño.
- El zapato ha de ser cómodo de poner y quitar con maniobras simples que no obliguen a fijar el pie de manera exagerada para “conseguir introducirlo en él”

Durante *la etapa de maduración de la marcha* (4 -7 años), el niño comienza a andar de modo independiente hasta que alcanza el patrón de marcha adulta. Aquí, la actividad del niño aumenta y los pies se ven sometidos a mayores esfuerzos. Se requiere por tanto un calzado que proteja a los pies frente a posibles lesiones.

Y, por último, *la etapa de aumento de actividad* (7-14 años), donde la actividad física aumenta considerablemente, intensificándose la actividad deportiva. Aquí, comienza a tener sentido el uso del calzado deportivo, aparecen aspectos psíquicos y sociales como la moda; que influirán en el comportamiento del niño. Tomemos en cuenta que los pies empiezan a madurar desde que nacemos; y durante ese proceso los huesos se van consolidando y van tomando forma las estructuras que determinan el funcionamiento del pie. Esta madurez final del pie es alcanzada a los 18 o 19 años de edad.

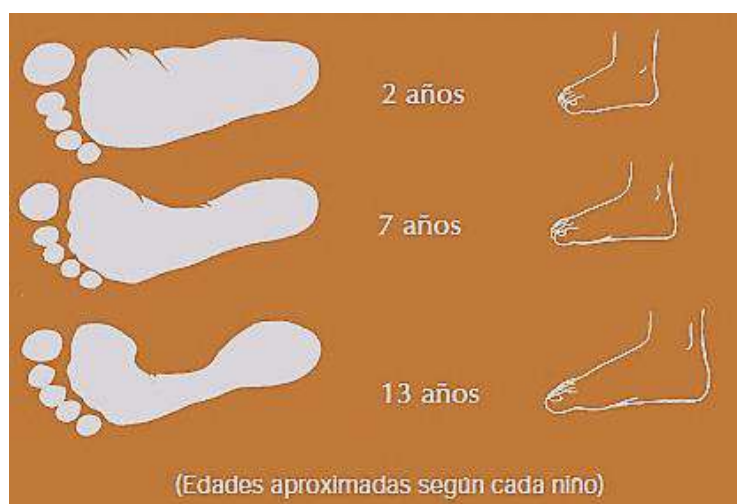


Figura N°58: Maduración del pie en el niño

Fuente: El Pie calzado – Guía para el asesoramiento en la selección de calzado infantil

A continuación, se tratará con un tema que tiene mucha importancia en cuanto a la satisfacción de las actividades y al adecuado desarrollo físico en el niño. Y es que, el caminar es el resultado de un complejo mecanismo en el que las articulaciones de la cadera, de la rodilla, del tobillo y del pie combinan sus

acciones para permitir la progresión del cuerpo. Sin embargo, en ocasiones, este mecanismo presenta alteraciones o anomalías que pueden dificultar el uso de un calzado normal. En estos casos está indicada la utilización de un tipo de calzado *corrector u ortopédico* o de una plantilla alojada en un “calzado especial” conocido como *calzado para plantillas(CPP)*.

3.5.1. Calzado para plantillas (CPP)

El objetivo principal de un CPP es acomodar al pie, en el caso de que existan deformaciones rígidas, o intentar corregir posibles deformaciones flexibles. Las funciones específicas que este tipo de calzado debe satisfacer son:

- Corregir determinadas alteraciones del pie o de la marcha, en caso de deformidades flexibles.
- Reducir las presiones en áreas dolorosas, sobre todo en zonas de hipertensión o acomodación del apoyo en una deformidad rígida o irreversible.
- Facilitar el apoyo en caso de inestabilidad articular o desviación axial.
- Conseguir una compensación anatómica, estética y funcional de los defectos anatómicos.

Como se pueden imaginar, el calzado para plantillas incorpora una serie de elementos distintivos que pueden ser clasificados en dos grupos:

- Hormas distintas al resto del calzado, diseñadas para proporcionar un espacio interior suplementario que permita alojar la plantilla ortopédica.
- Posee una estructura de corte con elementos diferenciados tales como un contrafuerte y/o palmilla rígidos y un tacón especial alargado por el borde interno denominado tacón de Thomas.



Figura N°59: Calzado para Plantilla (CPP)

Fuente: El Pie calzado – Guía para el asesoramiento en la selección de calzado para plantillas

La principal función de estos elementos es alojar la plantilla ortopédica e interaccionar con la misma, de tal manera que los efectos de la plantilla se vean potenciados o al menos no disminuidos. Se sabe que la horma es el modelo del pie utilizado para fabricar zapatos; por lo tanto, se puede afirmar que, para el desarrollo del calzado para plantillas, esta se convierte en la base y punto de partida.

Por lo tanto, al momento de diseñar y probar este tipo de calzado se debe tener en cuenta los siguientes detalles:

- Recomendar al usuario que se pruebe los dos zapatos, que ande con ellos y se los quite sin ayuda. Así podremos comprobar si tiene algún problema para usarlos de manera autónoma.
- Observar todas las alteraciones que presenta el pie del usuario para una adecuada recomendación del calzado.
- Considerar los cambios del pie en forma y dimensiones durante el desempeño de diferentes actividades, para poder determinar el ajuste general del CPP.

- Tener en cuenta que este tipo de calzado debe disponer de un espacio extra en el interior que permita alojar correctamente la plantilla sin modificar el calce.
- Comprobar que el dorso de los dedos no toque la parte superior de la puntera, que el ajuste de largo no exceda de 5-10 mm y que la zona delantera más ancha del zapato coincida con la zona más ancha del antepié.

3.5.1.1. *El contrafuerte y la estabilidad; la estructura funcional*

El calzado para plantilla se destina en muchos casos a ejercer un control del movimiento del retropié; esto origina que se incluya en su construcción contrafuertes rígidos en la trasera, siendo un factor muy importante para el confort y una cuestión de seguridad para evitar caídas y lesiones de tobillo. Incluso, según estudios biomecánicos se ha podido comprobar que los contrafuertes tienen efectos beneficiosos sobre la amortiguación de impactos, reduciendo la actividad de tríceps y cuádriceps y por ende el consumo de energía.

Hay que recordar que los contrafuertes del calzado para plantilla son rígidos, por ese motivo se debe comprobar su altura y su diseño para evitar rozaduras sobre el tendón de Aquiles y en los tobillos.

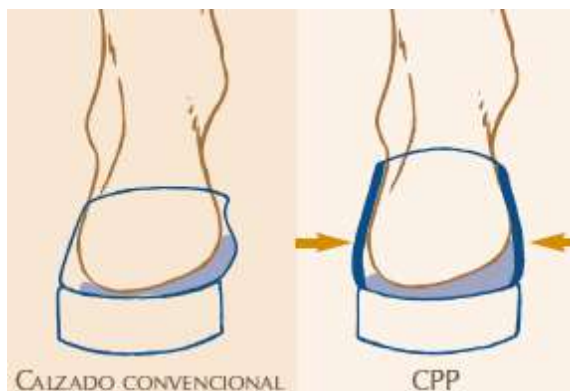


Figura N°60: Contrafuertes

Fuente: El Pie calzado – Guía para el asesoramiento en la selección de calzado para plantillas

Se debe tener en cuenta que las caídas representan un problema para todo usuario, especialmente si se sufre alguna patología, por ese motivo se debe prestar especial atención a la suela del zapato, ya que de ella depende el agarre del calzado.

Las superficies urbanas son lisas y muchas veces presentan agua o contaminantes que disminuyen el agarre. Por ese motivo el material de la suela debe proporcionar el suficiente agarre, ya sea en seco o en mojado con el objetivo de evitar posibles caídas.

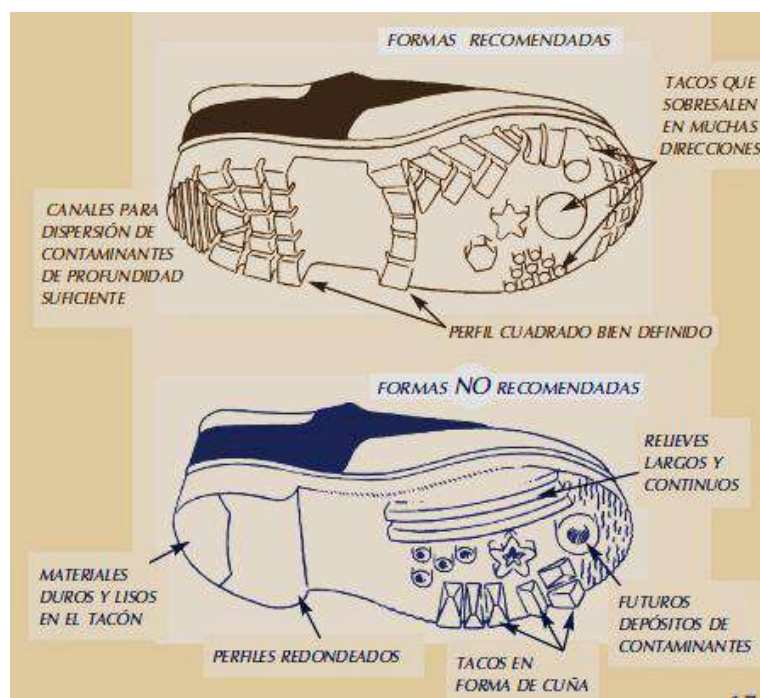


Figura N°61: Dibujo y material de la suela en un calzado para plantillas
Fuente: El Pie calzado – Guía para el asesoramiento en la selección de calzado para plantillas

3.5.1.2. La plantilla

El diseño y el material en que será construida la plantilla tiene una influencia decisiva para la selección de calzado que la alojará. Así mismo, el confort térmico y mecánico se encuentran muy relacionados puesto que esta plantilla determinará las presiones de la planta del pie e influirá sobre su sudoración. Por ende, del comportamiento conjunto de CPP-plantilla dependerá su eficiencia para la mejoría de la patología del usuario.

Se sabe que los CPP están contruidos con materiales de buena capacidad de absorción del sudor, sin embargo, se debe vigilar los materiales utilizados en la construcción de la plantilla y sus sistemas de ventilación pues esto facilitará la transpiración del pie.

Los tacones o suelas de material duro o poco amortiguador se pueden compensar con plantillas que incorporen materiales con especiales características de amortiguación.

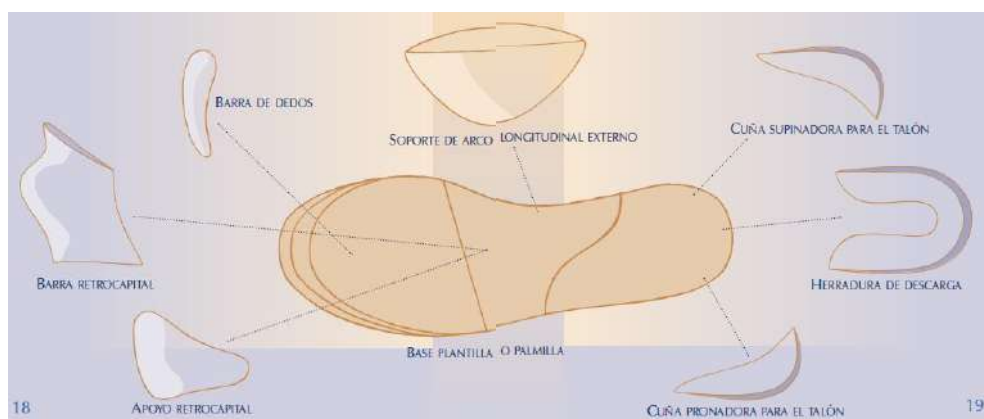


Figura N°62: Diseño de la Plantilla

Fuente: El Pie calzado – Guía para el asesoramiento en la selección de calzado para plantillas

3.5.1.3. El confort del calzado: el acabado

Este es el resultado de una compleja interacción de los diferentes aspectos de diseño del calzado que afectan a la función del pie durante el desempeño de actividades humanas y en general, durante la marcha, en particular. Los factores que determinan la funcionalidad del calzado desde el punto de vista del **confort mecánico** son:

- **Peso:** está relacionado con el consumo energético asociado a la marcha; un calzado más ligero reduce este y, por tanto, la fatiga. Hay que entender que un calzado para plantilla (CPP) incorpora obligatoriamente elementos de protección necesarios (contrafuertes, tacón especial, materiales, ...) que incrementan ligeramente su peso.
- **Adecuación a los movimientos del pie:** un calzado rígido, especialmente referido a la flexión de los dedos, produce un aumento de la fatiga al incrementar el esfuerzo necesario en la fase de impulsión.
- **Estabilidad:** un excesivo movimiento en la articulación subastragalina puede generar insuficiente inestabilidad en la fase de contacto del pie con el suelo.
- **Generación y amortiguación de impactos:** durante la marcha se producen impactos al contactar el pie con el suelo que son transmitidos en forma de vibraciones a lo largo del cuerpo. El nivel y la frecuencia de dichos impactos parecen estar relacionados con diversos trastornos articulares degenerativos e incluso con molestias como el dolor de cabeza o de espalda.
- **Fricción:** La fricción entre el piso del calzado y el suelo determina las posibilidades de deambulación. Si los niveles de fricción son

inadecuados no solo pueden producirse resbalones sino aumentar la fatiga asociada a la marcha.

El **confort térmico** es también de gran interés en el CPP. La humedad y la temperatura del interior del calzado deben ser las adecuadas.

- Los forros interiores de lana son ideales en condiciones de mucho frío. Si se busca refrescar el pie, un forro que absorba el sudor será la mejor opción.
- Por otra parte, los calzados de caña media acolchados ajustan mejor sobre el tobillo el pie más caliente al reducir la circulación de aire.
- En general, el material de corte debe ser lo más transpirable posible. Existen diferentes sistemas en el mercado para mejorar la circulación de aire en el calzado, es muy importante elegir aquellos que están avalados por estudios científicos.
- El acabado interior del CPP es muy importante. Las costuras interiores, refuerzos de puntera y cordonerías son zonas a vigilar con cuidado, puesto que pueden provocar rozaduras sobre el pie.

3.5.2. Calzado corrector u ortopédico

El objetivo principal de un calzado ortopédico es acomodar al pie, en el caso de que existan deformaciones rígidas, o intentar corregir posibles deformaciones flexibles (alteraciones del pie o de la marcha). Como se puede imaginar, el calzado ortopédico incorpora una serie de elementos distintivos, los cuales son:

- Diseño de hormas distintas al resto del calzado, con la finalidad de proporcionar un espacio interior suplementario que permitirá colocar todas las especificaciones del médico traumatólogo.
- Estructura de corte con elementos diferenciados tales como un contrafuerte y/o palmilla rígidos y un tacón especial alargado por el borde interno denominado tacón de Thomas.

Es de vital importancia que el calzado se adapte a los movimientos del pie durante el desarrollo de las actividades del niño; no solo para andar, sino que, sin ser un calzado deportivo propiamente dicho, ha de adaptarse a la realización de gestos típicamente deportivos y evitar así posibles lesiones. Solo así, podemos afirmar que, el cansancio, la fatiga, la aparición de rozaduras y otros problemas dependerán de que el calzado cumpla su cometido, lo que desde el punto de vista de la biomecánica se conoce como *tener una estructura funcional adecuada*.

Este tipo de calzado, generalmente, es demandado por los padres de familia que buscan corregir algún problema ortopédico en los pies de sus hijos. La indicación de este tipo de calzado se basa en una exploración clínica exhaustiva y en el adecuado conocimiento del paciente y de su entorno, para garantizar la eficacia y la utilización regular de la ortesis, y no se establece hasta haber considerado con el paciente el resto de posibilidades terapéuticas, sobre todo quirúrgicas, con el fin de garantizar la mejor adhesión del paciente a este tipo de tratamiento. Una vez que el paciente es consciente de este tratamiento, debe enviar a confeccionar este calzado de acuerdo a las especificaciones del especialista. Por ese motivo, acude a la zapatería ortopédica llevando la receta o recomendación del médico traumatólogo.

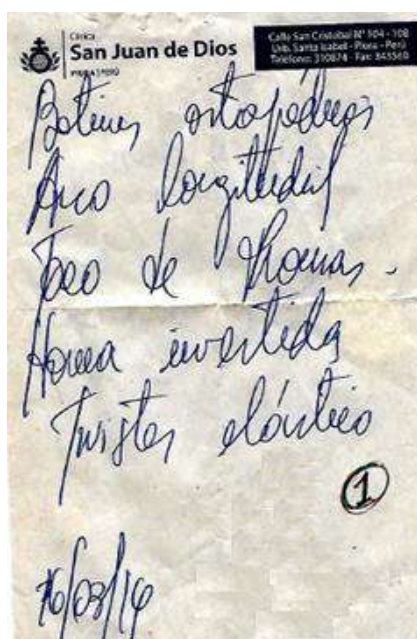


Figura N°63: Receta del médico traumatólogo
Fuente: Zapatería y renovadora “Torres”

Es importante mencionar que la indicación de todo zapato ortopédico se establece en función de tres criterios principales:

Deficiencia	Tratamiento local de una afección del pie: deformación, rigidez, déficit motor o sensitivo, longitud desigual.
Incapacidad	Mantenimiento o restauración del potencial funcional locomotor: equilibrio, traslado, marcha, carrera.
Minusvalía	Integración de la ortesis en la vida cotidiana: acceso al calzado, la vida laboral, vida familiar, ocio, estética.

Cuadro N°7: Criterios de elaboración de ortesis - Zapato ortopédico
Fuente: Elaboración propia

Por eso, la realización de este tipo de calzado constituye a menudo un reto, ya que *es preciso unir las necesidades terapéuticas de corrección o protección del pie a las exigencias estéticas e indumentarias.*

Esto significa que los clientes buscan en primer término, calidad, suavidad y comodidad; y, en segundo lugar, modelos, diseños y precios. Para poder satisfacer el gusto del cliente, la microempresa “Zapatería y Renovadora Torres” trabaja en conjunto con médicos traumatólogos de hospitales, clínicas y centros de salud, con el objetivo de producir un calzado variado y de calidad; fruto de esto ha logrado mantenerse en el mercado por más de 35 años. Es importante mencionar que, a lo largo del proceso de crecimiento del niño, el pie va desarrollando diferentes tallas, lo que obliga a diseñar calzados específicos que respondan a todas las necesidades.

Etapas de Desarrollo	Clasificación del Calzado	Edades	Talla Peruana	Talla Española	Talla Europea
Pre-gateo	Bebé	0-6 meses	17-18	17-18	18-19
Gateo	Pre-andante	6-18 meses	18-20	18-19	19-20
Adquisición de la marcha	Principiante	1.5-3 años	21-26	19-23	20-24
Maduración de la marcha	Infante	4-7 años	27-32	24-31	25-32
Aumento de Actividad	Niño Niña	7-14 años	33-36	31-39 31-42	32-40 32-43

Cuadro N°8: Proceso de crecimiento del niño - Tallado

Fuente: Elaboración propia

3.5.2.1. Anatomía del zapato ortopédico

Por definición, un zapato ortopédico es un *objeto fabricado en cuero u otra materia, compuesto por piezas unidas por diversos procedimientos, que recubre, protege y acompaña al pie en sus movimientos.*

Inicialmente solo se utilizaban cuero y metal, lo que hacía del zapato un objeto pesado y nada estético que estigmatizaba la minusvalía. La posibilidad de emplear gran variedad de materiales, tanto naturales como sintéticos, ha permitido aligerar su peso y mejorar su comodidad y su aspecto.

Indicador	Elemento
1	Empeine o pala
2	Lengüeta
3	Trasera de la caña
4	Tira de talonera
a, b, c	Refuerzos: puntera, pala, contrafuerte
5	Suela
6	Tacón

Cuadro N°9: Elementos que componen el calzado

Fuente: Elaboración Propia

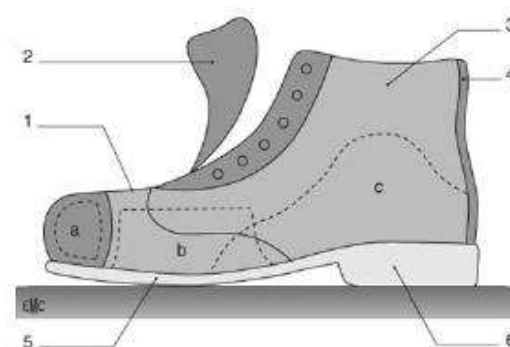


Figura N°64: Elementos que componen el calzado

Fuente: Zapatos ortopédicos – A. Brunon

Este zapato se compone de dos partes principales: **la caña y la suela**. Entre las dos se encuentra una pieza intermedia, que suele denominarse impropriamente “*primera suela*” que sirve de unión y de base de montaje para la caña y la suela.

La **caña**, tiene por finalidad:

- Proteger al pie, excepto la planta, función indispensable sobre todo si existen trastornos de la sensibilidad o deformaciones establecidas.
- Contención del pie, evitando el agravamiento de problemas estáticos y manteniendo el pie en posición sobre las ortesis plantares subyacentes con el fin de asegurar su eficacia.
- Contención del tobillo y si es necesario de una parte importante de la pierna, sobre todo en los casos de gran laxitud.
- Esta puede ser baja, acabando por debajo del tobillo, o ascendente, cubriendo más o menos el tobillo y la pantorrilla.

La **caña** se compone de las siguientes piezas:

- El *empeine*; envuelve la parte anterior del pie hasta la interlinea de Linsfranc por arriba, y se prolonga más o menos hacia atrás lateralmente.
- Las *traseras de la caña*; situadas a la altura del tarso y envuelven las caras laterales y posteriores del pie, tobillo y la parte de la pantorrilla necesaria para la acción terapéutica.
- La *lengüeta*; fijada a la parte superior de la pala, se insinúa por detrás del cierre para proteger los tegumentos de los posibles roces o presiones producidos por el sistema de cierre.

Es muy importante tener en cuenta que el **confort térmico** es un aspecto importante para el calzado Ortopédico, pues se trata de asegurar que, dependiendo de la zona geográfica y de la época del año, la humedad y temperatura en el interior del calzado sean las adecuadas.

Por ese motivo, **el conjunto de la caña** se encuentra forrado interiormente por un revestimiento de piel, tejido de algodón o sintético, cuya finalidad es evitar que las costuras de unión ocasionen alguna herida o rozadura. Entre el forro y el revestimiento superficial se pueden añadir diferentes **piezas de refuerzo** de cuero o de material plástico. Estas son:

- *La puntera*; se encarga de proteger a los dedos del pie. Respetar la conformación del antepié en función de la prescripción médica. Se puede fabricar en cuero o en materiales termo-formables.
- *La pala*; situado a la altura de las articulaciones metatarsofalángeas laterales y se oponen a la desviación externa, raramente interna.
- *Contrafuerte y talonera*; ocasionalmente a la altura de la parte inferior de la caña englobando el retropié desde la interlinea de Lisfranc.

Las **formas habituales de la caña** son:

- *Forma de ciclista*; posee una atadura que se prolonga en la pala hacia la punta del zapato. Presenta una abertura amplia que facilita la introducción del pie siendo adecuado en caso de deformidades de los dedos.
- *Forma Derby*; las traseras de la caña están fijadas por encima del empeine, permitiendo realizar un ajuste fácil y satisfactorio sin que la fijación deba estar extremadamente ajustada, manteniendo una abertura satisfactoria.
- *Forma Balmoral y forma Richelieu*; en estas dos formas clásicas, la fijación debe estar estrictamente ajustada si se quiere conseguir una buena adaptación. Utilizado principalmente en las mujeres adultas.

- *Forma Carlos IX y su derivado, la forma Salomé*; permiten liberar más o menos totalmente el cuello del pie.
- *Forma de escarpín*; no permite ninguna contención por lo que solo se emplea en calzado ortopédico en los casos de acortamientos simples de 2 a 6 cm sin otros problemas estáticos.
- *Forma de Baloncesto*; las traseras de las cañas se prolongan hasta la raíz de los dedos o más allá si es preciso, con una amplia abertura y una pala muy corta. Permite la fácil introducción del pie y la extensión de los dedos. Tipo ideal para las afecciones paralíticas de cualquier naturaleza, flácidas o espásticas.

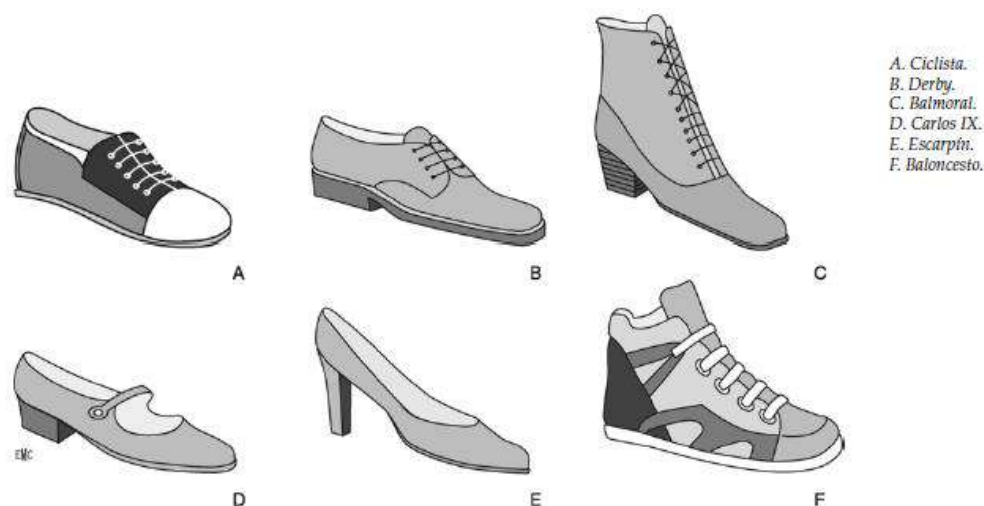


Figura N°65: Principales modelos de zapato según la forma de la caña

Fuente: Zapatos ortopédicos – A. Brunon

Añadidos terapéuticos en la caña

ACCIÓN	MEDIO	INDICACIONES
Contención Lateral y limitación funcional del pie y del tobillo	Ballenado. Tutor posterior. Brida en T.	Trastornos de la estática plantar. Pie deforme total o parcialmente reducible. Secuelas de fracturas o de artritis.
Suplencia en las deficiencias de los músculos elevadores del pie	Tractores interiores o exteriores. Tutor posterior.	Parálisis flácidas o débilmente espásticas. En caso de espasticidad intensa, usar ortesis especial de contención fabricada mediante molde.
Acolchado de protección	Filtro o materiales sintéticos	Trastornos tróficos, neurológicos o vasculares, fragilidad cutánea.

Cuadro N°10: Orientaciones terapéuticas principales

Fuente: Elaboración propia

La suela, constituida por piezas de cuero u otros materiales interpuestas entre la planta del pie y el suelo, repartidas en dos capas:

- La primera capa, sobre la que se monta la caña.
- La segunda suela o última, que recubre la parte inferior del zapato y en la que se fija el tacón.

Opciones terapéuticas en la suela

ACCIÓN	MEDIO	INDICACIONES
Adaptación a las variaciones volumétricas. Ayudar al paso	Suela amplia. Elevador de la punta.	Variaciones de volumen por edema. Compensación de una deficiencia moderada de los elevadores del pie.
Limitación del juego articular	Elementos que incrementan la rigidez.	Enfermedades reumáticas, trastornos estructurales del antepié.
Ayuda al desarrollo del paso. Facilitación de la acometida del paso.	Suela flotante, barra rodante. Material de amortiguación en el tacón.	Limitación de tensiones en el antepié. Dolores al pisar, disminución de molestias en el talón.
Correcciones de la estática actuando en el talón.	Alargamiento, prolongación anteroposterior o lateral del tacón.	Mejora de la estabilidad, estabilización de pies varos o valgos, recuperación de la verticalidad en grandes desequilibrios de la pierna.
Añadido de elementos de fijación para ortesis ortopédica.	Estribo o eje asociados a suela metálica.	Fijación de una ortesis.

Cuadro N°11: Orientaciones terapéuticas principales

Fuente: Elaboración propia

La suela es la superficie de contacto con el suelo y de ella dependen muchas de las prestaciones del calzado. De la suela se debe tener en cuenta que su dibujo ha de mejorar el agarre en situaciones deslizantes.

Las caídas por resbalón son un gran problema. El zapato debe proporcionar suficiente agarre tanto en seco como en mojado y proporcionar seguridad y aplomo en cualquier circunstancia cotidiana del niño. Todos estos aspectos son considerados por la biomecánica dentro del **confort mecánico**.

3.5.3. Biomecánica de la marcha humana tras reparación

Se presentará a continuación una revisión del estudio de la marcha humana tras la práctica de procedimientos ortopédicos, con ánimo de paliar patologías del aparato locomotor. Si se enfoca el estudio de la marcha de sujetos que utilizan ayudas para la deambulación encontraremos el empleo del calzado ortopédico.

Aunque el empleo de calzado ortopédico para la **corrección o tratamiento de patologías del pie y de la marcha** se encuentra francamente extendido, es muy escasa la información existente en torno a las variaciones que, sobre la marcha, introducen las modificaciones en el calzado que lleva un sujeto determinado. Baumgartner (1987) destaca, entre otras, las siguientes aplicaciones del calzado ortopédico:

- Descarga, apoyo y corrección.
- Compensación de desigualdades anatómicas.
- Inmovilización y estabilización.
- Mejora en el desarrollo del paso y amortiguación de impactos.

En general, la mayoría de estos propósitos se alcanza mediante adaptaciones en un calzado habitual y con la inclusión de **plantillas ortopédicas**. No obstante, en algunos casos está justificada la realización de un calzado a medida como mejor solución para paliar un determinado problema.

La gran variedad de adaptaciones que se pueden incluir en el llamado calzado ortopédico crea graves problemas para una correcta sistematización de las mismas y dificulta un conocimiento exacto de su mecanismo de actuación en las diferentes fases de la marcha.

Entre otras y con un objetivo meramente didáctico se presenta la clasificación de Lavigne y Noviel (1992) en la figura N°66, que incluyen cuñas, barras, aletas y taloneras en diferentes zonas de la plantilla del calzado. Asimismo, realizan una estimación de la fase del ciclo de marcha en que actúan predominantemente estas modificaciones del calzado (tabla N°12), refiriéndolos a las zonas anatómicas que realizan el apoyo:

- Apoyo de talón.
- Apoyo a pie completo.
- Apoyo en dedos.

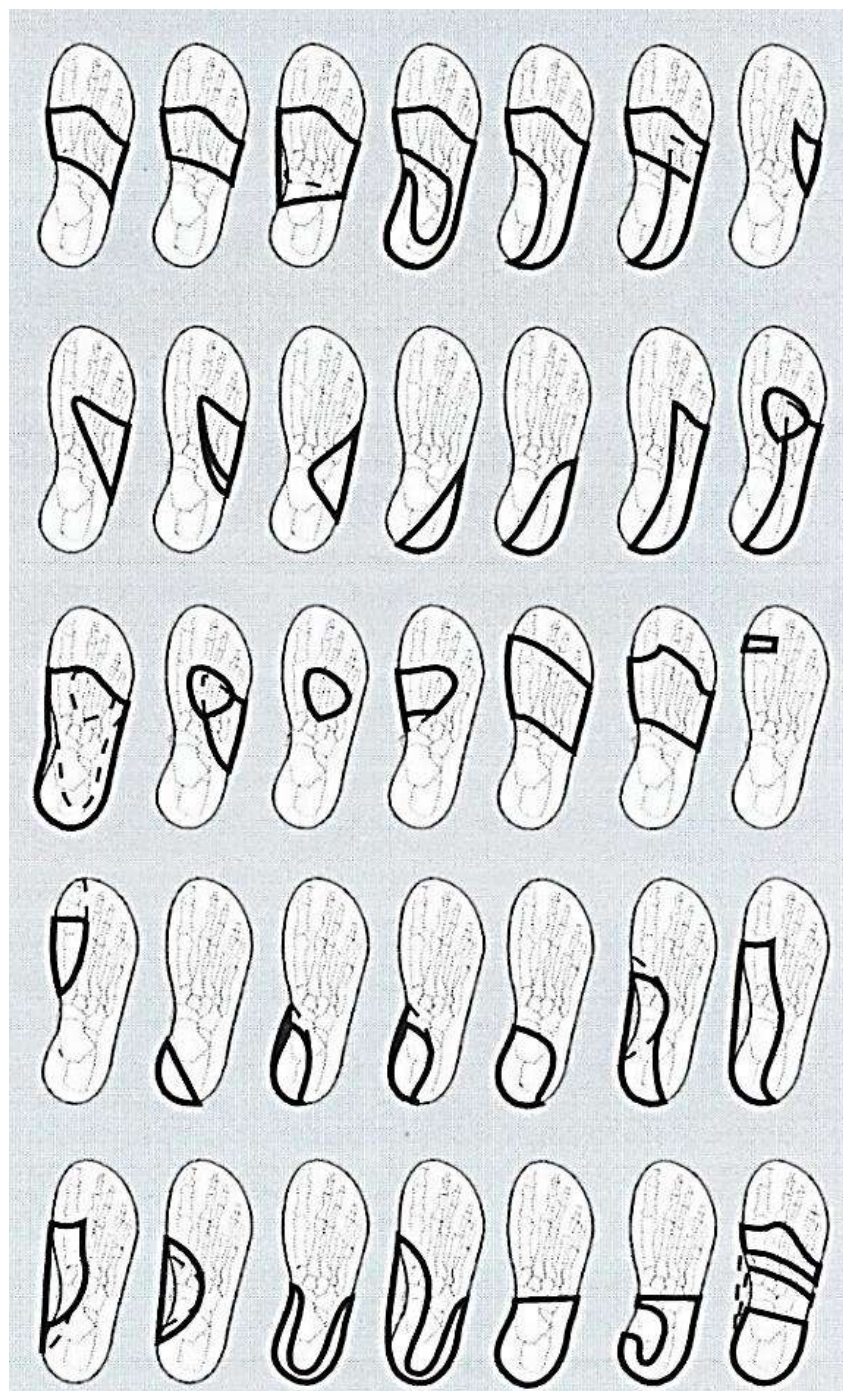


Figura N°66: Adaptaciones para calzado ortopédico
 Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

	Apoyo Talón	Apoyo Pie completo	Apoyo Dedos
Barras retrocapitales y apoyo retrocapital medio			
Barra subcapital			
Talonera posterior			
Cuña supinadora posterior			
Cuña pronadora posterior			
Aleta pronadora			
Apoyo subcapital primera articulación metatarsofalángica y dedo gordo			
Cuña pronadora anterior			
Cuña pronadora subcapital			
Contrafuerte subcuboideo			
Cuñas supinadoras de estimulación			
Hemicúpulas internas			
Aleta arciforme de descarga			
Anillo de Schwartz			
Apoyo subcapital metatarsofalángico de descarga			
Apoyo subdiafisario de descarga			

Cuadro N°12: Adaptaciones para calzado ortopédico

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

La principal aplicación de estudios de la marcha para la valoración de este tipo de calzado se ha realizado en el estudio del **efecto descarga** que diferentes modificaciones producen en las zonas de apoyo del pie.

Dall (1984) utilizando un pasillo de marcha instrumentado para el registro de fuerzas verticales, en combinación con imágenes procedentes de dos cámaras de video, averigua la distribución de cargas en las diferentes zonas del pie durante la marcha y las modificaciones que las adaptaciones del calzado provocan en dichos registros. En este estudio se comprobó que la ubicación de la barra metatarsal en situación más adelantada provocaría una mejoría.

Otra interesante aplicación de estudios de descarga del pie mediante modificaciones del calzado la realizan Schaff y Cavanagh (1990), que valoran la **distribución de presiones durante la marcha en pies diabéticos** utilizando un calzado habitual y uno tipo *rocker bottom* con una angulación del rodillo plantar de 24° (figura N°67). La figura N°68 muestra la distribución por zonas del pie que se establecen para el análisis de dichas presiones.

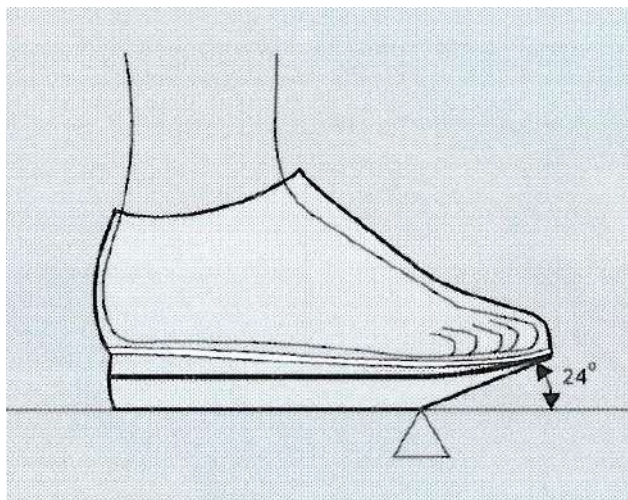


Figura N°67: Calzado tipo rocker bottom
Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

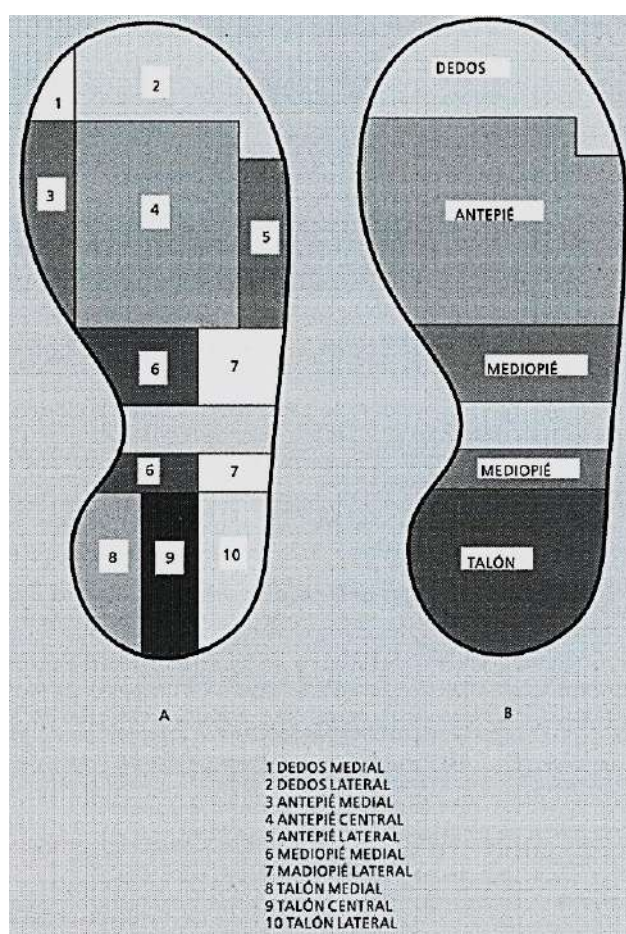


Figura N°68: Zonas de la planta del pie para el registro de presiones
Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

El registro simultáneo de presiones máximas con ambos tipos de calzado se muestra en la figura N°69, apareciendo una reducción de presiones en las zonas medial y central del antepié. Sin embargo, las presiones están ligeramente aumentadas en las zonas del talón y del mediopié. En el análisis de las fuerzas verticales de apoyo en las distintas zonas del pie (figura N°70) durante el ciclo de marcha, se aprecia un nivel de fuerzas más elevado, durante un mayor lapso de tiempo, en el talón y el mediopié; una menor fuerza, con una duración relativamente menor, en el antepié y una menor intensidad durante un período mayor en los dedos.

Aunque no existen razones claras de por qué el diseño de *rocker bottom* posee un efecto de reducción de presiones, se apuntan como posibilidades:

- Una redistribución de presiones en una mayor superficie.
- Un aumento del tiempo de apoyo en las regiones del pie en contacto con el calzado.
- Un cambio en la función del pie, debido a la limitación de la movilidad, en particular en las zonas correspondientes a las articulaciones metatarsofalángicas.
- Una variación en los patrones de movimiento del miembro inferior debido a la geometría y rigidez alterada del calzado.
- Una reducción en las presiones tangenciales sobre la planta del pie.

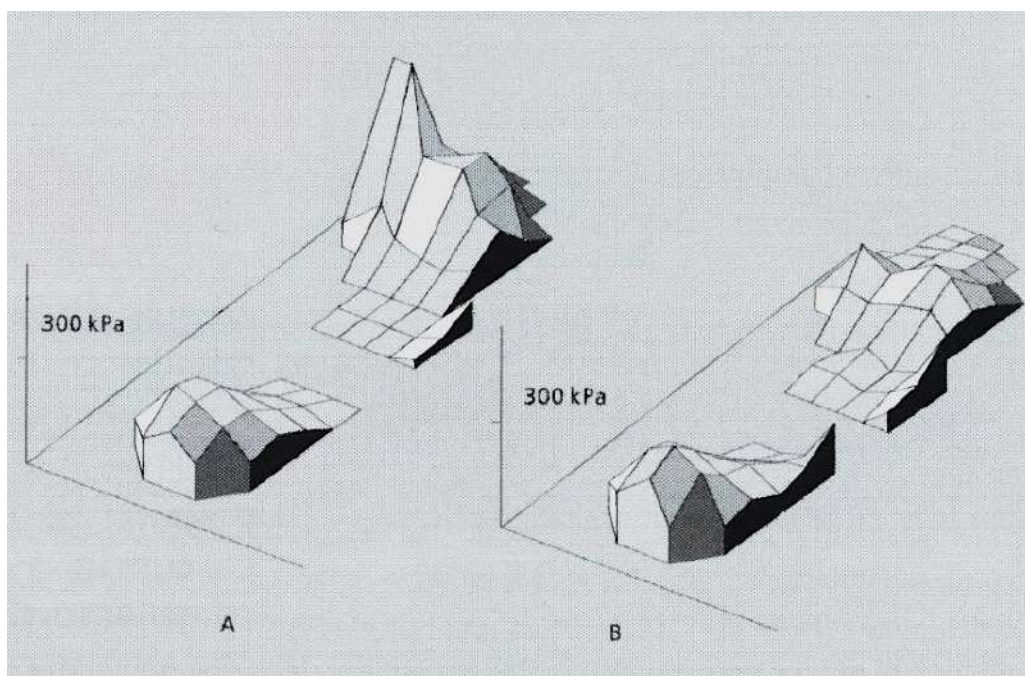


Figura N°69: Registro de presiones máximas con calzado normal (A) y con rocker bottom (B)

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

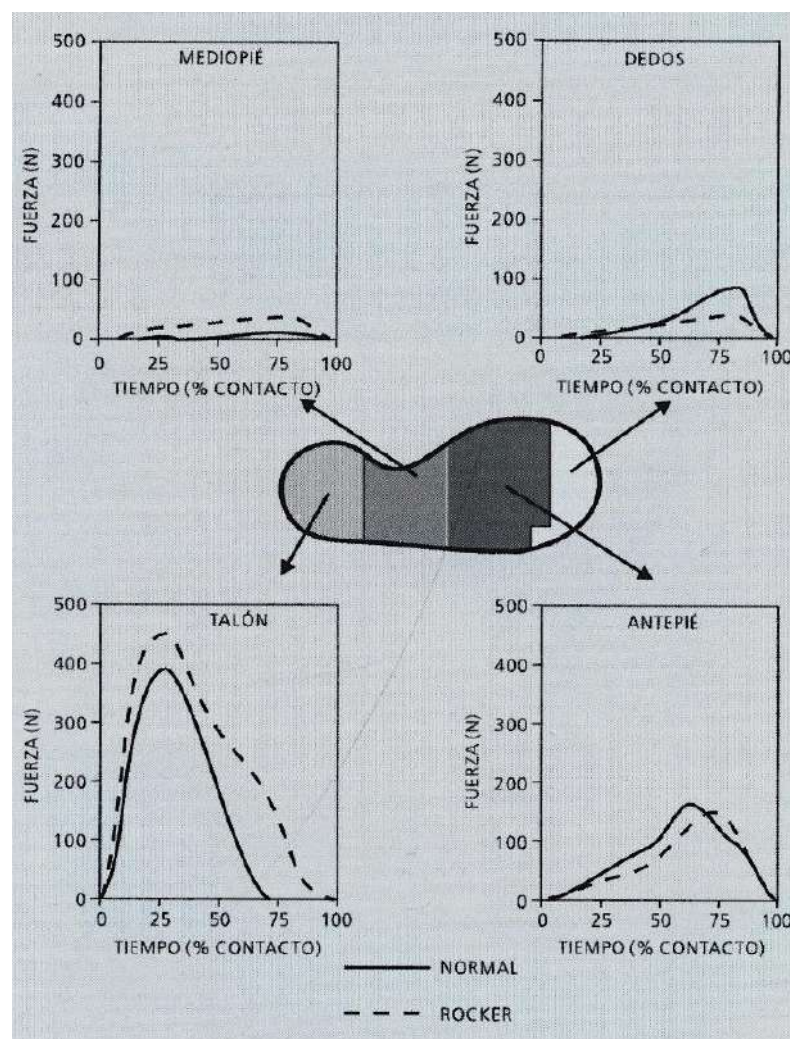


Figura N°70: Fuerzas verticales de apoyo en las zonas del pie durante el ciclo de marcha

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

El estudio dinámico de distribución de presiones se muestra como una *herramienta potente y eficaz para evaluar el diseño de calzado ortopédico*, no obstante, las singularidades de cada uno de los calzados, en muchos casos a medida, dificulta la generación de criterios de aplicación general para todo tipo de calzado ortopédico.

En cuanto a la misión del calzado ortopédico como **amortiguador de impactos**, Bierling et al. (1990) analizan el papel amortiguador del etil-vinil-acetato (EVA) en el calzado utilizado en ortesis largas de miembro inferior de paciente parapléjicos, durante la marcha. Se realizan dos tipos de análisis, midiendo aceleraciones en maléolo interno y en el tutor externo, por una parte, se evalúa el efecto de una suela de 20 mm de espesor, y, por otra, un refuerzo en la talonera del calzado de 10 mm.

Con la suela de 20 mm fijada a los zapatos de la ortesis se apreciaron disminuciones de la amplitud media de la aceleración del 22% durante los primeros 10 ms y una reducción de la amplitud máxima del 12% cuando el acelerómetro estaba fijado al maléolo interno. La interposición en el tacón del calzado de 10 mm de EVA muestra, al realizar las medidas en el maléolo tibial del sujeto, una reducción significativa en la amplitud media de la aceleración del 62% en los primeros 10 ms y del 26% de la amplitud máxima. En ambos casos la marcha del sujeto fue más confortable y silenciosa.

Un último aspecto relacionado con el calzado ortopédico es el papel desempeñado por los diferentes tacones de marcha que se utilizan tanto en yesos como en ortesis de miembro inferior. Shereff et al. (1985) realizaron un **estudio de distribución de cargas con diferentes tipos de inmovilización y soportes para la marcha** en sujetos inmovilizados con yesos; para ello emplean transductores de presión localizados en el talón y en la cabeza del primer y tercer metatarsiano. Los autores aprecian como el porcentaje de carga que soporta la superficie del pie inmovilizado, depende del patrón de marcha a pie desnudo que posee el sujeto.

La reducción máxima de carga en el antepié se consigue en un yeso de marcha corto (PTB) o con un botín de yeso mediante una talonera de goma. Un rodillo ubicado en la zona central de la planta del pie provoca un aumento de presiones en el antepié, en especial, debajo de la cabeza del primer metatarsiano. Al comparar botines de yeso con calzado ortopédico y estos mismos botines con talonera posterior, aprecian la menor efectividad de los primeros, pero, en cualquier caso, resultan más efectivos que el rodillo de localización central. Las presiones máximas registradas muestran en la planta del pie una dependencia importante de la posición en que se inmovilizan, mediante yeso, las articulaciones del tobillo y subtalámica. En la figura N°71 aparece un cuadro resumen de todas las combinaciones analizadas y de las presiones registradas en las distintas zonas del pie, comparadas con las cargas a pie descalzo.

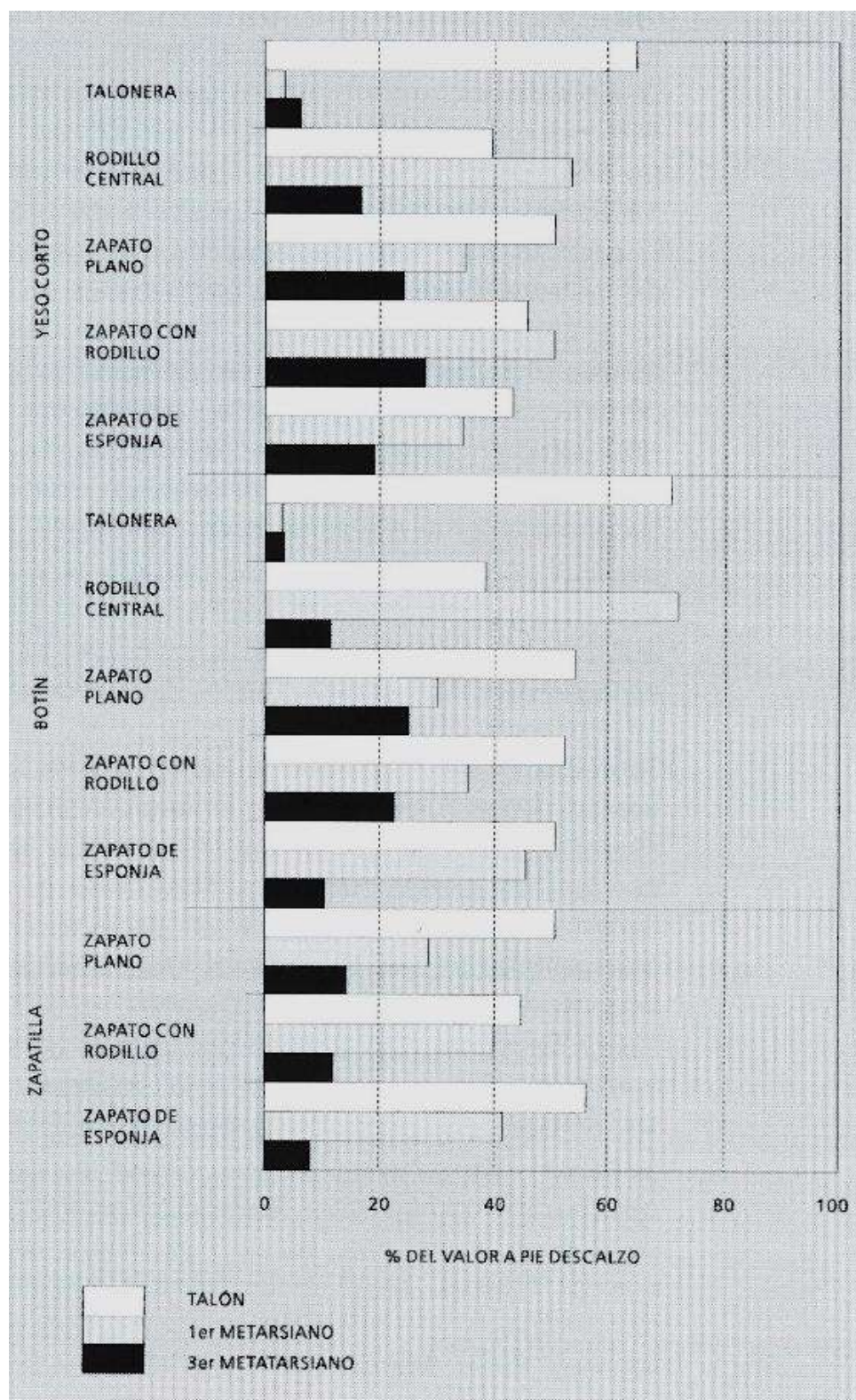


Figura N°71: Efecto de diferentes sistemas de inmovilización sobre las presiones plantares

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

Capítulo 4

Avances tecnológicos: modelado computacional - calzado ortopédico infantil

4.1. Introducción

Como se ha comentado en los capítulos anteriores, el pie es una de las estructuras más complejas del cuerpo humano ya que consiste en pequeños huesos conectados por cartílagos y ligamentos, que mantienen la integridad estructural; músculos que conducen los movimientos y sistemas como el tejido graso y las almohadillas del talón para la absorción de impactos. Sin embargo, muchas veces caemos en el error de realizar un análisis computacional a todo el miembro inferior o al cuerpo entero, sin percatarnos que solamente los pies pueden otorgarnos un comportamiento mecánico- estructural interesante.

Por ese motivo, los pies deben ser simulados para entender cómo funcionan. Las imágenes médicas, las mediciones externas y las disecciones de cadáveres son insuficientes para comprender el papel de cada estructura interna durante la marcha humana. En este sentido, las simulaciones computacionales y, en particular, el método de los elementos finitos (FE) es el método más popular y aceptado para predecir el comportamiento de los sistemas mecánicos - estructurales y poder evaluar su rendimiento.

Es importante recalcar que, estas simulaciones proporcionarán información clínica importante, que es difícil de medir con procedimientos experimentales. Desde un punto de vista podológico, los modelos del pie humano y la extremidad inferior ya han sido señalados como una de las alternativas más importantes para predecir el comportamiento estructural de sus componentes y poder ayudar en el

diagnóstico, tratamiento y prevención de diversas patologías. De esta forma se podría obtener una estimación predictiva de los resultados de la interacción (usuario-calzado) sin la necesidad de fabricar y ensayar nuevos prototipos.

Varios modelos de elementos finitos (FE) de los pies o el calzado han sido desarrollados, basados en ciertas suposiciones que incluyen una geometría simplificada, el movimiento articular relativo limitado, la ignorancia de ciertas estructuras ligamentosas o la simplificación de determinadas propiedades de los materiales.

Los primeros modelos se basaron en una forma simplificada o parcial del pie. Los análisis se realizaron bajo los supuestos de propiedades lineales del material, deformación infinitesimal, y condiciones de contorno lineales, sin tener en cuenta la fricción y el deslizamiento. Los modelos recientes han mejorado en aspectos seleccionados por incorporación geométrica, material, o la no linealidad de las condiciones de contorno (por ejemplo, el modelo de grandes deformaciones, las propiedades del material no lineal, deslizamiento/condiciones de contacto de fricción)

Como se sabe, la reconstrucción del modelo, la caracterización de los tejidos y la determinación de las condiciones límite son los pasos más complejos en el análisis FE. Para abordar estos problemas, se debe seguir una metodología, como se indica en la Figura N°72, la cual se describe a continuación:

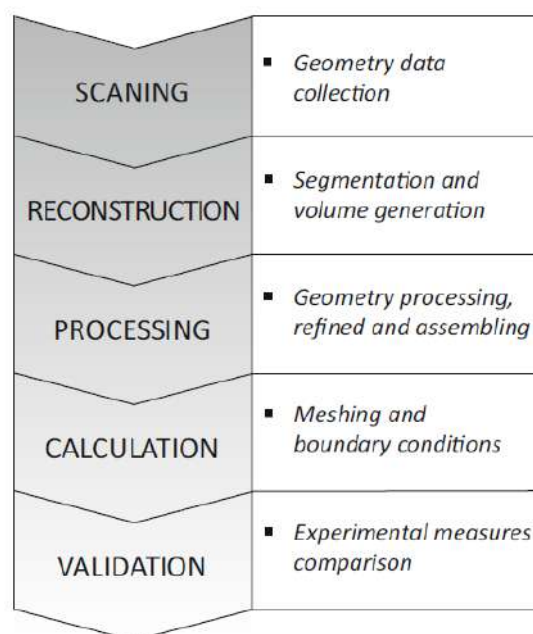


Figura N°72: Diagrama del proceso de desarrollo del modelo computacional

Fuente: Computational and foot Modeling: Scope and applications –
Enrique Morales Orcajo et al.

4.2. Fabricación del calzado ortopédico infantil

4.2.1. Análisis de la marcha humana

Dicho estudio consiste en la obtención de características determinadas y en su comparación con la consideradas como marcha humana normal. Para ello, se pueden utilizar métodos de análisis que pueden ser desde los más imples, con ausencia total de ayudas tecnológicas, hasta el más completo y sofisticado de los laboratorios.

El método de análisis de la marcha humana más elemental y uno de los utilizados en este proyecto es el **análisis visual**, pero requiere, para obtener los mejores resultados, un procedimiento de trabajo riguroso y sistemático. Otro método de análisis de la marcha consiste en la determinación de **parámetros generales** descriptivos del ciclo de marcha como, por ejemplo, los temporales, las distancias de paso y la velocidad o cadencia. Para obtener estos parámetros se utilizan técnicas sencillas como un **cronómetro** y una **cinta métrica**, **interruptores plantares**, **pasillos instrumentados** u **otras técnicas de medida directa**.

Existen muchas patologías neurológicas o del sistema músculo esquelético que se manifiestan en alguna forma de disfunción en el movimiento de los segmentos, especialmente en los ángulos articulares. La cinemática de la marcha puede valorarse mediante **análisis visual**, con o sin registro de **video**, o se puede medir con técnicas directas basadas en **goniómetros**, o en equipos de **ultrasonidos**, o con técnicas indirectas basadas en **fotogrametría video**.

El estudio de las fuerzas y presiones de reacción del pie en contacto con el suelo o con el calzado aporta una gran cantidad de información valiosa para la caracterización de la marcha. Se obtiene mediante equipos de medida directa específicos: las **plataformas de fuerzas**, los **podómetros**, y las **plantillas instrumentadas**.

Para la determinación de las fuerzas y momentos articulares se recurre a **métodos de cálculo** (análisis cinético inverso) aplicados sobre **modelos biomecánicos**, utilizando como datos de entrada los procedentes de la **antropometría**, técnicas cinéticas y técnicas cinemáticas.

Con respecto a la actividad muscular es usual evaluarla midiendo directamente de técnicas de **electromiografía**, aunque también es posible estimarla mediante la utilización de **modelos biomecánicos**, cuyas complejas ecuaciones se resuelven con métodos de optimización.

El análisis energético se basa, o bien en el cálculo de **modelos dinámicos** del trabajo mecánico útil desarrollado por cada articulación, o bien en la determinación del consumo metabólico mediante la medida con **analizador de gases** espirados. Si se tienen los dos datos se pueden

calcular rendimiento y valorar, por tanto, la eficacia del movimiento desde un punto de vista energético.

Finalmente, para el estudio del funcionamiento del pie, sus alteraciones o el efecto de ortesis o calzado es conveniente el análisis de la huella plantar y la forma del pie, para lo que se recurre al uso de **podoscopios** y, también, plantillas instrumentadas.

Como se puede apreciar se han mencionado los diferentes métodos de análisis para el estudio de la marcha humana, a continuación, se pasará a describir aquellos métodos relacionados con el presente proyecto; estos son el **análisis visual**, y a las **técnicas de análisis cinético**.

4.2.1.1. *Análisis visual*

Es la metodología más sencilla y aproximada de análisis de la marcha y consiste en la observación de las alteraciones más groseras de la forma de caminar. Aunque dicha observación sea minuciosa y sistemática, suele focalizarse en las alteraciones más llamativas, pudiendo pasar desapercibidas otras más sutiles, que pueden ser muy importantes. El estudio completo y sistemático de la marcha implica tres etapas:

- Organización de la información.
- Establecimiento de una secuencia de observación.
- Criterios unificados de interpretación.

La clasificación habitual de las alteraciones de la marcha supone la observación de las mismas en cada región anatómica y su repercusión en cada una de las fases del ciclo de marcha. Según lo mencionado, en la figura N°73 se observa un cuadro resumen de alteraciones mayores y menores de la marcha elaborado en el centro médico Rancho Los Amigos.

MIEMBRO DE REFERENCIA									
I	D								
		RECEPCIÓN CARGA		APOYO MONO-PODAL		ADELANTAMIENTO OSCILACIÓN			
		CI	AI	AM	AF	OP	OI	OM	OF
TRONCO	INCLINACIÓN A/P								
	INCLINACIÓN M/L								
	ROTACIÓN A/P								
PELVIS	ELEVACIÓN								
	INCLINACIÓN A/P								
	DEFICIT. ROTACIÓN: A								
	P								
	AUMENTO ROTACIÓN: A								
	P								
CADERA	INCLINACIÓN: HOMOLATERAL								
	CONTRALATERAL								
	FLEXIÓN: LIMITADA								
	AUMENTADA								
	EXTENSIÓN INADECUADA								
RODILLA	LATIGAZO								
	ROTACIÓN I/E								
	ADUCCIÓN/ABDUCCIÓN								
	FLEXIÓN: LIMITADA								
	AUMENTADA								
TOBILLO	EXTENSIÓN INADECUADA								
	TAMBALEO								
	HIPEREXTENSIÓN								
	AVANCE EN EXTENSIÓN								
	VARO/VALGO								
DEDOS	FLEX. CONTRALATERAL AUMENT								
	CONTACTO ANTEPIE								
	CONTACTO COMPLETO DEL PIE								
	CAÍDA PLANTAR								
	FLEX. PLANTAR AUMENTADA								
PROBLEMAS MAYORES	FLEX. DORSAL AUMENTADA								
	INVERSIÓN/EVERSIÓN								
	DESPEGUE DE TALÓN								
	SIN DESPEGUE DE TALÓN								
	ARRASTRE								
CARGA EXAGERADA	SALTO CONTRALATERAL								
	LEVANTADOS								
	EXTENSIÓN INADECUADA EN GARRA								

Figura N°73: Protocolo de Inspección de la marcha, según la sistemática de Rancho Los Amigos

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

El proceso de análisis visual de la marcha se efectúa de forma más adecuada en dos etapas. En primer lugar, una observación global de la acción a realizar y posteriormente una secuencia anatómica, con la intención de ordenar los múltiples acontecimientos que ocurren en las diferentes articulaciones.

Se aconseja comenzar esta aproximación con la observación de los pies e ir progresando a nivel proximal. Es importante recordar que todo profesional debe conocer a la perfección el modelo de comportamiento de marcha normal, ya que de esta manera le será posible identificar las diferentes patologías presentes. Es aconsejable, asimismo, no avanzar en niveles anatómicos hasta que las alteraciones en el nivel anterior hayan sido perfectamente descritas.

Los hallazgos así detectados, suponen la identificación de las alteraciones globales con la suma de alteraciones en los diferentes niveles y en las diversas fases de la marcha. De esta forma, se diferencian las alteraciones del movimiento que impiden una correcta progresión de la marcha de aquéllas, que constituyen mecanismos sustitutivos para restaurarla. Cada uno de los hallazgos identificados por fases se asimilan a mecanismos que impiden un correcto apoyo o un avance adecuado del miembro.

Para finalizar, este tipo de análisis indica que, dependiendo de la anomalía a analizar, sencillos sistemas de medición de longitud y tiempo de paso pueden proporcionar una información valiosísima y con una inversión en equipamiento mínima, sin la necesidad de contar con sofisticados sistemas de valoración biomecánica.

4.2.1.2. *Técnicas de análisis cinético*

El pie es esencial para la locomoción humana y se adapta constantemente para facilitar un acoplamiento compatible entre el cuerpo y su medio, contribuyendo así a un movimiento afectivo. *Los avances en los métodos biomecánicos para el análisis dinámico han propiciado una descripción más precisa de la función del pie durante el movimiento y, especialmente, durante la deambulación.*⁶

Si los sensores de presión empleados poseen una superficie demasiado grande, no se podrá discriminar nítidamente los puntos anatómicos de aplicación de carga. Por otra parte, si el área es demasiado pequeña, no se podrá tener la certeza de haber medido el punto de máxima presión. Por todo ello, es recomendable la utilización de sensores con áreas de contacto entre 0.5 y 1 cm². Asimismo, un sensor muy grueso puede producir errores durante la medición. El grosor recomendado varía con el material de contacto, pero no debería sobrepasar 1 mm para no afectar considerablemente la medida.

⁶ Rodgers, 1993

La **plataforma dinamométrica** es un instrumento electrónico que permite la medida y el análisis de la fuerza de reacción que un individuo ejerce sobre el suelo en la ejecución de un movimiento o gesto determinado. Además de su utilización para la valoración de la marcha humana, las plataformas se aplican a la evaluación de técnicas deportivas, al análisis del equilibrio postural y al estudio de la interface hombre-entorno. La transformación de la fuerza de reacción en una señal electrónica se realiza en base a dos tecnologías de transductores: **extensométricos** y **piezoeléctricos**. Los primeros resultan adecuados en procesos estáticos y dinámicos, hasta una frecuencia máxima dependiente del transductor; los segundos permiten el registro de cargas con frecuencias muy superiores, si bien carecen de respuesta adecuada a bajas frecuencias.

Las plataformas de hoy en día emplean cuatro transductores, de uno u otro tipo, ubicados en cada una de las cuatro esquinas de la plataforma. Dichos transductores pueden ser bidimensionales o tridimensionales, según registren fuerzas en dos o tres direcciones perpendiculares. Para garantizar el funcionamiento correcto de las plataformas e impedir su deslizamiento o apoyo no uniforme es conveniente fijarlas rígidamente al suelo. La solución más habitual consiste en la construcción de un foso, de dimensiones adecuadas, con una cimentación especial para el anclaje del instrumento. Una alternativa más económica es la elevación de una pista sobre el suelo con alojamientos para plataformas, que quedan al nivel.

Cuando un individuo camina sobre la plataforma dinamométrica, la fuerza ejercida por el pie sobre la misma se reparte entre los cuatro captadores (figura N°74), que generan las correspondientes señales electrónicas, en función de la carga asumida por cada uno de ellos. El diagrama de cuerpo libre de la placa superior de la plataforma permite obtener las ecuaciones de equilibrio de la misma que conducen al cálculo de las tres componentes de la fuerza de reacción, las coordenadas del centro de presión vertical y el momento torsor sobre la plataforma.

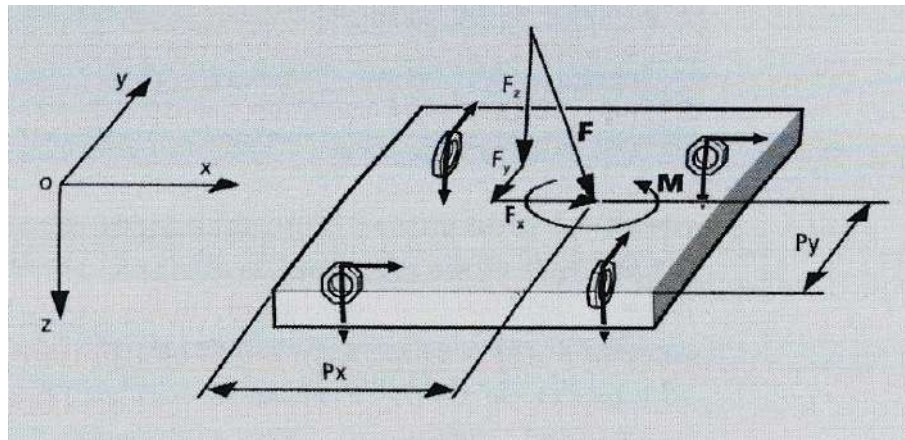


Figura N°74: Fuerza de reacción, momento torsor y centro de presiones
Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

Para la realización de estudios sobre plataformas dinamométricas se recomienda que el individuo desconozca la ubicación exacta de las mismas, con objeto de impedir la tendencia natural a pisar sobre su centro, lo cual desvirtuaría la naturalidad del proceso. Ahora, la existencia de una fase de apoyo bipodal en la marcha humana aconseja la utilización de dos plataformas, con el objetivo de registrar independientemente la fuerza de reacción de cada uno de los pies.

La ubicación relativa más extendida para dos plataformas puede observarse en la figura N°75, y constituye un compromiso razonable para estudios en población adulta. Sin embargo, puede presentar problemas en individuos con zancada muy larga o muy corta, así como en niños, ancianos o casos patológicos severos, siendo necesario establecer una disposición adecuada a cada caso.

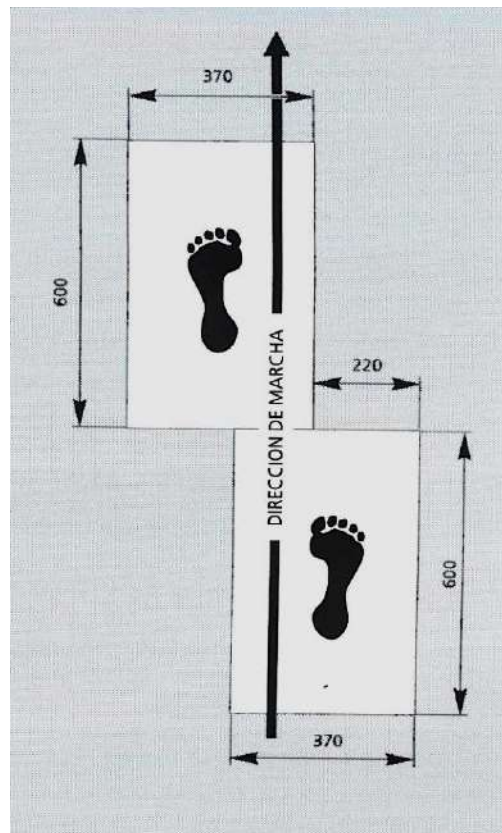


Figura N°75: Disposición usual de dos plataformas dinamométricas
Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

Las plataformas se conectan, a través de una electrónica de amplificación y de una interface de adquisición de datos, a un ordenador, donde tiene lugar el almacenamiento de los datos para su posterior análisis.

En la actualidad, los sistemas de plataformas dinamométricas se encuentran bastante extendidos. Aunque algunos laboratorios han diseñado sus propias plataformas, la mayoría de ellos recurre a soluciones comerciales. De entre todos los fabricantes existentes a nivel internacional destacan, por su amplia difusión, los dos siguientes:

- Kistler Force Plate (Kistler Instrument Co., Winterthur, Suiza). Plataforma de fuerza tridimensional basada en transductores piezoeléctricos de cuarzo.
- AMTI Force Platform System (Advanced Mechanical Technology, Inc., Newton, MA, USA). Sistema basado en galgas extensométricas, para medir la fuerza en tres dimensiones.

Ahora, las técnicas de exploración del pie que se describirán a continuación están basadas en el conocimiento de las interacciones

mecánicas ente el pie y su entorno. Además, existen diversas formas de estudio de las presiones plantares durante la marcha o en posición estática:

- **Técnicas cualitativas;** se basan en un estudio visual de la interacción del pie con el suelo, sujeto al criterio subjetivo del examinador.
- **Técnicas semi-cuantitativas;** que cuantifican las imágenes obtenidas a partir de las técnicas cualitativas y que suponen, por tanto, un avance en tanto en cuanto objetiva las impresiones visuales.
- **Técnicas cuantitativas;** que transforman mediante transductores electromecánicos la presión en una magnitud eléctrica cuantificable.

El **podoscopio** constituye el estereotipo de las técnicas cualitativas de valoración de presiones plantares. Consiste en una superficie transparente (cristal, metacrilato, etc.) sobre la que se apoya el pie del sujeto en estudio. La imagen de la huella plantar puede evaluarse directamente a través de la otra cara de la superficie transparente o bien mediante un sistema de espejos que permita la visualización más cómoda (Figura N°76)

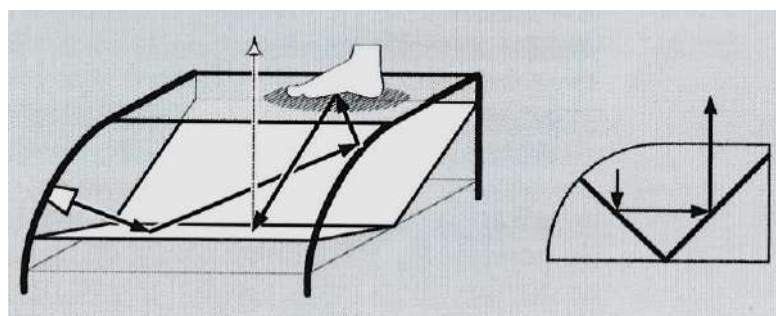


Figura N°76: Esquema de funcionamiento de un podoscopio
Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

El **pedobarógrafo** considerado como técnica semi-cuantitativa, es una extensión del podoscopio que permite la cuantificación de las presiones mediante la incorporación de una esterilla de material elástico, que se coloca entre el pie y el cristal, y que posee diversas semiesferas en la parte inferior. De esta forma, cuanto mayor es la presión ejercida sobre la esterilla, mayor es la deformación de las semiesferas elásticas, lo cual queda reflejado en la imagen. Incorporando un sistema analizador de imágenes es posible cuantificar el mapa de presiones en base a la diferencia de diámetro o luminosidad de cada semiesfera deformada. (Figura N°77)

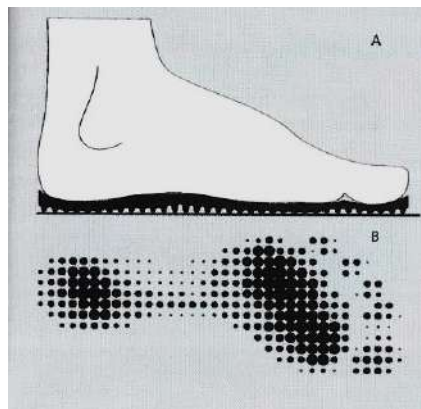


Figura N°77: Esquema de esterilla para la determinación de la distribución de presiones

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

Sin embargo, una medición fiable y reproducible de las cargas plantares solo se realiza mediante técnicas de medidas basadas en transductores o sensores.

Los **podómetros** y las **plantillas instrumentadas** pertenecen, junto con las plataformas dinamométricas, a las técnicas cuantitativas más importantes de análisis cinético. Permiten, por tanto, una objetivación de los resultados, difícil de obtener a partir de los sistemas semi-cuantitativos, y un seguimiento continuo y minucioso de la interacción mecánica del pie con el suelo a lo largo de la pisada.

Están basados en el empleo de transductores electrónicos que convierten fuerza o presión en las interfaces pie-suelo (podómetro) y pie-calzado (plantillas) en una señal eléctrica mediante una cadena de acondicionamiento y registro de señal (Figura N°78) se obtiene la distribución cuantitativa de las presiones plantares.

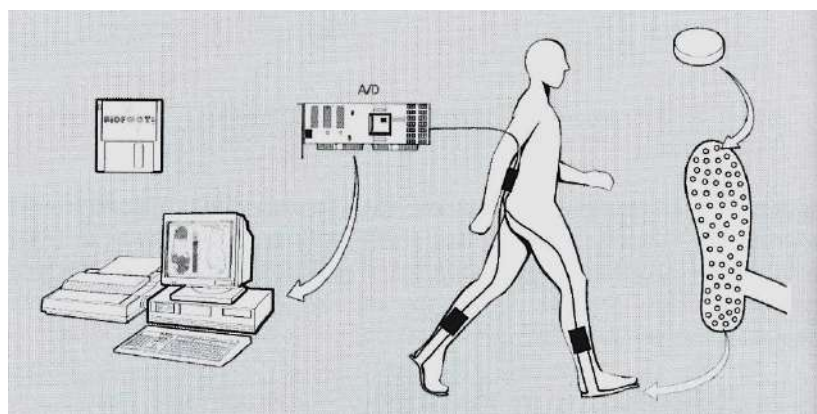


Figura N°78: Esquema de funcionamiento de platillas instrumentadas - Biofoot

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

Debido al tipo de transductores empleados (no registran cargas verticales), es habitual la combinación de mediciones efectuadas con podómetros o plantillas con las realizadas mediante plataformas, pues estas últimas registran la fuerza de reacción pie-suelo en sus tres dimensiones, sin especificar la posición anatómica exacta de la aplicación de la carga.

Un **podómetro electrónico** consta de una malla fina rectangular dotada de un gran número de transductores, que transforman la presión actuante sobre los mismos en una señal eléctrica medible. La densidad de sensores por unidad de superficie debe ser alta. Ha de posibilitar una medición tanto en dinámico como en estático. Con respecto a los transductores, es recomendable que cumplan con las condiciones de tamaño expresadas anteriormente.

El IBV ha desarrollado un podómetro con 1024 cerámicas piezoeléctricas de aproximadamente 20 mm^2 de superficie y 1 mm de grosor cada una. El área total instrumentada es de unos $23 \times 40 \text{ cm}$ con una densidad de $1.3 \text{ sensores/cm}^2$. Esta embutida en una estructura de aluminio de 1.1 cm de espesor y 3.5 kg de peso (Figura N°79). A través del tratamiento de la señal obtenida en cada uno de los transductores, es posible visualizar en dos o tres dimensiones la distribución suavizada de presiones en la superficie instrumentada y realizar una animación de la pisada del individuo. La frecuencia máxima de muestreo supera los 100 Hz.

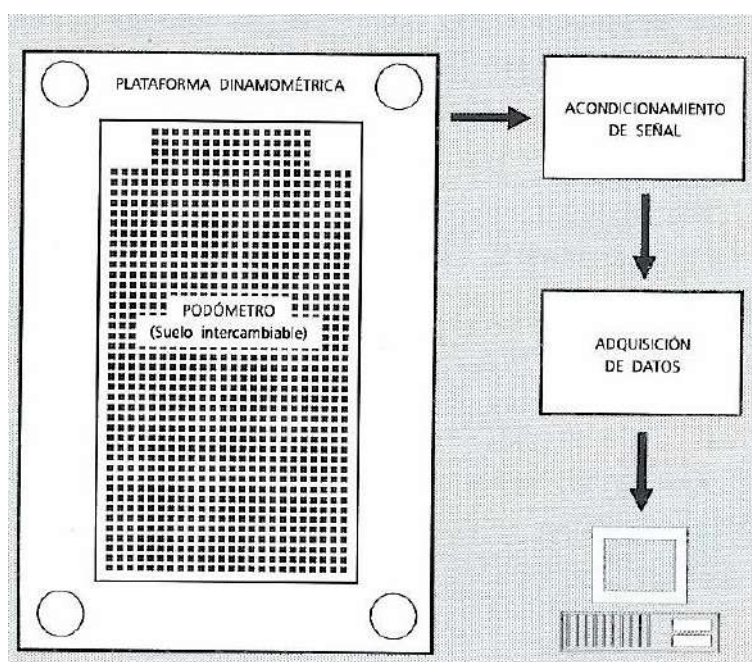


Figura N°79: Podómetro incorporado a una plataforma de fuerzas
Fuente: Biomecánica de la Marcha humana normal y patológica – IBV

La **plantilla instrumentada** permite la medición de la interacción pie-calzado sin restricciones de espacio, pudiendo el sujeto caminar libremente y obteniéndose así un seguimiento de la evolución de su marcha, imposible de lograr con plataformas de fuerza o podómetros fijados al suelo.

La tecnología aplicada en el caso de las plantillas instrumentadas es la misma que para los podómetros, aunque presentan problemas de tipo constructivo, dado que el espacio disponible es muy limitado, no deben perturbar sensiblemente el proceso en estudio y están continuamente sometidas a deformaciones.

En el IBV se ha desarrollado una plantilla de 0.7 mm de espesor instrumentada con 64 cerámicas piezoeléctricas (Figura N°80). La adquisición y tratamiento de datos son similares a los descritos para el podómetro, lográndose en este caso frecuencias de muestreo de hasta 500 mapas/s. Para cada talla de calzado se ha diseñado una plantilla extraíble diferente, lo que constituye una gran ventaja en relación a otros diseños.

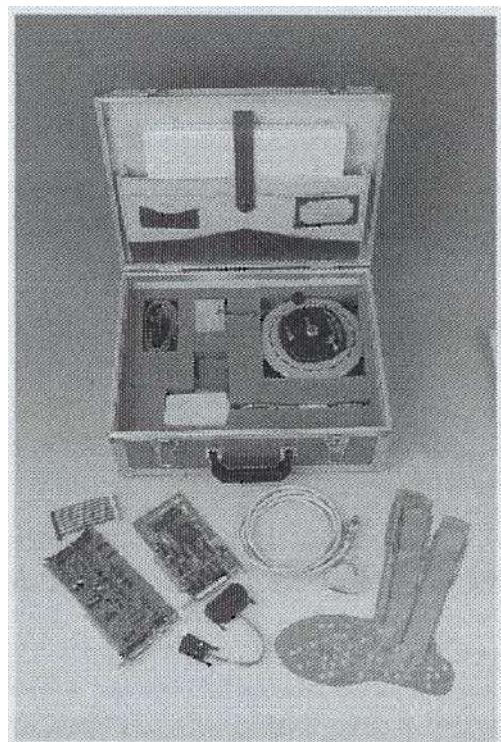


Figura N°80: Plantilla instrumentada Biofoot desarrollada en el IBV
Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

Al igual que con los podómetros, es posible obtener una visualización en dos o tres dimensiones de la distribución de presiones y su

comportamiento dinámico a lo largo de la pisada, del centro de aplicación y su evolución, etc. Los podómetros y plantillas constituyen herramientas fundamentales para el estudio de las interacciones mecánicas entre el pie y la superficie de apoyo durante la deambulación. Son múltiples las áreas de su posible **aplicación**, entre las que destacan:

- Técnica Ortopédica: diagnóstico de la función del pie.
- Tecnología orto-protésica: diseño de calzado, plantillas, prótesis, etc.
- Cirugía: evaluación pre-operatoria y control funcional post-operatorio.
- Reumatología: objetivación de cuadros clínicos.
- Análisis biomecánicos: análisis de la marcha, caracterización de marchas patológicas, evaluación de prótesis y ortesis, etc.
- Medicina deportiva: estudio del calzado deportivo.

En el presente proyecto se realizó el análisis visual de la marcha a dos infantes de 4 y 5 años de edad respectivamente con el debido consentimiento de los padres. Ellos mostraron la presencia de un pie plano como problema patológico. Ambos pacientes provenían de la clínica San Juan de Dios, Piura, Perú.



Figura N°81: Infantes con pie plano -varo (4 y 5 años respectivamente)
Fuente: Elaboración propia

4.2.2. Prescripción

Con respecto a la evaluación médica (análisis visual - podoscopio) de ambos pacientes, se receto unas determinadas características para la elaboración de un botín ortopédico. Cabe mencionar que ambas evaluaciones médicas fueron realizadas a cargo de un ortopedista especializado del hospital Hogar Clínica “San Juan de Dios”.

En el caso del paciente de 4 años se dictaminó lo siguiente:

- Horma Invertida

- Taco Thomas
- Almohadilla escafoidea o Arco Longitudinal
- Cuña base interna en taco de 3mm.
- Cuña base externa en suela de 3mm.

El tratamiento de este paciente debe durar aproximadamente 4 años para poder corregir el problema.

En el caso del paciente de 5 años se dictamino lo siguiente:

- Horma Invertida
- Taco Thomas
- Almohadilla escafoidea o Arco Longitudinal
- Cuña base interna en taco de 4mm.
- Cuña base externa en suela de 4mm.

El tratamiento de este paciente debe durar aproximadamente 4 años para poder corregir el problema.

4.2.3. Toma de medidas

Las diferencias de criterio a la hora de tomar medidas del pie es una de las fuentes de errores más común y problemática al momento de establecer comparaciones entre diferentes estudios. Es pues en base a la anatomía funcional del pie como se describirán las medidas fundamentales que van a afectar a la compleja y no exenta de roces relación pie-calzado.

A la hora de realizar un estudio de dimensiones de los pies de un determinado grupo de población resulta fundamental que todas las medidas se realicen bajo un criterio uniforme, tanto sobre las dimensiones que deben tomarse, como sobre las condiciones en las que se realiza la medición.

Existe, no obstante, una norma de la BSI (*British Standards Institution*) en la que se indica el protocolo y las medidas que deben tomarse para la construcción de calzado ortopédico, la **norma BS 5943: 1980** (*Methods for Measurement and Recording for Orthopedic Footwear*). A continuación, se mencionan las condiciones de medición propuestas más importantes:

- Pie derecho e izquierdo, aunque en la mayoría de los casos estas dimensiones serán muy parecidas.
- Pie en carga, sujeto en pie, repartiendo el peso de forma homogénea entre ambos pies, ya que, evidentemente, existirá una variación en las dimensiones del pie en descarga o soportando la carga del cuerpo.

- Repetir las medidas anteriores con el pie en descarga, es decir, con el sujeto sentado.

Para poder realizar las medidas se definen los siguientes puntos:

- A.** Cabeza del primer metatarsiano.
- B.** Cabeza del quinto metatarsiano.
- C.** Apófisis estiloides del quinto metatarsiano.
- D.** A la altura de la apófisis del quinto metatarsiano **C**, se traza el contorno sobre la cara dorsal del pie. El punto más alto sobre el dorso del pie nos dará el punto **D**.
- E.** Sobre el mismo contorno, por la cara interna del pie, se marca la apófisis inferior del primer cuneiforme.
- F.** Punto de encuentro de la pierna con el pie donde se curva el flexor del dedo gordo.
- G.** Extremo posterior del talón.
- H.** Punto más prominente del maléolo externo.

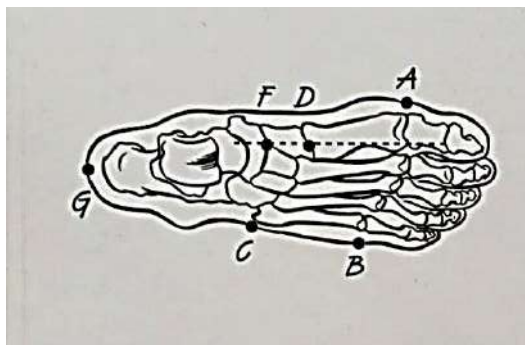


Figura N°82: Posiciones de los puntos de referencia del pie en las vistas interna y externa

Fuente: Guía de Recomendaciones para el diseño de calzado – IBV

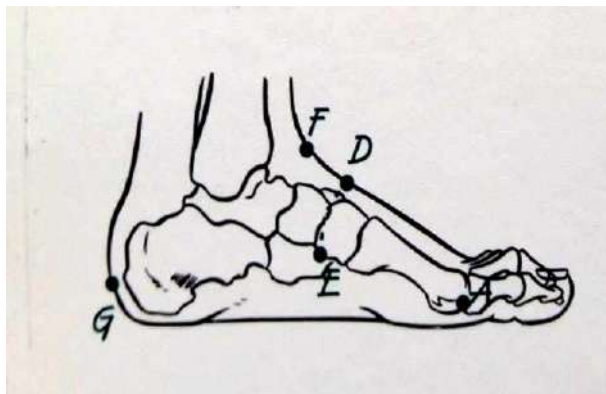


Figura N°83: Posiciones de los puntos de referencia del pie en la vista superior

Fuente: Guía de Recomendaciones para el diseño de calzado – IBV

A partir de estos puntos de referencia marcados sobre el pie se toman las medidas que han sido divididas en los siguientes grupos:

- Medidas longitudinales con el pie en carga. Pie derecho e izquierdo.
- Medidas longitudinales con pie en descarga. Pie derecho e izquierdo.
- Medidas de contornos. Pie derecho e izquierdo.

Siguiendo estas indicaciones, se procedió a obtener los parámetros dimensionales de los pies de ambos niños:

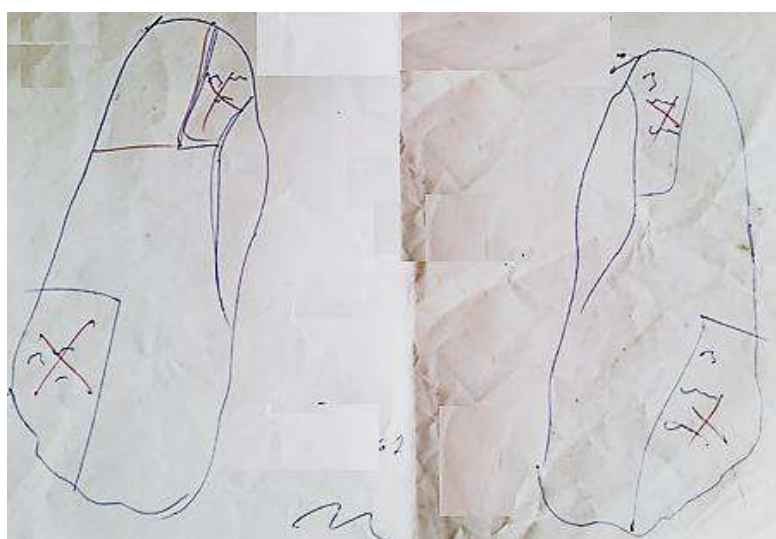


Figura N°84: Medición del pie – infante 4 años
Fuente: Elaboración propia

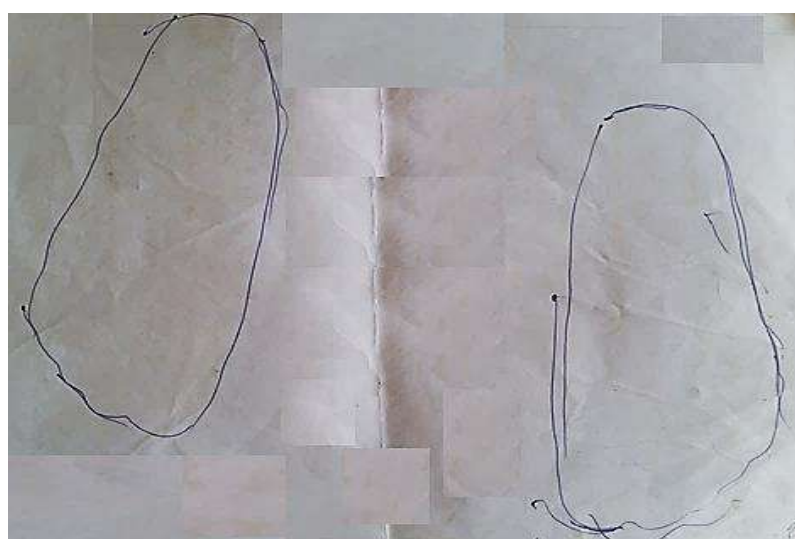


Figura N°85: Medición del pie – infante 5 años
Fuente: Elaboración propia

4.2.4. Estudio de la presión plantar mediante plataforma dinamométrica

Los sistemas de medición de presión plantar más frecuentes son los sistemas de plataforma (utilizados en este proyecto) y los sistemas de calzado. En este trabajo se incluirá los parámetros de adaptación como la distribución de presión plantar, la presión plantar máxima de cada región y el área de contacto total o la fuerza de reacción del suelo a lo largo de la fase media del Apoyo (AM)

Siguiendo con el estudio, 12 pacientes se sometieron al análisis cinético a través de la plataforma dinamométrica, de los cuales dos han sido seleccionados. Estos dos son los pacientes de 4 y 5 años citados anteriormente en el apartado 4.2.2.

Estos estudios y resultados fueron obtenidos con ayuda del Hospital del Niño y una empresa limeña de ortopedia. Por acuerdo mutuo no se brindará la información de las personas que hicieron posible este estudio, pues han querido mantener su anonimato. Se apreciará a continuación, los resultados obtenidos por medio del análisis visual y aquellos obtenidos por medio del sistema de plataforma dinamométrica son similares. La ventaja con respecto a este último estudio es que proporciona la distribución de presión plantar, la cual, es importante, ya que me permitirá reconocer que zona del pie es la más afectada por esta patología (pie plano - varo).

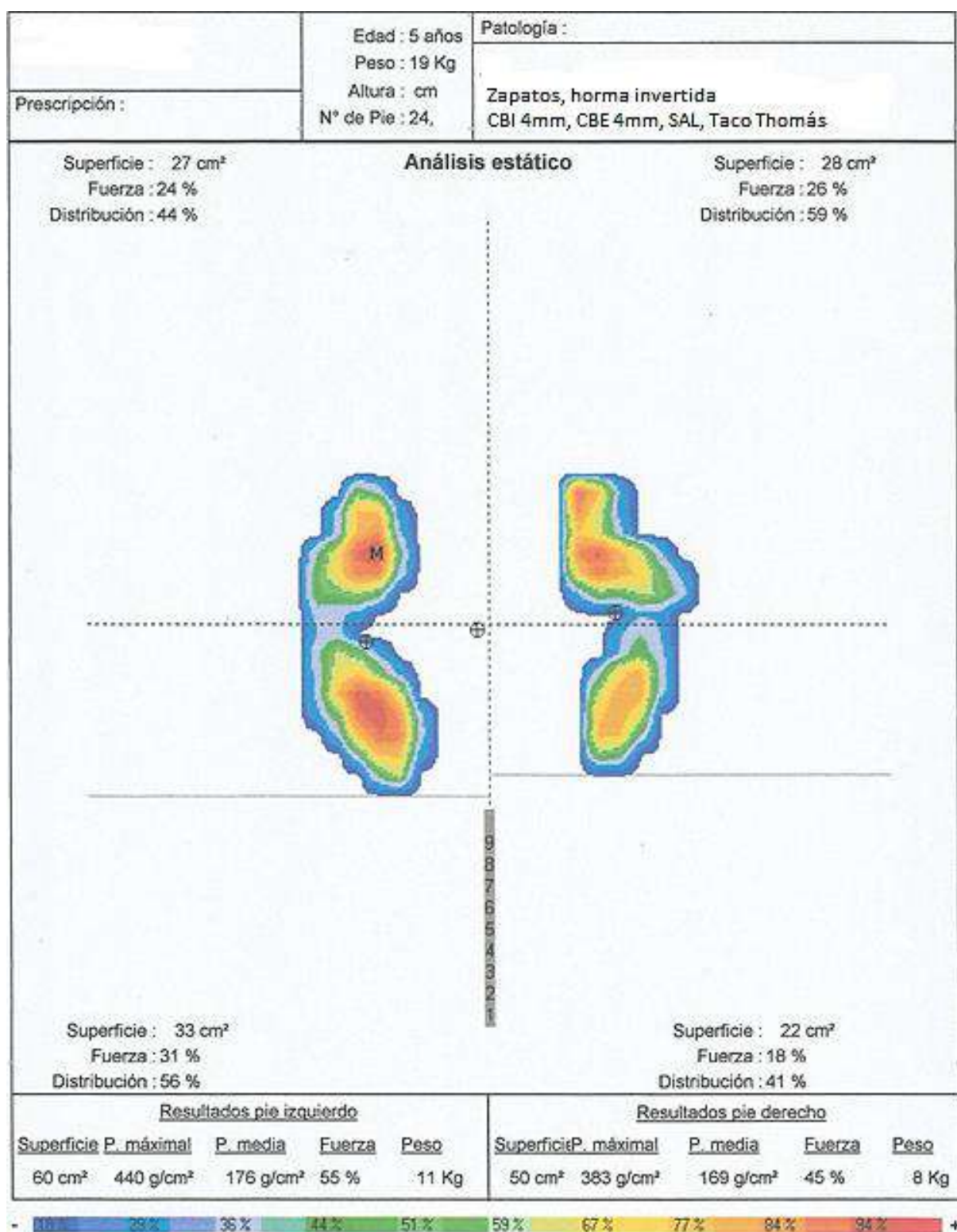


Figura N°86: Análisis Estático mediante plataforma dinamométrica realizado por una empresa limeña de ortopedia – Paciente 1.

Fuente: Elaboración propia

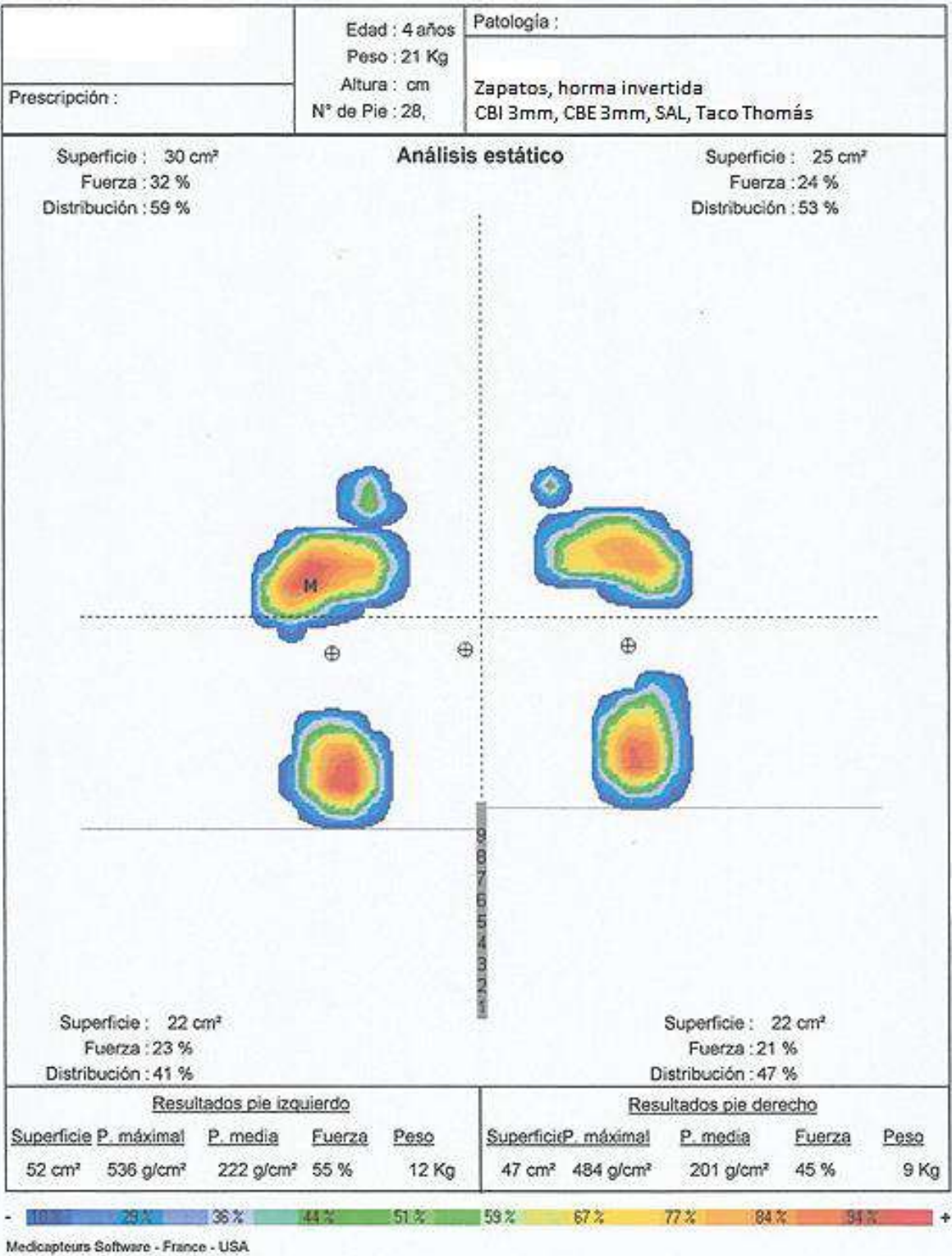


Figura N°87: Análisis Estático mediante plataforma dinamométrica realizado por una empresa limeña de ortopedia – Paciente 2.
Fuente: Elaboración propia

4.2.5. Creación del modelo por medio de sistemas de diseño y fabricación asistida (CAD/CAM)

La geometría del pie en un modelo FE se obtiene generalmente a partir de la reconstrucción 3D de una tomografía computarizada (CT) o por medio de imágenes de resonancia magnética (MRI), las cuales pueden obtenerse de bibliotecas de conjuntos de datos o pacientes voluntarios. Ambas técnicas son no invasivas y no causan dolor alguno. La principal diferencia entre las dos técnicas es que, la “CT” perfila con exactitud el hueso dentro del cuerpo, mientras que la “MRI” proporciona un detalle mucho más fino de los tejidos blandos, como se muestra en la Fig. 88.

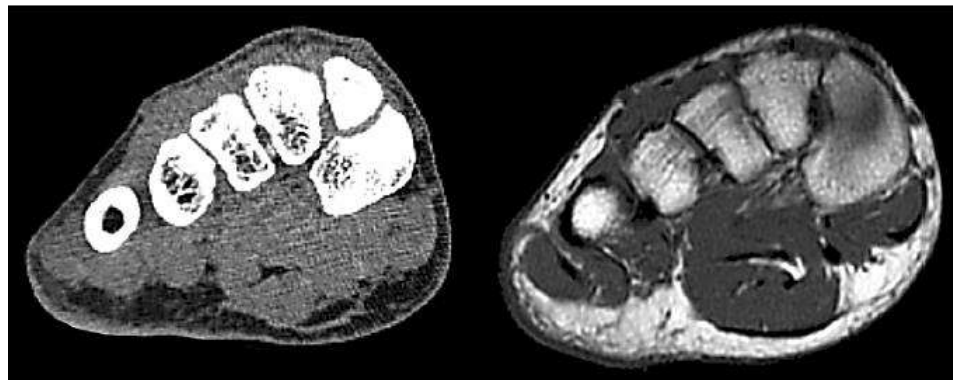


Figura N°88: Izquierda: Imagen “CT” y Derecha: “Imagen MRI” –
Ambas del mediopié

Fuente: Computational and Foot Modeling: Scope and applications –
Enrique Morales Orcajo et al.

En el estudio no ha sido posible contar con la aceptación voluntaria por parte de los pacientes ya que son menores de edad (4 y 5 años) y se ha optado por el diseño de unas hormas personalizadas en base a la medida de los pies de cada infante respectivamente. A partir del diseño de estas hormas se procederá a la creación del modelo computacional para su posterior evaluación por medio del método de elementos finitos (FEM).



Figura N°89: Hormas Ortopédicas Personalizadas realizadas por Zapatería y
Renovadora Torres

Fuente: Elaboración propia

4.2.5.1. *Escaneo de las hormas ortopédicas*

Las hormas ortopédicas a escanear pertenecen a los dos niños de 4 y 5 años, citados anteriormente en el apartado 4.2.2. Para llevar a cabo el desarrollo de este proceso se ha contado con la ayuda del “Centro de Innovación Productiva y Transferencia Tecnológica del Cuero, Calzado e Industrias Conexas” – CITECCAL.

La herramienta que se ha utilizado en el proceso de escaneo es el *NextEngine 3D Scanner*, el cual es una máquina que permite a los usuarios escanear objetos y convertirlos a un formato digital. Esta máquina consiste en un soporte giratorio (Autodrive) donde los objetos pueden ser colocados, una pinza para sujetar los objetos y un scanner el cual tiene flash, una cámara y un láser para detectar la profundidad. (Figura N°88)

Las especificaciones técnicas del *NextEngine 3D Scanner* son las siguientes:

- Soporte giratorio capaz de girar el objeto 360 grados.
- Rayo láser, con un brillo de aproximadamente 1/1000th
- El escaneo del objeto puede originar archivos STL, OBJ, VRML, XYZ o PLY.

Todo el procedimiento detallado a continuación se realizó en compañía de un experto tanto en el uso del scanner como del software relacionado con este. Se podrá apreciar que el procedimiento a seguir no es complicado siempre y cuando se tenga en claro que opciones de escaneado se tengan que utilizar respecto al objeto de trabajo; que, en este caso, son hormas personalizadas.

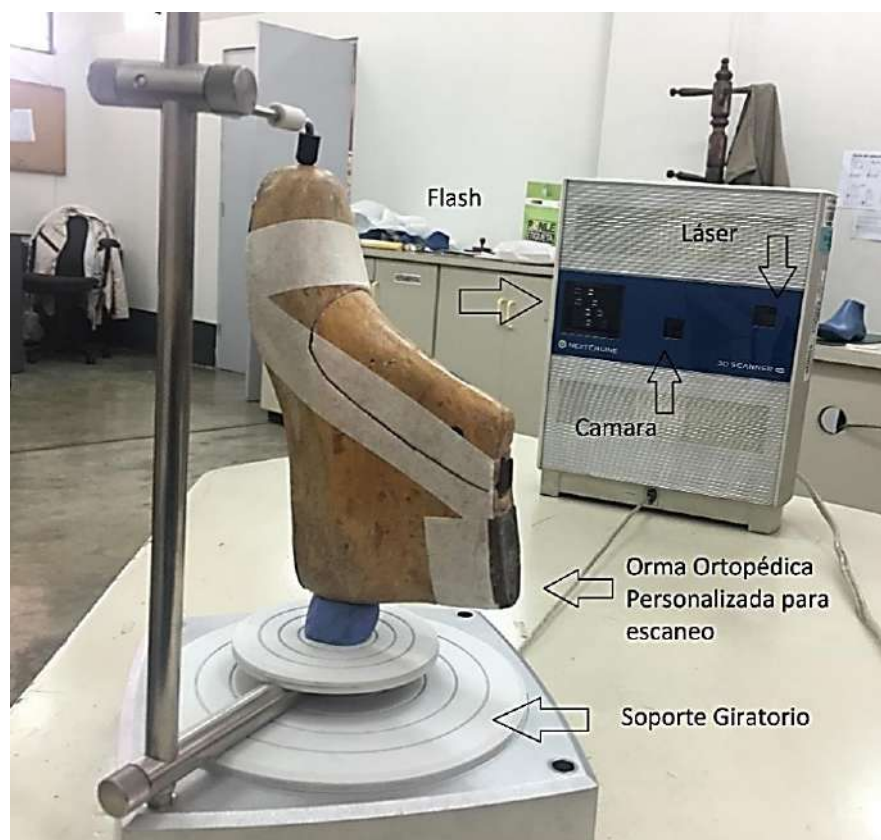


Figura N°90: NextEngine 3D Scanner de CITECCAL

Fuente: Elaboración propia

Ahora, antes de comenzar con el proceso de escaneado se debe asegurar que tanto el objeto como los tornillos del soporte estén firmemente sujetos. Además, se debe encontrar una distancia segura al momento de realizar el escaneo para no entrar en contacto directo con el láser ya que este puede dañar nuestros ojos. (Figura N°91)



Figura N°91: Sujeción del objeto a escanear realizado por CITECCAL

Fuente: Elaboración propia

Una vez que la horma ortopédica ha sido colocada correctamente en el soporte giratorio del scanner, se procederá a abrir el software *SCANSTUDIO*. Cuando el programa haya abierto, se debe hacer clic en el botón **SCAN** localizado en el menú principal (Figura N°92). Se notará que el flash del scanner se encenderá y aparecerá en la pantalla las opciones de escaneo y la imagen del objeto a escanear. Si el objeto no apareciera en la vista de la cámara, se usan las abrazaderas para orientar el objeto correctamente (Figura N°93).

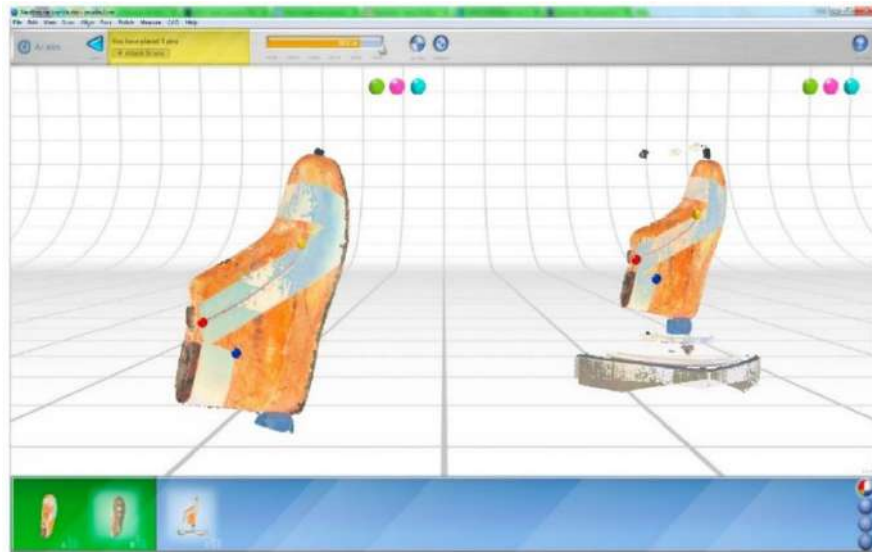


Figura N°92: Uso del Software *SCANSTUDIO*, en los laboratorios de CITECCAL

Fuente: Elaboración propia

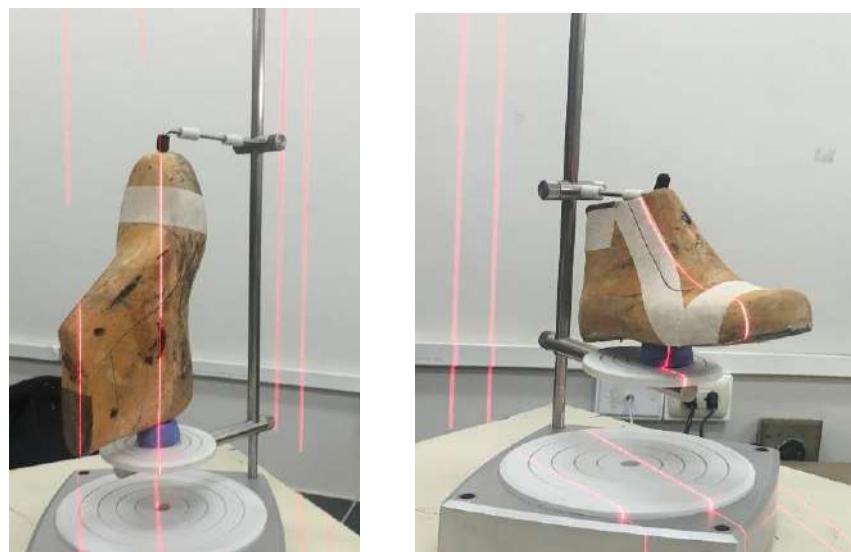


Figura N°93: Uso del NextEngine 3D Scanner en los laboratorios de CITECCAL, aplicado a las hormas personalizadas

Fuente: Elaboración propia

Ahora, cuando el escaneo comience, se contará con diferentes opciones a elegir:

Con respecto a la posición u orientación (**POSITIONING**):

- **360** significa que el soporte girará automáticamente 360 grados alrededor del objeto para obtener todo el objeto escaneado. Este es el escenario más común si un usuario desea escanear una parte entera en una exploración.
- **BRACKET** realizará varias imágenes del objeto mientras gira a menos de 360 grados. Por ejemplo, si se necesita un escaneo a 90 grados del objeto, se selecciona BRACKET y se realiza los ajustes de acuerdo a 90 grados.
- **SINGLE** significa que el escáner tomará un solo escaneo en una superficie. Esto es bueno si un usuario necesita sólo la superficie de un objeto y no todo el objeto.

Con respecto a las divisiones (**DIVISIONS**):

- Las divisiones ajustarán la cantidad de secciones en la vista de 360 grados. Cuantas más divisiones tengamos, más preciso será el escaneo, pero también más larga será la exploración.

Con respecto a la resolución (**POINTS/IN.²**):

- Un escaneo de mayor calidad tendrá un mayor POINTS/IN.², pero también tomará más tiempo. En cambio, un escaneo de baja calidad tendrá menos POINTS/IN.² y tardará menos tiempo y el consumo de memoria no será elevado.

Con respecto al objeto en evaluación (**TARGET**):

- Hace referencia a la iluminación del objeto en estudio. Cuando se seleccione las diferentes opciones, se podrá apreciar cómo aparece el escaneo en el lado derecho. Generalmente, *NEUTRAL* es la mejor opción, pero se puede elegir un ajuste distinto dependiendo de cómo se desee ver la imagen del objeto determinado.

Con respecto a la distancia de escaneo (**RANGE**):

- Aquí la distancia debe ser ajustada dependiendo del lado del objeto. Para objetos que estén en el soporte de la plataforma, *MACRO* producirá un mejor escaneo. Para objetos más grandes, se necesitará utilizar la sección *WIDE*.

Finalmente, cuando se haya terminado de configurar todas las opciones hacemos clic en el botón **START**; llevándose a cabo el proceso de escaneo y el objeto en estudio aparecerá digitalmente en la pantalla del software. El progreso se muestra con una barra amarilla en la parte superior de la pantalla.

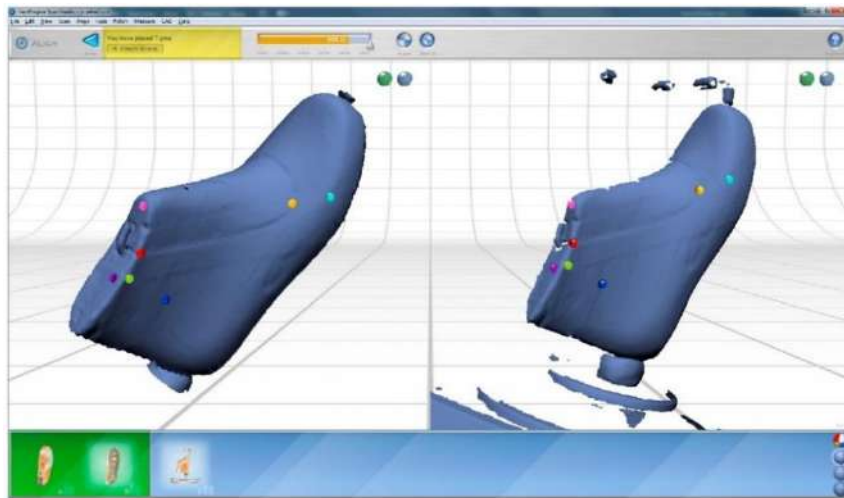


Figura N°94: Inicio del escaneo usando el software *SCANSTUDIO* en los laboratorios de CITECCAL

Fuente: Elaboración Propia

En este proceso de escaneo se utilizó la siguiente configuración:

- POSITIONING: **360°**
- DIVISIONS: **4**
- POINTS/IN.²: **Calidad Alta**
- TARGET: **Neutral**
- RANGE: **MACRO**

En muchos casos, al final del escaneo, es necesario realizar ciertos ajustes con el objetivo de lograr una “pieza limpia”; para poder facilitar los trabajos posteriores (Figura N°95). El resultado final fue el siguiente:

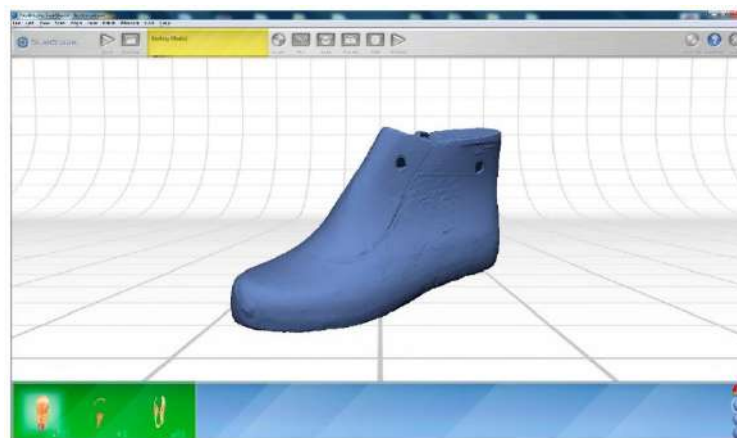


Figura N°95: Escaneo final de las hormas ortopédicas personalizadas por medio del NextEngine 3D Scanner en los laboratorios de CITECCAL

Fuente: Elaboración propia

4.2.5.2. *Diseño de un modelo tridimensional mediante un programa CAD.*

Desde un punto de vista práctico, se requiere la creación de una malla, la cual es un conjunto de vértices conectados por bordes que describen caras triangulares o cuadrilaterales. Estas caras describirán la forma del objeto que describe la malla. Los volúmenes individuales de cada horma personalizada, creados a partir de la unión de todas las mallas, serán procesados por RHINOCEROS debido a que requieren edición adicional para mejorar la precisión del modelo. Es necesario recordar que ambos modelos tridimensionales pertenecen a los 2 pacientes de 4 y 5 años citados anteriormente en el apartado 4.2.2.

Posteriormente, los volúmenes generados se refinan para lograr un buen ajuste con respecto a las medidas del pie, con el objetivo de limpiar pequeños huecos, bordes afilados u otras interrupciones que puedan complicar innecesariamente la malla. También se utilizará para agregar objetos tales como plantillas, implantes y bloques de tierra para aplicaciones específicas. Estos volúmenes se exportan a un programa FE para realizar el análisis.

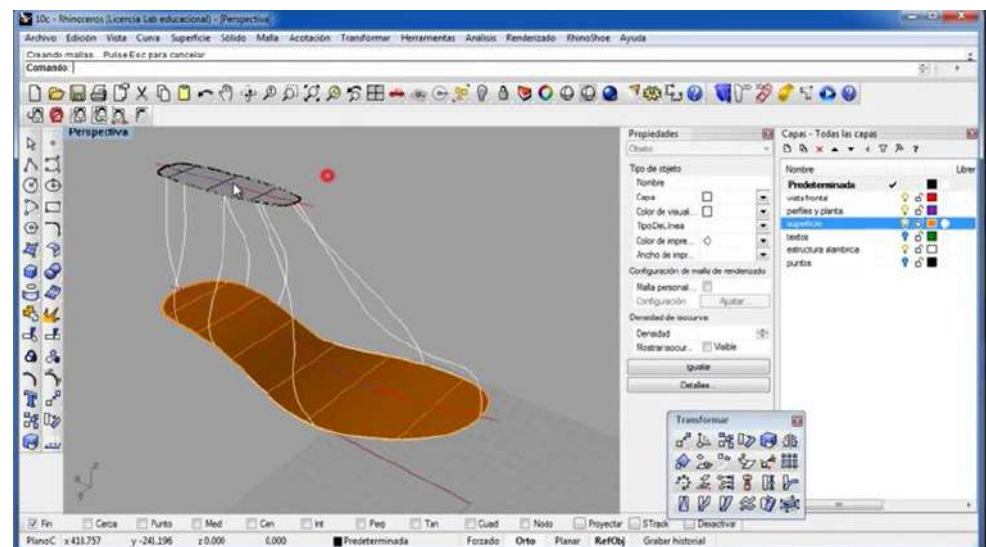


Figura N°96: Generación del sólido tridimensional con Rhinoceros para ambas hormas

Fuente: Elaboración propia

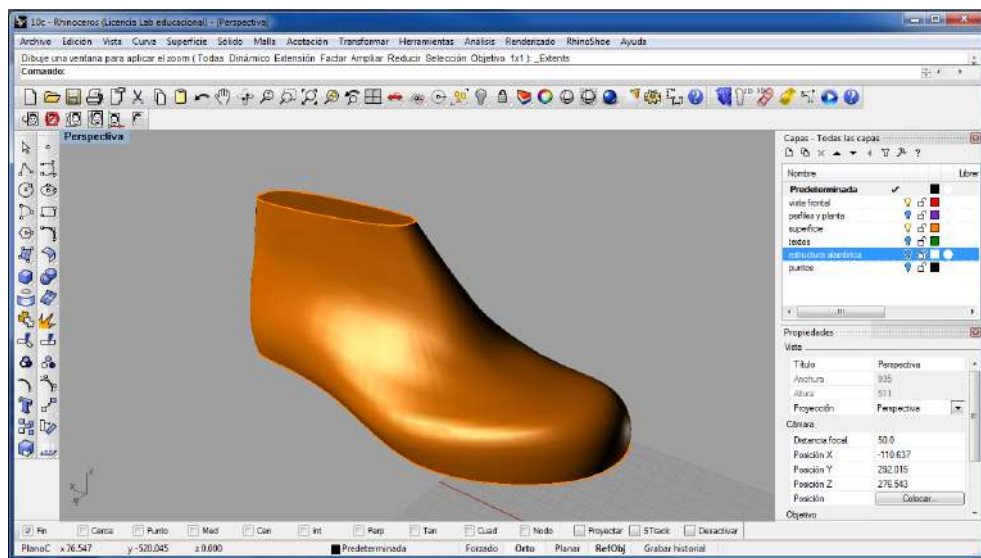


Figura N°97: Sólido tridimensional final con Rhinoceros para ambas hormas
Fuente: Elaboración propia

Una vez que se logra obtener los sólidos tridimensionales, se puede pasar a realizar la conversión de los modelos en un formato estándar “IGS” con el objetivo de poder realizar un análisis mediante el método de elementos finitos (FE).

4.2.6. Modelado computacional del pie

Antes de pasar a la explicación del modelado computacional, se comentará un breve resumen acerca del inicio de este y su constante evolución con el paso del tiempo. Se debe recordar que este análisis también se realizará a los pacientes citados anteriormente en el apartado 4.2.2.

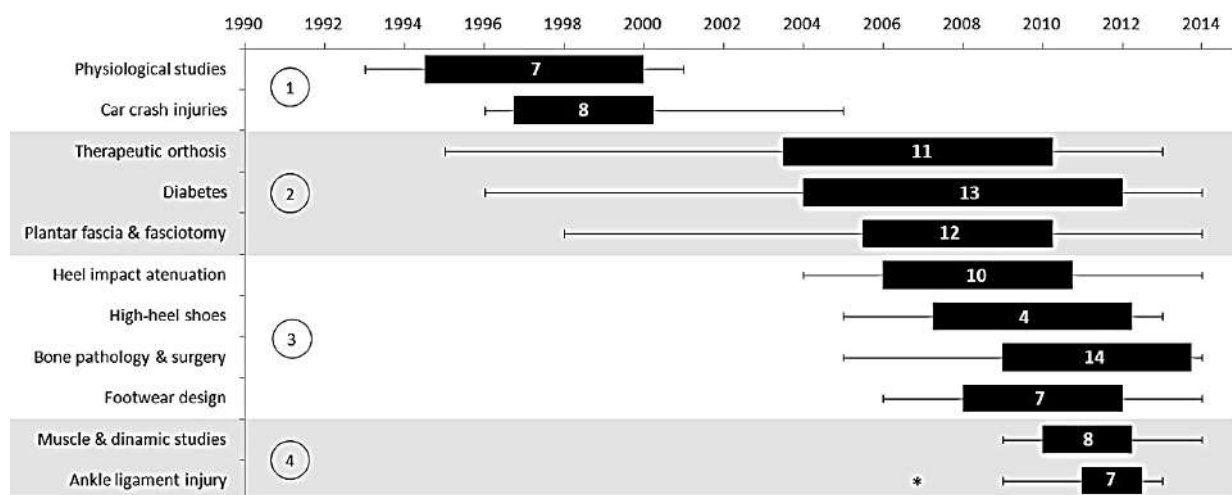
El desafío de la simulación computacional del pie comenzó en 1981. Nakamura et al. presentó un modelo simplificado e idealizado del pie y el zapato durante la fase media del apoyo (AM). El siguiente modelo propuesto por Patil et al. fue un esqueleto de pie bidimensional (2D), que se empleó para analizar las tensiones en tres fases de la marcha humana. Aunque este modelo no estimuló el tejido blando en comparación con el modelo de Nakamura et al., consideró las propiedades de los cartílagos y ligamentos.

En 1997, Lemmon et al. publicó una investigación de las alteraciones de la presión bajo la cabeza del segundo metatarsiano en función del espesor de la plantilla y el grosor del tejido. Aunque este modelo sólo representaba una sección sagital a través del segundo hueso metatarsiano, su enfoque consideraba las propiedades hiper-elásticas del tejido blando del pie; motivo por el cual fue significativa y ampliamente citada.

Los estudios de Gefen proporcionaron avances significativos en la descripción de la distribución del estrés para varias sub-fases de la postura, lo que estableció el trabajo de base en las propiedades de los materiales, las cargas y las restricciones de los modelos FE del pie.

A principios del año 2000, se desarrollaron modelos del pie tridimensionales (3D) con importantes simplificaciones. El modelo simplificado de Jacob, que trataba a los metatarsianos laterales y medianos como cuerpos individuales, fue uno de esos modelos.

Los estudios de Cheung facilitaron el uso de modelos del pie 3D para analizar el estrés interno y las distribuciones de la deformación en la estructura del pie. Toda esta evolución se ilustra en el cuadro siguiente:



Cuadro N°13: Modelos computacionales del pie en diferentes ámbitos de investigación.

Fuente: Computational and Foot Modeling: Scope and applications –
Enrique Morales Orcajo et al.

El diagrama mostrado anteriormente muestra una serie de publicaciones de los diferentes modelos computacionales del pie para diferentes temas de investigación. Se puede distinguir cuatro períodos diferentes: (1) primeros estudios, (2) temas recurrentes, (3) nuevos temas boom 2005, (4) últimos temas. Los números sobre las casillas significan el número de artículos publicados en ese tema.

Actualmente, se cuenta con una gran variedad de softwares para la reconstrucción de imágenes, procesamiento de geometría y cálculo de elementos finitos. Mencionamos algunos a continuación:

Con respecto al procesamiento de imágenes médicas, los softwares más populares para la generación 3D de archivos DICOM es MIMICS

(Materialize, Leuven, Bélgica), SIMPLEWARE (Simpleware Ltd., Exeter, Reino Unido) y AMIRA (Mercury Computer Systems, Alemania).

En torno a los programas más utilizados para el cálculo de elementos finitos se encuentran: ABAQUS (ABAQUS Inc., Pawtucket, RI, EE.UU.) y ANSYS (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, EE.UU.); aunque vale la pena mencionar que existen otros programas que se emplean alrededor del mundo, y esto se puede apreciar en la siguiente tabla:

SOFTWARE – CALCULO “FE”	Porcentaje
ABAQUS	45 %
ANSYS	17 %
PATRAN	6 %
LS-DYNA	6 %
MARC	6 %
OTHERS	20 %

Cuadro N°14: Porcentaje de Trabajos que emplearon cada paquete FE para el análisis computacional del Pie

Fuente: Computational and Foot Modeling: Scope and applications – Enrique Morales Orcajo et al.

Este trabajo se basa en desarrollar un modelo integral “FE” (elementos finitos) del pie a partir del uso de la geometría 3D de una horma de calzado ortopédico personalizado y evaluar el esfuerzo, tensión y deformación que actuará en dicho modelo para la solución de una patología determinada (pie plano - varo). Con esto se pretende realizar un mejor desarrollo y diseño de zapatos ortopédicos.

Se sabe que los diferentes problemas patológicos del ser humano están relacionados con distribuciones anormales de la presión plantar, sin embargo, este tipo de problemas puede aliviarse y corregirse mediante el diseño de plantillas o calzado personalizado. Por ese motivo, en la validación de los resultados “FEM” se tratará de demostrar que el diseño de plantillas o calzado a medida reducirá la presión plantar máxima, redistribuyéndola en un patrón más uniforme y ayudando a la mejora del paciente.

Así mismo para aumentar la credibilidad de estas predicciones, los modelos deben ser verificados y validados. En el campo de la biomecánica sólida, la verificación generalmente consiste en implementar ecuaciones constitutivas y evaluar los errores resultantes. Esta verificación se debe probablemente al hecho de que la mayoría de los estudios de biomecánica utilizan software computacional establecido y/o comercialmente disponible para el cual la verificación del código ya se ha completado. Sin embargo, la validación debe ser evaluada mediante pruebas

experimentales y requiere un largo proceso que involucre a toda la comunidad científica (científicos, ingenieros y clínicos).

Henninger et al. describieron dos tipos predominantes de validación: *la validación directa y la validación indirecta*.

- En la validación directa, el experimento está específicamente diseñado para la validación del modelo propuesto.
- En la validación indirecta, se realiza una comparación de las predicciones del modelo con estudios previos, en los cuales los ajustes del experimento no pueden ser controlados por el usuario

En este proyecto se realizará una validación indirecta mediante la comparación entre el estudio de la presión plantar con plataformas dinamométricas y el estudio de la misma mediante un modelo computacional.

4.2.7. Estudio de la presión plantar mediante el modelo computacional

El análisis de elementos Finitos (FE), considerará el estudio de los sólidos tridimensionales correspondientes a las hormas ortopédicas personalizadas de los pacientes citados en el apartado 4.2.2; estos modelados entrarán en contacto con unas plantillas que simularán las características de los botines ortopédicos. Para lograr una simulación aceptable entre estas dos superficies se consideró utilizar el programa ABAQUS (versión 6.4).

Dicho programa fue utilizado en las instalaciones de la universidad Johannes Kepler en Linz, Austria. Además, para simular el contacto sin fricción entre las superficies de las juntas se utilizó la opción de contacto superficie-superficie.

Para esta simulación se han tomado en cuenta ciertas simplificaciones para evitar problemas futuros. Estas son:

- Los volúmenes del sólido tridimensional (horma personalizada) fueron idealizados como homogéneos, isotrópicos y linealmente elásticos.
- Las propiedades mecánicas del pie se seleccionaron de la literatura. (investigaciones realizadas anteriormente).
- Las plantillas a medida se obtuvieron mediante un molde de impresión con los pacientes (citados en el apartado 4.2.2) en posición neutra. El yeso resultante se digitalizó e importo a Solidworks para formar los modelos sólidos de las plantillas.
- Estas contaron con 3 y 4 mm de espesor respectivamente, en elementos de ladrillo tridimensional. (3D - brick elements)

- La plantilla tiene una relación de Poisson de 0.4 y un módulo de Young de 0.3; esto se realizó con el objetivo de simular unas plantillas suaves y cómodas para los niños.
- El Suelo se consideró como una capa rígida de 1 mm de espesor.
- En la Interface horma personalizada-plantilla, se usó una superficie de contacto con un coeficiente de fricción de 0.6.

Dicho esto, se muestra a continuación algunas imágenes acerca del proceso de simulación.

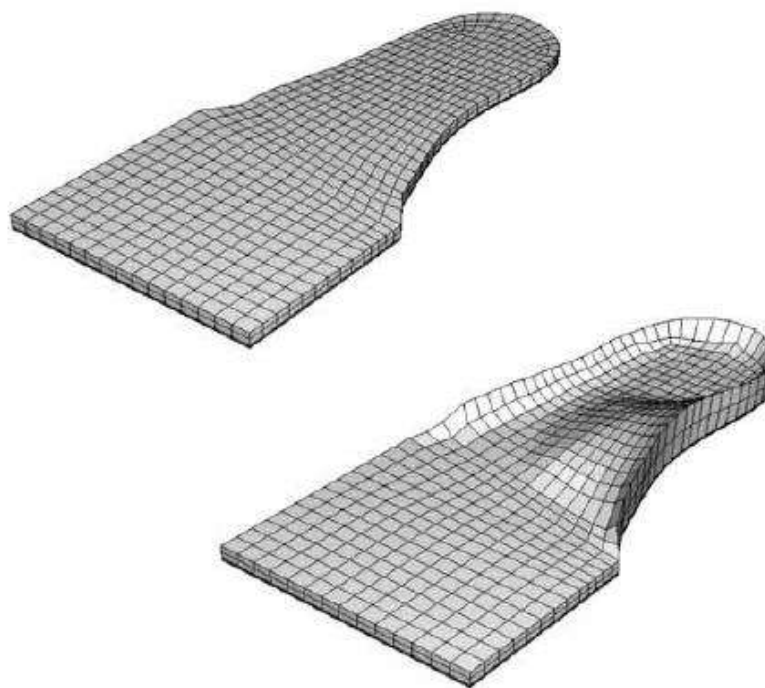


Figura N°98: Modelado de las Plantillas a medida por medio del software ABAQUS en las instalaciones de la universidad Johannes Kepler
Fuente: Elaboración propia

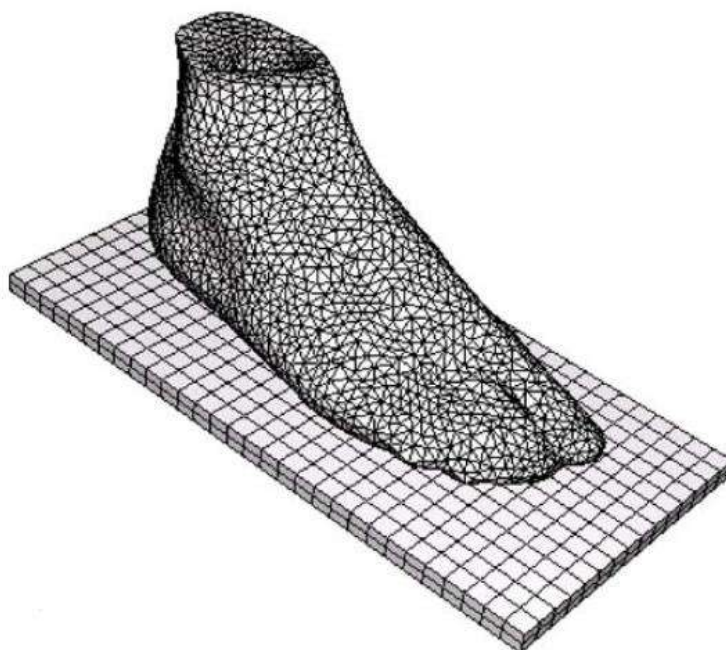


Figura N°99: Mallado del solido tridimensional medida por medio del software ABAQUS en las instalaciones de la universidad Johannes Kepler
Fuente: Elaboración propia



Figura N°100: Simulación de la interface horma personalizada - plantilla por medio del software ABAQUS en las instalaciones de la universidad Johannes Kepler
Fuente: Elaboración propia

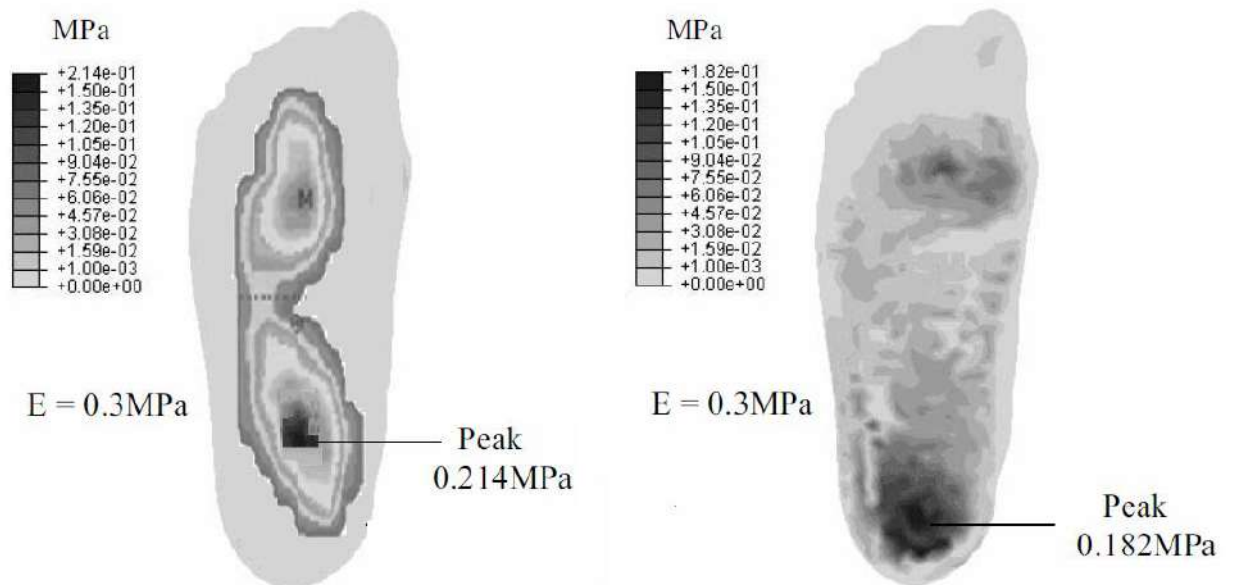


Figura N°101: Distribución plantar pie plano y Distribución plantar de la interfaz horma personalizada – plantilla por medio del software ABAQUS en las instalaciones de la universidad Johannes Kepler
Fuente: Elaboración propia

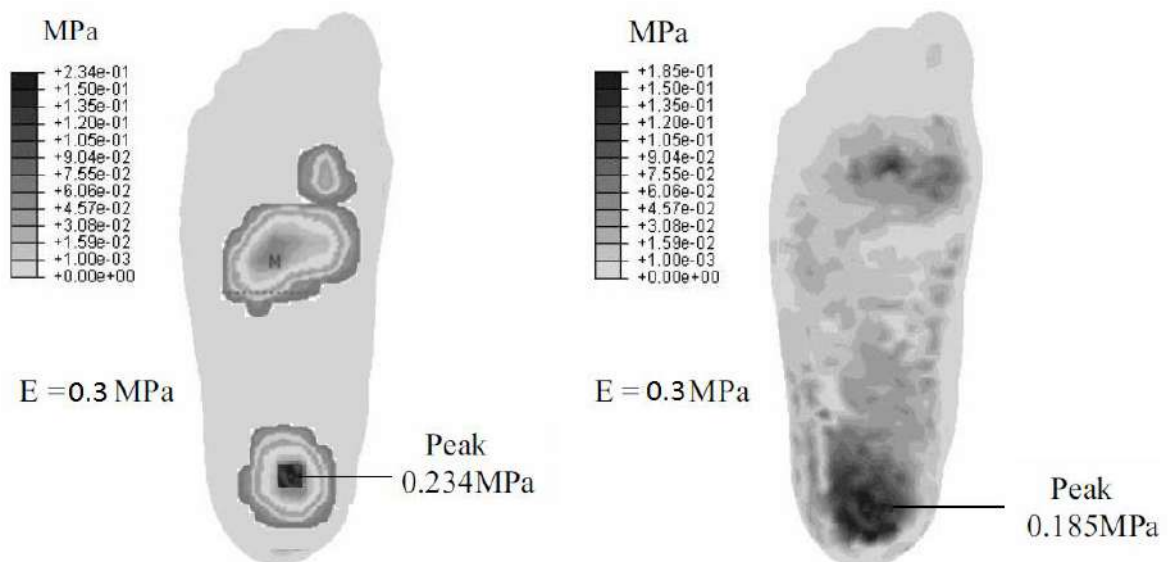


Figura N°102: Distribución plantar pie plano y Distribución plantar de la interfaz horma personalizada – plantilla por medio del software ABAQUS en las instalaciones de la universidad Johannes Kepler
Fuente: Elaboración propia

El pico de la presión plantar que se predice por los modelos FE es generalmente mayor que la presión máxima medida por la plataforma dinamométrica. La diferencia puede ser causada por diferencias de resolución. Las plataformas de hoy en día emplean cuatro transductores, de uno u otro tipo, ubicados en cada una de las cuatro esquinas de la plataforma. Dichos transductores pueden ser bidimensionales o tridimensionales, según registren fuerzas en dos o tres direcciones perpendiculares.

Por el contrario, el análisis de elementos finitos proporcionó soluciones de presión de contacto nodal en lugar de una presión media calculada a partir de la fuerza nodal por área de superficie del elemento. Por lo tanto, se esperaba que la presión plantar máxima medida fuera menor que los valores predichos.

El objetivo final de una simulación biomecánica es obtener resultados confiables que puedan utilizarse para formular recomendaciones clínicamente relevantes. Algunos investigadores consideran que la simulación computacional es aceptable desde una perspectiva de ingeniería práctica porque proporciona predicciones estadísticamente significativas. Otros investigadores sugieren que los modelos numéricos son intrínsecamente falsos. A pesar de los diversos puntos de vista, los modelos han aumentado exponencialmente en las últimas tres décadas, debido a las aplicaciones potenciales de esta herramienta y el hecho de que el modelado reduce las complicadas pruebas clínicas.

4.2.8. Fabricación del modelo

De acuerdo al estudio presentado anteriormente se puede concluir que, bajo una condición de carga específica, el uso de un botín ortopédico con un diseño personalizado y contextura suave reducirá la presión plantar máxima y aumentará el área de contacto entre el pie plantar y el botín ortopédico.

El uso de materiales blandos para el diseño de un botín ortopédico, contribuye a reducir la tensión ósea en la región del antepié y del mediopié.

A continuación, se muestra la fabricación de los botines ortopédicos en la microempresa “Zapatería y renovadora Torres”.



Figura N°103: Botín ortopédico para infante de 4 años fabricados en la Zapatería y renovadora Torres
Fuente: Elaboración propia



Figura N°104: Botín ortopédico para infante de 5 años fabricados en la Zapatería y renovadora Torres
Fuente: Elaboración propia

4.3. Equipos comerciales de medida

El comportamiento de un sistema de medida viene condicionado por el transductor que se emplee, por lo que es importante tener muy en cuenta las características de este. Si la variable a medir varía muy lentamente (por ejemplo, el peso de un individuo), basta con conocer las características estáticas del transductor. Si la variable experimenta cambios notables (por ejemplo, la posición del sujeto durante la carrera), será necesario estudiar las características dinámicas del transductor. Aunque un tipo de características influye en el otro, ambas suelen considerarse por separado, dado la dificultad matemática que

conlleva un análisis conjunto. Para describir el comportamiento estático de un transductor se emplean los siguientes conceptos:

- **Precisión:** indica la capacidad de un instrumento de proporcionar una indicación que se aproxime lo más posible al verdadero valor de la magnitud registrada.
- **Linealidad:** muestra el grado de dependencia entre la magnitud física captada y la señal eléctrica generada.
- **Invariabilidad temporal o fidelidad:** cualidad de ofrecer la misma salida cuando se aplica una misma entrada, independientemente del instante de su aplicación.
- **Sensibilidad o factor de escala:** relación entre la variación de la magnitud eléctrica en el transductor y la variación de la magnitud física que la ha producido.
- **Velocidad de respuesta:** indica la rapidez de respuesta del transductor frente a cambios de la variable de entrada.
- **Respuesta dinámica:** caracteriza el cambio que sufre la amplitud y la fase de la señal de salida del transductor respecto a la frecuencia de la señal de entrada.

4.3.1. Plantillas Instrumentadas – Biofoot/IBV

Sistema de plantillas instrumentadas diseñadas para medir y analizar las presiones en la planta del pie, en las condiciones en las que este se desenvuelve habitualmente, es decir, con calzado y en movimiento. El equipo básico Biofoot/IBV consta de las siguientes componentes:

- **Un juego de cuatro plantillas:** cada plantilla lleva alojadas hasta 64 cerámicas piezoeléctricas de reducido tamaño distribuidas selectivamente, concentrándose en las zonas de interés.
- **Un equipo electrónico de acondicionamiento de señales y multiplexado:** para la amplificación de la carga, se encuentra integrado en el conector.
- **Una aplicación informática:** instalada en el ordenador para permitir el registro y tratamiento de los datos.



Figura N°105: Plantilla instrumentada Biofoot - IBV

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

Biofoot/IBV es la alternativa a los tradicionales sistemas ópticos de exploración del apoyo plantar. La posibilidad de que el captador se inserte en el interior del zapato permitiendo la medida del pie calzado y la obtención de datos numéricos precisos y fiables suponen un significativo avance y permiten múltiples aplicaciones siendo las más importantes:

- **Diagnóstico de patologías del pie y las alteraciones inducidas en la marcha.** Permite la detección de zonas de hiperpresión como, por ejemplo, las cabezas de los metatarsianos muy relacionado con la aparición metatarsalgias. Permite, así mismo, analizar las desviaciones respecto a la secuencia normal, de la trayectoria del centro de presiones.
- **Diagnóstico de disfunciones.** En alteraciones como el pie cavo o plano permite el estudio dinámico del apoyo plantar, mediante la visualización y cuantificación de las zonas y presiones de apoyo real, con calzado y durante el movimiento.
- **Evaluación de actuaciones terapéuticas.** Mediante el análisis comparativo del patrón de presiones previo y posterior a una intervención quirúrgica, no solo del pie sino de cualquier alteración músculo-esquelética relacionada con la marcha, se puede realizar una evaluación de los resultados obtenidos.
- **Herramienta auxiliar de diseño para la fabricación de ortesis plantares.** La comparación de la redistribución dinámica de presiones conseguida al incorporar una ortesis plantar permite evaluar y optimizar el diseño de la misma.
- **Análisis y optimación del gesto deportivo.** Gracias a las elevadas frecuencias de muestreo, es posible el análisis del apoyo plantar en gestos deportivos rápidos permitiendo obtener conclusiones

directamente aplicables al entrenamiento, a la evaluación de la técnica deportiva y al comportamiento del calzado deportivo y accesorios.

- **Diseño y evaluación de calzado.** La distribución plantar de presiones es un factor determinante de la comodidad del calzado.
- **Investigación del movimiento humano.** Biofoot/IBV es una de las herramientas básicas en cualquier laboratorio de biomecánica y análisis del movimiento humano, necesaria para la obtención de información de presiones plantares que se puede complementar con la que proporcionan otros equipos como las plataformas dinamométricas.

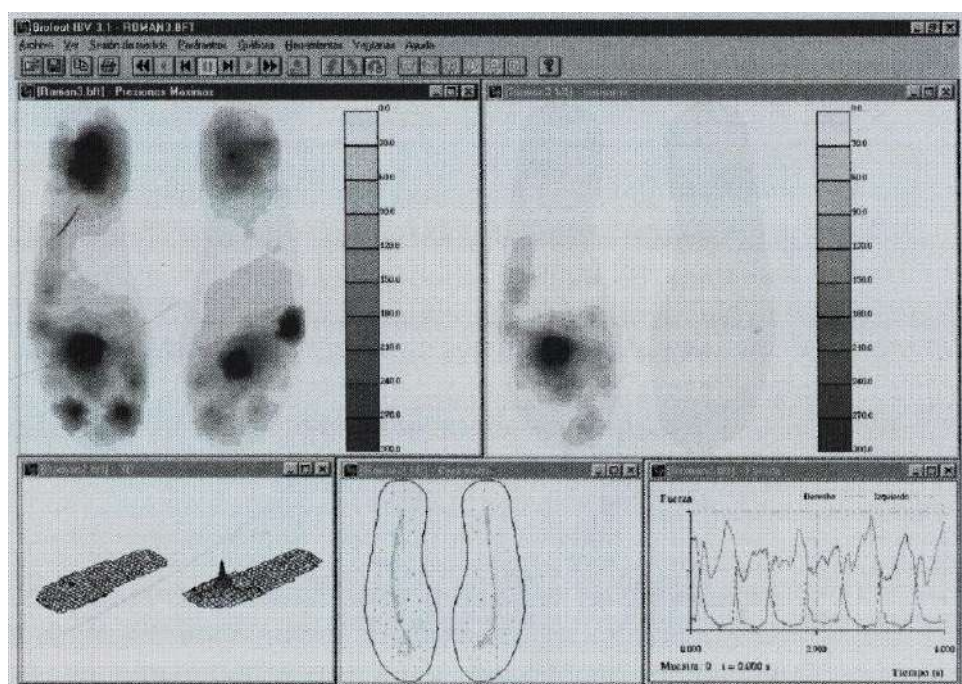


Figura N°106: Estudio de las presiones máximas – plantillas instrumentadas
Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

4.3.2. Plataforma dinamométrica Dinascan/IBV

Es una plataforma dinamométrica diseñada para medir, registrar y analizar las cargas acción-reacción, típicamente fuerzas sobre el suelo al caminar, correr y saltar o durante cualquier otra actividad humana dinámica o de equilibrio. Su utilización como herramienta fundamental por parte de la Biomecánica se ha producido a lo largo de los últimos veinte años, en paralelo con su progresiva introducción en el ámbito del diagnóstico y evaluación de tratamiento de patologías del aparato locomotor y como herramienta para el control y mejora de la técnica deportiva.

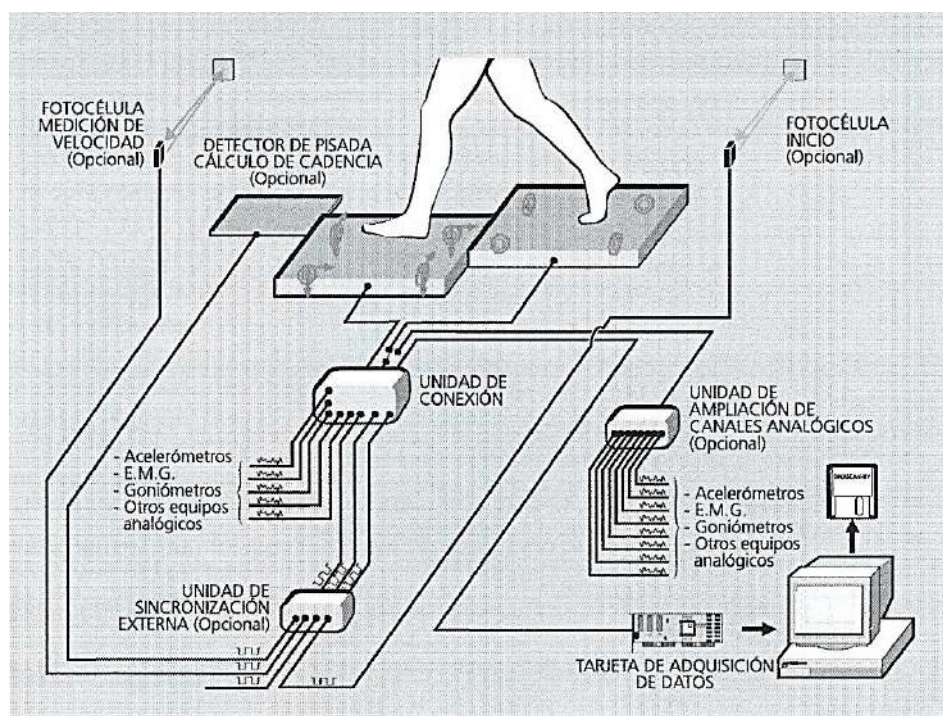


Figura N°107: Plataforma dinamométrica Dinascan - IBV

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

El equipo de medida Dinascan/IBV tiene un diseño modular que permite elegir la configuración necesaria y su posterior ampliación desde una sola plataforma hasta un completo laboratorio que incluya equipo de análisis de movimientos 3D e instrumentación analógica como acelerómetros, EMG, etc., con programas de ordenador que gestionan su uso sincronizado y la obtención de resultados combinados. La configuración usual consta de una o dos plataformas, más ciertos accesorios, algunos de ellos opcionales. En concreto se puede citar:

- Una o dos **plataformas dinamométricas**.
- **Placa de asiento**, que permite (en caso de utilizar dos plataformas) asegurar la planitud y facilitar las operaciones de cambio de ubicación y anclaje.
- **Detector de pisada**, que es un dispositivo que se activa en el instante del apoyo del talón del sujeto permitiendo la medición exacta de la cadencia del paso (número de pasos por minuto).
- **Fotocélula de Inicio**, consistente en una barrera fotoeléctrica útil para el disparo externo automático de la medición.
- **Fotocélula de Medición de la Velocidad**, que combinada con la anterior permite el cálculo preciso de la velocidad de avance del sujeto.
- **Unidad de conexión**, incluida en el equipo y que como su nombre indica sirve para la conexión del resto de elementos.

- **Tarjeta de adquisición de datos**, que incorpora un convertidor de señal analógica a digital y mediante la cual se conecta y controla la cadena de medida desde el ordenador.
- **Unidad de sincronización externa**, que facilita la conexión de dispositivos generadores de señales digitales como por ejemplo las ya citadas fotocélulas o el detector de pisada, proporcionando alimentación a las mismas y adaptando las señales digitales al nivel requerido.
- **Unidad de ampliación de canales analógicos**, que permite ampliar hasta 8 las señales analógicas que es posible registrar y visualizar posteriormente procedentes de otros equipos como por ejemplo acelerómetros, electromiografía, etc.
- **Programas de ordenador**, que de forma modular permiten el uso de la/s plataforma/s para diferentes aplicaciones. También es posible el uso de otros programas comerciales para el tratamiento de los datos exportados por Dinascan/IBV.

Dinascan/IBV constituye una herramienta básica y precisa para el estudio objetivo del movimiento humano, especialmente idónea en actividades o gestos en los que la interacción del sujeto con el suelo cobra importancia. Su sencillez de instalación y manejo y la rapidez en la obtención de resultados han facilitado su aplicación en campos tan diversos como el médico, el deportivo y el ocupacional.

- **En el ámbito clínico**, la valoración funcional de las discapacidades que afectan a la marcha y al equilibrio representa una de las aplicaciones más consolidadas.
- **El diagnóstico diferencial de patologías**, es posible analizando el grado de similitud entre registros del paciente y los registros patrón disponibles.
- **Valoración de determinadas ayudas técnicas**, y su adaptación individualizada. Es el caso de prótesis y ortesis de miembro inferior, ayudas para caminar, plantillas y calzado ortopédico.
- **La reeducación del equilibrio en ancianos o pacientes con patología vestibular**, es una aplicación original en Dinascan/IBV mediante una aplicación específica de Estabilometría que permite identificar patrones patológicos y facilita la realización de diagnósticos diferenciales fiables.
- **Evaluación de discapacidades o del daño corporal**, en medicina laboral.
- **En el ámbito ocupacional**, se utiliza para el análisis ergonómico de los puestos de trabajo mediante la valoración de los esfuerzos necesarios para el desempeño de una determinada tarea y posterior cotejado con la incidencia de patología laboral, estableciendo relaciones causa-efecto entre hábitos o tareas inadecuados y dolencias.

- **Prevención de lesiones**, debidas a la práctica deportiva se analiza la ejecución de los movimientos deportivos con el objetivo de detectar posibles anomalías en sus registros cinéticos que se relacionen con patologías.

4.3.3. Sistema de análisis de movimientos Kinescan/IBV

Sistema completo de análisis de movimientos basado en el uso de técnicas de registro de imágenes que procesadas pueden aplicarse al estudio biomecánico de la técnica deportiva, de los movimientos humanos como la marcha y sus alteraciones o al análisis ergonómico de mobiliario, herramientas o puestos de trabajo. Kinescan/IBV es un completo sistema de análisis constituido por los siguientes elementos (para la configuración de vídeo 3D):

- **Dos o más cámaras de vídeo en color o en B/N**, con sus correspondientes ópticas, trípodes y focos de iluminación coaxial. También pueden utilizarse camascopios sincronizados para grabar “en campo” de forma autónoma.
- **Un rack con ruedas**, donde se alojan los equipos de vídeo y tratamiento de imágenes.
- **Dos magnetoscopios (VCR)**, con control remoto, avance campo a campo y parada de imagen estable.
- **Generador de códigos de tiempo.**
- **Multiplexor de control de remoto para distribución y conmutación de señales.**
- **Tarjeta digitalizadora**, de imágenes de vídeo.
- **Monitor**, color de alta resolución.
- **Ordenador compatible de avanzadas prestaciones gráficas**, y desde el que se controlan los equipos de vídeo, se realizan los cálculos y se generan los resultados.
- **Impresora color de textos y gráficos.**
- **Programas de ordenador**, que permiten la gestión de todo el sistema en sus diferentes configuraciones (vídeo, cine) y diferentes modos (2D, 3D, laboratorio, campo).
- **Sistema de referencia modular, desmontable y transportable.**

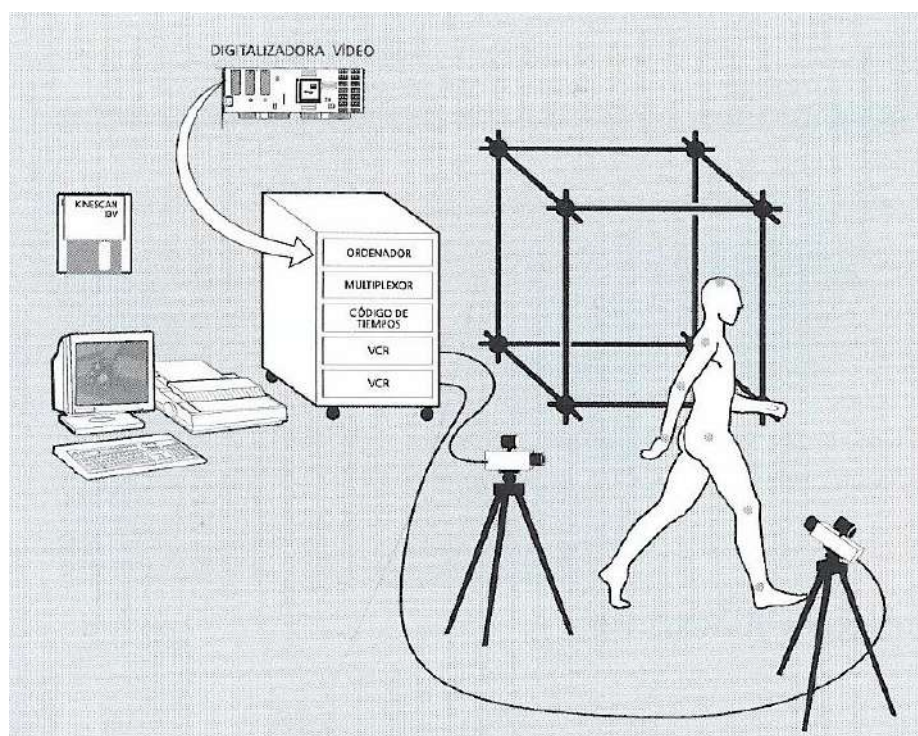


Figura N°108: Sistema de análisis de movimientos Kinescan - IBV
Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

El Kinescan/IBV como sistema, permite obtener variables cinemáticas del cuerpo íntegro o de los segmentos corporales, es de utilidad para el estudio biomecánico de los movimientos humanos como la marcha y sus alteraciones, del deporte, así como, el análisis ergonómico de mobiliario, herramientas y puestos de trabajo.

Así mismo, este sistema permite evaluar la mejora del rendimiento deportivo: El análisis cinemático de la técnica deportiva comienza con el establecimiento de patrones técnicos, en base a la obtención de variables cinemáticas que correlacionen con el rendimiento en entrenamiento o en competición de los deportistas de élite y la posterior creación de modelos técnicos universales que sirven de comparación para el resto de deportistas de la especialidad estudiada.

4.3.4. Equipo de electromiografía EMG/IBV portátil 8 canales

Equipo que permite la adquisición, monitorización y tratamiento de señales electromiográficas brutas (EMG) y su valor eficaz (RMS) mediante enlace por telemetría, lo que permite el análisis de la actividad muscular en posturas y movimientos humanos en general y el estudio de la marcha, análisis de movimientos deportivos, análisis ergonómico de

mobiliario, análisis del puesto de trabajo, etc. El equipo está constituido por los siguientes elementos:

- **Ocho canales telemétricos de registro de señal EMG**, para electrodos superficiales formados cada uno por un amplificador portátil de señal EMG, con emisor de radiofrecuencia, y un receptor de radiofrecuencia con acondicionar de señal, más elementos de conexión, calibración y auxiliares.
- **Equipo de tratamiento de señal EMG**, con enlace a tarjeta de adquisición d datos para 8 canales.
- **Tarjeta de adquisición de datos**, para bus PCMCIA.
- **Programa informático de visualización**, muestreo y análisis.
- **Ordenador portátil.**
- **Elementos de fijación, transporte y elementos auxiliares.**
- **Material fungible.**

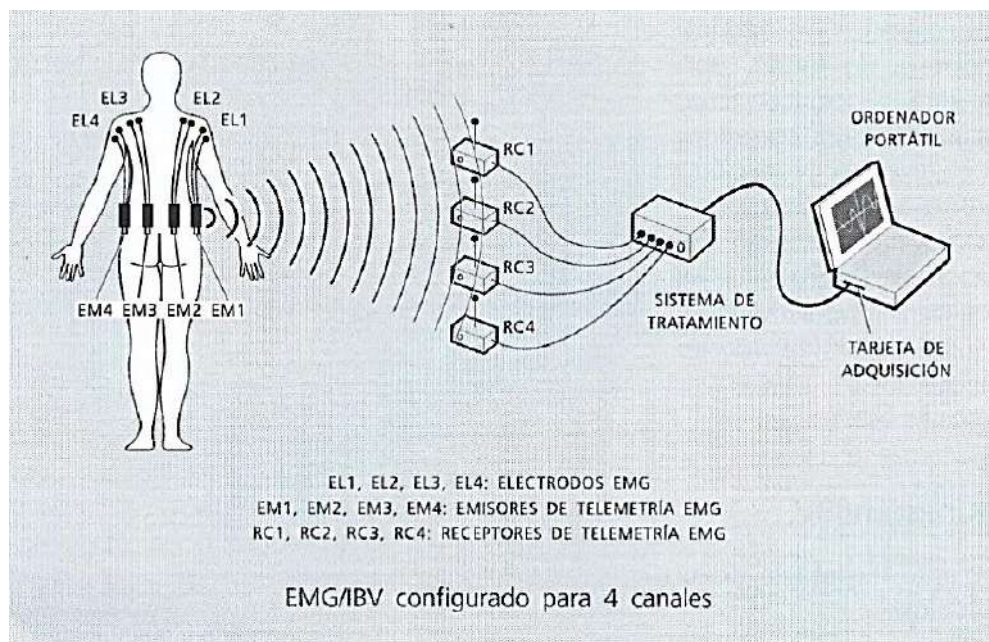


Figura N°109: Equipo de electromiografía - IBV

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

4.3.5. Silla antropométrica IBV

Es una maleta portátil convertible que se utiliza para la toma de medidas antropométricas de forma más ágil, cómoda y rápida que otros sistemas convencionales de medida.

La silla Antropométrica IBV adopta la forma de una maleta de viaje para facilitar su transporte y almacenamiento.

La silla Antropométrica IBV permite la adquisición de datos antropométricos, abarcando las dimensiones más significativas del individuo como se indica en la figura:

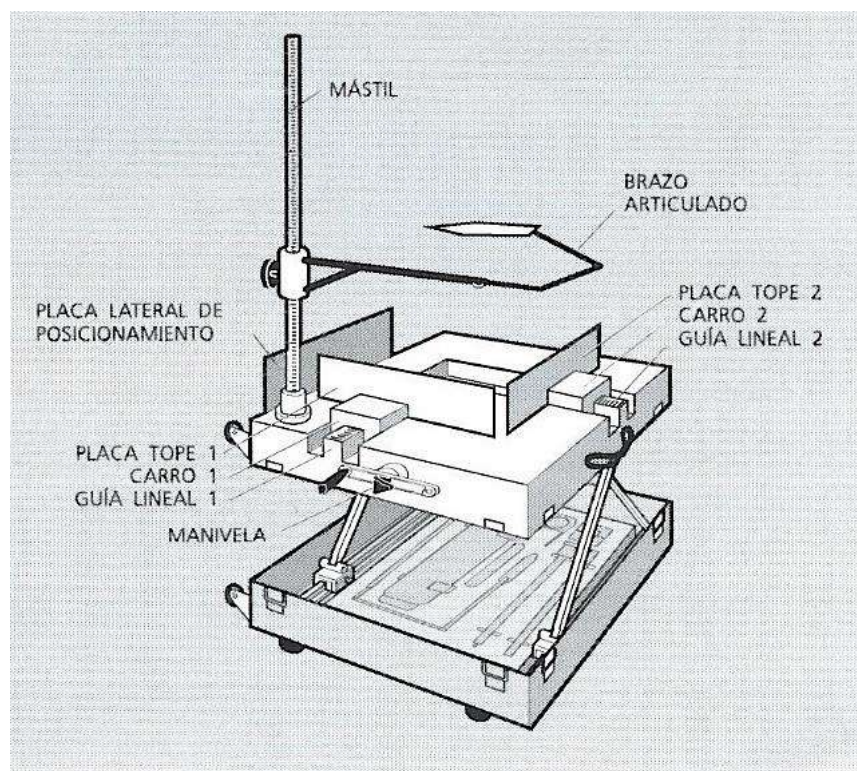


Figura N°110: Silla antropométrica

Fuente: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica – IBV

Capítulo 5

Conclusiones y recomendaciones

1. El pie es una estructura compleja que involucra muchos tejidos y componentes diferentes.
2. Durante el desarrollo de la tesis se vio conveniente fusionar los capítulos 4 y 5 tal como se puede apreciar en el índice del trabajo y que difiere muy ligeramente del plan de tesis presentado originalmente.
3. El escaneado de las hormas ortopédicas personalizadas pertenecientes a los pacientes citados en el apartado 4.2.2, se llevó a cabo gracias a los servicios brindados por el Centro de Innovación Productiva y Transferencia Tecnológica del Cuero, Calzado e Industrias Conexas” – CITECCAL, por medio del scanner NextEngine 3D, así como del software SCANSTUDIO.
4. El análisis de elementos finitos es una tarea compleja con el riesgo de errores; por lo tanto, se debe hacer un esfuerzo para crear modelos que simulen el problema con un grado adecuado de precisión, especialmente en aplicaciones clínicas.
5. Tanto los parámetros como las simulaciones son muy útiles para las empresas de calzado, ya que pueden evaluar el efecto biomecánico de sus productos sin prefabricar muestras y repetir ensayos. Existe una amplia gama de aplicaciones, incluyendo ortesis terapéutica, diseño de plantillas, calzado ortopédico, calzado deportivo, botas militares y zapatos de tacón alto, que se centran en la reducción de la presión plantar; esto se debe a que en los últimos años la presión sobre el pie plantar se ha asociado con la comodidad percibida, la generación de dolor e incluso la presencia de determinadas patologías.

6. Si se quiere resultados más confiables, se necesita un modelo más detallado con propiedades y materiales realistas tanto de componentes óseos como partes blandas.
7. Por la razón anterior, se recomienda una investigación posterior, que podría ser a nivel de maestría planteando un modelo 3D a partir de la geometría real del esqueleto del pie y tejidos.
8. Ningún modelo es capaz de desarrollar una simulación realista sin simplificaciones; incluso con los avances en la simulación computacional, son necesarias algunas suposiciones. Estas simplificaciones han evolucionado con los avances de la tecnología, como la capacidad computacional y las técnicas numéricas, con la necesidad de equilibrar la geometría con las propiedades del material y las condiciones de contorno.
9. Respecto al mallado del modelo computacional del pie, la mayoría de los modelos emplean una malla tetraédrica, que es más fácil de generar automáticamente. La creación de una malla hexaédrica alternativa es significativamente más laboriosa en geometrías complejas, como la estructura del pie, que requiere la intervención del usuario. Aunque los avances en el engranaje hexaédrico automático pueden reducir esta tarea que requiere mucho tiempo, la malla tetraédrica encaja mejor en geometrías irregulares, donde la malla hexaédrica no puede ser detallada con un tamaño de elemento razonable. Los modelos compuestos de mallas hexaédricas son generalmente preferidos; sin embargo, la literatura acerca de la modelización digital en biomecánica es inconsistente a este respecto. Un estudio comparativo de las mallas FE tetraédricas y hexaédricas de un hueso del fémur concluyó que los elementos tetraédricos permitieron resultados similares a los resultados teóricos y el uso de elementos de segundo orden no produjo diferencias significativas.
10. En el presente trabajo se ha utilizado el software ABAQUS porque el consenso a nivel universitario en Europa para estudios de simulación de cierta rigurosidad exige trabajar con el mencionado software como se indica en el cuadro 14 de la página 144.
11. La simulación en ABAQUS para el estudio de la interfaz del modelado tridimensional (formas ortopédicas tridimensionales) con la plantilla (características del botín ortopédico) fue realizada en los laboratorios de la Universidad Johannes Kepler en Linz, Austria.
12. Con respecto al diseño y evaluación de calzado, se puede concluir que la distribución plantar de presiones es un factor determinante para la comodidad del calzado.

13. Gracias al desarrollo de esa tesis, se ha logrado conectar el trabajo conjunto de empresas privadas, universidades e instituciones del Estado Peruano y/o de procedencia internacional.

Capítulo 6

Bibliografía

- [1] Prat Pastor, Jaime M. “Biomecánica de la Marcha Humana Normal y Patológica” – IBV. Martin Impresores, S.L. 2005 – Última versión corregida. España.
- [2] Ramiro, José. “Guía de Recomendaciones para el Diseño de Calzado” - IBV. Martin Impresores, S.L. 1995 – Última versión corregida. España.
- [3] CITEccal. “Centro de Innovación Tecnológica del Cuero, Calzado e Industrias Conexas” – Información Bibliográfica.
- [4] Jimenez, Felix. “El Desempeño de la Industria Peruana 1950-1995: Del Proteccionismo a la Restauración Liberal”. Enero, 1998.
- [5] Alva Castro, Luis. “La Industria del Calzado de Trujillo: Experiencia de Desarrollo Industrial Descentralizada”. Biblioteca Nacional del Perú. Marzo, 2004.
- [6] Rosner, Waltraud. “De Migrantes a Creadores de un Distrito Industrial: El caso de los Pequeños Productores de Calzado en el Porvenir, Trujillo - Perú”. 1995.
- [7] Alvarez Gamarena, Christian. “Desarrollo y Biomecánica del Arco Plantar”. 2010.
- [8] Miralles Marrero, Rodrigo. “Biomecánica Clínica del Aparato Locomotor”. Masson S.A. 2000.
- [9] Tak-Man Cheung, Jason. “A 3-Dimensional Finite Element Model of the Human Foot and Ankle for Insole Design”. 2005.

- [10] Stallman, Richard. “Numerical Modeling of Human Foot”
- [11] Orcaio Morales, Enrique. “Computational Foot Modeling: Scope and Applications”. Barcelona, España. 2015.
- [12] Nayak, Umakanta. “3D Model Analysis of Human Foot”. Rourkela. Mayo, 2014.
- [13] Boeraeve. “Introduction to the Finite Element Method (FEM)”. Enero, 2010.
- [14] Revistas Digitales del Instituto de Biomecánica de Valencia.