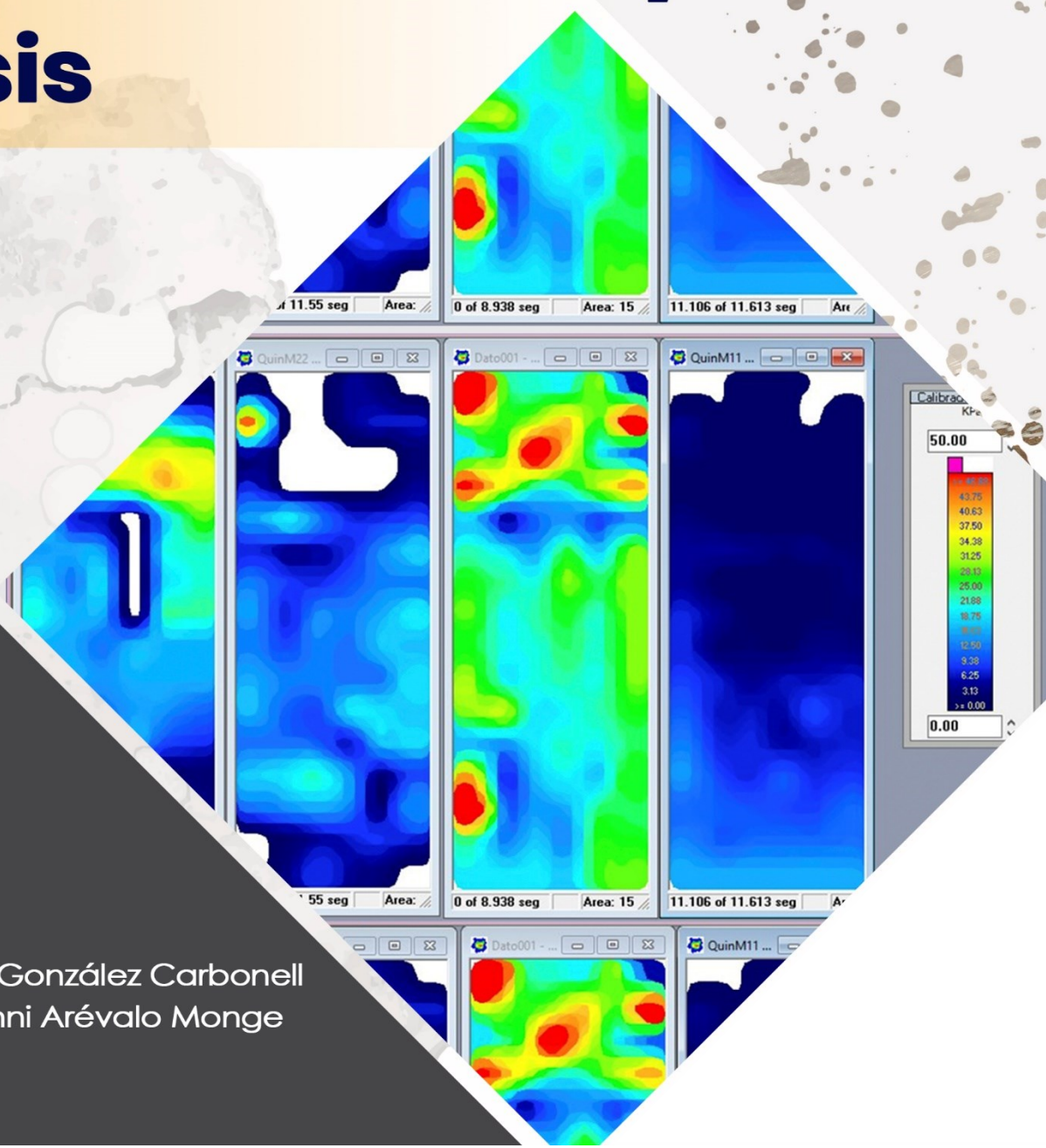




Universidad Nacional Autónoma de México
Escuela Nacional de Estudios Superiores
Unidad Juriquilla



Mapeo de presiones en el diseño de órtesis y prótesis



Autores:

Dr. Raide Alfonso González Carbonell
Lic. Melvin Giovanni Arévalo Monge

Mapeo de presiones en el diseño de órtesis y prótesis.

Dr. Raide Alfonso González Carbonell, Lic. Melvin Giovanni Arevalo Monge.

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional por la Universidad Nacional Autónoma de México, 2025.



Se cuenta con autorización para el uso de las imágenes que contienen la tecnología y las capturas de pantalla por parte de BTS Bioengineering (Milán, Italia) y de F-Scan (Tekscan, Boston, MA).

ISBN: 978-607-587-461-6

Diseño de portada: Lic. Ana Karen Valadez Rodríguez.

Agradecimientos:

Trabajo realizado con el apoyo del Programa **UNAM-DGAPA-PAPIME PE101123**.

Los autores quieren agradecer el apoyo de las instituciones en la realización de este trabajo:

- Laboratorio de Biomecánica del Instituto de Neurobiología, Campus Juriquilla, UNAM.
- A los alumnos de servicio social y de la Lic. en Órtesis y Prótesis.
- A todos, muchas gracias.

Índice:

Introducción.....	1
Capítulo 1: Presiones de contacto producto de la interacción del cuerpo con las superficies.....	4
1.1 Presiones plantares en la bipedestación estática.....	4
1.2 Presiones plantares en la marcha.....	11
1.3 Plantillas ortopédicas.....	15
1.4 Presiones en el encaje protésico.....	26
1.4.1 Encajes para prótesis transtibiales.....	28
1.4.2 Encajes para prótesis transfemorales.....	40
1.5 Tecnología para la medición de la postura, fuerza y presión.....	48
1.5.1 Sistemas de captura de movimiento.....	48
1.5.2 Plataformas de fuerza.....	53
1.5.3 Plataformas baropodométricas.....	55
1.5.4 Plantillas de medición de presiones.....	60
Capítulo 2: Medición de las presiones de contacto.....	62
2.1 Preparación del equipo para la medición de las presiones de contacto.....	62
2.2 Prueba de medición de presiones con plantillas sensorizadas.....	70
Etapa de preparación.....	70
Etapa de captura.....	77
Etapa de creación del reporte.....	83
2.3 Prueba de medición de presiones en el encaje protésico.....	94
Etapa de preparación.....	94
Etapa de captura.....	104
Etapa de creación del reporte.....	107
Referencias.....	112
Anexo: Glosario de términos:.....	121

Introducción.

La capacidad de caminar es de gran importancia para mejorar la calidad de vida (QoL) de las personas (Osoba et al., 2019; Perry et al., 1995). El control postural estático durante la bipedestación es un componente importante para mantener el equilibrio, además de que constituye la base para realizar movimientos y tareas motoras más complejas como caminar (Rajendran et al., 2012). Para poder realizar estas tareas motoras, debe existir una relación entre el equilibrio, el balance y la estabilidad, entendiendo al equilibrio como la condición en la que la sumatoria de todas las fuerzas que actúan sobre el cuerpo es cero y por consecuencia la aceleración es nula, al balance como la capacidad que tienen las personas de recuperar el equilibrio, mientras que la estabilidad como la capacidad de las personas para mantener la condición de equilibrio. Debido a la bipedestación, las personas pueden adoptar posiciones erguidas y caminar sobre sus pies, por lo que los pies tienen un papel importante en la función biomecánica de las extremidades inferiores para contribuir al balance y la estabilidad en condiciones estáticas y de movimiento (Deepashini et al., 2014). La alineación que adoptan los segmentos del pie cuando recibe carga (postura del pie) puede variar de una persona a otra. Las alteraciones en las estructuras anatómicas del pie afectan el contacto plantígrado normal y por tanto la bipedestación. El arco plantar bajo (pie plano) o alto (pie cavo) puede ocasionar molestias y alteraciones en las extremidades inferiores (A. K. Buldt et al., 2018).

Durante el contacto del pie con una superficie, ya sea descalzo o con calzado, surgen presiones plantares cuya magnitud y distribución va a depender de la postura del pie, del peso de la persona, de la forma de la superficie de apoyo (tipo de calzado, uso de plantillas ortopédicas), de la naturaleza dinámica o estática de las cargas, edad, entre otros factores (de Castro et al., 2014; Machado et al., 2016). La magnitud y distribución de las presiones plantares pueden estar asociadas a dolor, confort y problemas clínicos (Melvin et al., 2014).

Es importante evitar la aparición de zonas elevadas de presión plantar para prevenir lesiones o aliviar dolor. Por ejemplo, en personas con diabetes la presencia de zonas de presión por encima de 200 kPa puede ser un factor de riesgo para la formación de úlceras (Jones et al., 2021; López-Moral et al., 2021). El pie diabético puede desembocar en una

amputación, por lo que su tratamiento se divide en la prevención y curación de heridas. Las estrategias de prevención se centran en la educación del paciente, su estrecha vigilancia y la prescripción de dispositivos órtesis de pie de descarga (Hudak et al., 2022). Las órtesis plantares también se emplean con la finalidad de corregir la postura del pie en edades pediátricas, para aliviar el dolor causado por la práctica de deporte o de las actividades cotidianas, para prevenir caídas, para corregir posturas corporales, etc. (Mendes et al., 2020). Las órtesis plantares pueden ser prefabricadas o elaboradas específicamente a la medida de la anatomía de una persona. Estas últimas son más efectivas en la corrección de deformidades y en la redistribución de presiones plantares, según sea el fin para el que fue fabricada. Aparejada a la indicación del uso de plantillas ortopédicas, es recomendable determinar la magnitud y distribución de las presiones plantares por el uso de calzado específico para pie diabético, o el uso de plantillas ortopédicas.

Por otro lado, cuando a una persona se le realiza una amputación de uno o ambos miembros inferiores, la prótesis es la solución para que vuelva a caminar, la capacidad de trasladarse y su autonomía. Para evaluar el grado de movilidad de las personas con prótesis se emplea clasificación funcional de niveles K basado en reglas de Estados Unidos (en sus siglas en inglés MFCL) que comprenden el rango desde K0, que clasifica ninguna movilidad, hasta K4 para personas que exceden las habilidades normales. Lo deseable es alcanzar el máximo nivel de movilidad, pues existe evidencia de la fuerte correlación que existe entre la capacidad de movilidad, la calidad de vida (QoL) y la satisfacción general en los usuarios de prótesis (Wurdeman et al., 2018).

La configuración de la prótesis es el factor de éxito más importante para lograr niveles altos de movilidad del paciente y por consiguiente en la percepción de la QoL. La configuración de la prótesis comprende las etapas de fabricación de la cuenca protésica o socket, la selección de componentes protésicos y ensamblaje final y validación. Alcanzar una buena sujeción y transferencia de carga entre el muñón y la cuenca protésica es crítica, pues de ello elemento depende la funcionalidad y el confort de toda la prótesis.

La función natural del tejido blando y la piel del muñón no es la de soportar las cargas (que al aplicarse sobre un área determinada se generan presiones) que se transmiten de

la prótesis al muñón. Durante la elaboración de la cuenca protésica, se realizan ajustes para asegurar que las cargas se transmitan en aquellas zonas que prevalecen el tejido blanco y se evitan las zonas duras (salientes óseas). Este proceso requiere un nivel alto de entrenamiento de los protesistas, quienes preguntan al paciente sobre el confort de la cuenca protésica para identificar zonas de presión y rectificar la cuenca protésica. Sin embargo este proceso puede resultar poco preciso en personas con alteración sensorial en la superficie de su extremidad residual, lo que significa que pueda estar sometido a un exceso de carga y no detectarse a través de los mecanismos de dolor habituales (Armitage et al., 2019).

Como se ha podido observar, tanto las órtesis como las prótesis tienen que cumplir con principios mecánicos para la aplicación de las fuerzas en las zonas adecuadas, mantener su integridad sin deformarse y además cumplir con su función. Una distribución inadecuada de las presiones en la piel puede provocar dolor crónico, la formación de úlceras por presión, así como daños profundos en el tejido que conducen a nuevas amputaciones (Dudek et al., 2005).

El uso de sensores de presión en las superficies entre la anatomía de la persona y el dispositivo ortoprotésico permite medir las cargas y presiones en áreas específicas. En el caso de las órtesis se puede realizar un análisis de los parámetros de la pisada con el uso de calzado y/o plantillas ortopédicas y evaluar si se realiza correctamente la redistribución de las presiones tras el uso de una plantilla ortopédica. En el caso de las prótesis, se puede evaluar la calidad del ajuste y el rendimiento funcional de los encajes protésicos. Este libro tiene como finalidad poner a disposición de los lectores aspectos relacionados con las presiones que se originan en el diseño de órtesis y prótesis, así como dos pruebas biomecánicas para la medición de estas presiones con el sistema de mapeo de presiones Versatek (Tekscan, Inc). Es una tecnología portátil, por lo que las pruebas se pueden desarrollar en espacios que proporcionen la privacidad a las personas a evaluar. El libro está dirigido a un público específico con conocimientos básicos de la biomecánica de las órtesis y las prótesis o áreas del conocimiento afines. No tiene la intención de profundizar en aspectos de anatomía funcional o de desarrollar los métodos de cálculo de las variables biomecánicas de los temas abordados.

Capítulo 1: Presiones de contacto producto de la interacción del cuerpo con las superficies.

Producto de la interacción de las personas con el suelo, aparecen fuerzas de reacción en aquellas superficies que se encuentran en contacto con el suelo. Las personas aparentemente sanas tienen contacto con el suelo a través de sus pies, por lo que la acción de estas fuerzas de reacción del suelo se distribuye en la superficie plantar. Las zonas de presiones plantares altas puede prevenirse con el uso de plantillas ortopédicas o calzado especial que permite evitar puntos elevados de presión en el pie y mayores áreas de contacto, como por ejemplo el calzado para pie diabético. Por otro lado, la fuerza de reacción distribuida en la superficie plantar origina las presiones plantares. Por su parte, las personas usuarias de prótesis, las fuerzas de reacción del suelo se transmiten desde la prótesis al sistema musculoesquelético a través de la interface entre el encaje protésico y el muñón, por lo que se producen presiones en la superficie del encaje que pueden dañar el tejido. En este capítulo se ofrecen los elementos para entender las causas y la forma de presentarse las presiones en el diseño de órtesis y prótesis.

1.1 Presiones plantares en la bipedestación estática.

Todos los cuerpos de la superficie de la tierra se atraen hacia el centro por el efecto de la gravedad. El peso de los cuerpos es una fuerza de dirección vertical y sentido hacia la superficie del suelo, que se determina mediante la multiplicación de la masa por la aceleración gravitatoria y se aplica en el centro de masa (CoM). Cuando se considera el cuerpo completo, la posición del centro de masa (CoM) o baricentro de las personas dependerá de la posición relativa entre los segmentos, que cambia según la postura que tenga la persona. Por ejemplo, en posición de bipedestación con los brazos a ambos lados del cuerpo el CoM del cuerpo se encuentra a la altura de la vértebra S2 (Fig. 2a) (Devetak et al., 2019; Lugade et al., 2011; Mariana Haro, 2014). La Tercera Ley de Newton plantea que, a toda fuerza de acción, se opone una fuerza de reacción. Producto de la interacción de las personas con el suelo, aparecen fuerzas de reacción en aquellas superficies que se encuentran en contacto con el suelo.

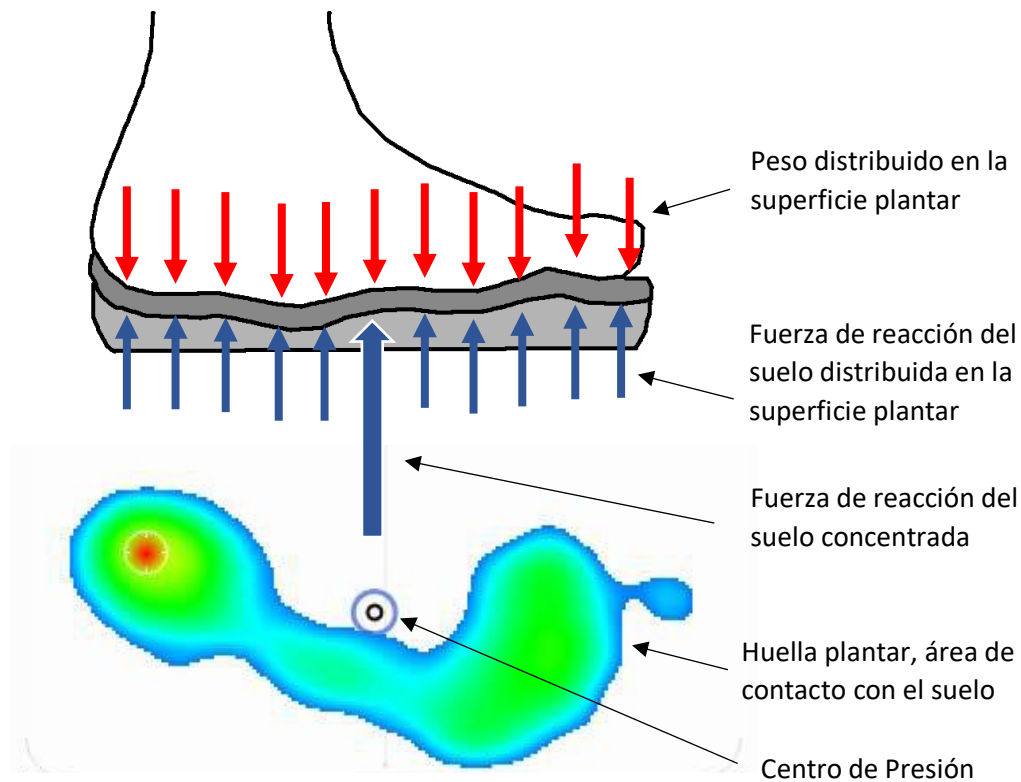


Fig. 1. Interacción del pie con el suelo, el pie transmite el peso de la persona al piso y el suelo transmite la fuerza de reacción al pie. Las fuerzas se distribuyen en la superficie plantar y la fuerza resultante se ubica en el Centro de Presión. Fuente: Elaboración propia, incluye imagen de un reporte del software G-Studio (BTS Bioengineering, Milán, Italia). Permiso de uso de imágenes.

Las personas aparentemente sanas y sin necesidad de usar apoyo auxiliar, tienen contacto con el suelo por sus pies. Un factor importante relacionado con el equilibrio, el balance y la estabilidad es la base de sustentación, en bipedestación queda definida por área comprendida entre los dos pies para sujetos sin apoyos auxiliares (Fig. 2a). La ubicación de la fuerza de reacción del suelo concentrada coincide con el centro de presiones de cada huella plantar, mientras que la proyección del peso con el suelo coincide con el centro de presión de la base de sustentación. Es importante que las personas sean capaces de mantener la proyección de la línea de acción del peso dentro de la base de sustentación.

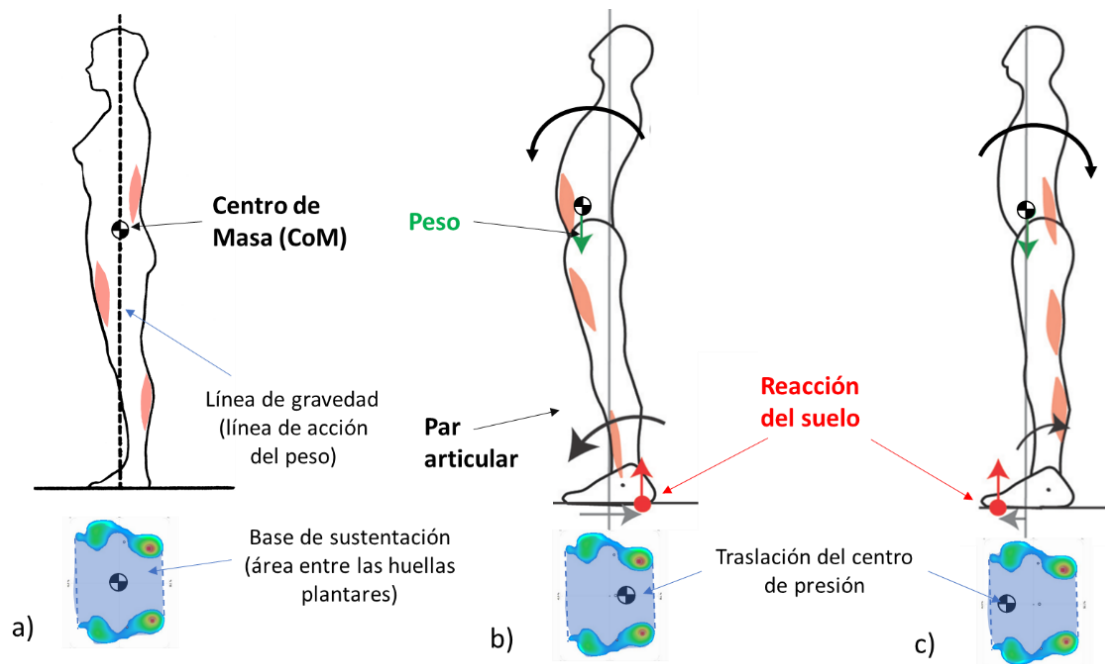


Fig. 2. Base de sustentación en la bipedestación y fuerza de reacción del suelo, a) en posición neutral la línea de acción de la gravedad se encuentra ligeramente anterior a la articulación del tobillo, b) con una oscilación posterior del cuerpo la fuerza de reacción del suelo se ubica en el retropié, c) con una oscilación anterior del cuerpo la fuerza de reacción del suelo se desplaza al antepié. Fuente: Adaptación de (Le Mouel & Brette, 2017) distribuido bajo licencia CC BY 4.0, incluye imágenes de un reporte del software G-Studio (BTS Bioengineering, Milán, Italia). Permiso de uso de imágenes.

Tomando como referencia el plano sagital, durante la bipedestación la línea de acción del peso pasa anterior al tobillo provocando un momento respecto a los ejes de las articulaciones del tobillo y de la rodilla que activan los músculos flexores plantares, los flexores de rodilla y los erectores de columna para mantener la postura. La razón por la que el CoM está anterior al tobillo es para favorecer el inicio de la marcha, el momento provocado por el propio peso es contrarrestado por las fuerzas externas a fin de mantener el equilibrio o proporcionar impulso para el movimiento voluntario (Le Mouel & Brette, 2017).

Las personas realizan correcciones posturales para mantener el equilibrio, por lo que la posición de la línea de acción cambia en función del tiempo, lo que provoca una modificación de la posición de la fuerza concentrada de reacción del suelo. Para

pequeñas perturbaciones se realizan movimientos de control mediante pequeñas flexo-extensiones de tobillo, mientras mantiene rectas las rodillas, las caderas y el cuello (oscilación postural). Cuando el cuerpo oscila hacia atrás, la fuerza de reacción del suelo se ubica en el retropié (Fig. 2a), mientras que cuando el cuerpo oscila al frente, la fuerza de reacción del suelo se desplaza hacia el antepié (Fig. 2b). Un desplazamiento del centro de presión de la base de sustentación fuera de la base de sustentación puede propiciar el desequilibrio postural (Duclos et al., 2017).

Tomando como referencia el plano frontal, las personas también realizan oscilaciones y cambios posturales. En periodos cortos de tiempo y para personas que no presentan discrepancias en las longitudes de sus extremidades inferiores, la distribución de la carga ideal sobre cada extremidad es aproximadamente del 50% (Fig. 3). Sin embargo, para periodos prolongados de tiempo, pueden llegar a cargar más una extremidad para descansar la otra y repetir este proceso sobre la otra pierna.

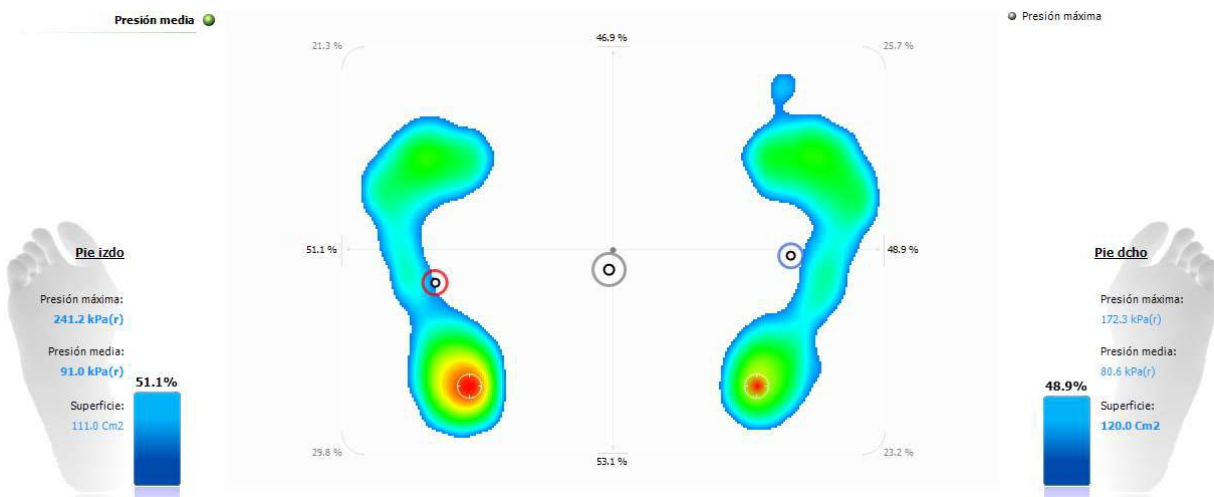


Fig. 3. Distribución de la carga de reacción sobre ambas extremidades en una prueba estática para cortos periodos de tiempo. Reporte del G-Studio (BTS Bioengineering, Milán, Italia) de un análisis de postura estática. Fuente: imagen de un reporte del software G-Studio (BTS Bioengineering, Milán, Italia). Permiso de uso de imágenes.

Hasta ahora se ha considerado la fuerza de reacción al suelo como una fuerza concentrada. Sin embargo, estas fuerzas de reacción del suelo se distribuyen en la superficie plantar y origina presiones plantares. La complejidad que tiene la anatomía del

pie provoca que la magnitud de las presiones en la huella plantar sea irregular. La planta del pie presenta arcos longitudinales y transversales además de zonas acojinadas con tejido blando entre los huesos y la piel y otras más duras con poco tejido entre los huesos y la piel. La planta del pie está preparada desde un punto de vista fisiológico para amortiguar del peso corporal, ya que tiene una estructura esponjosa muy nutrida por el torrente sanguíneo (Fig. 4). La distribución de las cargas en la superficie plantar puede explicarse desde principios de la hidráulica, el cuerpo consta de un 70 % de agua, por lo que la fascia plantar es un material bifásico, con una parte sólida viscoelástica y la parte líquida. Al aplicar carga sobre la superficie del pie, la componente líquida se propagará sobre los tejidos uniformemente.

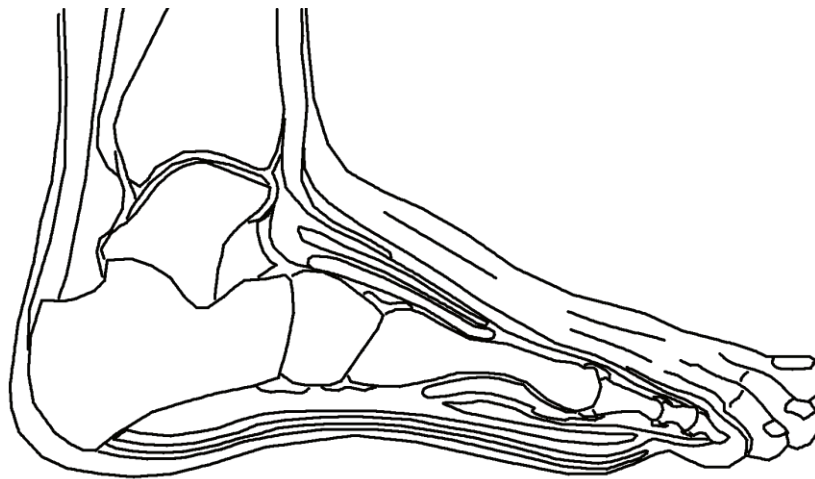


Fig. 4. Corte parasagital de la estructura anatómica del pie que permiten amortiguar las cargas de reacción del suelo. Elaboración propia.

Cuando los pies se apoyan en superficies planas rígidas dan lugar a un trazado de presiones irregular (Fig. 3) como el que se obtiene en los análisis estáticos con el uso plataformas baropodométricas (ver epígrafe 1.3). Estos análisis permiten obtener el contorno de la pisada, las presiones en las regiones del pie y la tipología del pie. La magnitud y distribución de las presiones plantares dependerá de: la ubicación del CoM respecto al plano sagital y frontal, de la postura del pie, del peso de la persona, de la forma de la superficie de apoyo (tipo de calzado, uso de plantillas ortopédicas), de la

naturaleza dinámica o estática de las cargas, edad, entre otros factores (de Castro et al., 2014; Machado et al., 2016).

Para estudiar la huella plantar y la tipología del pie existen varios índices como el Índice de Postura del Pie de 6 ítems (FPI-6, que incluye seis ítems evaluados en los tres planos anatómicos), el índice del Arco Plantar (AI, se divide en tres partes iguales el pie, excluyendo los dedos y se determina por la relación que hay del área del medio pie y el área total, Fig. 5a), la altura normalizada del navicular truncada (se determina la relación que hay entre la altura del navicular y la longitud entre el calcáneo y la primera articulación metatarsfalángica, Fig. 5b), entre otros (A. K. Buldt et al., 2018; Murley et al., 2009). A partir de estos índices se obtiene si las personas presentan pie plano, normal o cavo.

El pie cavo (arco longitudinal medial alto) es propenso a presentar presiones mayores en el antepié y retropié, menor fuerza y área en el medio pie y el hallux, mientras que las personas con pie plano (arco longitudinal medial bajo) mostraron mayores presiones, fuerzas y áreas de contacto en el arco medial, centro del mediopié y *hallux* (primer ortejo) y menores presiones en la parte medial y lateral del antepié (A. K. Buldt et al., 2018).

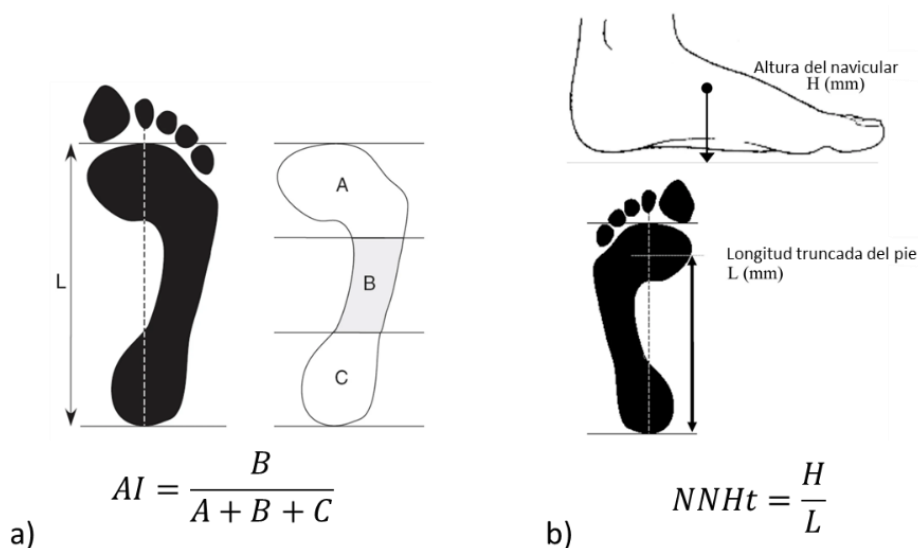


Fig. 5. Índices para determinar la tipología del pie. a) Arco Plantar, b) altura normalizada del navicular truncada. Adaptada de Murley et al. (2009) distribuido bajo licencia CC-BY 2.0.

El sistema de carga del arco longitudinal, compuesto por la fascia plantar, los músculos intrínsecos y extrínsecos plantares y los ligamentos, es una estructura que además de recibir las cargas de reacción del suelo verticales, están sujetos a cargas longitudinales y tienen efecto en la altura del arco longitudinal medial (Kirby, 2017) (Fig. 6). El pie al recibir la carga, los tejidos de la fascia plantar se elongan, y recupera su longitud inicial al desaparecer la carga, con un comportamiento similar a un resorte viscoelástico. Con el transcurso de los años, la naturaleza cíclica de las cargas y el aumento del peso de la persona, puede modificar la tipología del pie producto de una reducción de la capacidad de respuesta de estos tejidos a la carga, con el consiguiente descenso del arco plantar.

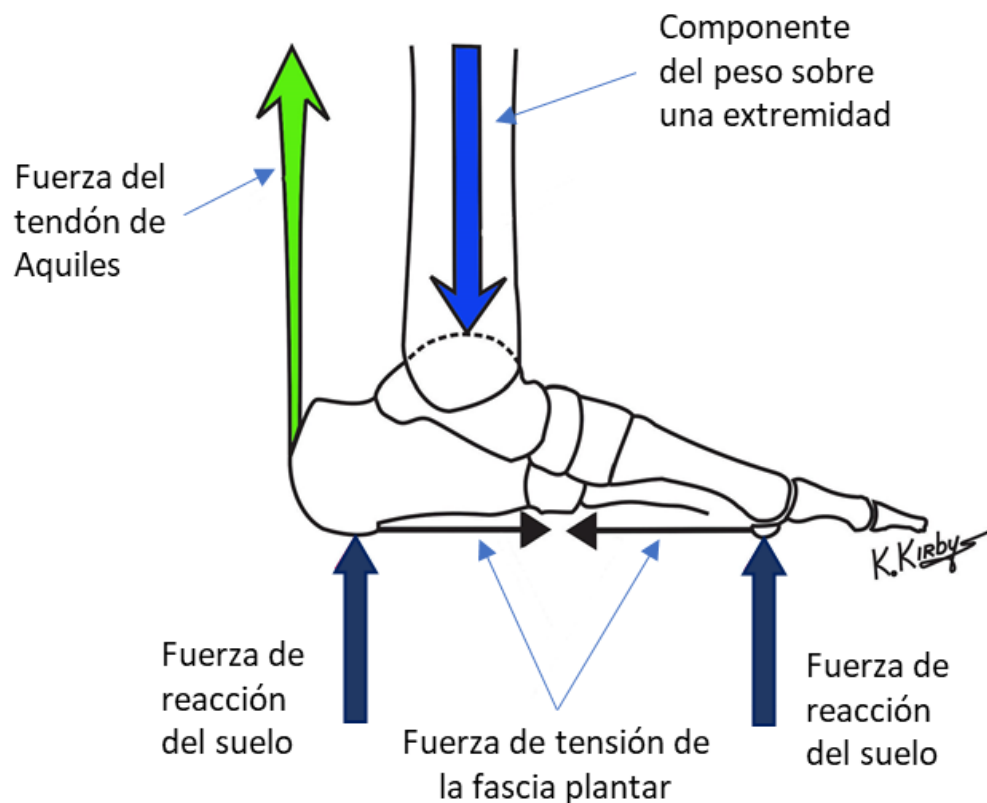


Fig. 6. Modelo biomecánico de fuerzas del pie. La fascia plantar está sometida a las cargas de reacción del suelo y también a fuerzas de tensión. Fuente: (Kirby, 2017) distribuido bajo licencia CC-BY-NC-ND 4.0.

Al comparar las presiones por regiones del pie entre personas con sobrepeso y sujetos con peso normal se observó que tienen mayores presiones en la región del medio pie y

picos de presión más altos que sus pares con peso normal (de Castro et al., 2014), mientras que la comparación de personas adultas con adultos jóvenes demostró presiones mayores en el mediopié, indicando un descenso del arco plantar longitudinal medial (Machado et al., 2016).

En las personas con pie cavo, la fascia plantar está sometidas a mayores cargas de tracción que pueden derivar en fascitis plantar, tienden a tener el pie supinador o varo de retropié, mientras que las personas con pie plano presentan pronación del pie (Franco, 1987). Estas desalineaciones a nivel de la articulación del tobillo originan asimetrías en la longitud de los miembros inferiores, que pueden provocar desniveles de la pelvis y alteraciones en la columna. Algunos estudios sugieren una relación entre la tipología del pie y las lesiones en miembros inferiores (Tong & Kong, 2013), por lo que la magnitud y distribución de las presiones plantares pueden estar asociadas a dolor, confort y problemas clínicos (Melvin et al., 2014).

1.2 Presiones plantares en la marcha.

En el epígrafe anterior se mencionó el comportamiento de las presiones plantares en condiciones de bipedestación estática. Sin embargo, para condiciones de movimiento, las características de la carga y la postura del pie cambia en dependencia de la etapa del movimiento y del tipo de movimiento que se analice. Uno de los movimientos que más impacto tiene en la calidad de vida de las personas es la marcha (Osoba et al., 2019; Perry et al., 1995).

La marcha es un modo de locomoción bípeda con movimientos alternos de las extremidades superiores e inferiores, donde el CoM de la persona presenta movimientos de aceleración y desaceleración en dirección antero-posterior y presenta desplazamientos verticales respecto al suelo, la carga se transmite de un pie a otro, donde en ocasiones el cuerpo se encuentra apoyado sobre ambos pies y en otros solo se apoya en un pie, cuando el otro pie se encuentra en el aire. Precisamente, a partir del contacto del pie con el suelo se definen las fases de la marcha, la fase de apoyo (cuando existe una transferencia del peso del sujeto hacia el suelo y uno de los pies se encuentra en contacto con el suelo) y la fase de balanceo (mientras en uno de los pies se está

desarrollando la fase de apoyo, en el otro se lleva a cabo la fase de balanceo) (Han et al., 2019; Ridao-Fernández et al., 2019) (Fig. 7).

Para poder realizar comparaciones entre individuos, se realiza un proceso de normalización de las variables temporales de la marcha, donde en lugar de expresar la duración de las fases de la marcha en unidades de tiempo, se expresa en valores porcentuales. De este modo, un ciclo completo de marcha tiene una duración del 100%, donde le corresponde el 60% a la fase de apoyo y el 40% a la fase de balanceo. Estos valores pueden cambiar cuando la persona presenta alguna alteración o dolor que le impide desarrollar la marcha con normalidad.

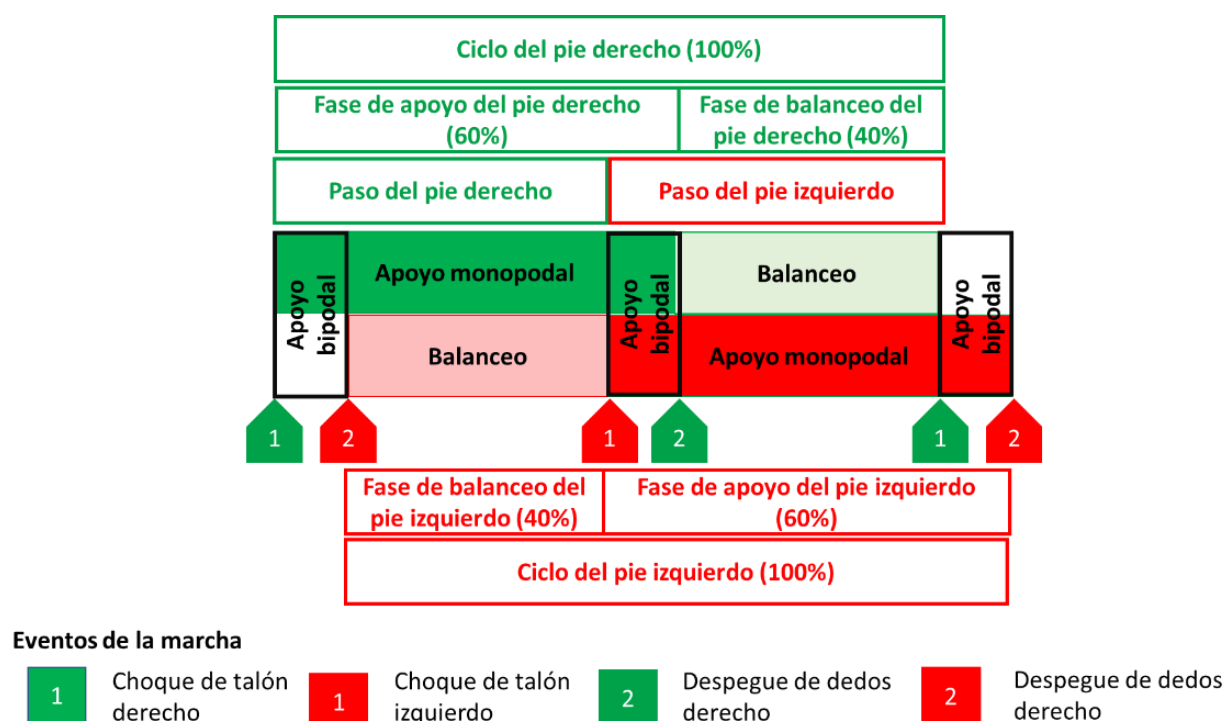


Fig. 7. Fases de la marcha: apoyo, balanceo, apoyo bipodal y monopodal. Los eventos de apoyo de talón y despegue de dedos definen las fases de la marcha. Fuente: Elaboración propia.

La fase de apoyo a su vez se segmenta en cinco subfases (Aqueveque et al., 2020; Han et al., 2019). El contacto inicial o choque de talón se refiere al momento en que el talón (base del hueso calcáneo) asume contacto con el piso. Este momento de la marcha da inicio al ciclo de marcha, el cual culmina con un nuevo choque de talón del mismo pie.

Como se observa en la figura, el centro de presión (CoP), que es el centroide del área de apoyo del pie (Andrew K. Buldt et al., 2018), se encuentra en el talón y empezará a desplazarse hacia el mediopié (Fig. 8).

En el apoyo plantar el borde lateral inferior (hueso cuboides y quinto metatarsiano) entran en contacto con el piso. Este es un momento breve de transición donde el centro de gravedad inicia su lateralización hacia la fase de apoyo y el CoP avanza hacia el mediopié, por el borde lateral del pie, siguiendo la parte acojinada de la planta del pie. En el apoyo medio la planta del pie entra en un contacto total con el piso, la descarga final del peso corporal radica en los tres puntos de apoyo (calcáneo, cabeza del quinto metatarsiano y cabeza del primer metatarsiano). En este momento el CoP se encuentra en el mediopié y se prepara para avanzar hacia el antepié, buscando la cabeza del segundo metatarsiano (Tang et al., 2022).

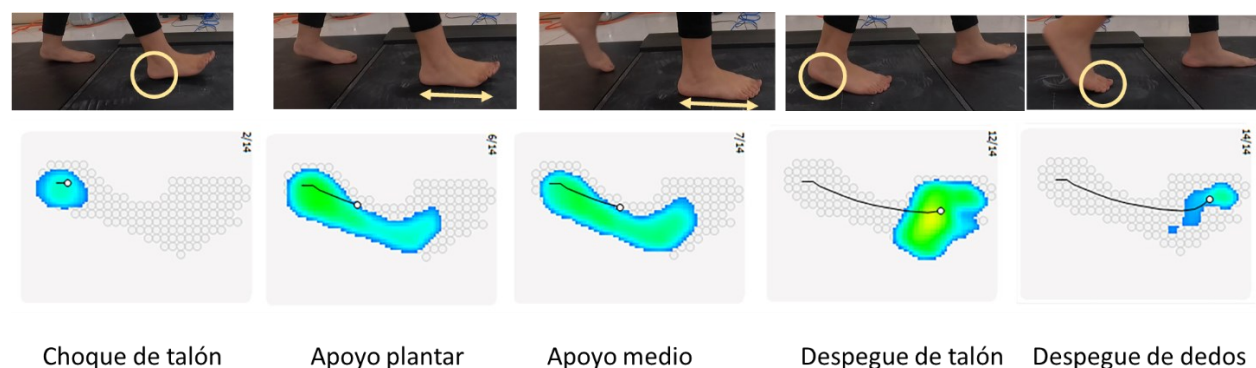


Fig. 8. Fases de la fase de apoyo durante la marcha: Contacto inicial o choque de talón, apoyo plantar, apoyo medio, contacto final y despegue de dedos. Fuente: Elaboración propia, incluye imágenes de un reporte del software G-Studio (BTS Bioengineering, Milán, Italia). Permiso de uso de imágenes.

Por su parte el despegue de talón o apoyo final inicia la transición del peso corporal al pie contralateral. Esta subfase se caracteriza por el despegue del talón y el choque de talón del pie contralateral, por lo que la carga se distribuye entre las cabezas metatarsianas del pie en apoyo (arco transversal) y el talón (base del hueso calcáneo) del pie contralateral. Para este momento el pie contralateral se ha ubicado al frente y el pie en apoyo esta por detrás de la línea media coronal. El CoP se encuentra entre las

cabezas del primer y segundo metatarsiano y se prepara para trasladarse al primer ortejo. En el despegue de dedos termina la fase de apoyo. La carga residual se encuentra ubicada en el ante pie sobre los dedos (ortejos) mientras que la mayor carga pasa a la fase de apoyo medio del pie contralateral. El primer ortejo tiene una inherente función en esta subfase, ya que su disfunción o pérdida por amputación puede modificar de manera significativa la marcha humana. El CoP termina su traslación en el primer ortejo. El recorrido del CoP se muestra con una curva de color negro.

Como se puede apreciar en la Fig. 8, el área de contacto del pie con el suelo se modifica durante la fase de apoyo, y por consecuencia, el tamaño de la base de sustentación. Se explicó que el ciclo de marcha da inicio con el contacto inicial o choque de talón, donde los dos pies se encuentran apoyados, el pie que está iniciando el ciclo hace contacto con el suelo con el retropié para inmediatamente después apoyar toda la superficie plantar, mientras que en el otro pie está ocurriendo el despegue de talón y de dedos, y el apoyo se realiza en el antepié. A este tipo de apoyo, se le conoce como apoyo bipodal y el área de la base de sustentación está formada por la superficie entre los dos pies. En el simple apoyo (apoyo monopodal), un pie está apoyado y el otro está en el aire, el área de la base de sustentación está formada por la superficie de contacto del pie que está en contacto con el suelo (Fig. 9). En el simple apoyo ocurre la propulsión, la proyección de la línea de gravedad está delante de la base de sustentación, lo que favorece el desplazamiento hacia el frente del baricentro, que luego, vuelve a estar sobre la base de soporte en el resto de las etapas del ciclo de marcha.

La evaluación de los parámetros de la dinámica de la pisada se incluye en estudios que investigan los parámetros de la marcha, como riesgos asociados a trastornos musculoesqueléticos de las extremidades inferiores, cambios dinámicos en la postura del pie causada por trastornos neurológicos, entre otros (Abri et al., 2019; Belvedere et al., 2020; Fullin et al., 2022; Kekliceck et al., 2018). La inestabilidad lateral es un factor de riesgo de caídas, existe relación entre los cambios en el CoP medio-lateral con el aumento o la disminución de los momentos de aducción de la rodilla relacionados con la osteoartritis de la rodilla medial y durante la marcha. Las áreas anatómicas de fuerza o presión de la planta del pie se calculan y delimitan en varias regiones, como el talón

medial y lateral, la parte media del pie y las cabezas de los metatarsianos (Sole et al., 2017).

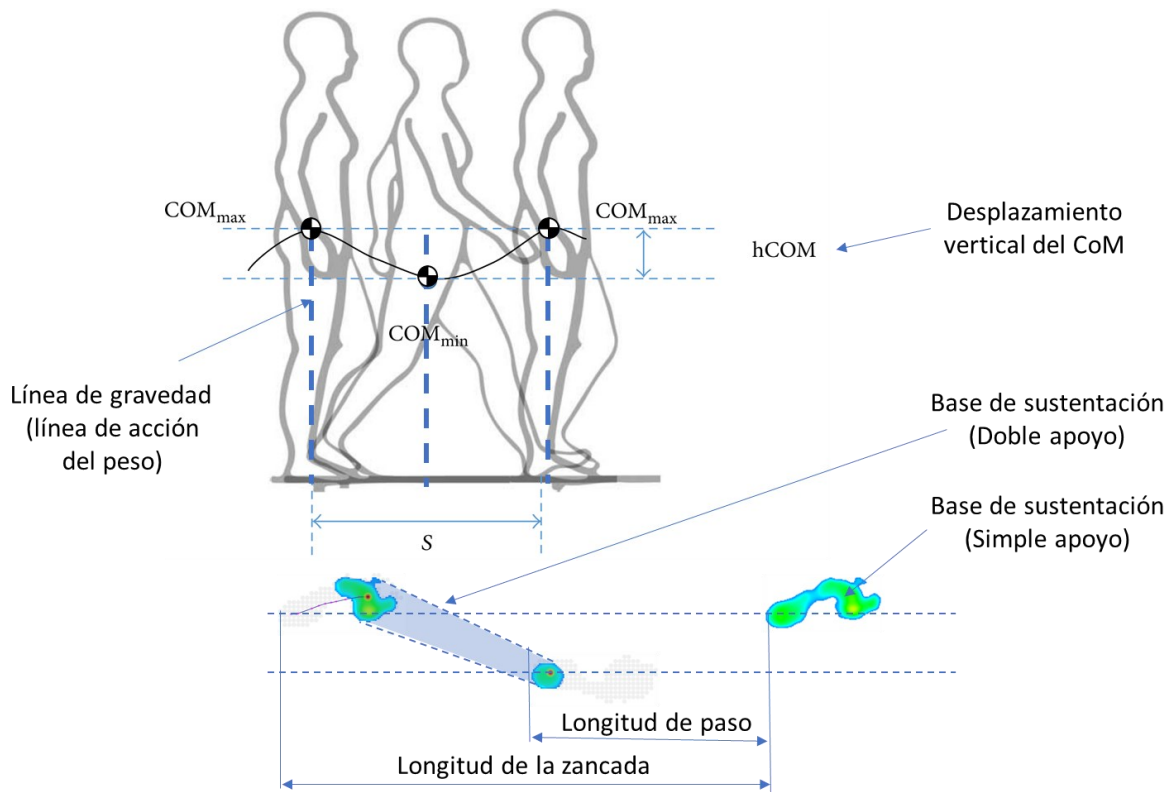


Fig. 9. Cambios de la base del tamaño del área base de sustentación durante la marcha. En el simple apoyo ocurre la propulsión y el centro de masa está por delante de la base de soporte para favorecer el desplazamiento hacia el frente. Fuente: Adaptación de (Fusca et al., 2018) distribuido bajo licencia CC-BY 4.0. incluye imágenes de un reporte del software G-Studio (BTS Bioengineering, Milán, Italia).

Permiso de uso de imágenes.

1.3 Plantillas ortopédicas.

Es importante evitar la aparición de zonas de presión plantar altas para prevenir lesiones o aliviar dolor. Como la presión es una magnitud física que depende de la fuerza aplicada por unidad de área, la reducción de la presión máxima se logra redistribuyendo las fuerzas plantares en un área más grande mediante el aumento del área de contacto plantar. En personas con diabetes la presencia de zonas de presión por encima de 200

kPa puede ser un factor de riesgo para la formación de úlceras de presión (Jones et al., 2021; López-Moral et al., 2021). El pie diabético puede ser causa de amputaciones. Una estrategia de prevención es la prescripción de dispositivos órtesis de pie (Hudak et al., 2022).

La aparición de zonas de presiones plantares altas puede prevenirse con el uso de calzado especial que permite evitar puntos elevados de presión en el pie y mayores áreas de contacto, como por ejemplo el calzado para pie diabético. Por otro lado, la reducción de la presión máxima en la región medial del talón es importante para aliviar el dolor plantar del talón. Las reducciones en el primer metatarsiano y en los laterales tienen importancia clínica para el tratamiento de presiones plantares elevadas debajo de las cabezas de los metatarsianos, por ejemplo, en el cavo o el pie diabético.

Las órtesis plantares también se emplean con la finalidad de corregir la postura del pie, para aliviar el dolor causado por la práctica de deporte o de las actividades cotidianas, para prevenir caídas, para corregir posturas corporales, asimetrías en los miembros inferiores, etc. (Mendes et al., 2020). Las plantillas forman con el calzado una sola unidad de tratamiento. La forma de la plantilla no solamente está determinada por la deformidad del pie, sino también por el ancho y la conformación del zapato. Las plantillas deben ser siempre combinadas con la actividad física, sobre todo en el tratamiento juvenil. Esto a fin de aumentar la fuerza muscular que no se trabaja por el apoyo que le da la plantilla. Las órtesis plantares pueden ser prefabricadas o elaboradas específicamente a la medida de la anatomía de una persona. Estas últimas son más efectivas en la corrección de la altura del arco longitudinal medial y en la redistribución de presiones plantares, según sea el fin para el que fue fabricada.

Según su construcción las plantillas se pueden clasificar como: plantillas de apoyo con superficies de apoyo plantar para correcciones biomecánicas leves de desviaciones en la extremidad inferior; plantillas correctivas con superficies de apoyo plantares, mediales y laterales; plantillas de soporte con superficie amplia, moldeadas de espumas blandas para la redistribución de cargas plantares (Fig. 10).

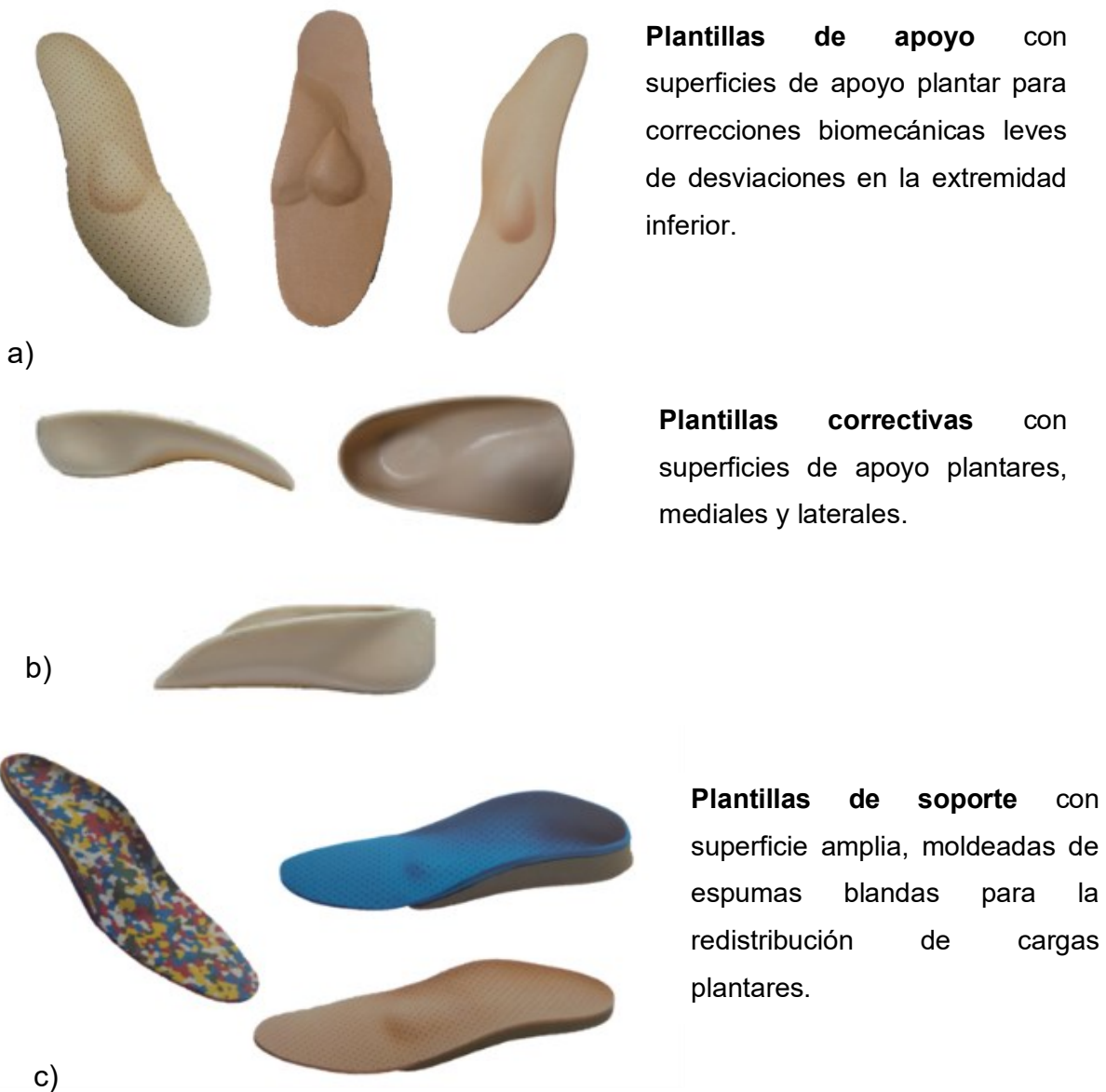


Fig. 10. Tipos de plantillas según su construcción. a) plantillas de apoyo, b) plantillas correctivas, c) plantillas de soporte. Fuente: Elaboración propia a partir de fotografías del trabajo de los autores.

La elaboración de las plantillas ortopédicas personalizadas consta de un proceso iterativo, para lo que se requiere habilidades técnicas y clínicas. Los principales pasos de acuerdo al método tradicional son: toma de medidas del paciente, toma del molde negativo, elaboración y rectificado del molde positivo, termoformado y ubicación de los elementos de la plantilla, cortar y pulir la plantilla, prueba en el paciente, ajustes y entrega

con recomendaciones de uso y cuidado de la plantilla. Para proceder a la valoración de aquellas áreas o zonas del pie en que existe una presión plantar incrementada se han propuesto diversas técnicas:

- **Podoscopio:**

Exploración de tecnología simple, útil para observar las zonas de apoyo de la planta del pie en posición de bipedestación, y que se basa en un sistema de espejos que reflejan la imagen que produce la planta del pie sobre un cristal. Es una técnica subjetiva, pueden existir diferentes interpretaciones en dependencia de la experiencia del evaluador, no permite un registro de la prueba de forma cuantitativa, y solo se puede realizar para condiciones de bipedestación. Se pueden tomar fotos a la imagen del cristal sin valor cuantitativo de la prueba. La distribución de presiones en un zapato no se corresponde exactamente con el plano del cristal del podoscopio (Gorgues, 2008).

- **Pedígrafo:**

Mediante el mismo se obtiene un registro gráfico de la huella plantar en soporte papel, que permite un estudio de las presiones plantares y da un mejor seguimiento al disponer de parámetros un poco más objetivos que el podoscopio, sin embargo, tampoco registra el valor de la presión. Permite tomar medidas, el análisis comparativo de las huellas estáticas y dinámicas, se evidencian las zonas de hiperpresión o ausencia de apoyo. Es una técnica subjetiva, depende de la interpretación del evaluador. En esta técnica tampoco corresponde la presión del pie descalzo con la huella con calzado (Zing, 2009).

- **Plataforma baropodométrica.**

Las plataformas baropodométricas utilizan un arreglo matricial de sensores organizados en filas y columnas, que posibilitan evaluar la distribución de presiones de la superficie plantar de forma simultáneamente en cualquier punto de la zona sensorizada. Esta es una prueba objetiva, no depende de la interpretación del evaluador. Esta prueba se realiza con el pie descalzo para condiciones estáticas y dinámicas (ver epígrafe 1.5.3) (González Carbonell et al., 2024b, 2024c).

- Plantillas de presión.

Las plantillas tienen un área sensorizada con un circuito impreso, cada sensor envía la señal por un hilo o pista conectora, agrupados en una cinta que termina en los conectores. Las plantillas se recortan al tamaño del pie del calzado, para evitar que se formen ondas, pues las plantillas deben estar completamente planas. Se colocan entre el pie y la plantilla, por lo que es la única prueba que permite comprobar la efectividad del diseño de la plantilla (ver epígrafe 1.5.4).



a) Podoscopio



b) Pedígrafo



c) Baropodometría

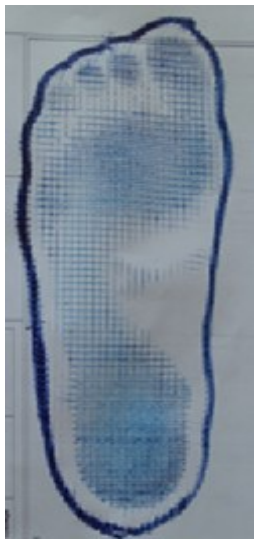


c) Plantillas de presión,

Fig. 11. Técnicas cualitativas y cuantitativas para obtener la huella plantar. a) Podoscopio, b) Podígrafo, c) Baropodometría, d) Plantillas de presión. Fuente: Elaboración propia, incluye imágenes del trabajo de los autores. Permiso escrito de uso de imágenes.

La información recogida en la medición con sistemas de evaluación estáticos y dinámicos y de la cinemática y cinética de la marcha arrojan datos para la prescripción de las plantillas que el usuario requiere, ya sea plantillas que distribuyen el peso corporal, plantillas con arreglos correctores, o plantillas con rellenos en el caso de amputaciones parciales de pie. El molde es el elemento que da forma a la plantilla, debe incluir las correcciones para lograr el efecto deseado en función de la finalidad de la misma. Existen varios métodos para la obtención de moldes en la elaboración de plantillas ortopédicas, los más comunes son:

- Impresión por perfilograma (Fig. 12a). Con este método no se requiere el uso del molde positivo ni de yesos. Es una técnica muy versátil. Se selecciona la horma de acuerdo a las medidas del pie, y sobre la base de la plantilla se colocan los diferentes arreglos (cuñas, arco longitudinal, taloneras, entre otros). Antes de pegar los arreglos, se debe probar en el paciente para comprobar el efecto de las acciones dinámicas de la plantilla en el pie.
- Impresión por vendas de yeso (Fig. 12b): Se envuelve el pie con vendas de yeso para copiar su anatomía. Tiene como principal desventaja que la toma de medidas no se realiza bajo cargas y en ocasiones se puede perder la forma anatómica del pie en el proceso de rectificado del positivo.
- Impresión con espuma fenólica (Fig. 12c). La toma de medidas del pie se realiza con carga parcial. Se puede obtener un molde más preciso que con la toma con vendas de yeso.



a) Perfilograma



b) Molde de yeso



c) Espuma fenólica

Fig. 12. Métodos de obtención de moldes para plantillas. a) Perfilograma, b) Molde de yeso, c) Espuma fenólica. Fuente: Elaboración propia a partir de fotografías del trabajo de los autores.

En dependencia del material que se elabore la plantilla ortopédica, será el resultado de las presiones plantares a través de sus efectos sobre la fuerza y área de contacto. Entre las variables que influyen en la modificación de las presiones plantares se encuentran la dureza, densidad, grosor y capacidad del material para adaptarse a la postura del pie (Gerrard et al., 2020). A continuación, se muestran las aplicaciones y características técnicas de los materiales más usados en la fabricación de plantillas.

Polietilenos blandos (*Plastazote*®):

Se usa fundamentalmente en cuñas para correcciones biomecánicas en férulas, forros para férulas de marcha y corse, aplicación en calzado y plantillas ortopédicas. Se caracteriza por ser ligero, radiotranspirable, poca amortiguación, más económico que el (Etil vinil acetato, EVA), pero menor calidad, mezclado con el Poron para dotarlo de memoria, alta flexibilidad y lavable. La temperatura de moldeo es por encima de los 75 °C y es necesario que permanezca en el horno entre 5 y 7 min.

Etileno vinil acetato EVA, *Pelite*®.

Se usa en suelas para calzado, taloneras para disimetría, alzas internas y externas y ortesis plantares. Es un material muy ligero, lavable, fácilmente adherible, no es toxico, se compacta con el tiempo, existe gran variedad de densidades, reduce sus medidas con el calor por lo que hay que tener en cuenta al momento de cortarlo, proporciona buena estabilidad con mediana corrección biomecánica, la duración de la ortesis depende del uso, por ejemplo: las de baja densidad duran aproximadamente 8 meses, mientras que las de mediana y alta densidad pueden durar entre 1 año y 1.5 años. La temperatura de moldeo depende del espesor del material, de 2 a 5mm se requiere una temperatura entre 75 y 80 °C, mientras que en espesores de 10 a 12 mm se necesitan temperaturas entre 110 y 130 °C. El tiempo que debe permanecer en el horno es de 8 a 10 min.

Espumas de poliuretano: *PORON*®, *PPT*

Se emplea fundamentalmente para la descarga y almohadillero en ortesis plantares. No debe estar en contacto con la piel del paciente ya que se rompe fácilmente, por tanto, se debe colocar una capa de EVA o Pelite. Es un material de fácil adaptación, tiene gran capacidad de amortiguación y es lavable. El *PORON*® es más transpirable que el *PPT* y menos poroso, sin embargo, ambos pueden realizar la misma función. Se utiliza en órtesis para adultos y personas geriátricas.

Polietilenos blandos (*Bocklite*®.)

Se emplea en taloneras para disimetría en los miembros inferiores, alzas internas y externas y ortesis plantares. Es un material muy ligero, lavable, fácilmente adherible, no es toxico, se compacta con el tiempo, proporciona buena estabilidad con mediana corrección biomecánica, la duración de la ortesis depende del uso y de la densidad del material. Las de baja densidad tienen una duración aproximada de 8 meses, mientras que las de mediana y alta densidad duran entre 1 año y 1.5 años. La temperatura de moldeo depende del espesor del material, de 2 a 5mm se requiere una temperatura entre 75 y 80 °C, mientras que en espesores de 10 a 12 mm se necesitan temperaturas entre 110 y 130 °C. El tiempo que debe permanecer en el horno es de 8 a 10 min.

Siliconas líquidas y Viscoelásticas

Se emplea en taloneras y órtesis plantares para pies dolorosos. Es un material pesado, tiene muy buena amortiguación lo que permite la fácil adaptación para el paciente y es lavable. Al tener baja rigidez y alta viscoelasticidad produce cierta inestabilidad en el plano frontal y no aporta una acción correctora biomecánica. Es resistente al crecimiento de bacterias y hongos, pero aumenta la sudoración.

Gerrard et al. (2020) realizaron un meta-análisis de varios trabajos que consideran el efecto del material (poliuretano (incluido PORON®), polietileno (incluido *Plastazote*®), acetato de vinilo de etileno (Etilvinilacetato, EVA) y grafito de carbono sobre las presiones plantares. Entre los hallazgos más importantes se encontraron que:

Poliuretano: Reduce la presión máxima y la fuerza máxima en todas las regiones de la planta del pie en comparación con el uso de calzado sin plantillas. Posibilita el aumento del área de contacto y la reducción de zonas altas de presión debido a su relativa suavidad y su capacidad para adaptarse a la forma del pie. Pueden estar indicados para reducir la presión plantar en áreas donde la alta presión puede provocar la degradación del tejido, como en los pies diabéticos. Se utilizan con frecuencia en forma de órtesis blandas en un intento de evitar la formación de úlceras debido al aumento de la presión plantar. Tanto el poliuretano de baja como la densidad media aumentaron el área de contacto en todas las regiones plantares del pie. El poliuretano de 3 mm proporciona mayores reducciones en la integral presión-tiempo que el EVA de 3 mm.

Polietileno: Se amolda fácilmente a la forma del pie, distribuyendo así la fuerza aplicada a la planta del pie en un área mayor. Se utiliza con frecuencia en combinación con el poliuretano.

Etilvinilacetato: Tiene efectos importantes en la reducción de las presiones debajo del talón medial y el antepié, lo cual es importante para el dolor plantar del talón. El EVA sin moldear tuvo un pequeño efecto en las integrales de presión-tiempo en todas las regiones del pie plantar, la reducción de presión plantar no fue apreciable, sin embargo,

se considera un efecto clínicamente favorable, ya que la aparición de presión en el tiempo influye en la formación de úlceras. Es importante reducir tanto la presión como la duración de la aplicación de presión al tejido. El EVA en sus densidades más bajas se deforma y se adapta a la forma de la superficie plantar del pie con el tiempo, lo que aumenta el área contacto y reduce la presión plantar.

Grafito de carbono: Es poco recomendado para reducir la presión plantar, pues al ser más rígido disminuye la capacidad del zapato para adaptarse a la planta del pie, que a menudo está hecho de materiales más blandos y más deformables. Se reduce el área de contacto, con el incremento de la presión plantar. Por lo tanto, una plantilla hecha de grafito de carbono no es un material útil si el único objetivo de la plantilla es la reducción de la presión plantar.

Las plantillas pueden incluir elementos prefabricados, entre los que se encuentran las cuñas pronadoras o supinadoras, arco longitudinal medial y lateral, taloneras y alzas metatarsales y barras retrocapitales. Estos elementos o cuñas constituyen la parte activa de la plantilla, con la combinación de los distintos elementos se consigue la realineación de las articulaciones, la corrección y alivio de las distintas alteraciones del pie. Se colocan entre la base y el forro de la plantilla. La base es la parte que confiere soporte y rigidez a la ortesis, mientras que el forro es la parte superior de la ortesis, que está en contacto con la planta del pie, el grosor del forro utilizado puede variar entre 0.5 y 3 mm (Fig. 13). También se puede emplear la combinación de elementos con diferentes durezas, se colocan los elementos más rígidos en la parte activa de la plantilla, mientras que los más blandos se colocan en las zonas donde se quieren liberar las presiones.

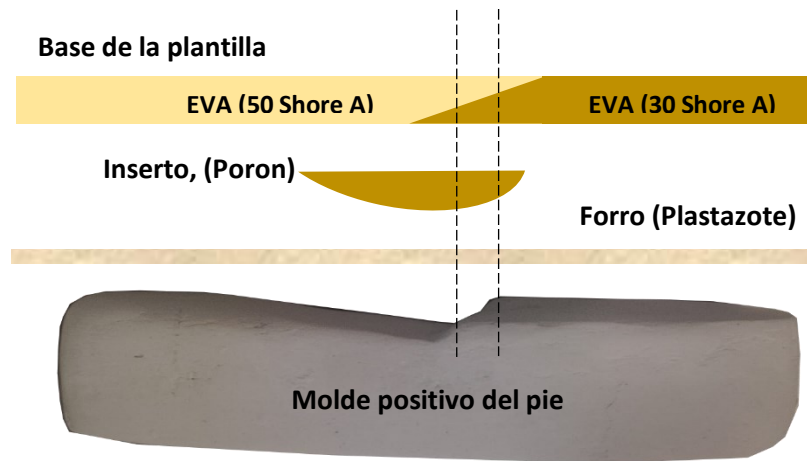


Fig. 13. Partes de una plantilla de apoyo o de soporte. Fuente: Elaboración propia.

La efectividad del diseño de una plantilla ortopédica se puede comprobar por medio de los sistemas de medición con plantillas sensorizadas (ver epígrafe 2.2). En la Fig. 14 se puede apreciar la modificación de las presiones plantares tras el uso de plantillas, con una reducción de las presiones plantares máximas y una localización en el botón retrocapital. Se logra reducir la presión máxima en el pie izquierdo, sin embargo, se incrementa la presión en el pie derecho concentrada en la zona del botón retrocapital.

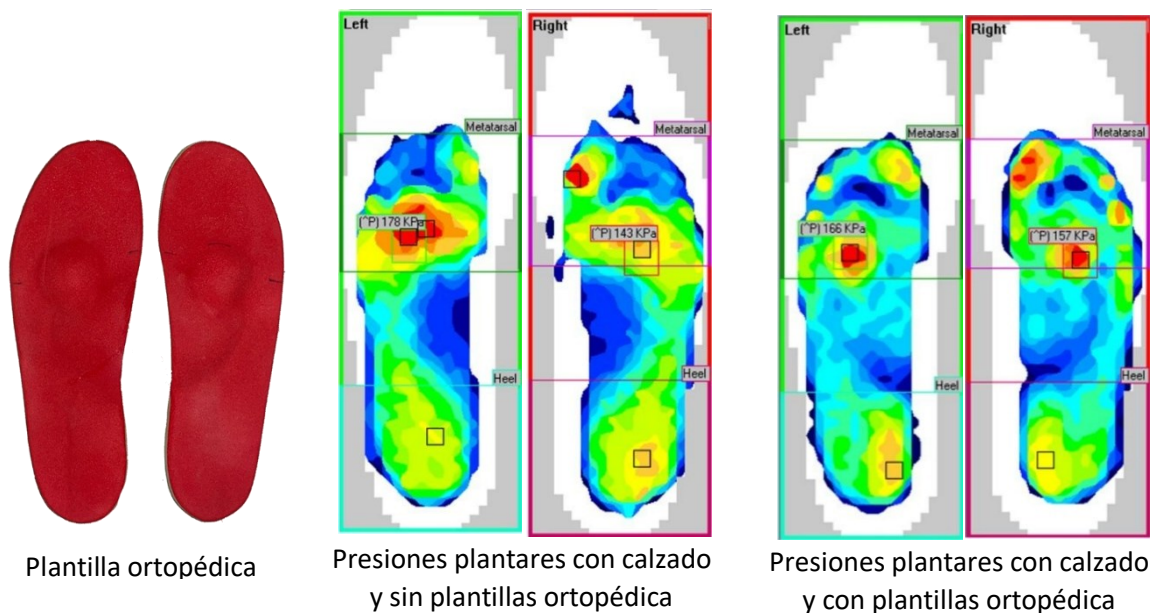


Fig. 14. Comparación de la huella plantar dentro del calzado, a la izquierda sin plantillas ortopédicas y a la derecha con plantillas. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

1.4 Presiones en el encaje protésico.

La biomecánica del movimiento se modifica en los pacientes con amputación de miembro inferior. Los músculos que prevalecen en el muñón residual deben compensar las tareas funcionales de los músculos ausentes (Fig. 15). El nivel de amputación es un aspecto de gran relevancia para la marcha, en la amputación transtibial se preservan los músculos del muslo, lo que les ofrece a los pacientes una mayor y mejor capacidad de caminar respecto a la amputación transfemoral (Harandi et al., 2020). Al comparar la marcha de personas con amputación transfemoral y sujetos sanos se obtiene una disminución de la velocidad de traslación, mayor flexión en la articulación de la cadera, rodilla y tobillo en la extremidad contralateral, así como mayores fuerzas de reacción del lado sano.

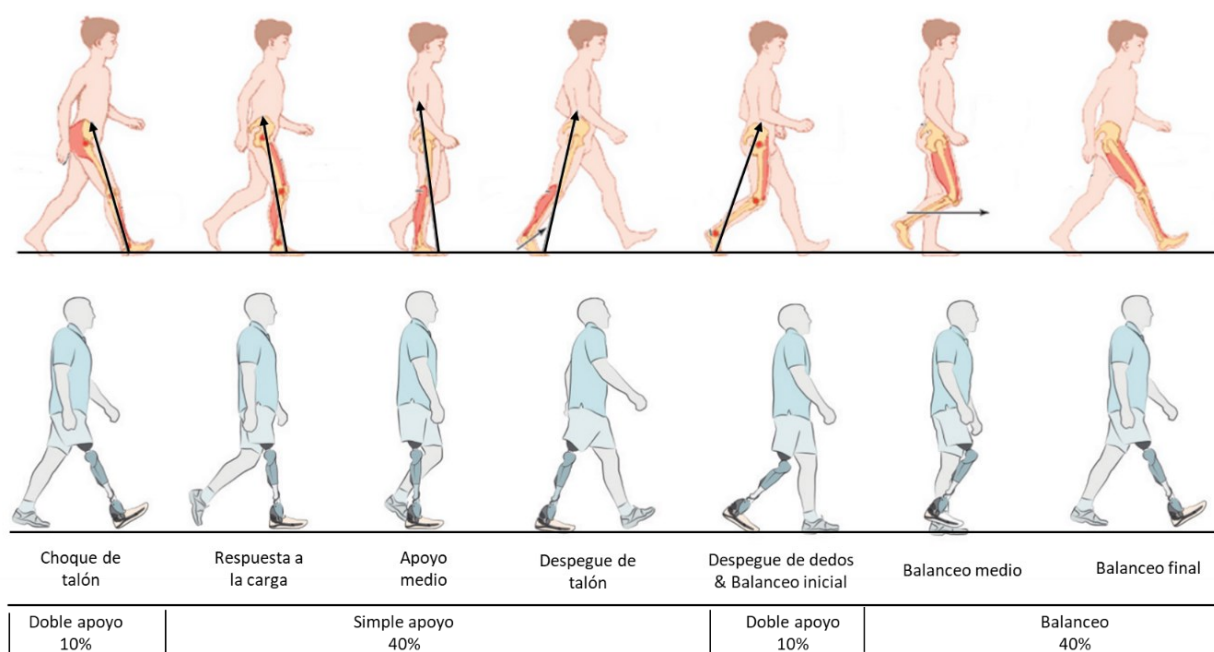


Fig. 15. Fases de la marcha de una persona normal respecto a una persona con amputación transfemoral. Fuente: Rajtúková et al. (2014) compartido bajo licencia CC BY-NC-ND 3.0.

El encaje protésico es la parte de la prótesis que está en contacto con el muñón del paciente. Se elabora de materiales rígidos, su diseño y adaptación son factores

determinantes para proporcionar prótesis cómodas, estables y funcionales, pues la función natural del tejido blando y la piel del muñón no es la de soportar las cargas (que al aplicarse sobre un área determinada se generan presiones) que se transmiten de la prótesis al muñón.

Las personas usuarias de prótesis cuando tienen una o ambas extremidades apoyadas, ya sea en bipedestación estática o durante una de las fases de la marcha, las fuerzas de reacción del suelo se transmiten desde la prótesis al sistema musculoesquelético a través de la interface entre el encaje protésico y el muñón. En condiciones estáticas lo deseable es que cada extremidad soporte el 50% del peso de la persona. En condiciones dinámicas, las fuerzas cambian la zona de aplicación en dependencia de la fase de la marcha (Fig. 16).

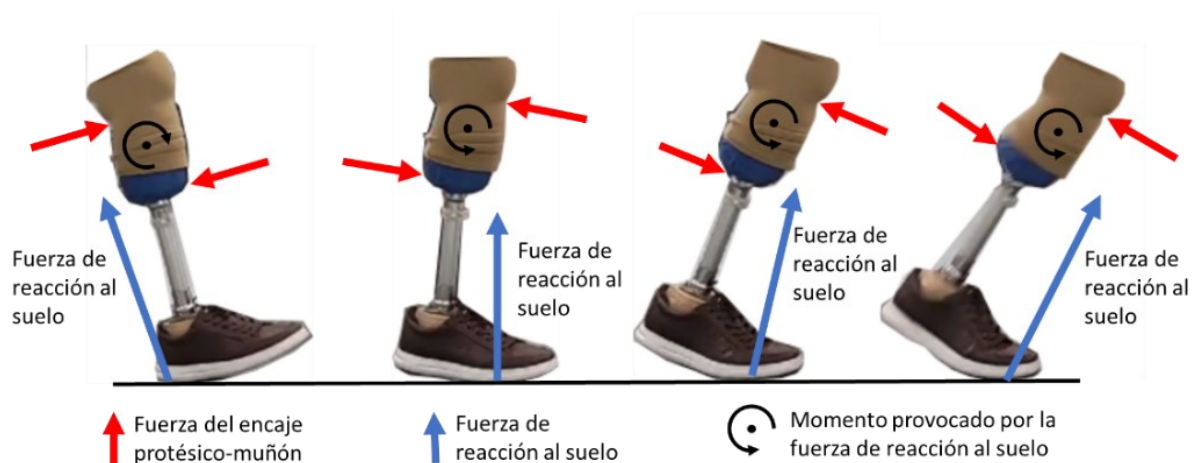


Fig. 16. Momento que se transmite del encaje protésico al muñón producto de la carga de reacción al suelo. Fuente: Elaboración propia a partir de fotografías del trabajo de los autores.

Los cambios dinámicos de la dirección de la fuerza de reacción del piso respecto al encaje protésico y su dependencia con el tiempo, provocan cargas de impacto, de compresión y de rotación del muñón. Mientras que en la piel pueden aparecer cargas tangenciales a la superficie que provocan el cizallamiento en dirección longitudinal y transversal y esfuerzos de cortante que pueden provocar daños en la piel. Las cargas en dirección normal a las paredes del encaje que provocan las presiones de contacto. Las

presiones en la interface dependerán del ajuste de la cuenca, de la alineación del encaje protésico y de la posición del muñón. Exponer al muñón a condiciones de cargas inapropiadas puede provocar lesiones en la piel del muñón (Al Shuaili et al., 2019), dolor crónico, la formación de úlceras por presión, así como daños profundos en el tejido que conducen a nuevas amputaciones (Dudek et al., 2005).

Para asegurar una adecuada transmisión de las cargas y lograr un ajuste adecuado, la geometría del encaje debe coincidir con la forma y las características biomecánicas del muñón, transmitir en la superficie del encaje la presión en la interface que la extremidad pueda tolerar sin dañar el tejido (Dickinson et al., 2021). Los diseños de los encajes prótesis evolucionaron con los años para aumentar el control de la prótesis y mejorar la transmisión de cargas y presiones con el muñón. Dependen desde luego del nivel de amputación, del largo del muñón y del sistema de suspensión.

1.4.1 Encajes para prótesis transtibiales.

Por ejemplo, en el caso de las amputaciones a nivel transtibial, los primeros encajes fueron los de carga específica (tipo PTB, *Patellar Tendon Bearing*), que fueron evolucionando a otros diseños con apoyo supracondilar y suprapatelar. Los encajes de carga específica se aplican fuerzas en aquellas zonas tolerantes del muñón y se evitan aquellas que son sensibles a presión. Debido a este principio de zonas de aplicación de cargas, el encaje protésico tiene una forma geométrica similar a un triángulo. Luego surgieron los diseños carga total (TSB, *Total Bearing Surface*) para distribuir las presiones en toda la superficie, y se asemejan más a un círculo (Fig. 17)(Yiğiter et al., 2002).

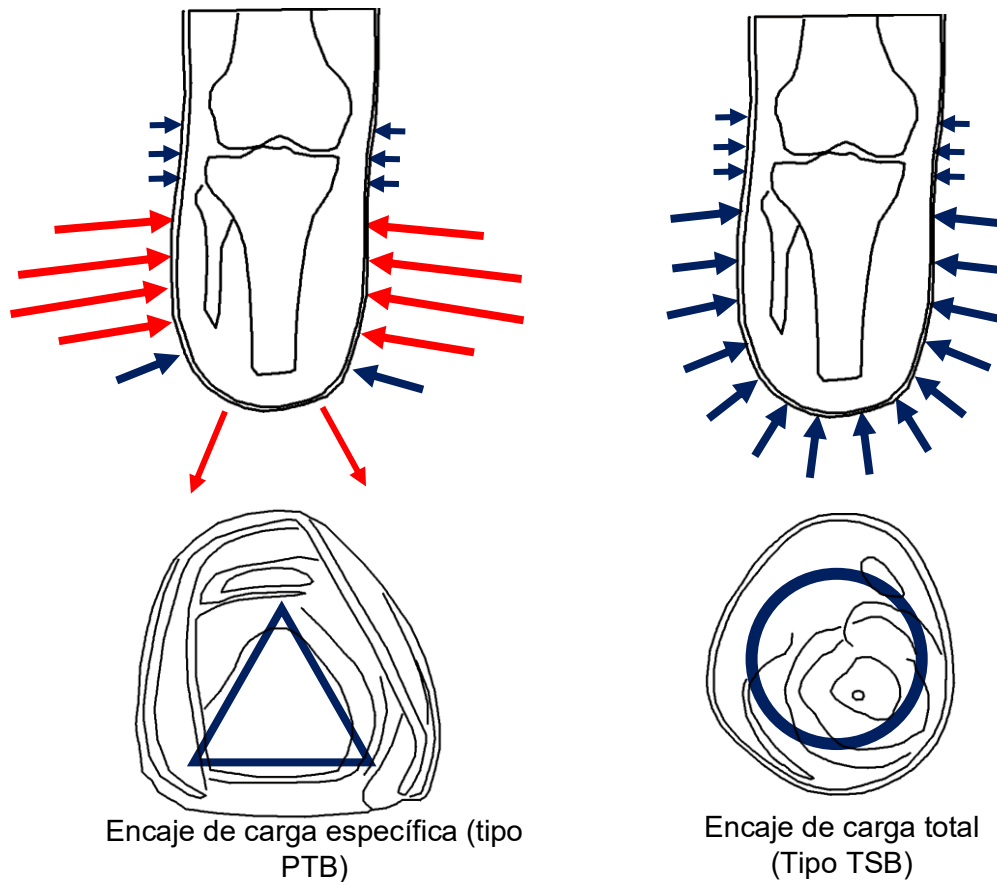


Fig. 17. Diseños de encajes protésicos para amputados transtibiales de carga específica y carga total. Fuente: Elaboración propia.

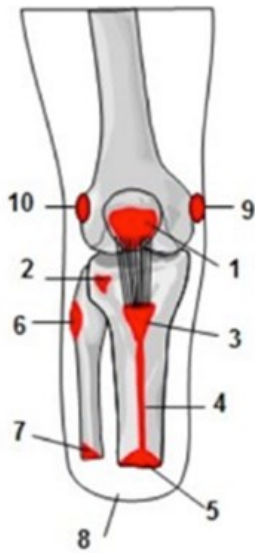
El encaje protésico tipo PTB sigue el principio de cargas en zonas específicas y contacto total (Rajtukova et al., 2014). Las zonas que se consideran sensibles y que se debe evitar aplicar presiones son (Fig. 18):

- borde del cóndilo medial del fémur para la rodilla flexionada, con la rodilla extendida no molesta, pero las personas con amputación transtibial pasan mucho tiempo sentados, por lo que se debe considerar esta zona.
- tuberosidad de la tibia, la tuberosidad anterior y lateral son sensibles y requieren ser descargada, la medial es menos protuberante que la lateral, pero en algunas personas es sensible.
- borde anterior de la tibia (cresta tibial).

- extremo distal de la tibia, de acuerdo a la técnica de amputación y según la condición de las partes blandas de recubrimiento, la dirección de la cicatriz y los terminales nerviosos eventuales, este extremo del muñón no se puede presionar. La magnitud de la descarga se establecerá al palpar el muñón y evaluar los dolores, sensación eléctrica que produce el contacto. Siempre hay que descargar el borde distal - medial de la tibia.
- la cabeza y extremo distal del peroné.
- los tendones de los isquiotibiales.
- la rótula

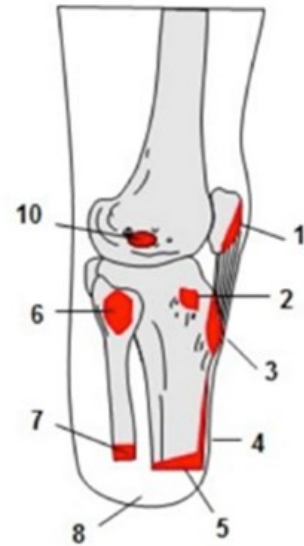
Las principales áreas tolerantes son:

- el tendón rotuliano (evitando sus inserciones);
- el área medial de la tibia hasta la parte inferior de la tibia cerca del final óseo del muñón;
- la superficie interósea entre la tibia y el peroné (sobre el tibial anterior y el músculo peroneo) hasta dos cm arriba del final del muñón;
- la superficie medial del cóndilo femoral para evitar un movimiento lateral de la articulación anatómica (aducción – abducción);
- la superficie lateral supra condilar como contra apoyo a la superficie medial y evitar un movimiento lateral de la articulación anatómica;
- el resto del músculo pre tibial, el área poplíteo y el vientre del músculo gastrocnemio.

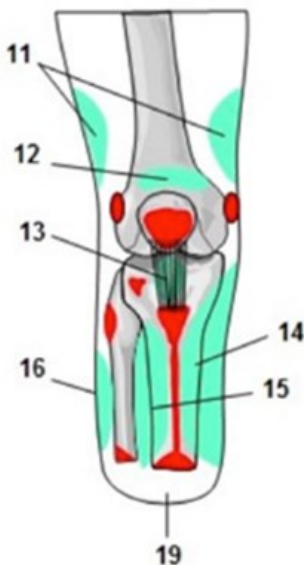


 Sensible a presiones

- 1- Rótula
- 2- Cóndilo tibial lateral
- 3- Tuberosidad tibial
- 4- Cresta tibial
- 5- Extremo distal de la tibia
- 6- Cabeza del peroné
- 7- Extremo distal del peroné
- 8- Extremo distal del muñón con suturas.
- 9- Cóndilo femoral medial
- 10- Cóndilo femoral lateral



 Tolerante a presiones



- 11- Área supracondilar
- 12- Área suprapatelar
- 13- Tendón rotuliano
- 14- Área medial a la tibia
- 15- Área entre la tibia y el peroné
- 16- Área lateral al peroné
- 17- Área posterior del muñón
- 18- Área poplíteica (suave)
- 19- Extremo distal del muñón (solo contacto)

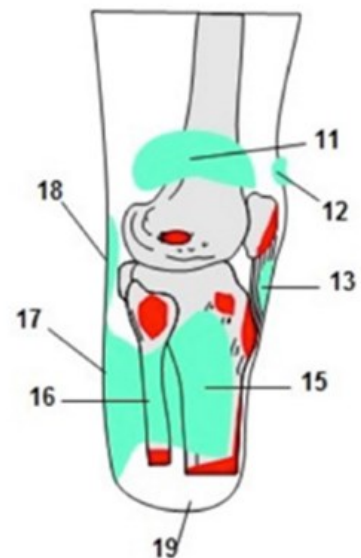


Fig. 18. Zonas tolerantes y sensibles de un muñón transtibial. Fuente: (Physio-pedia, 2015) distribuido bajo licencia CC BY-NC 4.0.

Los encajes PTB tienen como principal inconveniente que se generan altas presiones en las zonas tolerantes a la presión, aunque para muñones cortos es muy recomendable su uso. Por su parte, los encajes TSB la carga se distribuye sobre toda la superficie en contacto con el muñón, lo que reduce las presiones máximas por estar en contacto en

un área más grande que los PTB. La presión dentro de la cuenca se disminuye en la parte proximal y aumenta en la parte distal, para permitir la distribución de fuerzas sobre un área mayor. La presión en los encajes TSB se distribuye de manera más equitativa por toda la superficie del residuo y es necesario utilizar una interfaz o *liner*. La distribución de la carga en los encajes TSB depende en gran medida de la elección del *liner*. Tiene como inconvenientes que en ocasiones en muñones cortos no es recomendable (Al Shuaili et al., 2019).

Se ha hablado hasta ahora de las cargas que se transmiten en el muñón cuando la extremidad está apoyada, ya sea en bipedestación o durante el apoyo de la marcha. Sin embargo, es necesario considerar que cuando la prótesis se despega del suelo, por ejemplo, en la fase de balanceo de la marcha, las componentes de las fuerzas inerciales tienden a que el encaje protésico se separe del muñón. Existen varios métodos de suspensión, entre ellos se tiene el proporcionado por el propio encaje de los diseños PTB, donde la suspensión se crea por el borde del encaje (parte superior) en el miembro residual. La parte del borde se extiende y estrecha sobre la articulación para crear un agarre o sujeción sobre la articulación (Gholizadeh et al., 2014).

Las fundas también son útiles como mecanismos de suspensión, la funda que se ajusta perfectamente al encaje y luego se extiende sobre el muslo de la persona para sellar el aire del encaje y crear así una suspensión. Las fundas están hechas de distintos materiales, como neopreno, silicona o gel copolímero. Otro tipo de suspensión es el de los *liners* de silicona o gel con un pin en la parte inferior (Fig. 19). Cuando el miembro se coloca en el encaje, el pin tiene que entrar en un mecanismo de bloqueo situado en la parte inferior del encaje, creando una suspensión segura en el encaje. Otro tipo de suspensión es el de succión sin y con *liner*. Cuando se emplea *liner*, suelen ser de silicona o gel, para crear un sellado con el interior del encaje (Narita et al., 1997).

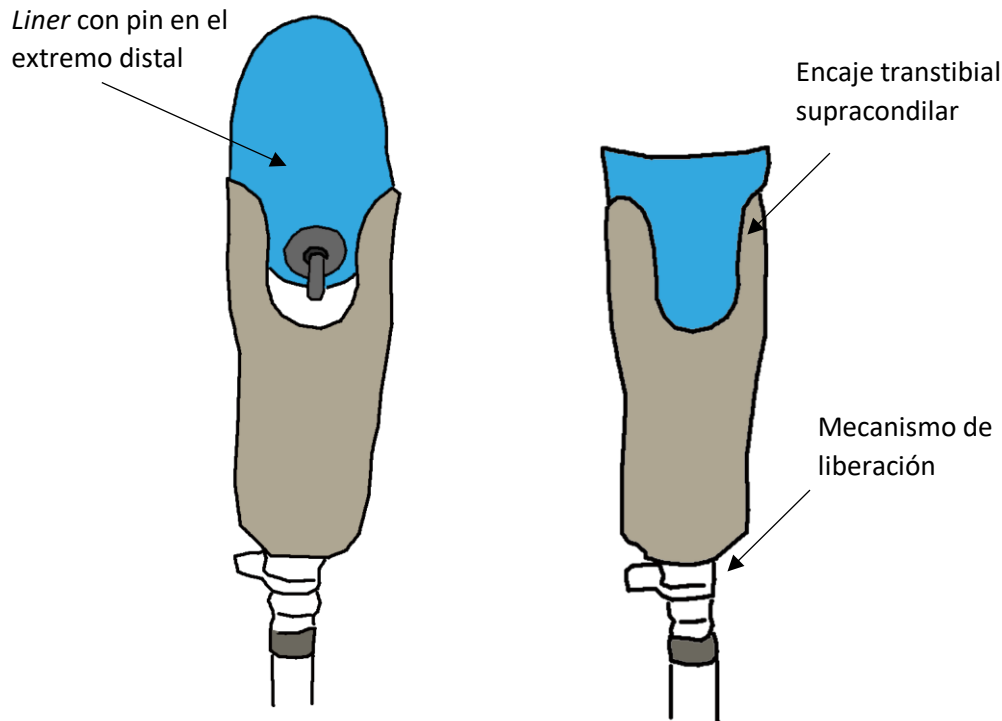


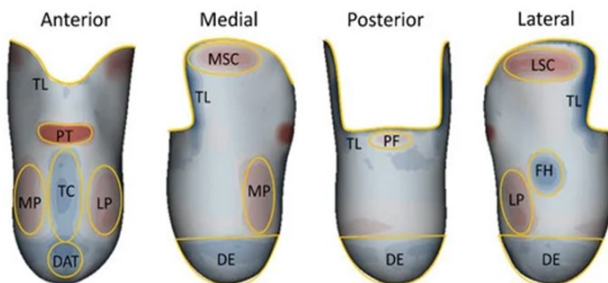
Fig. 19. Sistema de suspensión de *liner* con pin en un encaje protésico para amputación transtibial. Fuente: Elaboración propia.

En este sellado, la presión en el interior del encaje es menor que la atmosférica, provocando un vacío que evita que se separe el muñón del encaje protésico. El vacío se incrementa en relación directa con la disminución de presión del aire residual. El *liner* puede tener anillos de silicona o una membrana. El aire sale a través de una válvula que se coloca en la parte distal del encaje para mantener el vacío. Al permitir la entrada de aire, se pierde el vacío y se puede retirar la prótesis.

La fabricación y adaptación de un encaje protésico es un proceso iterativo, para lo que se requiere alta destreza y habilidades tanto técnicas como clínicas (Gailey et al., 2019). Empieza con la toma de medidas y la obtención de un molde negativo. Se miden las circunferencias del muñón y la longitud, marcando las zonas sensibles y tolerantes de la presión. Con vendas de yeso se reproduce la forma del muñón, aplicando presión en aquellas zonas donde se desea aplicar presión y liberando otras zonas. Luego se llena con yeso y se obtiene el molde positivo, sobre el que se realizan ajustes y liberaciones conocido como rectificación (Fig. 20). En el sistema de contacto selectivo se utilizan las

zonas óseas que están anatómicamente preparadas para soportar peso y se liberan zonas sensibles, la liberación de las zonas sensibles se logra en el rectificado del molde positivo agregando una capa extra de yeso, y retirando material en las zonas que toleran carga esto genera un desplazamiento del tejido relleno las pequeñas cámaras que se formaron al realizar las liberaciones sirviendo como un cojín.

PTB Design:

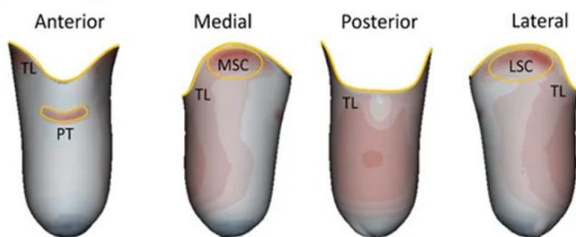


Diseño del encaje protésico

PTB: Cuenca de carga específica y apoyo total

TSB: Cuenca de Carga total.

TSB Design:



Rectificaciones en el encaje protésico.

PT: tendón patellar

TC: cresta de la tibia

DAT: extremo distal anterior de la tibia

DE: extremo distal del muñón

LP: Área lateral de la tibia

MP: Área medial de la tibia

FH: Cabeza del peroné

MSC: área supracondylar medial

LSC: área lateral supracondylar

PF: fosa popliteal

TL: línea de corte



Fig. 20. Rectificación de encajes protésicos, las zonas de liberación coinciden con las zonas sensibles y tolerantes de la carga. Fuente: Adaptación de Dickinson et al. (2021) distribuido bajo licencia CC-BY 4.0.

Las superficies de apoyo deben ser consideradas desde la toma de medida enyesada y deben ser reducidas por ser superficies musculares comprimibles en el modelo positivo. La carga o descarga de las superficies mostradas representa el criterio de ajuste más importante de un encaje protésico de prótesis transtibial. Por último, se lamina la cuenca protésica, con materiales termo-formables, cuya elección dependerá de la fase de adaptación que se encuentre el paciente. Los encajes definitivos son laminados y pueden estar hechos con materiales de fibra de vidrio, fibra de carbono o nylon.

Durante el proceso de prueba del encaje al paciente, los protesistas preguntan al paciente sobre el confort del ajuste para identificar zonas de presión que provocan dolor y rectificar el encaje protésico. Sin embargo, este proceso puede resultar poco preciso en personas con alteración sensorial en la superficie de su extremidad residual, lo que significa que pueda estar sometido a un exceso de carga y no detectarse a través de los mecanismos de dolor habituales (Armitage et al., 2019).

Los cambios de temperatura y de geometría producen variación de la presión en la unión, incluso para diferentes horas del día. Es aceptado clínicamente una reducción de las medidas del muñón del 1%, sin embargo, cuando el encaje le queda grande al paciente, usualmente recurren a usar medias, que debilitan el efecto mecánico para la transmisión de la carga del muñón al encaje, comprometiendo su capacidad de deambular (Sanders et al., 2017).

El encaje debe asegurar y mantener la alineación del resto de los componentes protésicos. Una alineación inadecuada de los componentes protésicos provoca alteraciones en los rangos de movimiento de la rodilla y el tobillo del miembro contralateral, además de generar patrones de presión alterados y cambios de temperatura en el muñón (Cárdenas et al., 2022; Convery & Buis, 1999). Estos problemas de ajuste también pueden repercutir en el comportamiento de las variables globales de la marcha, con asimetrías de los movimientos y el uso preferente de la extremidad contralateral. Un número importante de usuario de órtesis y prótesis rechaza sus dispositivos por las causas antes descritas.

La alineación de la prótesis es un proceso que consta de tres etapas, de banco, estática y dinámica. En la alineación de banco se considera solamente la posición del muñón sin incluir los elementos protésicos. En dependencia de la longitud del muñón y del varo fisiológico de la tibia, se requieren diferentes posiciones del encaje. En términos de la construcción de la prótesis, la amputación en el tercio medial de la pierna, se logra una alineación vertical neutral del encaje en el plano coronal y con cinco grados de flexión. En muñones transtibiales largos, la alineación en el plano frontal será en aducción, mientras que en el sagital será vertical neutral. En cuanto a los muñones cortos, la alineación en el plano frontal será en abducción y en extensión en el plano sagital. La

rotación del encaje es independiente de la longitud y está determinada por la rotación de la cadera respetando el ángulo de anteversión y rotación femoral.

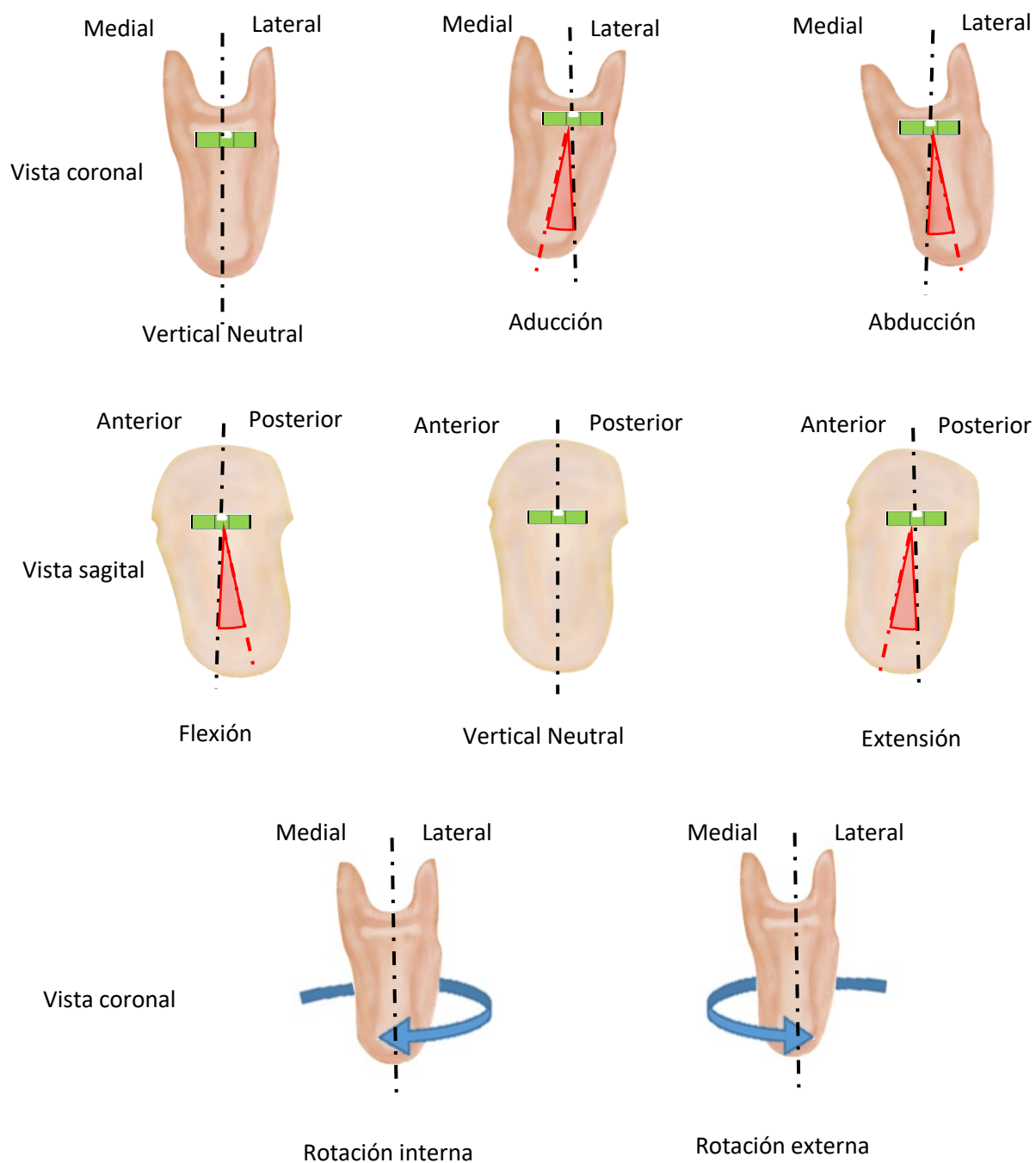


Fig. 21. Alineación de banco del encaje protésico sin considerar los elementos protésicos. Fuente: Elaboración propia.

Posteriormente se realiza la alineación de banco con los componentes protésicos, para lo que se requiere definir una línea y los planos de referencia, que idealmente será por donde deberá pasar la línea de carga de reacción al suelo. La línea de referencia representará la dirección del vector de la componente vertical de la fuerza de reacción al suelo, en el plano frontal será para la bipedestación, mientras que, en el plano sagital, representará la fase de apoyo medio de la marcha. La línea de acción de la carga se visualiza por medio de uno o varios laser de haces verticales o con plomadas de albañil. La intersección de las líneas de plomadas proyectadas hacia el interior del encaje protésico, no coincide con el centro geométrico, sino que estará sujeto a la longitud del muñón y la flexión o extensión que se debe considerar. La posición de la línea de carga respecto al pie protésico dependerá de cada fabricante, por ejemplo, el pie tipo SACH deberá pasar un centímetro anterior al tercio posterior del pie. En el caso de los pies con retornos de energía, la línea de acción deberá pasar un centímetro posterior a la mitad del pie protésico.

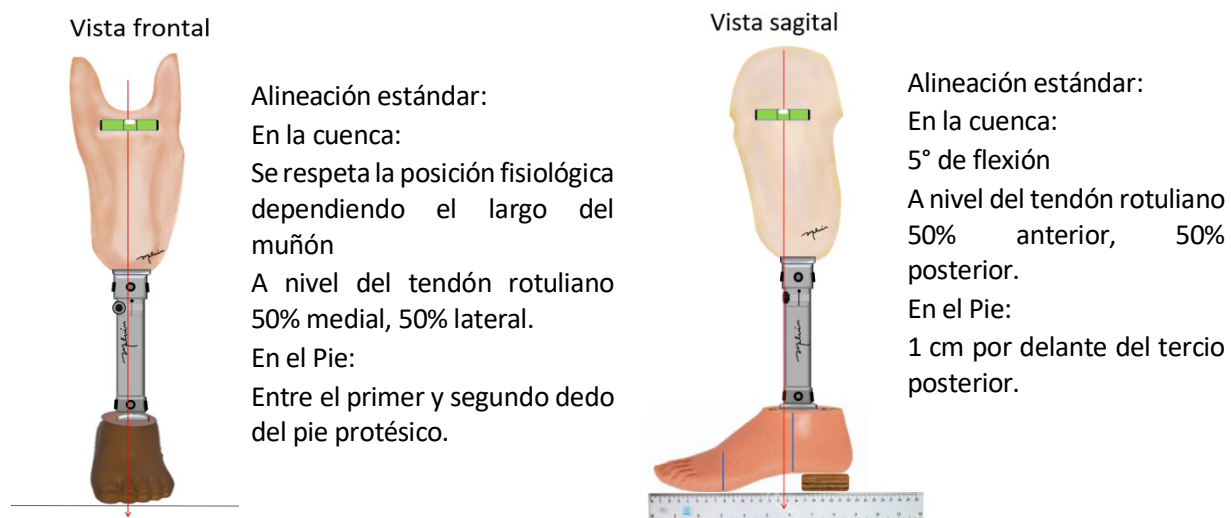


Fig. 22. Alineación de banco incluyendo los elementos protésicos. Fuente: Elaboración propia.

Existe experiencia del uso de los sistemas de mapeos de presión de Versatek (Tekscan, Boston, MA) para identificar las zonas de presión y por ende las zonas de aplicación de las cargas para diseños de encajes protésicos tipo PTB (elaborado a mano) y una

variante del TSB (elaborado con método de moldeo por presión hidrostática) en función de la alineación de los componentes (Courtney et al., 2016). Estos investigadores provocaron desalineaciones en cuanto a desplazamientos anterior, posterior, medial y lateral de 10 mm en cada dirección y perturbación del ángulo de flexión de 3°. Encontraron que los encajes fueron más sensibles a las desalineaciones producidas por los desplazamientos que por la flexión, y que estos cambios en la alineación provocaron cambios más evidentes en el diseño tipo PTB, lo que sugiere que el encaje tipo PTB permite un menor rango de error en la alineación para garantizar una distribución adecuada de la presión (Fig. 23).

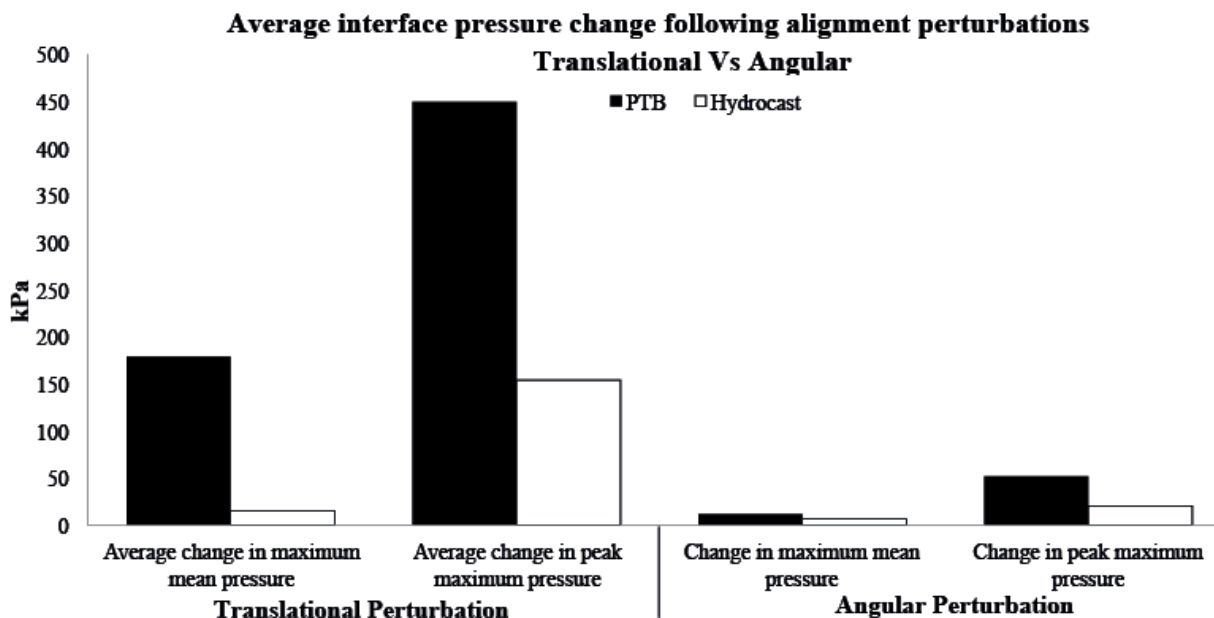


Fig. 23. Presiones promedio de las presiones medias y de los picos de presión provocadas por desalineaciones de traslación y de flexión. Fuente: (Courtney et al., 2016) distribuido bajo licencia CC-BY 4.0.

Los puntos de presión máxima contradijeron los puntos teóricos donde debían surgir las fuerzas que contrarrestan el momento de las desalineaciones. Por ejemplo, en la fase de apoyo de la marcha debe surgir un momento aductor del encaje, y las presiones máximas deberían encontrarse en la posición proximal medial y distal lateral, sin embargo, en el PTB la presión máxima se registró en la fosa poplítea (posterior proximal), mientras que en el TSB se registró en la parte anterior distal del encaje. Las perturbaciones que si

coincidieron en ambos tipos de cuenca fueron la traslación medial que incrementa el momento de abducción (picos en lateral proximal y medial distal) y la flexión de 3°, que incrementa el momento de flexión de rodilla (picos en anterior distal y posterior proximal). Por tanto, a pesar de los cambios provocados en la desalineación, se puede afirmar que las presiones en los encajes no solo dependen de la proyección de la línea de acción de la fuerza de reacción al suelo, como limitante de este estudio es que se aplicó a una sola persona.

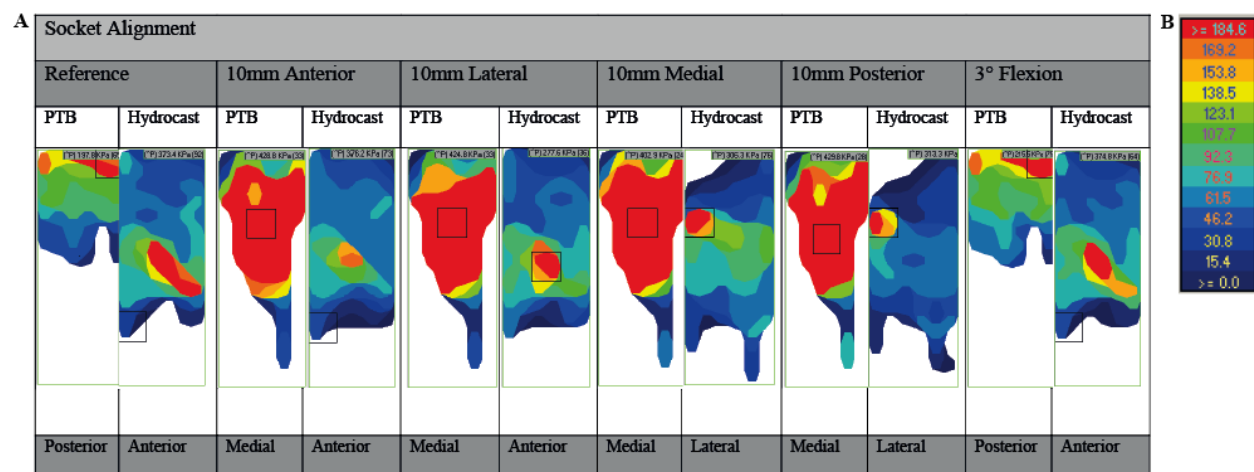


Fig. 24. Presiones máximas y las paredes del encaje donde se registraron. Fuente: (Courtney et al., 2016) distribuido bajo licencia CC-BY 4.0.

Convery and Buis (1999) compararon el comportamiento de las presiones en la marcha de un encaje protésico de PTB (elaborada a mano) y el TSB también elaborado por moldeo hidrostático. Obtuvieron que el PTB alcanzó picos de presiones superiores a los del TSB, definieron que presiones superiores a 100 kPa puede ser peligroso para desarrollar daños en la piel. Este resultado se atribuye al diseño del encaje porque no observaron diferencias en las fuerzas de reacción al suelo, sin embargo, en este estudio solo fue analizado una persona.

Por su parte Dumbleton et al. (2009) hicieron la comparación entre los encajes transtibiales analizados por Convery and Buis (1999) pero con 48 participantes, 24 con encajes tipo PTB y los otros 24 encajes tipo TSB. En el estudio del 2009 los autores obtuvieron que el encaje TSB mostró mayores presiones, lo que contradice el hecho de

que el encaje TSB debería tener una presión distribuida en una mayor área sobre el muñón y por ende menores presiones. Los investigadores obtuvieron el patrón de presiones durante la marcha en el contacto inicial las presiones fueron mayores en la parte posterior proximal, anterior distal, medial proximal y lateral distal, en correspondencia con los puntos de aplicación del par de fuerzas que provoca el encaje en esta subfase del apoyo. En el apoyo medio y el apoyo final, la presión en la parte anterior proximal incrementó su valor, pero se mantuvo inferior a la distal, lo que es contradictorio con el estudio realizado sobre el momento que realiza el encaje sobre el muñón (Fig. 16)(Kobayashi et al., 2016).

Como ya se mencionó previamente, se emplean *liner* como método de suspensión y además para ayudar a reducir las presiones en los diseños tipo TSB, además de los *liners* con pin en la parte distal, existen *liner* que emplean anillos para crear un sellado con el encaje y asegurar la suspensión. Estos elementos también influyen en el comportamiento de las presiones en el muñón. Ali et al. (2013) compararon estos dos sistemas de suspensión en pacientes con amputación transtibial y obtuvieron que las personas que usaron *liners* con pin mientras bajaban escaleras presentaban mayores presiones en la parte proximal posterior y distal anterior, y cuando bajaron las escaleras el patrón se invirtió, las mayores presiones fueron en la parte proximal anterior y distal posterior, similar al patrón que se obtiene en el contacto inicial de la marcha. Sin embargo, para los *liners* con 5 anillos el patrón se invirtió.

1.4.2 Encajes para prótesis transfemorales

Como se mencionó en las amputaciones transtibiales, en las amputaciones por encima de la rodilla también se debe considerar la anatomía de los muñones para la elaboración de los encajes protésicos. Tras una amputación transfemoral, el conjunto de elementos fisiológicos afectados necesita recuperar el balance muscular. En dependencia de la longitud del muñón, los músculos que son seccionados parcialmente cambian sus puntos de inserción y longitud, mientras que otros no se ven afectados en la intervención quirúrgica, pero modifican su función y deben adaptarse a las nuevas condiciones.

Los músculos esenciales para volver a unir son el aductor mayor para mantener el equilibrio aductor-abductor de la cadera, el recto femoral para mantener el equilibrio flexor-extensor de la cadera y los isquiotibiales para proporcionar el equilibrio flexor-extensor y aductor-abductor de la cadera. La estabilización muscular tradicional mediante Mioplastia implica suturar los músculos agonistas y antagonistas sobre el extremo residual del fémur, con este procedimiento se asegura la cobertura del extremo distal del fémur, pero es ineficiente para la tensión muscular. Es por lo que se recomienda el uso de la Miodesis para unir los músculos directamente al fémur y recuperar la tensión muscular (Ranz et al., 2017). La Miodesis da como resultado un muñón más fuerte con un buen equilibrio muscular y el ajuste de las prótesis mejora significativamente (Gottschalk, 2016).

Los muñones largos (tercio distal del muslo) tienen mejor control de la unidad de la articulación mecánica, esto se debe a que los músculos tienen una mayor longitud y una mayor distancia respecto al punto de inserción, lo que asegura un momento mayor de los músculos respecto a la articulación. Además, tienen un mejor equilibrio muscular, preservan la fuerza de los músculos aductores y extensores, y una mayor eficiencia energética en la marcha (Ranz et al., 2017) (Fig. 25a). Sin embargo, si el muñón es demasiado largo podría afectar la correcta colocación de la articulación mecánica protésica y, por lo tanto, influir en la construcción y/o alineación de la prótesis. Los diferentes fabricantes han desarrollado componentes especiales para muñones largos. Los muñones con longitud de media (amputación en el tercio medial del muslo) ocurre una reducción de la fuerza de los músculos aductores, lo que provoca un aumento de la flexión y la abducción del muñón (Fig. 25b). En tanto, en los muñones cortos los músculos aductores están débiles, con un desequilibrio grave, provocando una abducción y flexión del muñón (Fig. 25c). La debilidad de los músculos del muslo provoca compensaciones en el plano frontal, con mayores movimientos de flexión lateral del tronco con un aumento del gasto energético (Wong et al., 2022).

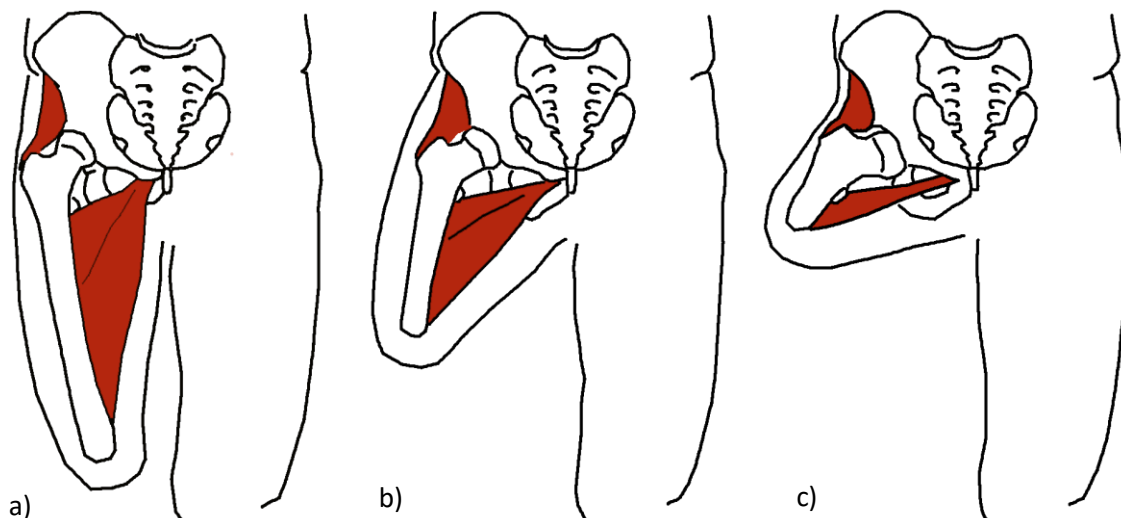


Fig. 25. Longitudes del muñón y equilibrio muscular. a) muñón largo, tercio distal del muslo, b) muñón de longitud media (tercio medio), c) muñón corto (tercio proximal).

Fuente: Elaboración propia.

Los encajes protésicos para amputaciones transfemorales tienen tres áreas. La base del anillo se encuentra en la parte proximal del encaje, y su forma geométrica varía de acuerdo al principio de transmisión de cargas que se emplee. El área de mando se encuentra en la parte medial del encaje y ayuda a la abducción del fémur evitando el campaneó distal. Por último, está la zona distal del encaje, su principal función es que cuando se construye en contacto total, mejora la circulación y la propiocepción de la persona.

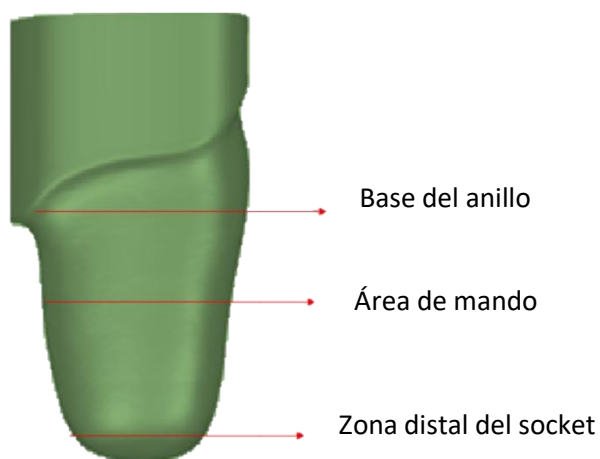


Fig. 26. Anatomía del encaje protésico transfemoral. Fuente: Elaboración propia.

Los primeros diseños de encajes protésicos transfemorales tienen apoyo isquiático en la plataforma posterior del encaje y paredes aplanadas en la parte anterior y posterior de la cuenca (Brodie et al., 2022). Estos diseños se conocen como cuadrilaterales, Ovo transverso y A-P Estrecho y están dentro del grupo de las cuencas sub-isquiáticas. El peso corporal se transmite principalmente a través de la tuberosidad isquiática. Como este diseño tiene un apoyo en el isquion, las líneas de corte proximales anteriores deberán ser altas para proporcionar una fuerza contraria al isquion y así mantener la posición del encaje protésico (Fig. 27).

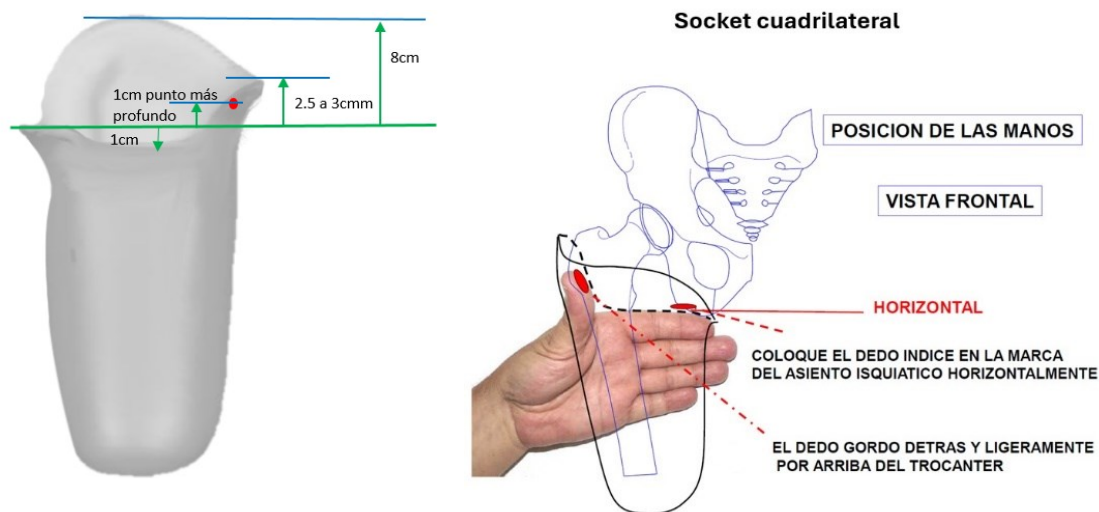
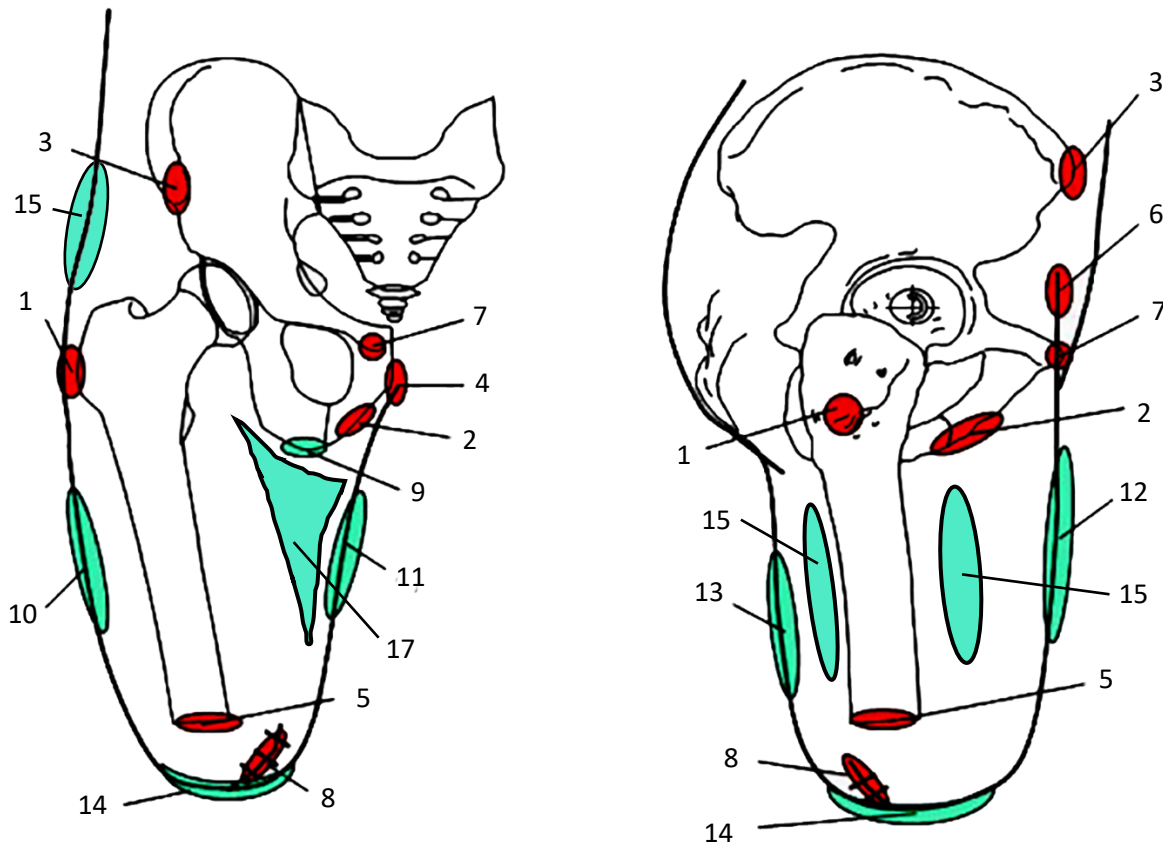


Fig. 27. Encaje protésico transfemoral del tipo cuadrilateral. Fuente: Elaboración propia.

En el diseño de este encaje es necesario considerar las zonas sensibles y tolerantes de presión. Además de la tuberosidad del isquion, otras zonas específicas de carga más importantes son el triángulo es escarpa y la pared lateral (Fig. 28). Este tipo de diseño no admite el uso de *liner*. Otro inconveniente es la incomodidad que proporciona al paciente a la hora de sentarse, con riesgo de pellizcar el tejido blando en la región posterior del muñón por tener una forma plana el asiento del isquion. El principio de suspensión que se emplea es el vacío con una válvula unidireccional.

El apoyo isquiático es efectivo durante el apoyo medio de la marcha, se realiza la descarga parcial del peso corporal sobre la prótesis en el asiento isquiático. Sin embargo,

en el choque de talón el apoyo isquiático se separa de la tuberosidad del isquion. En la fase terminal del apoyo, el asiento isquiático choca con la tuberosidad isquiática y limita la extensión de cadera, reduciendo la longitud de la zancada. Este mecanismo de apoyo en la fase terminal de la marcha provoca la inclinación anterior de la pelvis, incrementa la lordosis y limita el rango de movimiento de la cadera.



● Zonas sensibles:

1. Trocánter mayor, 2. Ramo, 3. Espina ilíaca anterosuperior, 4. Tendón del músculo aductor, 5. Extremo distal del fémur, 6. Fosa inguinal, 7. Tuberosidad del pubis, 8. Sutura quirúrgica.

● Zonas tolerantes:

9. Tuberosidad del isquion, 10. Superficie lateral del muñón, 11. Superficie medial del muñón, 12. Superficie anterior del muñón, 13. Superficie posterior del muñón, 14. Extremo distal del muñón (Solo contacto no presión), 15. Superficie supra trocantérica, 16. Superficies paralelas anterior y posterior longitudinales al fémur, 17. Triángulo de escarpa.

Fig. 28. Zonas tolerantes y sensibles de un muñón transfemoral. Fuente: (Physio-pedia, 2015) distribuido bajo licencia CC BY-NC 4.0.

Otros diseños incorporan el isquion dentro del encaje, han sustituido paulatinamente al diseño cuadrilateral, pues la carga se transmite por toda la superficie del muñón, lo que genera más comodidad y mejor control sobre la prótesis y seguridad para el usuario (Fig. 29). Estos diseños se conocen como de contención isquiática, Ovo longitudinal y M-L estrecho, conserva algunos principios del encaje cuadrilateral, como las zonas de carga específica en el triángulo de escarpa y la pared lateral. La tuberosidad isquiática no recibe una carga directa, sino que se distribuye por la pared postero-medial del encaje. Como se incorpora el isquion en el encaje, este proporciona mayor estabilidad medio lateral por la acción del candado óseo que está conformado por una presión supratrocantérica, infratrocantérica y la contención del isquion. También durante el apoyo medio de la marcha y respecto al plano frontal se incrementa la estabilidad.

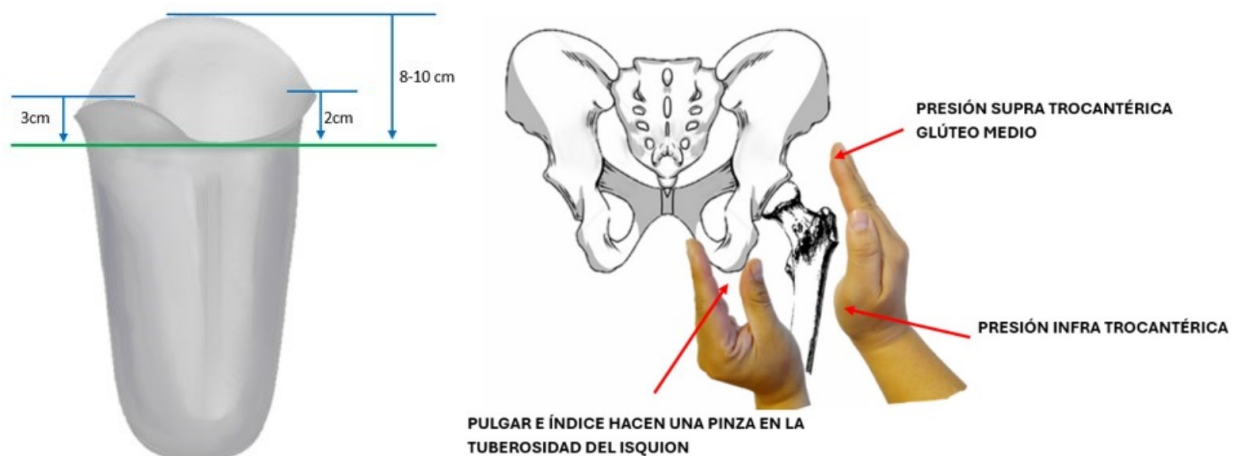


Fig. 29. Encaje protésico transfemoral del tipo contención isquiática. Fuente:
Elaboración propia.

En el choque de talón de la marcha, el isquion está contenido en el encaje, no pierde el contacto, lo que le da ventaja respecto al apoyo isquiático. Ofrece menos incomodidad al paciente a la hora de sentarse, porque en una posición de flexión de cadera de 90° el isquion se separa del muñón, y evita el riesgo de pellizcos en la parte posterior del muñón. Como desventaja de este diseño es que continúa la limitación a la extensión de cadera, aunque en menor medida que el diseño cuadrilateral, lo que provoca una menor

longitud de zancada y un paso corto. En estos diseños se puede emplear *liner* y el principio de suspensión que se emplea es el vacío con una válvula unidireccional. Por último, se desarrolló el diseño de contención ramal, también conocido como anatómico, donde la carga se transmite en la pared postero-medial del socket (Klotz et al., 2011). Se busca una contención ramal tan anterior como sea posible en la cara medial del complejo del ramo isquiático (isquion-pubis-ramo, ICR en sus siglas en inglés). Esto se traduce en una excelente contención durante el apoyo medio, lo que mejora la estabilidad en el plano coronal, las alturas de sus paredes están dadas por la referencia del complejo ICR del ramo isquiático (Fig. 30).

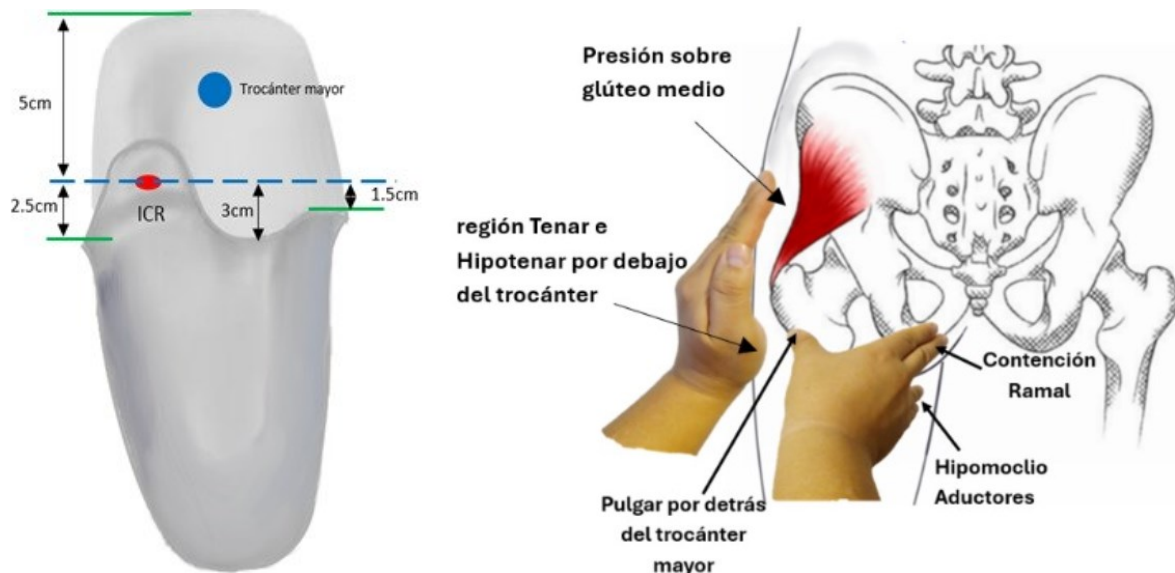


Fig. 30. Encaje protésico transfemoral del tipo contención ramal. Fuente: Elaboración propia.

El término anatómico por el cuál es también conocido este diseño de encaje no es precisamente porque respete la forma anatómica del muñón, sino porque permite una marcha más cercana a la normalidad. Este diseño no ofrece al paciente limitaciones para realizar la fase terminal de la marcha, lo que permite una zancada más larga y una marcha más armónica y natural. Un aspecto a considerar es que la prótesis debe tener mucho cuidado con el complejo del ICR y la pared medial del socket. El punto donde convergen estas dos estructuras es muy doloroso. Este diseño no admite el uso de *liner*.

Como se ha podido apreciar, en los encajes protésicos transfemorales tiene gran importancia la anatomía de la pelvis, en particular el isquion. El ángulo de apertura de las ramas isquio-púbicas es diferente entre hombres (28 a 35°) y mujeres (35° a 42°), por lo que hay que tener en cuenta este ángulo para dar forma a la base del anillo del encaje, de este modo se evita la aparición de zonas de presión en la zona del muñón que se encuentra en el borde lateral de la tuberosidad isquiática. También es importante considerar el ángulo de la rama isquiática. Lo más deseable es que la persona tenga un ángulo agudo del isquion (ángulo alfa), pues se facilita la inserción en el encaje. El ángulo tipo beta es menos agudo y dificulta el agarre. El ángulo tipo gamma es obtuso y ofrece las peores posibilidades de incorporar el isquion en el encaje, dificultando la aducción del muñón.

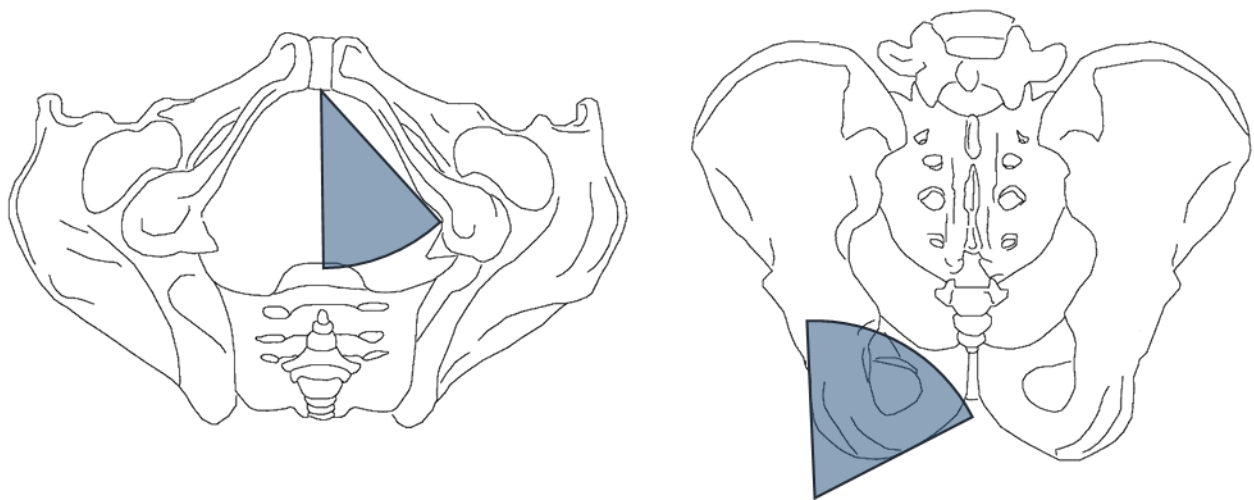


Fig. 31. Los ángulos de la rama púbica y del isquion son importantes en el diseño de los encajes transfemorales. Fuente: Elaboración propia.

1.5 Tecnología para la medición de la postura, fuerza y presión.

En las últimas décadas, se ha incrementado el uso de las tecnologías no invasivas de valoración funcional biomecánica para analizar las actividades cotidianas de las personas (Mohammed et al., 2016) y discriminar el rango de normalidad de las variaciones de los movimientos con una mayor precisión en comparación con el método de observación clínica. De esta forma se pueden definir los valores que permiten clasificar o predecir el riesgo de caídas de acuerdo con el grupo de población en estudio. Las nuevas herramientas están compuestas por sistemas electrónicos y paquetería de procesamiento de las señales capturadas durante los estudios (Ridao-Fernández et al., 2019).

Entre ellas se encuentran:

- Sistemas de captura de movimiento.
- Plataformas de fuerzas.
- Baropodometría.
- Plantillas sensorizadas.

1.5.1 Sistemas de captura de movimiento.

Si bien los sistemas de captura de movimiento no se emplean para determinar directamente las presiones plantares, son el estándar de oro para el análisis de la marcha. Es por lo que se comparte esta información con los lectores en esta sección, pues su uso combinado con equipos específicos de medición de presiones plantares permite obtener un análisis más integral de las causas que originan una alteración en los patrones de presiones plantares. Los sistemas de captura de movimiento están compuestos por cámaras de vídeo optoelectrónicas de alta velocidad con anillos de luz infrarroja, que se instalan en un espacio físico como es el caso de los laboratorios de movimiento. En la Fig. 32 se muestra uno de los sistemas de captura de movimiento se encuentra instalado en el Laboratorio Universitario de Biomecánica del Instituto de Neurobiología (LUBi), Campus UNAM Juriquilla.

Estas cámaras capturan la trayectoria de marcadores pasivos reflejantes que se colocan en puntos de interés, por lo que la calidad del análisis dependerá en gran medida de la cantidad de cámaras que cuente el sistema, la calidad de los marcadores y su colocación en los puntos de interés. Para poder reconstruir la posición adecuada de un marcador en el espacio se requiere que al menos dos cámaras puedan detectar dicho marcador. Seis cámaras puede ser una cantidad adecuada para realizar la captura de movimiento. Por otro lado, es importante que los marcadores reflejen adecuadamente la luz emitida por las cámaras, cualquier desperfecto en la superficie o problemas de opacidad provocan que las cámaras pierdan los marcadores, lo que provoca que no se pueda reconstruir el movimiento.



Fig. 32. Cámaras del sistema de captura de movimiento de BTS Bioengineering.

Fuente: Página web de BTS Bioengineering. Permiso escrito de uso de imágenes.

Los marcadores reflejantes se colocan en la anatomía de las personas. Con el objetivo de estandarizar las mediciones y comparar los estudios entre autores, se establecen protocolos que definen el posicionamiento de los marcadores. Los protocolos más usados son los de las pruebas de marcha, que pueden incluir los miembros inferiores y la pelvis, de forma opcional el tronco y en menor proporción las extremidades superiores (Fig. 33). Para realizar la prueba, primero se solicita a la persona evaluada que

permanezca en bipedestación estática durante cinco segundos en el centro del área de captura, previamente calibrada, y luego se le pide a la persona que camine a lo largo de una pasarela de al menos siete metros de largo, distancia suficiente para elaborar cinco ciclos de marcha. Se solicita al participante que recorra varias veces la pasarela, para completar el número de ciclos de marcha que sea de interés del clínico o el investigador.



Fig. 33. Colocación de marcadores de acuerdo con el protocolo Helen-Heyes MM.

Fuente: elaboración propia.

A partir de algoritmos de seguimiento de la trayectoria de los marcadores “*tracking*”, se reconstruye el modelo de la persona de la captura en bipedestación estática y luego de cada captura de caminata por la pasarela se definen los eventos de choque de talón y despegue de dedos de cada extremidad. De este modo se define el inicio y fin de cada ciclo de marcha. El software de procesamiento de los datos (SmartClinic, BTS Bioengineering, Milán, Italia) genera un reporte donde se pueden consultar las variables

promediadas de todos los ciclos para la cinemáticas lineales y angulares de la marcha o la cinemática de otros movimientos que se estén estudiando.

En la Fig. 34 se muestran las gráficas de un análisis de la cinemática de la marcha, específicamente la cinemática angular de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo. El principal inconveniente de los sistemas de capturas de movimientos, es que son altamente dependientes de la experiencia del evaluador en cuanto a la colocación de marcadores. Es muy sensible al posicionamiento de los marcadores colocados sobre las barras, y a menudo alteran el comportamiento del varo y valgo de rodilla. Las gráficas de la cinemática en el plano sagital son más precisas y menos dependientes de los marcadores que para el plano coronal y transversal, en ese orden.

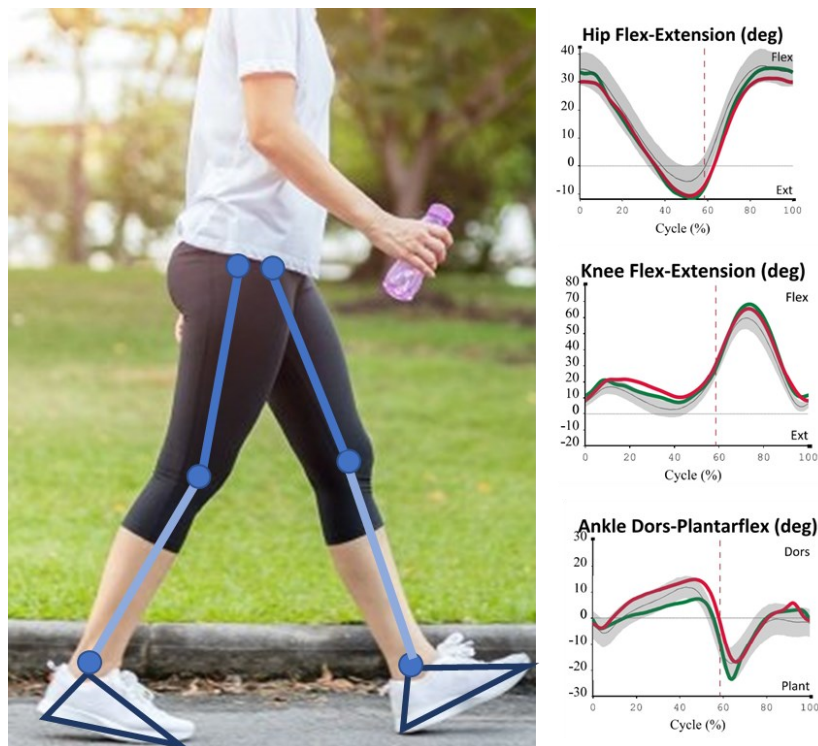


Fig. 34. Representación de los segmentos del miembro inferior y gráficas de la flexión y extensión de cadera, rodilla y tobillo. Fuente: Elaboración propia, incluye imágenes de del software Smart-Clinic (BTS Bioengineering, Milán, Italia). Permiso de uso de imágenes.

Es muy importante solicitar a los participantes en las pruebas que se presenten con ropa y calzado adecuada para el estudio y evitar que tengan partes reflejantes, pues las cámaras podrían identificarlas como marcadores. Este es un problema común y molesto para reconstruir los movimientos. Cuando se presentan estos casos, es imprescindible enmascarar las partes reflejantes con cintas adhesivas. Con el protocolo mostrado en la Fig. 33, el sistema es incapaz de reproducir el cambio de las posturas del pie. El pie se colocan tres marcadores por segmento para reproducir el movimiento (Fig. 34).

Esto no quiere decir que los sistemas de captura de movimiento sean incapaces de reproducir los cambios posturales del pie. También existen modelos multisegmento del pie que permiten el análisis detallado de su función, de los factores mecánicos que afectan a la fascia plantar, el tendón de Aquiles y el tendón del tibial posterior determinar relación entre la entesitis y los movimientos complejos, la deformidad del pie y las tensiones de los tejidos localizados (Hyslop et al., 2010).

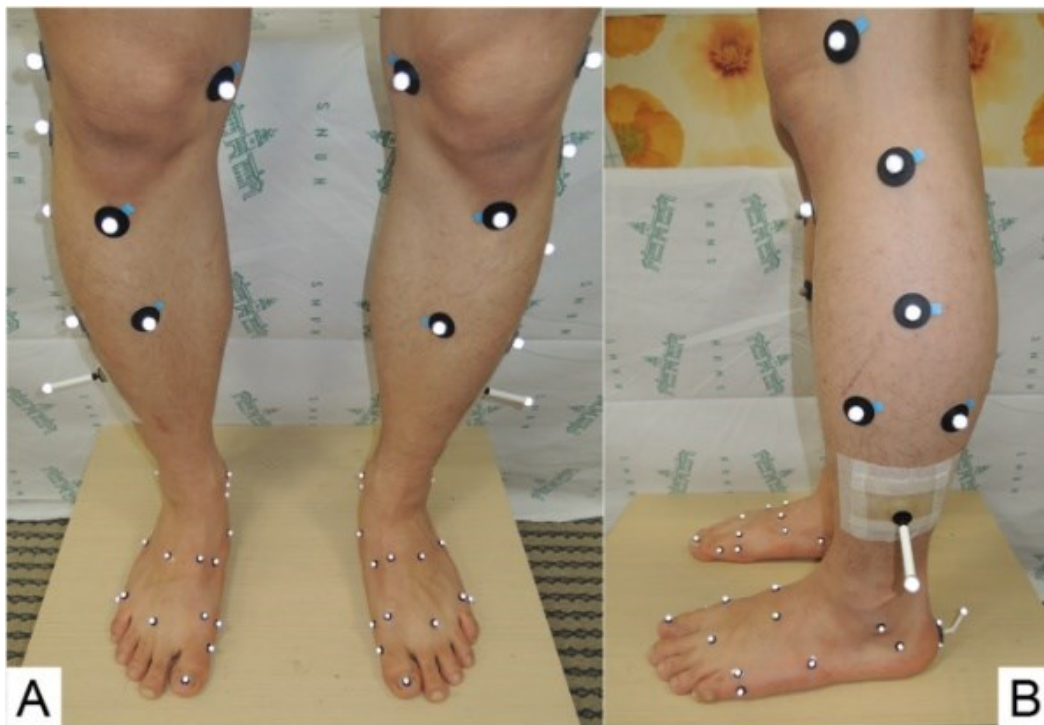


Fig. 35. modelo de 28 marcadores que reproduce el comportamiento de los modelos de DuPont, Rizzoli, Oxford, Milwaukee y Greenville modificado del Hospital Shriners para Niños. Fuente: (Yoo et al., 2022). distribuido bajo licencia CC-BY 4.0.

A diferencia de los protocolos de marcha, los modelos multisegmento del pie difieren en la ubicación de los marcadores, en cómo se definen los segmentos del pie, y en la calibración de la posición de referencia y el sistema de coordenadas del pie. Algunos ejemplos de protocolos para el posicionamiento de marcadores en el pie son el DuPont, el Rizzoli, el Oxford, el Milwaukee y el Greenville modificado del Hospital Shriners para Niños (Yoo et al., 2022). En la Fig. 35 se muestra un modelo de 28 marcadores que reproduce el comportamiento de los modelos antes mencionados.

1.5.2 Plataformas de fuerza.

Los sistemas de captura de movimiento pueden utilizarse simultáneamente con las plataformas de fuerzas (Fig. 36). Están compuestas de una superficie rígida, plana y estática, que se instala al mismo nivel del suelo. En la parte inferior de la placa rígida se colocan cuatro transductores triaxiales o sensores de fuerza en cada esquina para recopilar la información de la carga aplicada a la placa. A través del procesamiento de la información de cada sensor, se pueden obtener las componentes de la reacción del suelo y el vector resultante de dicha fuerza y el momento que provoca el pie sobre la plataforma, y las coordenadas en 2D del recorrido del centro de presión sobre la placa rígida.

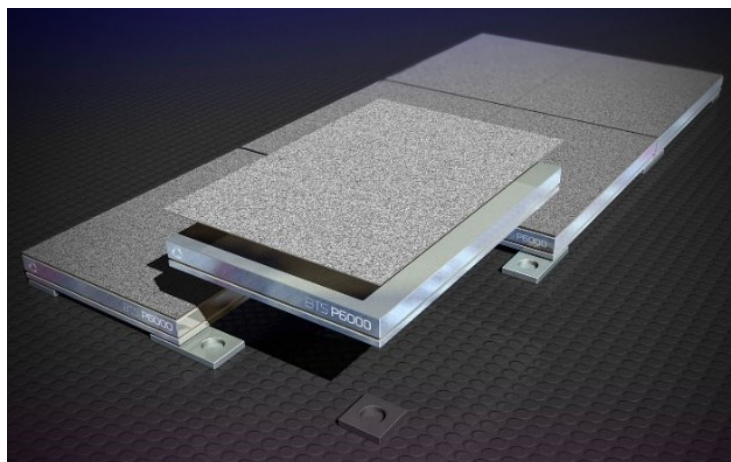


Fig. 36. Plataformas de fuerzas. Fuente: Página web de BTS Bioengineering. Permiso escrito de uso de imágenes.

Las plataformas de fuerza constituyen la herramienta más utilizada para evaluar la interacción del pie con la superficie de apoyo, pues de acuerdo a la Tercera Ley de Newton, la fuerza de reacción del suelo es igual a la fuerza que realiza el pie sobre el suelo. A partir de la fuerza de reacción del suelo se determinan las variables cinéticas del movimiento como los momentos y la potencia en las articulaciones, que en el caso del sistema de BTS Bioengineering, los momentos y las potencias se calculan en el plano sagital (Fig. 37).

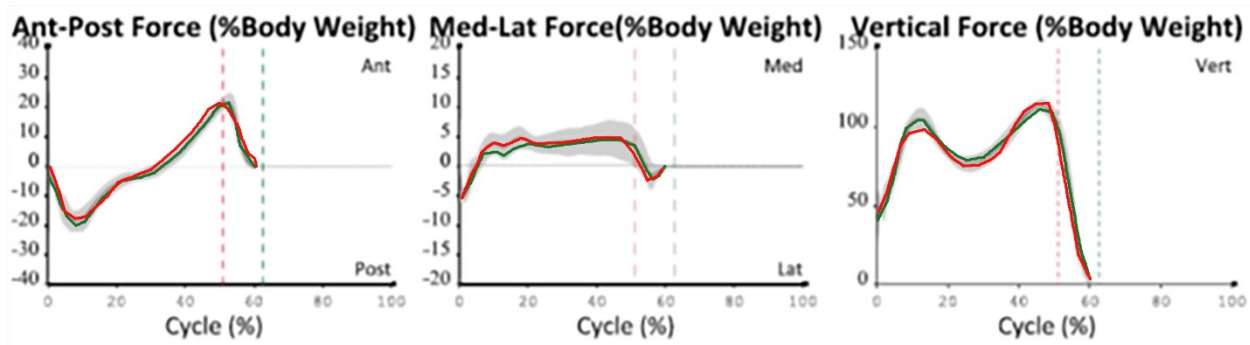


Fig. 37. Gráficas de las componentes de la fuerza de reacción del suelo: a) antero posterior, b) medial latería, c) vertical. Fuente: Captura de reporte de Smart-Clinic (BTS Bioengineering, Milán, Italia). Permiso escrito de uso de imágenes.

Las componentes de reacción del suelo se obtienen en dirección antero-posterior: caracterizado por una fuerza en sentido contrario del movimiento (doble apoyo y desaceleración del centro de masa), luego un incremento durante la propulsión (apoyo medio y despegue de talón) y luego una disminución de la fuerza (transición entre el despegue de talón y despegue de dedos hasta que termina la fase de apoyo); medial lateral (en la fase inicial del ciclo de marcha la dirección de la componente es medial, para luego cambiar la dirección a lateral, alcanzando su máximo y mantiene su magnitud con una pequeña variación, y vuelve a disminuir en la etapa final del apoyo); y en dirección vertical al suelo (la fuerza experimenta un incremento en el contacto inicial y apoyo plantar, desciende en el apoyo medio y tiene un segundo máximo en el despegue de talón, para disminuir durante el despegue de dedos).

Existen diferencias en el comportamiento de las componentes de reacción del suelo para diferentes patologías. Por ejemplo, en personas con sobrepeso se tienen un patrón de la componente antero posterior y vertical alterado para minimizar las consecuencias que el aumento de las fuerzas verticales y medial-laterales podrían tener en su sistema musculoesquelético (de Castro et al., 2014). Para las personas que usan prótesis, se mencionó que el ajuste y la alineación son factores importantes para alcanzar una alta movilidad. Se ha observado el efecto que puede tener la desalineación de la prótesis en la fuerza de reacción con el suelo. De acuerdo con Cárdenas et al. (2022) la desalineación protésica influye en la transferencia de fuerza al suelo en el lado protésico; con una alteración en la propulsión; la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo fue más plana de las extremidades intactas que en las extremidades protésicas. Por su principio de funcionamiento (placa rígida) es incapaz de obtener información sobre cómo se distribuye la fuerza en la superficie plantar del pie con respecto a la superficie de apoyo. Además, es recomendable contar con varias plataformas de fuerzas para evitar las modificaciones que se introducen en la marcha cuando las personas intentan dar el paso sobre la plataforma. Otro elemento por considerar en el uso de las plataformas es que la cantidad de pasos obtenidos sobre la plataforma es inferior al obtenido en el análisis cinemático, por lo que muchas veces se obtienen escasos pasos para obtener la información del estudio cinético.

1.5.3 Plataformas baropodométricas.

Las plataformas baropodométricas utilizan un arreglo matricial de sensores organizados en filas y columnas, que posibilitan evaluar la distribución de presiones de la superficie plantar de forma simultáneamente en cualquier punto de la zona sensorizada. Al utilizar una medición matricial, no se requiere una decisión a priori de calibración del sistema. Se emplean fundamentalmente sensores de presión capacitivos o resistivos (Abdul Razak et al., 2012). Los sensores capacitivos tienen de dos placas de material conductor separadas por una capa aislante. Cuando se aplica fuerza sobre el sensor, las dos placas conductoras se comprimen, disminuye la distancia entre las placas y aumenta la capacitancia, lo que provoca un cambio de voltaje. Los sensores resistivos tienen capas

muy delgadas con patrones metálicos impresos. Como en el caso de los sensores capacitivos, a medida que se le aplica fuerza, cambia la resistencia del elemento conductor y provoca un cambio de voltaje (Orlin & McPoil, 2000). Los sensores resistivos muestran histéresis y sensibilidad a las bajas temperaturas y una mayor repetibilidad de las mediciones, sin embargo, los sensores capacitivos son menos costosos, pero requieren una lámina más gruesa que los resistivos.

Uno de los sistemas comerciales disponibles en el mercado y que se encuentra en el LUBi es el P-Walk de BTS Bioengineering (Milán, Italia). Este sistema puede configurarse con una o varias plataformas. A través de un cable USB se recibe la información del mapeo de presión en las regiones plantares que permite realizar pruebas clínicas esenciales en la rehabilitación. Es de gran ayuda para médicos y especialistas pues complementa la evaluación de la eficacia de terapias o programas de rehabilitación. Las pruebas son muy fáciles de hacer y los resultados son inmediatamente comparables con el rango de normalidad (Fig. 38). En el caso de la plataforma P-Walk P-Walk de BTS Bioengineering (Milán, Italia) se pueden realizar dos protocolos de pruebas, la prueba estática y la dinámica (González Carbonell et al., 2024b, 2024c).



Fig. 38. Plataforma baropodométrica del sistema P-Walk. Fuente: Elaboración propia.
Permiso escrito de uso de imágenes.

En la prueba estática la persona debe permanecer en bipedestación ortostática durante un breve intervalo de tiempo que varía en dependencia de las condiciones del paciente y el objetivo del estudio. Los datos resultantes del ensayo garantizan un análisis objetivo del control postural y evaluar los resultados de la terapia seleccionada en las patologías que lo afectan, así como la efectividad de la indicación de órtesis y prótesis. Es posible comparar varias pruebas realizadas en el mismo paciente en diferentes momentos (previa y posterior al tratamiento) para establecer la efectividad de la rehabilitación.

El centro de presión (CoP) se calcula a partir del centroide del área que mide el número total de sensores activos durante la prueba, lo que representa la distribución espacial de la presión a lo largo del tiempo (Andrew K. Buldt et al., 2018). Durante el control postural, ya se ha mencionado que el baricentro no permanece inmóvil, por lo que su proyección sobre la plataforma baropodométrica describirá una trayectoria que se circunscribe en una elipse cuya área se define como área de balanceo del centro de presión (CoPsa) y cuantifica el balanceo del cuerpo.

También se puede determinar la distribución de presión en las diferentes regiones plantares para uno o ambos pies y un solo pie. Con este dato se determina la ubicación del CoP de cada pie y del baricentro, la relación entre el área de contacto del mediopié y el área de la huella plantar que se utiliza para clasificar una tipología de pie (arqueado normal, cavo, o plano). Además, se pueden determinar otros parámetros, como la distancia recorrida por el CoP durante la bipedestación estática y el CoPsa, y la velocidad del centro de presión (Fullin et al., 2022).

Las variables de interés más comunes en análisis estático incluyen el área de contacto, la fuerza y la presión máxima y promedio. Los gráficos de presión muestran el valor de presión más alto registrado por cada sensor durante el tiempo que dura la prueba, ya sea en condiciones de bipedestación estática o pisada dinámica. El software del sistema (G-Studio, BTS Bioengineering, Milán, Italia) proporciona gráficos que muestran las diferentes presiones que actúan sobre la superficie plantar. Las presiones más altas se muestran en color rojo y las más bajas en verde y azul. En la Fig. 39 se muestra un ejemplo de gráfico de las presiones de la huella plantar de un análisis de postura estática, donde la huella plantar está dividida en las áreas del pie. Se identifican las huellas de los dedos, de las cabezas de los metatarsianos, el medio pie y el talón medio y lateral. Para

cada una de estas áreas se define la superficie, el porcentaje que representa del área total del pie, la fuerza que se aplica en estas áreas, el porcentaje que representa dicha fuerza respecto a la fuerza total que se aplica sobre el pie, la presión máxima y la presión media de cada área.

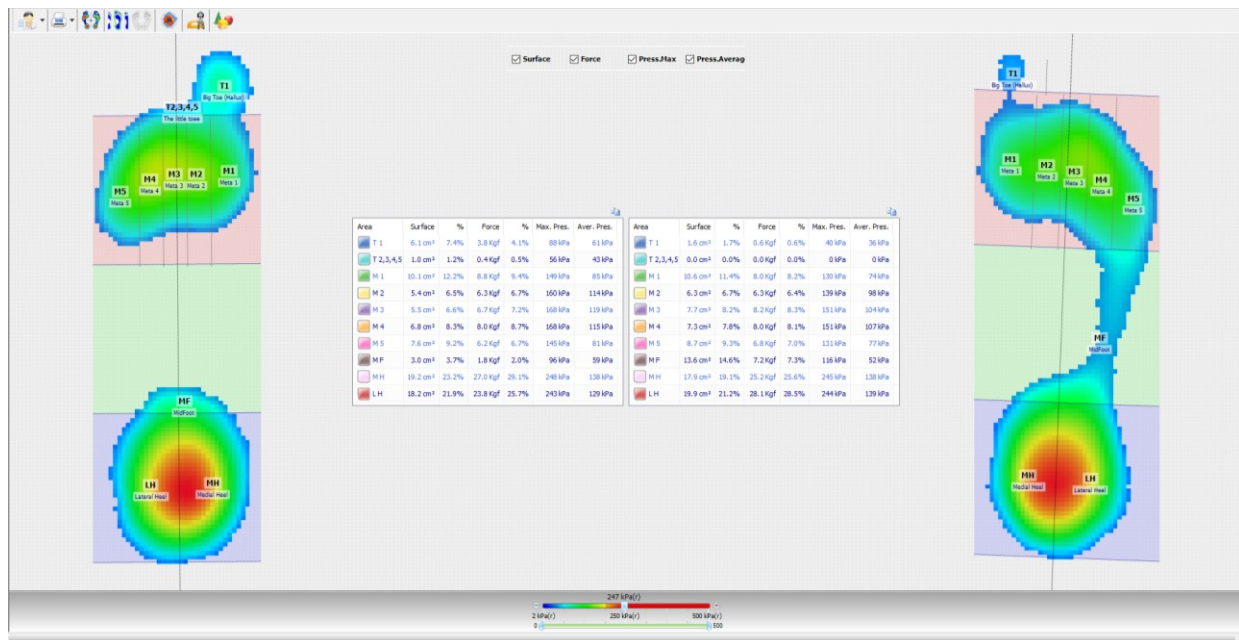


Fig. 39. Gráfico de las presiones de la huella plantar de un análisis de postura estática.

La huella plantar se encuentra dividida en las áreas del pie: dedos, cabezas de los metatarsianos, medio pie, porciones medial y lateral del talón. Fuente: imagen de un reporte del software G-Studio (BTS Bioengineering, Milán, Italia). Permiso escrito de uso de imágenes.

En el análisis dinámico de la pisada, se puede consultar la trayectoria del centro de presión (CoP), que se calcula como el centroide del área que miden el número total de sensores activos durante la prueba, lo que representa la distribución espacial de la presión a lo largo del tiempo (Andrew K. Buldt et al., 2018). También se puede determinar la distribución de presión en las diferentes regiones plantares. Con este dato se determina la trayectoria del CoP de cada pie, la relación entre el área de contacto del mediopié y el área de la huella plantar, que se utiliza para clasificar la tipología del pie

(arqueado normal, cavo, o plano). Además, se pueden determinar otros parámetros, como la fuerza en las fases de la pisada (Chang et al., 2014).

También se cuenta con la información que proporciona la gráfica de la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo respecto al tiempo, para cada pisada elaborada por el paciente (Fig. 40). Como es conocido del Cálculo Integral, el área debajo de la curva es igual a la integral definida de la función de la componente vertical de la fuerza de reacción promedio para el intervalo de tiempo que demora la pisada. Del principio de impulso y cantidad de movimiento de la mecánica clásica, la integral de la función de una fuerza respecto al tiempo es igual al impulso de dicha fuerza o, en otras palabras, la propulsión. Debajo de los gráficos de las componentes verticales de las fuerzas de reacción se listan los datos de cada paso elaborado por el participante (tiempo de contacto, superficie de contacto, presión media de la pisada y presión máxima de la pisada).

Las plataformas baropodométricas generalmente se presentan en forma de tapetes rígidos. En el caso del sistema P-Walk puede usar una o varias plataformas baropodométricas, en el LUBi se cuenta con una sola plataforma, por lo que se le solicita a la persona que realice una pisada a la vez sobre el área sensorizada. La plataforma se puede colocar en un punto medio de la pasarela de caminata del laboratorio para que las personas elaboren sus pasos sobre la plataforma. Generalmente se requiere que las personas elaboren entre 3 y 5 pasos sobre la plataforma, para tener información suficiente para que el software determine los valores medios de los diferentes pasos (González Carbonell et al., 2024a).

Como se mencionó en las plataformas de fuerza, en las plataformas baropodométricas también está presente el sesgo que ocurre cuando las personas tratan de dar el paso en el área sensorizada. Para evitar los errores que se pueden introducir por la modificación de los movimientos, se puede pedir al participante que elabore varias pisadas, y cuando el evaluador observe que los pasos se están elaborando con normalidad, puede realizar la captura. Si las personas presentan alteraciones en el equilibrio o riesgo de desarrollar úlceras de presión en el pie, entonces se reduce la posibilidad de contar con varios pasos.



Fig. 40. Gráfico de la fuerza de reacción vertical respecto al tiempo y área debajo de la curva Fuente: imagen de un reporte del software G-Studio (BTS Bioengineering, Milán, Italia). Permiso escrito de uso de imágenes.

1.5.4 Plantillas de medición de presiones.

Aparejada a la indicación del uso de plantillas ortopédicas, es recomendable determinar la magnitud y distribución de las presiones plantares por el uso de calzado específico para pie diabético, o el uso de plantillas ortopédicas. Los sistemas que utilizan plantillas sensorizadas tienen gran utilidad para determinar las presiones plantares dentro del zapato, con o sin plantillas ortopédicas. Al igual que las plataformas baropodométricas, utilizan un arreglo matricial de sensores, organizados en filas y columnas que permiten registrar las presiones en toda la superficie del pie. Aunque pueden usar sensores capacitivos, los más populares en este tipo de dispositivos son los sensores resistivos, debido a que son más delgados que los capacitivos.

Uno de los sistemas de medición de presiones plantares con plantillas sensorizadas que se comercializan y que se encuentra en el LUBi es el Tekscan (Boston, MA, USA). En este sistema, las plantillas sensorizadas se insertan en el interior del calzado para cubrir toda la superficie de contacto con el pie (Fig. 41a). Las plantillas tienen un área

sensorizada con un circuito impreso, cada sensor envía la señal por un hilo o pista conectora, agrupados en una cinta que termina en los conectores. Las plantillas sensorizadas se recortan al tamaño del pie del calzado, para evitar que se formen ondas, pues las plantillas deben estar completamente planas. Los conectores se insertan en unas terminales que fijan en la parte lateral de la pierna por medio de bandas elásticas con cierre de velcro (Fig. 41b).

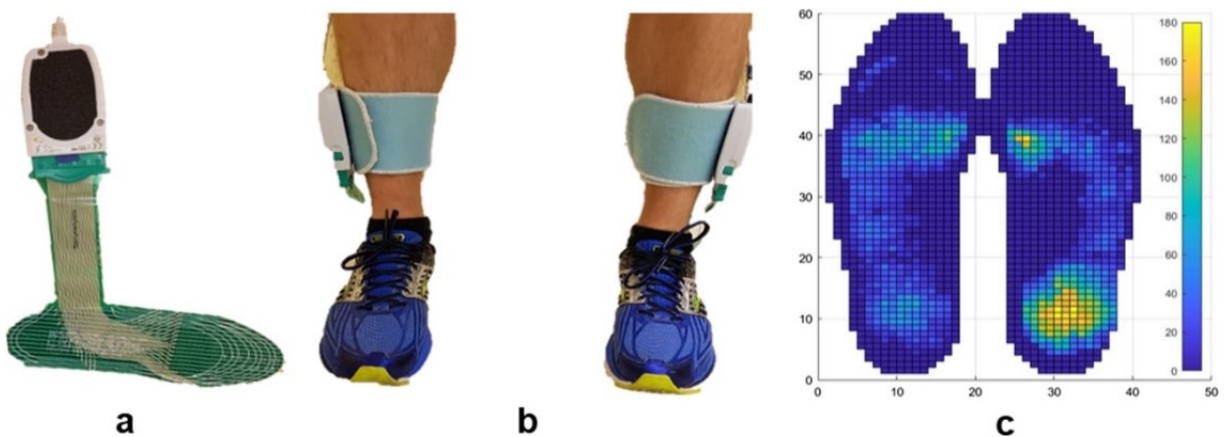


Fig. 41. Plantillas sensorizadas para la medición de presiones plantares del Sistema VersaTek de Tekscan, Boston, MA. Fuente: (Shalin et al., 2021) distribuida bajo licencia CC-BY 4.0

La principal ventaja de las plantillas sobre los tapetes es que las personas no tienen que preocuparse por dar el paso sobre un área sensorizada, sino que puede caminar con normalidad. La desventaja de las plantillas sobre los tapetes, es que tienen menos sensores por unidad de área y pueden llegar a ser menos exactas. Los sistemas de medición de presión obtienen las fuerzas y presiones normales a la superficie sensorizada, los tapetes al ser rígidos, pueden ser más precisos que las plantillas, pues estas últimas se deforman conforme el pie cambia de postura en las diferentes subfases de la fase de apoyo. En el capítulo 2 se profundizará sobre el uso de los sistemas de medición de presiones con sensores resistivos para plantillas ortopédicas y encajes protésicos.

Capítulo 2: Medición de las presiones de contacto.

En bipedestación o durante la marcha surgen cargas dinámicas que varían su magnitud, sentido y zona de aplicación. Los problemas de ajuste entre los dispositivos ortésicos o protésicos y la piel también pueden repercutir en el comportamiento de las variables globales de la marcha, con asimetrías de los movimientos y el uso preferente de la extremidad contralateral. Un número importante de usuario de órtesis y prótesis rechaza sus dispositivos producto por las causas antes descritas. El uso de sistemas de mapeo de presiones con sensores en las superficies entre la anatomía de la persona y el dispositivo ortoprotésico permite medir las cargas y presiones en áreas específicas. En el caso de las órtesis se puede realizar un análisis de los parámetros de la pisada con el uso de calzado y/o plantillas ortopédicas y evaluar si se realiza correctamente la redistribución de las presiones tras el uso de una plantilla ortopédica. En el caso de las prótesis, se puede evaluar la calidad del ajuste y el rendimiento funcional de los encajes protésicos.

2.1 Preparación del equipo para la medición de las presiones de contacto.

El sistema VersaTek es un sistema que permite la medición de las presiones, cuenta con una Unidad principal (*Versatek Hub*), las terminales (*Cuff*), y una variedad de sensores resistivos que miden la presión entre un dispositivo y la piel. Entre los sensores que se pueden utilizar están las plantillas (*in-sole*, Tekscan sensor 3000E, Fig. 42a), los sensores para muñones transtibiales (Tekscan sensor 9811E, Fig. 42b), los sensores para muñones transfemorales (Tekscan sensor 9833E), los sensores para presiones en el agarre (grip, Tekscan sensor 4256E, Fig. 42c), entre otros.



Fig. 42. Sensores del sistema VersaTek (Tekscan, Boston, MA, USA) para la medición de presiones: a) plantillas, b) muñón transfemoral, c) agarre. Fuente: Elaboración propia a partir de imágenes de <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems>.

Permiso escrito de uso de imágenes.

El sistema se comunica con la computadora a través de dos opciones: por medio de un cable USB (un puerto USB A a la computadora y mini-USB a la Unidad principal “Versatek Hub”) y por medio de una red inalámbrica “VersatekWireless” que proporciona un mini-Router (Fig. 43). La unidad principal se puede alimentar con una batería o con conexión a una fuente de energía (110V). La opción de usar la fuente de alimentación y la conexión por cable USB tiene la desventaja que se reduce la posibilidad de movimiento del sujeto de estudio. Se puede emplear una configuración híbrida, con alimentación y conexión inalámbrica, o conexión USB y batería.

Independientemente del modo de conexión con la computadora y de la forma de alimentación de la Unidad central, primeramente, se debe conectar la Unidad central y los terminales (*Cuff*) a través de los cables RJ45 (Fig. 43) y el sensor que se vaya a emplear. En este capítulo se abordarán las pruebas de presión en el zapato y en el socket, por lo que los sensores a emplear son las plantillas sensorizadas (3000E) y el de muñón (9811E o 9833E según sea el nivel de amputación). Cabe mencionar que los sensores se recortan para cubrir las superficies sin que se formen ondulaciones y ni que se superpongan las superficies sensorizadas. Tome la precaución de que los sensores estén bien conectados en los Cuffs, para ello, al conectar los sensores en los Cuffs las pestañas deben estar en la cavidad del Cuff (Fig. 44).

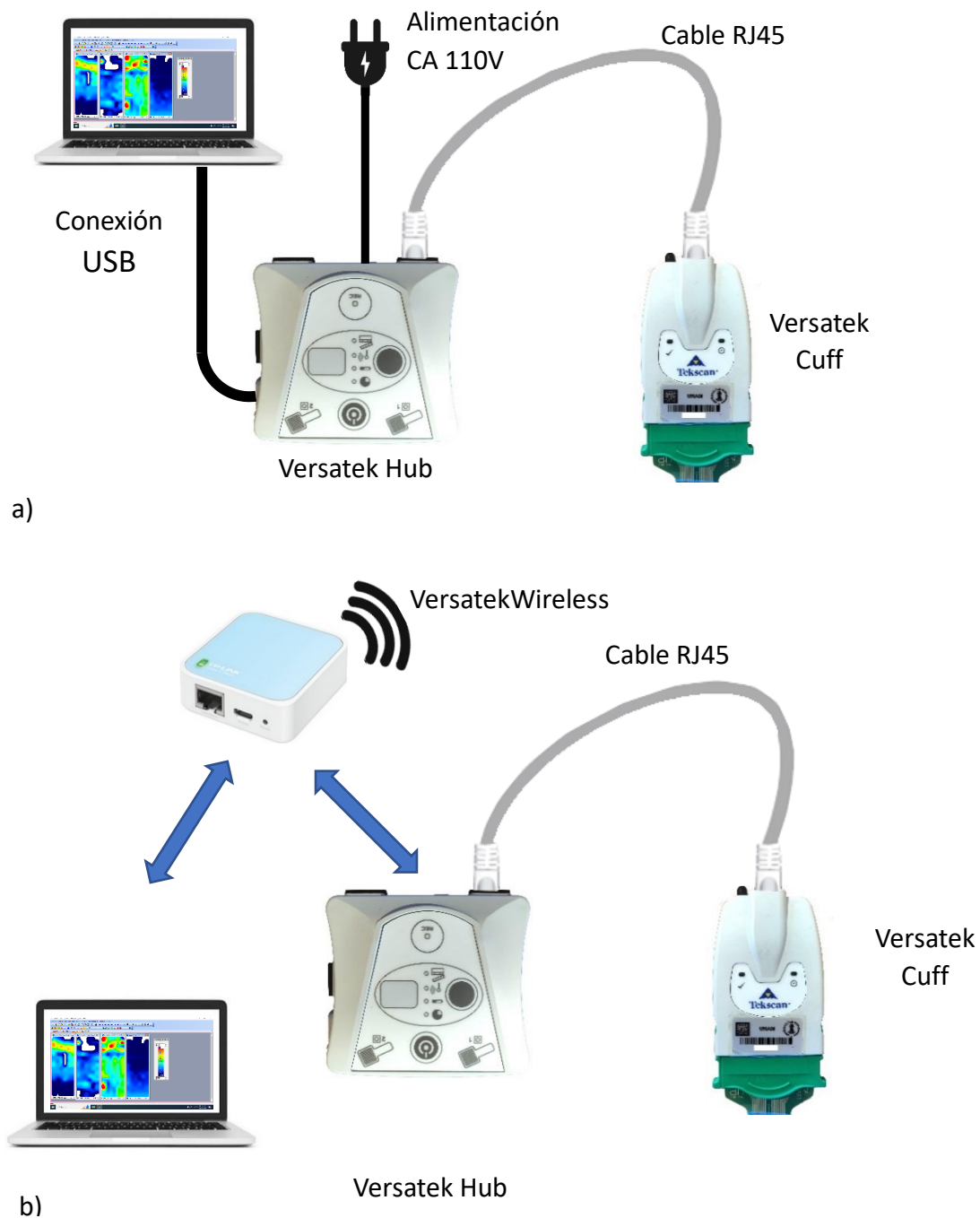


Fig. 43. Configuración del sistema VersaTek (Tekscan, Boston, MA, USA) para la medición de presiones. La unidad central (Versatek Hub) se conecta por medio de cables a los Terminales (Versatek Cuffs). En las terminales se conectan los sensores de presión resistivos. a) conexión cableada por medio de un cable USB y alimentación por corriente alterna, b) conexión inalámbrica a través de la red VersatekWireless.

Fuente: Elaboración propia. Permiso escrito de uso de imágenes.



Fig. 44. Conexión de los sensores con las terminales (Versatek Cuffs, Tekscan, Boston, MA, USA). Fuente: Elaboración propia. Permiso escrito de uso de imágenes.

Conexión mediante la red inalámbrica.

Para establecer la conexión entre el sistema y la computadora por vía inalámbrica, primero se deberá conectar el Nano-Router (Fig. 45). a la corriente o a un puerto USB disponible en la computadora con el único propósito de encenderlo. Luego, al cabo de menos de 20 segundos, ya estará disponible la red inalámbrica “VersatekWireless” y desde la barra de tareas de la computadora, visualice las redes wifi que están disponibles y seleccione la red para conectar la computadora.



Fig. 45. Nano-Router que crea la red inalámbrica “VersatekWireless” para la transmisión de datos del sistema VersaTek (Tekscan, Boston, MA, USA) a la computadora. Fuente: Elaboración propia.

Para comprobar que la conexión se realizó con éxito, se puede acceder a las propiedades de la red de la computadora, clicando con el botón derecho del mouse sobre el ícono de red y seleccionar Abrir la configuración de redes. Deberán aparecer los nombres de las redes a las que está conectado el equipo. Seleccione propiedades de la red wifi VersatekWireless y deberán aparecer los datos de la red, como la dirección IP, empezando con el número de IP 3.3.3.x (Fig. 46). Otra manera de comprobar la conexión de red es haciendo un ping a la conexión a la dirección del Router 3.3.3.1 y deberá dar respuesta de conexión.

Properties

SSID:	VersatekWireless
Protocol:	Wi-Fi 4 (802.11n)
Security type:	WPA2-Personal
Network band:	2.4 GHz
Network channel:	10
Link speed (Receive/Transmit):	300/300 (Mbps)
Link-local IPv6 address:	
IPv4 address:	3.3.3.101
IPv4 DNS servers:	3.3.3.1
Manufacturer:	Intel Corporation
Description:	Intel(R) Wi-Fi 6E AX211 160MHz
Driver version:	22.250.0.4
Physical address (MAC):	
Copy	

Fig. 46. Comprobación de la conexión a la red inalámbrica mediante las propiedades de la red. Fuente: Elaboración propia.

Una vez que ya se ha conectado exitosamente la computadora a la red wifi, se enciende la unidad principal (Versatek Hub) presionando el botón de encendido durante 5 segundos. Seguido, empezará una cuenta regresiva de 10s en el *Display* del dispositivo. El dispositivo proporcionará el estado de la conexión a la red inalámbrica y el estado de la carga de la batería. La unidad central se conecta de forma automática a la red wifi.



Fig. 47. Señalización del estado de la unidad principal (Versatek Hub, Tekscan, Boston, MA, USA). Los dos indicadores led del medio deberán estar en verde indicando que la batería está cargada y la conexión al Router se realizó de forma satisfactoria. Fuente: Elaboración propia. Permiso escrito de uso de imágenes.

La Unidad central emitirá un sonido en forma de pulsaciones indicando que está listo para comenzar a transmitir la información, pero se requiere establecer la conexión en el software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). En este software seleccione el ícono de administración de los dispositivos disponibles para conectar por la red inalámbrica, como se muestra en la Fig. 48. Luego, una ventana aparecerá que se encuentra disponible la Unidad principal (Wireless Unit IP:3.3.3.16) para establecer conexión.

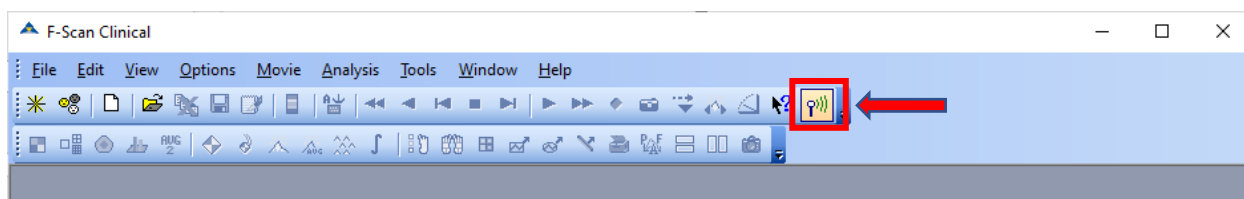


Fig. 48. Administración de dispositivos inalámbricos. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

De clic sobre el botón “Conectar el dispositivo inalámbrico Tekscan” (Fig. 49), y deje marcado la opción de conectar automáticamente en el futuro con este dispositivo. En este momento dejará de emitir el sonido en forma de pulsaciones, pues se completó la conexión en el software (Fig. 50).

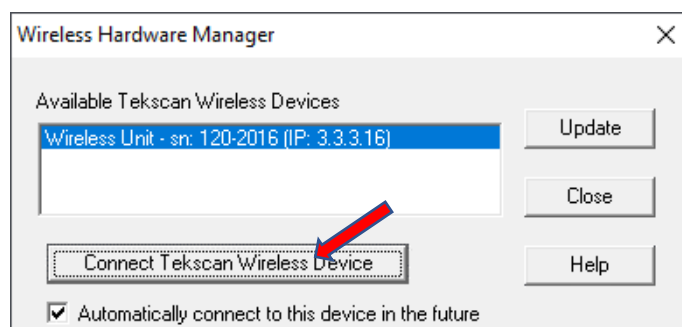


Fig. 49. Dispositivos inalámbricos Tekscan disponibles para la medición. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

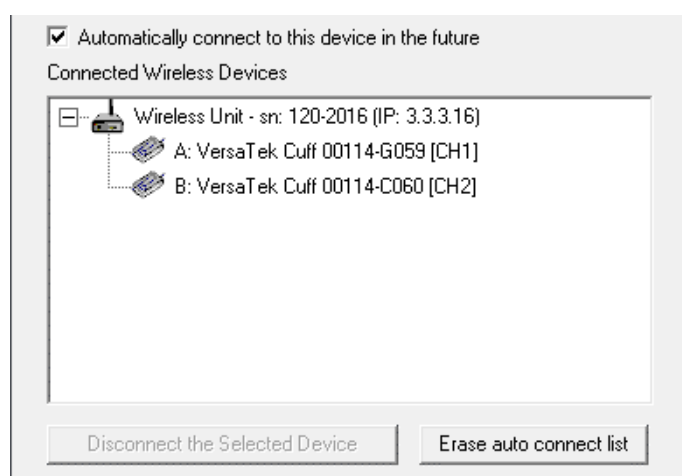


Fig. 50. Dispositivos inalámbricos Tekscan conectados. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Una vez establecida la conexión entre la computadora y la unidad principal, aparecerá en la esquina superior derecha de la pantalla el estatus de la batería y los sensores conectados a dos canales (Cuffs y los sensores conectados) (Fig. 51). Si algún sensor no estuviera correctamente conectado, aparecería como sin sensor.

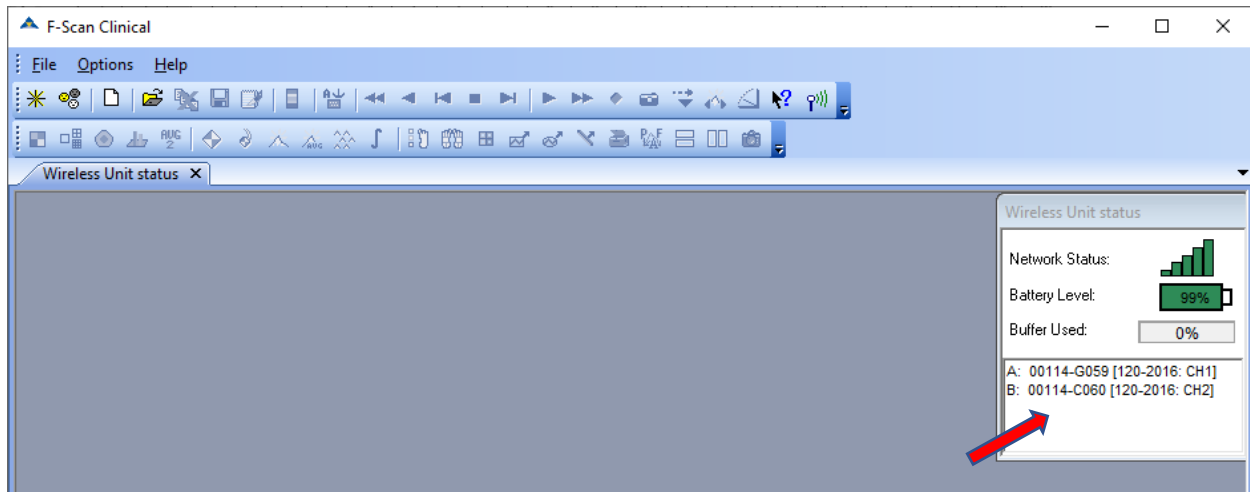


Fig. 51. Ventana del software donde indica que existe una conexión con la unidad principal y dos sensores. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

2.2 Prueba de medición de presiones con plantillas sensorizadas.

Como se comentó previamente en este documento, es necesario evitar la aparición de zonas de presión plantar altas para prevenir lesiones o aliviar dolor, y sobre todo en personas con diabetes la presencia de zonas de presión por encima de 200 kPa puede ser un factor de riesgo para la formación de úlceras de presión (Jones et al., 2021; López-Moral et al., 2021) y por consecuencia, derivar en amputaciones. El uso de calzado o plantillas especialmente diseñadas para redistribuir las presiones puede evitar zonas de presión elevadas, pero hay que comprobar que no se generen presiones elevadas entre el pie y el zapato con plantillas. En esta prueba se describen los pasos para realizar la medición de presiones con el uso de plantillas sensorizadas y el sistema VersaTek (Tekscan, Boston, MA, USA).

Etapas de preparación.

1. Preparación del área de trabajo.

Durante la prueba, el paciente realizará al menos cinco ciclos completos de la marcha usando su calzado, con o sin plantillas. Se requiere un espacio suficiente para que se elaboren estos pasos. En el caso del Laboratorio de Biomecánica (LUBi), es suficiente con los pasos que puede realizar en la pasarela destinada a los estudios de marcha.

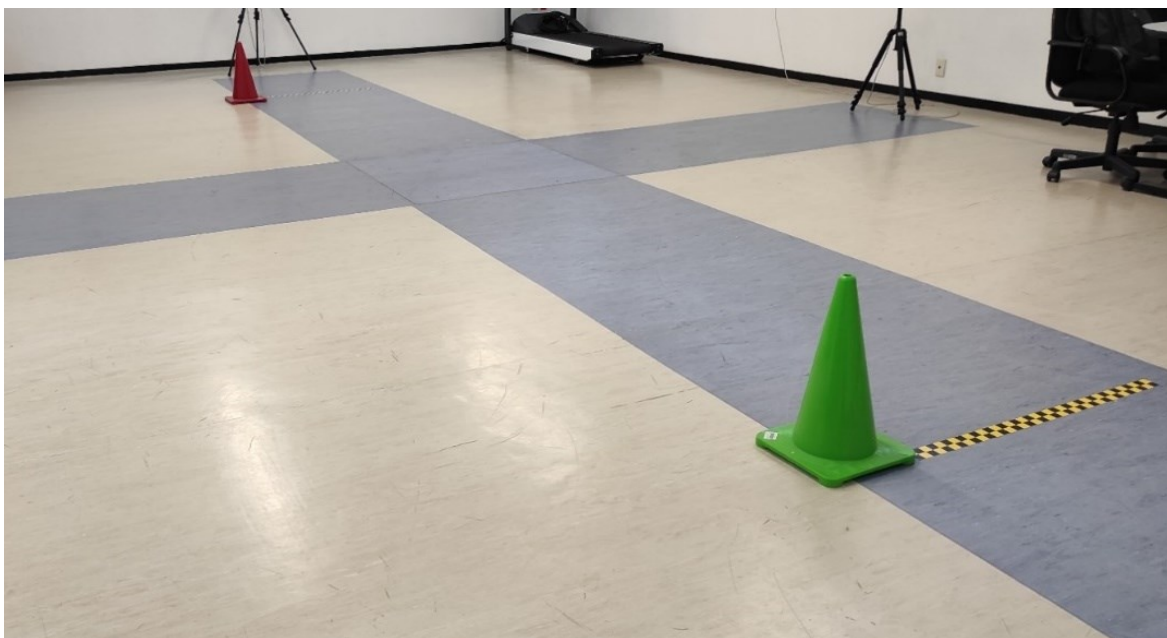


Fig. 52. Área del laboratorio de Biomecánica para el análisis de las presiones plantares en la pisada. Fuente: Elaboración propia.

2. Instalación de las cámaras de video en el final del recorrido y en lateral (Opcional).

Colocar las cámaras para la captura del movimiento en el plano frontal y en el plano sagital, para analizar la relación entre las variables de la prueba con las fases del apoyo de la marcha.

3. Ofrecer indicaciones al paciente sobre la prueba.

Las indicaciones serán las siguientes:

La prueba biomecánica consiste en medir la presión plantar durante la marcha con equipamiento destinado para este fin, como es el sistema VersaTek. A usted se le colocarán un par de plantillas, entre la planta del pie y el zapato de cada extremidad. Primeramente, se realizará la calibración del sistema, para lo que le solicitaremos que permanezca unos 5 segundos sobre su pie derecho y luego cuando le indiquemos cambiará al pie izquierdo. Luego repetiremos este proceso, pero ahora iniciaremos con apoyo en el pie izquierdo y a la señal, cambiará al derecho.

Posteriormente comenzaremos una prueba estática, le pediremos que permanezca de pie con los brazos extendidos a ambos lados del cuerpo durante 20 s. Una vez completada esta prueba, entonces le pediremos que camine en línea recta para elaborar cinco pasos completos con cada extremidad.

La información que usted proporcione al personal que participa en las pruebas será confidencial, la utilizará exclusivamente el personal involucrado en los estudios y no estará disponible para ningún otro propósito. El equipo de la UNAM se compromete a proteger sus datos personales.

Los beneficios de participar en este estudio son: usted recibirá por correo electrónico un reporte detallado y la interpretación de las pruebas biomecánicas que realizó, y se comprobará la efectividad del diseño de la plantilla ortopédica. De manera indirecta usted contribuirá al desarrollo científico y tecnológico del país, que optimizará la atención integral de personas con alteraciones en el sistema musculoesquelético.

El riesgo de participar en el estudio se atribuye a la incomodidad y/o cansancio en las pruebas de funcionalidad. Cabe destacar que los sensores empleados en el estudio no emiten radiaciones ionizantes ni genera campos magnéticos potentes; por lo que se considera una técnica inocua.

4. Recopilar la información personal del participante.

Una vez que la persona a evaluar firme el consentimiento informado para realizar la prueba, se agregan sus datos al programa, desde el Menú de Archivo, seleccione agregar nuevo paciente, directamente desde la barra de herramientas seleccione el ícono que corresponde a crear nuevo paciente (Fig. 53).

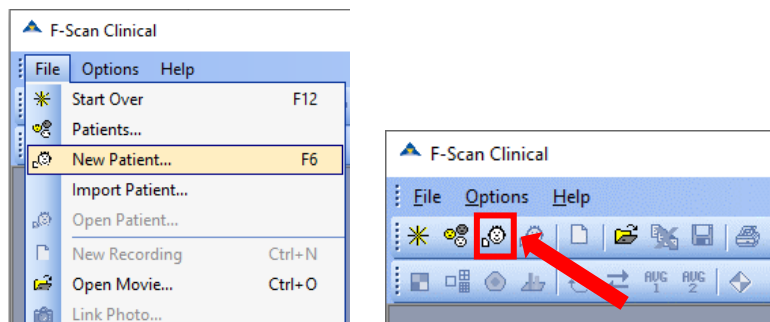


Fig. 53.Opciones para agregar los datos del paciente a la base de datos del software, F-Scan desde el menú de archivos o desde la barra de herramientas. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Se abrirá una ventana donde escribiremos el nombre y los apellidos del participante, la fecha de nacimiento, el código del paciente y el peso (Fig. 54).

Patient Info			
FIRST NAME:	Middle Name:	LAST NAME:	
Raide	Alfonso	González	
Patient ID:	Date of Birth (dd/MM/yyyy):		Gender:
P001	02	04	1977
Body Weight (kg):			☐ Female ☒ Male
75			OK
Cancel		Help	

Fig. 54 Ventana para capturar los datos del participante en la prueba. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

5. Instrumentar al paciente para la prueba.

El sistema de mapeo de presiones debe quedar instalado de acuerdo al esquema de la Fig. 43.

- Se colocarán los sensores Versatek 3000E en el interior del calzado. Se debe recortar para que cubra la superficie de la plantilla, sin ondulaciones ni arrugas Fig. 55.
- Luego se le solicita a la persona que se coloque los zapatos, cuidando que no se hagan pliegues en el interior del calzado.
- Coloque la cinta tobillera (cinta azul ancha) alrededor del extremo distal de la pierna, superior a los maléolos y ajuste con el velcro (Fig. 56).
- Inserte las conexiones de los sensores de presión 3000E dentro de los terminales (Verstek Cuffs) y péguelas a las tobilleras (por medio de los velcros, Fig. 56).



Fig. 55 Colocación de los sensores de presión dentro del calzado, sin ondulaciones o arrugas. Fuente: elaboración propia. Con permiso escrito de uso de imágenes.



Fig. 56 Colocación de la cinta velcro y fijación de las terminales (VersaTek Cuffs, Tekscan, Boston, MA, USA) en el extremo distal de la tibia, ligeramente superior a los maleolos. Fuente: Elaboración propia. Con permiso escrito de uso de imágenes.

- Ajuste la Unidad central (VersaTek Hub) en la parte posterior a la región lumbar o la pelvis por medio del cinturón elástico (Fig. 57).



Fig. 57 Colocación de la Unidad central (versaTek Hub, Tekscan, Boston, MA, USA) en la parte posterior de la región lumbosacra. Fuente: Elaboración propia. Con permiso escrito de uso de imágenes.

- Inserte los cables de conexiones de red dentro de los orificios de la cinta de ajuste del cable y luego inserte los extremos del cable en los puertos de la unidad principal y de los terminales.
- Coloque la cinta de posicionamiento de los cables en la parte proximal de la rodilla (Fig. 58).



Fig. 58 Colocación de la cinta de posicionamiento de los cables RJ45 en el extremo proximal de la tibia, ligeramente por debajo de las mesetas tibiales. Fuente: Elaboración propia. Con permiso escrito de uso de imágenes.

6. Sincronizar el equipo con la computadora.

Siga las instrucciones del epígrafe 2.1 para la conexión vía red Wifi “VersatekWireless” o directamente con cable USB (Fig. 43). Es aconsejable tener la batería cargada, pues tiene una carga tiene una duración de 2 horas de trabajo. Una vez establecida la conexión, se mostrará la huella plantar derecha e izquierda, y debajo de cada ventana la información de que los sensores están midiendo correctamente (Fig. 59).

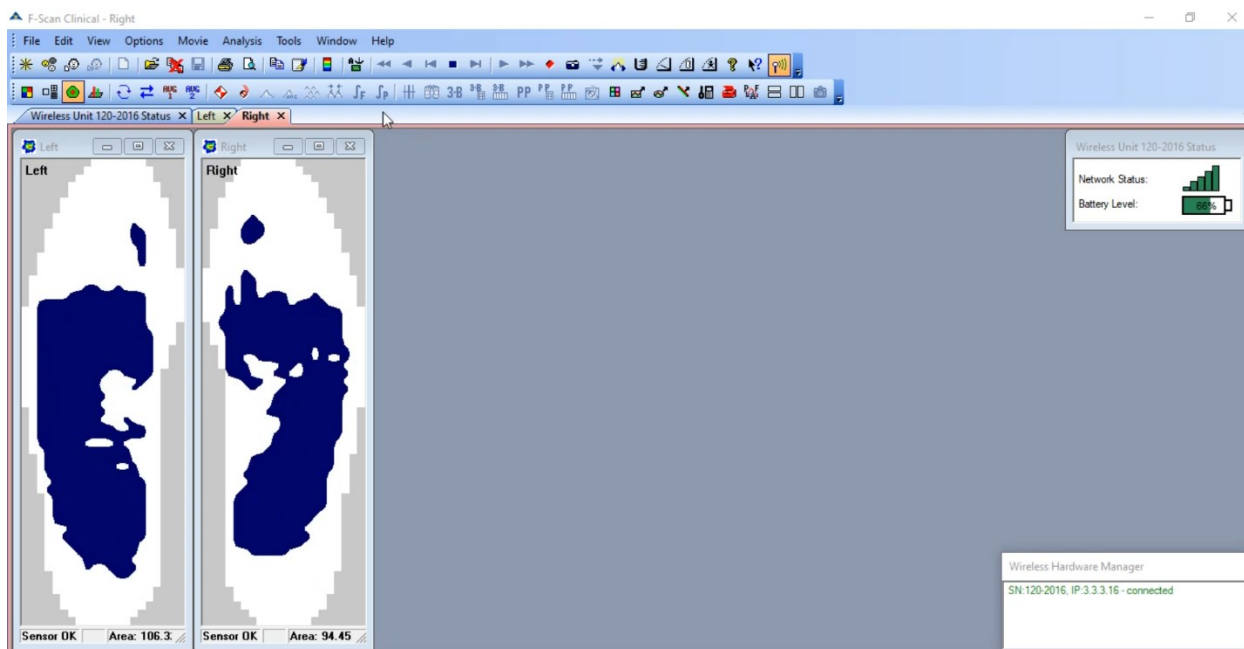


Fig. 59. Ventana del software con la Unidad central conectada a la red wifi y con los sensores funcionando correctamente. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Etapa de captura.

7. Calibración de los sensores.

Los sensores del sistema son del tipo resistivos, pero requieren calibrarse para que reconozcan la presión aplicada por la deformación de los filamentos. En este sentido, se puede realizar la calibración de punto, que consiste en aplicar un peso muerto o una carga conocida sobre un área del sensor, este método se explicará en la sección 2.3 y se realiza antes de colocar los sensores en el zapato. Otro modo de calibrar es el método de paso. La persona se debe colocar en un pie y cambiar al otro, como se describirá a continuación.

Primeramente, defina la unidad de medida de la carga a aplicar desde el Menú de opciones, o desde el ícono correspondiente en la barra de herramientas (Fig. 60). Seleccione las opciones para mostrar las distancias en cm, la fuerza en kilogramos y la presión en kPa (Fig. 61).

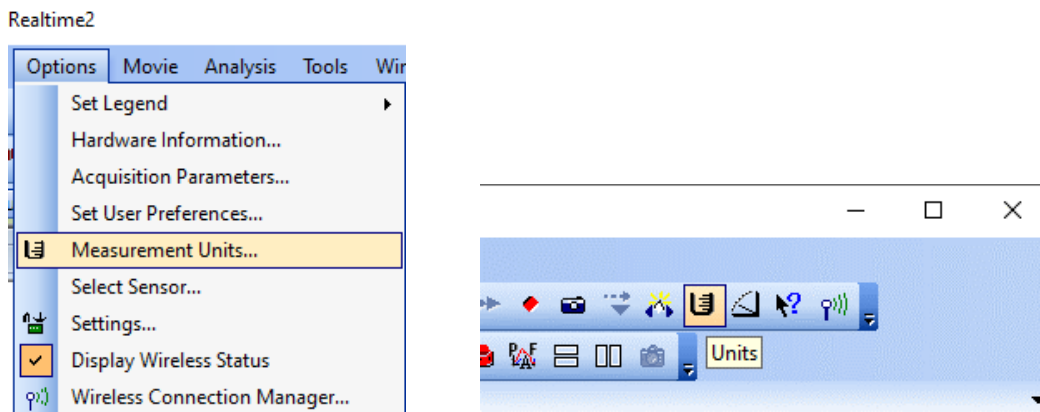


Fig. 60. Opciones para abrir la ventana donde se definen las unidades de medida del sistema. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

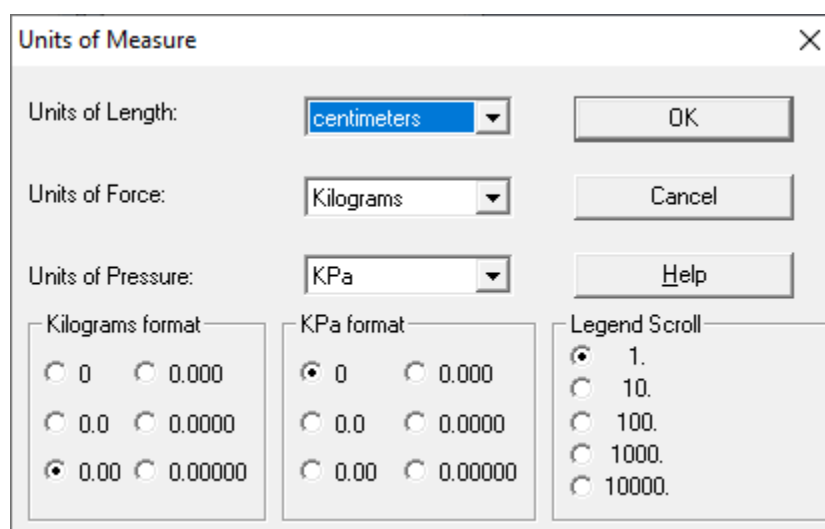
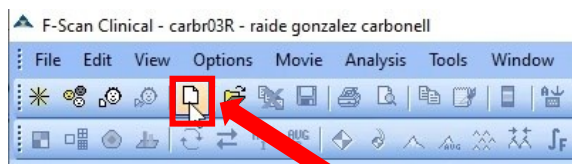


Fig. 61. Ventana donde se definen las unidades de medida del sistema. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

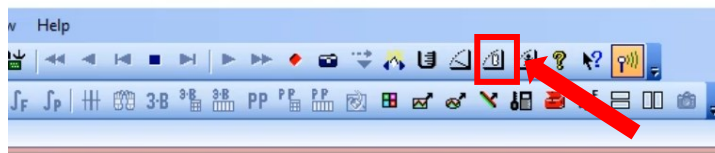
Luego inicie la calibración, inicie una nueva grabación desde el menú Archivos y seleccionar Nueva grabación o desde la barra de herramientas seleccionando el ícono correspondiente a Nueva grabación (Fig. 62a). Luego inicie la calibración, diríjase al menú herramientas (Fig. 62b) o directamente sobre la barra de herramientas en el ícono correspondiente a Calibración de paso (Fig. 62c).



a) Iniciar una nueva grabación desde la barra de herramientas



b) Realizar calibración desde el menú Herramientas



c) Realizar calibración desde la barra de herramientas

Fig. 62. Opciones para iniciar la calibración de las plantillas, a) ícono para iniciar una nueva grabación, b) Menú de Herramientas para la calibración de los sensores, c) ícono de la barra de herramientas para iniciar la calibración. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Al seleccionar la opción de calibración desde el Menú de herramientas, se abre una ventana donde se selecciona la calibración de paso (Fig. 63).

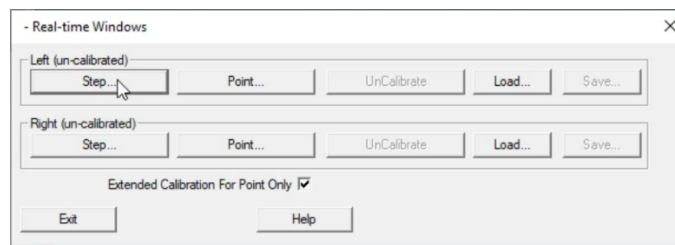


Fig. 63. Ventana para seleccionar el método de calibración del sistema. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Posteriormente el software lo guiará para realizar la calibración, se debe definir el peso de la persona. Si inicia el proceso de Calibración del pie derecho, entonces nos indicará que la persona se pare sobre su pie izquierdo durante cinco segundos aproximadamente, y luego sobre el pie derecho otros 15 segundos como se muestra en la Fig. 64. Si la calibración se efectúa de forma correcta, enviará un mensaje de Calibración satisfactoria e iniciará el proceso de calibración con el otro pie. Una vez calibrado, el sistema muestra la barra del gradiente de colores, indicando la presión registrada por los sensores de la plantilla (Fig. 90).

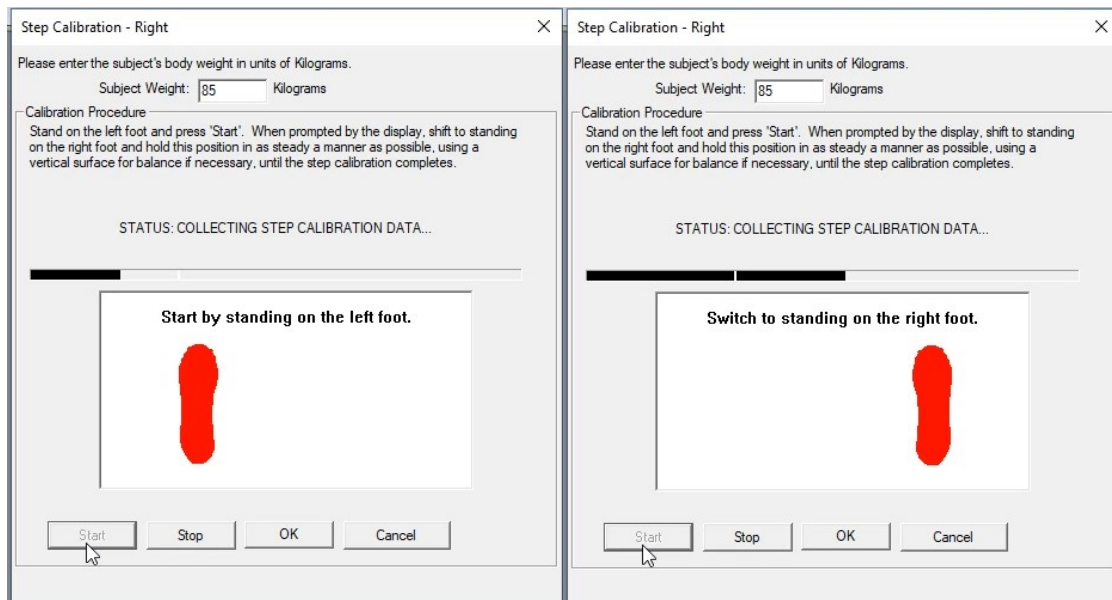


Fig. 64. Calibración de paso para el pie derecho. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

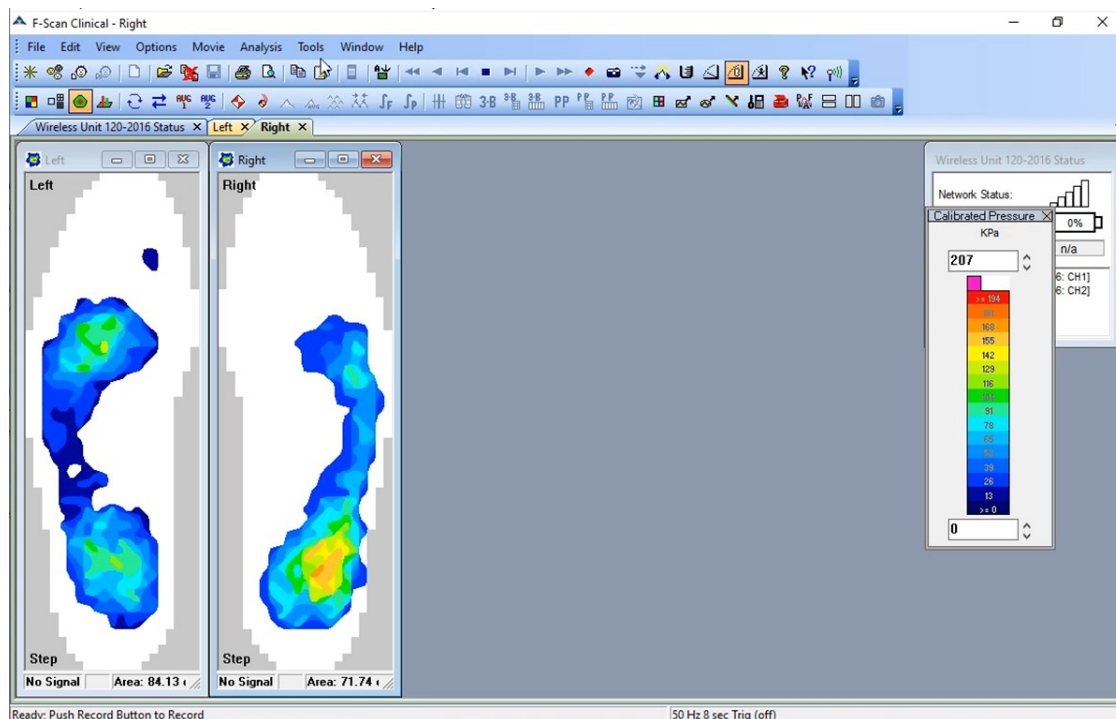


Fig. 65. Huella plantar en bipedestación después de completada la calibración. Se aprecia el gradiente de colores en función de la magnitud de la presión detectada por los sensores. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

8. Iniciar proceso de grabación de video con las cámaras (Opcional).

Asegurarse que las cámaras tienen suficiente espacio para grabar la prueba.

9. Iniciar el proceso de grabación de la prueba estática.

Una vez calibrado el sistema, todo está listo para realizar las grabaciones para diferentes tipos de prueba. Cabe mencionar que, si los parámetros de grabación están fijados para una duración de ocho segundos o 400 cuadros (50 cuadros por segundo), el sistema detendrá la prueba tras la transcurrida la duración definida por defecto, si no, se ajustarán los parámetros de captura antes de comenzar la grabación, seleccione desde el menú de opciones Parámetros de adquisición y se abrirá una ventana para cambiar la duración de la prueba.

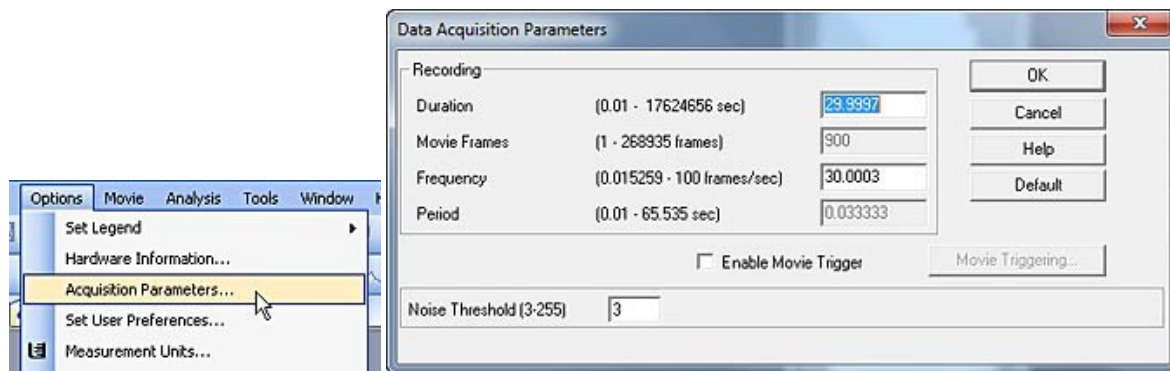
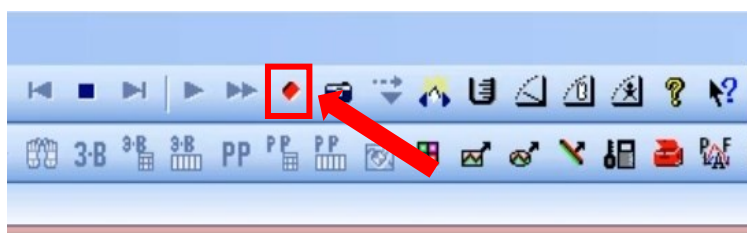
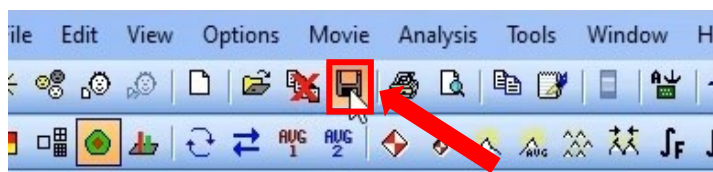


Fig. 66. Modificación de los parámetros de adquisición de la prueba. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Como ya se mencionó en el capítulo 1, las condiciones de carga sobre las regiones del pie cambian según la postura y la superficie de apoyo. En este sentido se puede comenzar evaluando las presiones plantares en bipedestación ortostática. Para ello seleccione grabar, en el ícono correspondiente de la barra de herramientas (Fig. 67a), mientras la persona evaluada permanece sin realizar movimientos, controlando la postura.



a) Iniciar la captura de la prueba desde la barra de herramientas



b) Salvar los datos capturados desde la barra de herramientas

Fig. 67. Captura y grabación de la prueba en bipedestación estática. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Una vez transcurrido el tiempo definido en los parámetros de adquisición, se detendrá la grabación. Seleccione salvar la grabación (Fig. 67b), el software le pedirá que seleccione el paciente de la base de dato a la que corresponde la captura realizada. Posteriormente, cierre todas las ventanas si se requiere grabar nuevas pruebas.

10. Iniciar el proceso de grabación de la prueba de pisada dinámica.

El proceso para realizar nuevas capturas es muy similar al de la prueba estática. Solo cambia el movimiento que tiene que realizar la persona evaluada. Para realizar nuevas capturas se define una nueva grabación (Fig. 62a). Luego se le solicita la persona que realice el movimiento a evaluar. Como es una prueba de pisada, se inicia la grabación (Fig. 67) y se le solicita a la persona que camine en línea recta para obtener una trayectoria del centro de presión que no esté influenciada por cambios de movimiento y balance del pie. Una vez elaborados los pasos y si no se ha completado el tiempo definido en los parámetros de la prueba, se detiene la grabación y se salva la grabación (Fig. 67).

Etapas de creación del reporte.

11. Creación del informe de los resultados.

El software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA) tiene varias herramientas para el procesamiento de los datos capturados, las que se pueden acceder desde el Menú de Análisis. Todos los gráficos se pueden copiar y pegar en un procesador de textos para generar un reporte personalizado. Las plantillas sensorizadas tienen sensores de presión que miden un área de la planta del pie. Sin embargo, si se desea obtener una distribución de presiones con un mayor suavizado, entonces es necesario interpolar la información de los sensores para generar un trazado de presiones continuo. El software permite la interpolación con arreglo de 3x3 y de 5x5 (Fig. 68).

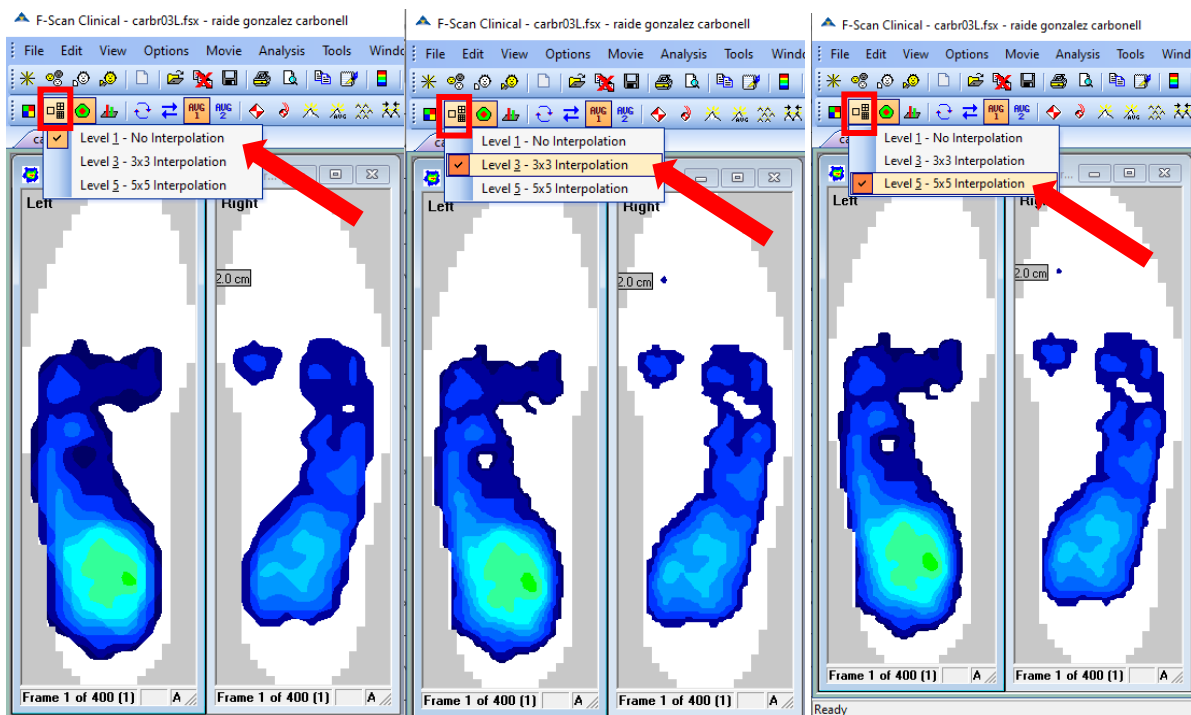


Fig. 68. Opciones para visualizar la huella plantar sin interpolación, interpolación con arreglo 3x3 e interpolación con arreglo 5x5. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Las variables por graficar en cada ventana del software se pueden modificar en las propiedades del gráfico (Fig. 69). En el eje y se pueden seleccionar las variables fuerza, área de contacto, presiones de contacto, y los picos (máximos) de fuerza y presión. También es posible graficar la velocidad del centro de presión en dirección Antero-posterior, medio-lateral y la total. En el eje x se puede expresar en función del tiempo o en recuadros del video.

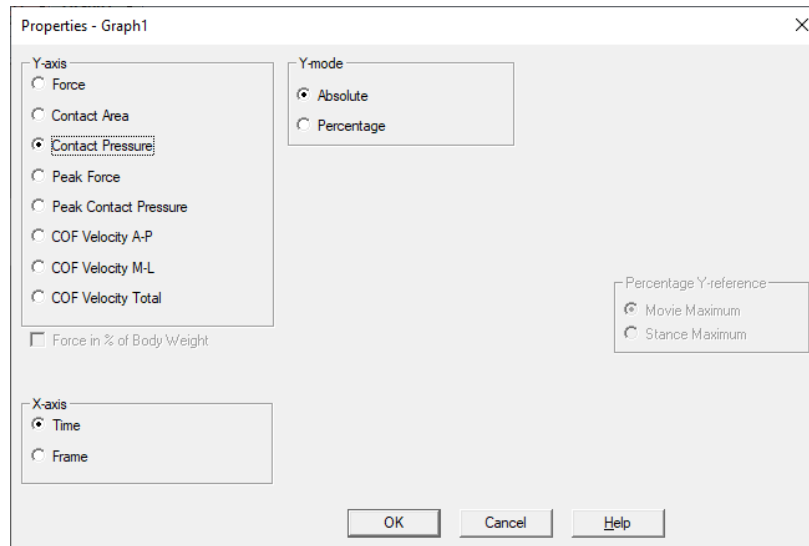


Fig. 69. Ventana para modificar las propiedades del gráfico. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

También se podrá visualizar el recorrido del centro de presión (COP) para diferentes tipos de pruebas, ya sea de postura estática, de pisada, carrera, entre otros. Desde la barra de herramientas selecciones mostrar el recorrido del centro de presión, active la opción AVG1 (promedio de los pasos) y el promedio de los picos de presión en la pisada. El software solicitará las pisadas a incluir en el análisis, y se deben excluir la primera y la última (Fig. 70).

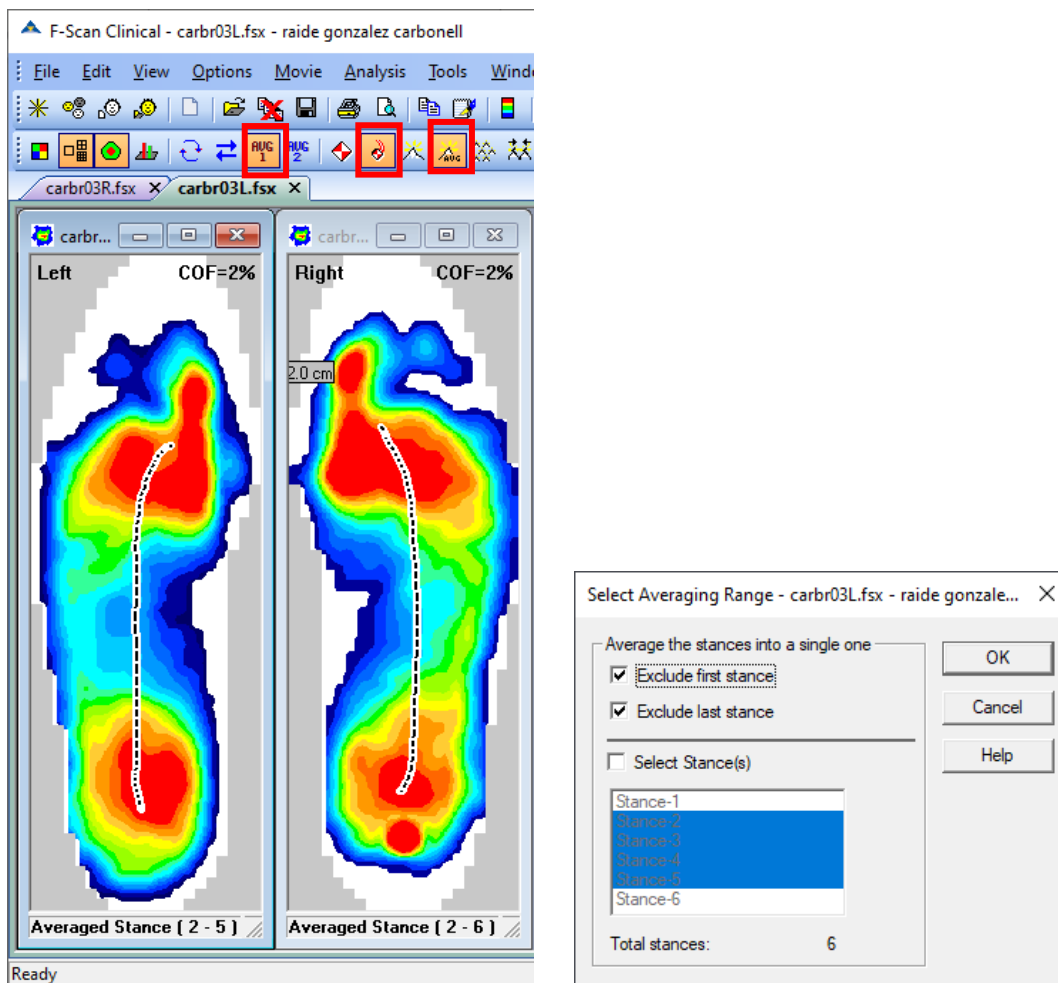


Fig. 70. Gráfico del recorrido del centro de presión. En la parte superior están activados los íconos de la barra de herramientas para graficar el COP y en la imagen de la derecha la selección de las pisadas. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

El software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA) incluye una herramienta para generar los gráficos de las fuerzas totales del pie y en la región de las cabezas de los metatarsianos y en el talón. Está disponible desde el Menú de Análisis o desde la barra de herramientas, se puede identificar como *3-B Analysis*. De arriba para abajo, el primer gráfico es de la fuerza total en cada extremidad, el segundo incluye la fuerza total, en el talón y en los metatarsos del pie izquierdo y el tercero estas mismas fuerzas, pero del pie derecho (Fig. 71).

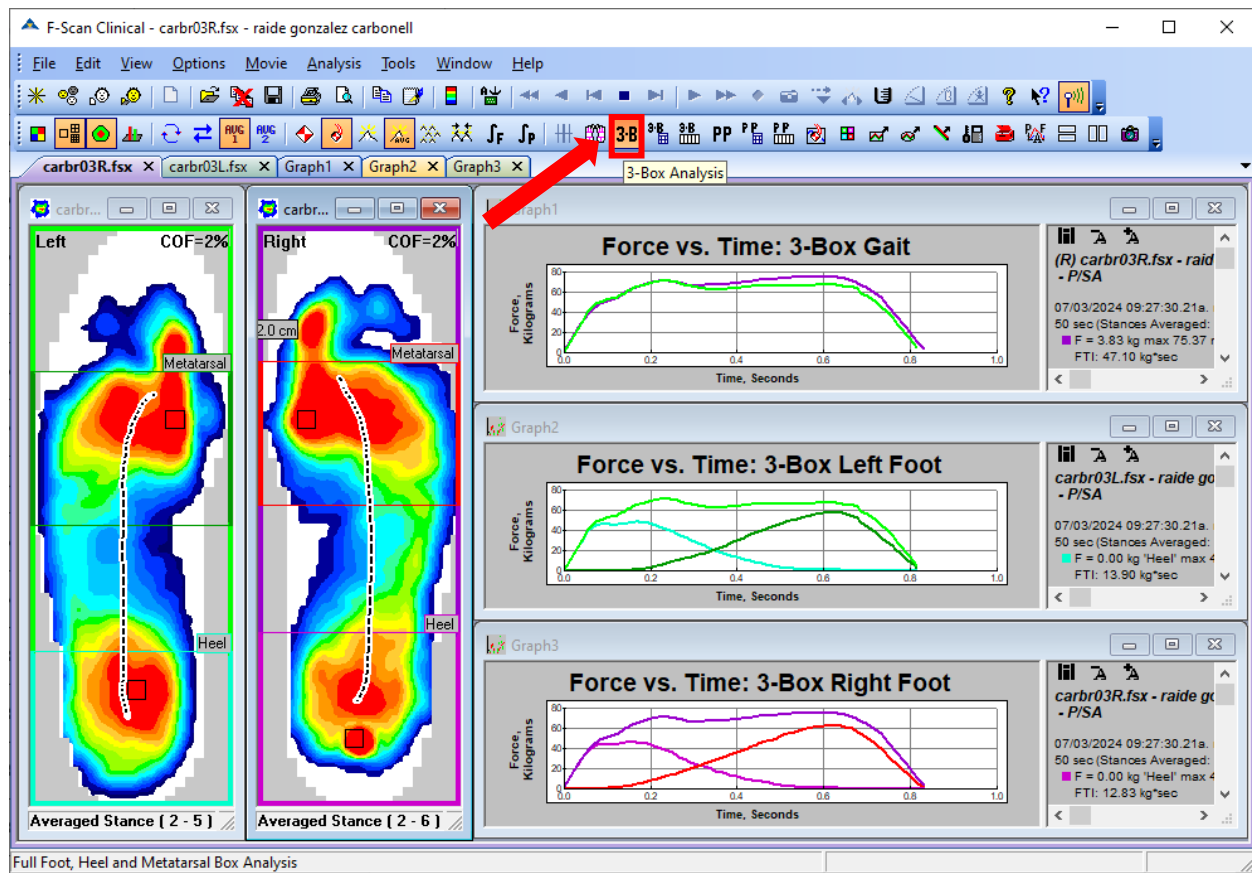


Fig. 71. Gráficos de la fuerza en el tiempo durante la pisada. De arriba para abajo, el primer gráfico es de la fuerza total en cada extremidad, el segundo incluye la fuerza total, en el talón y en los metatarsos del pie izquierdo y el tercero estas mismas fuerzas pero del pie derecho. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Otro gráfico que se puede generar es el comportamiento de las presiones en el pie. Al seleccionar el ícono de Análisis del pico de presión, se obtiene la gráfica de las presiones y de los picos de presiones durante la pisada para ambos pies (Fig. 72).

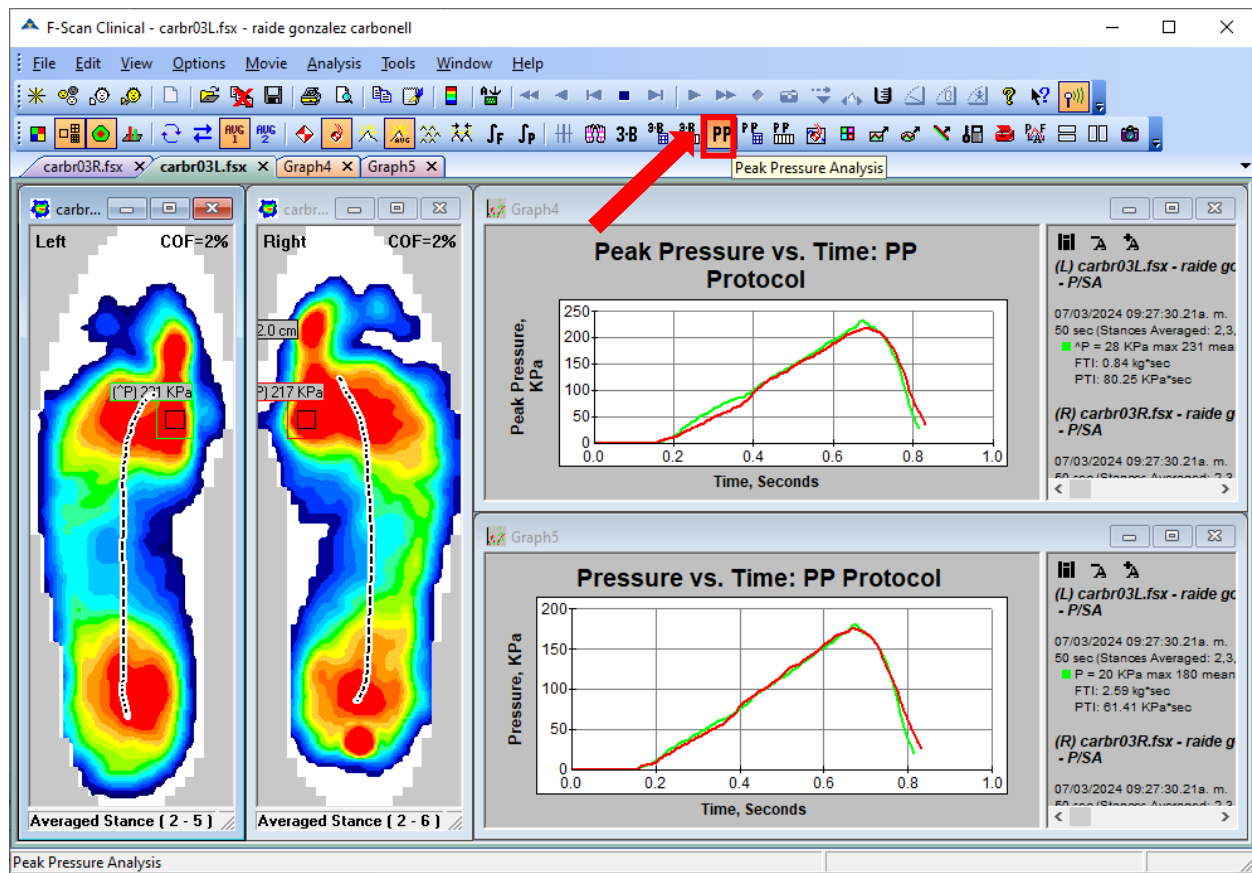
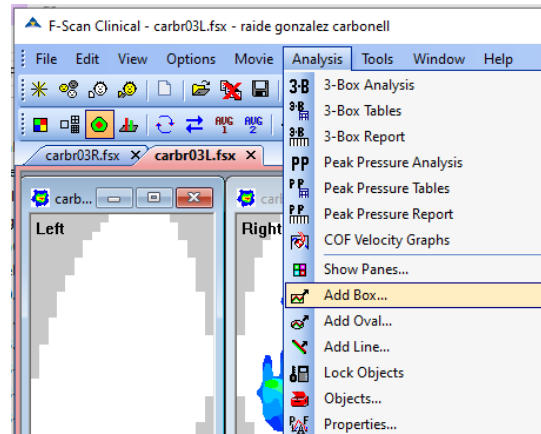
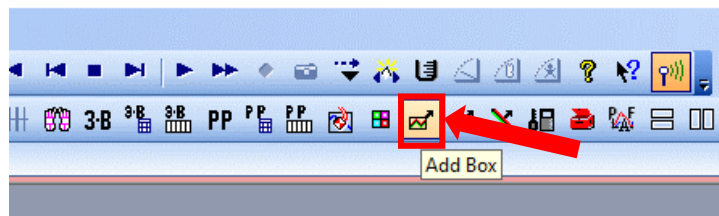


Fig. 72. Gráficos del pico de presión y de la presión media en el tiempo durante la pisada. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

También se pueden generar gráficos de las funciones de las variables fuerza, presión y área, velocidad del COP, etc., a partir de la selección de un rectángulo (Box) de la huella plantar. Acceda al Menú Análisis y seleccionar agregar caja, o desde la barra de herramientas seleccionar el ícono correspondiente (Fig. 73).



Menú de análisis para el procesamiento de los datos y creación del reporte.



Ícono para seleccionar un área de interés en la huella plantar.

Fig. 73. Herramientas para la creación de gráficas y del reporte. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

El software le solicitará si quiere crear la gráfica de la función en un gráfico nuevo o en uno que fue creado previamente (Fig. 74). La ventaja de graficar varias funciones de las variables en un mismo gráfico es que permite hacer comparaciones e identificar el instante en el que están ocurriendo. Posteriormente se crea la gráfica de la función de acuerdo a la variable que esté seleccionada para mostrar (Fig. 75).

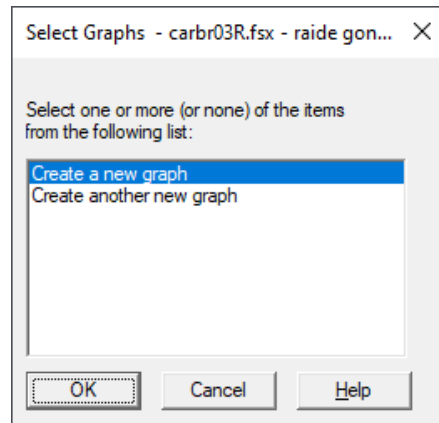


Fig. 74. Ventana para seleccionar el modo en que se ploteará el comportamiento de la variable de interés durante el tiempo de grabación. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

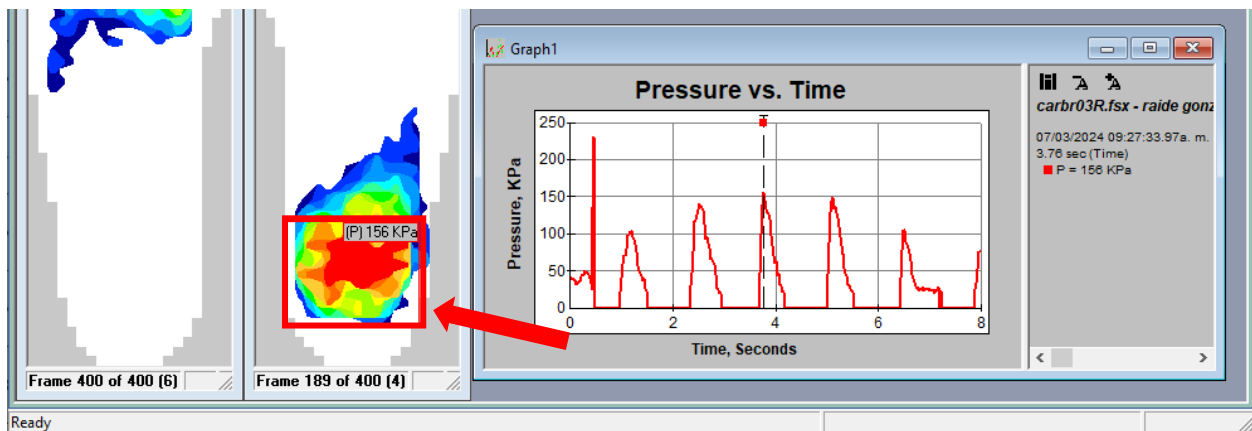


Fig. 75. Área de interés (Box) y gráfica de la presión respecto al tiempo que ocurre dentro del rectángulo (talón del pie derecho). Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

El software también ofrece la posibilidad de generar un reporte con las gráficas de la huella plantar, el recorrido del centro de presión, las gráficas de fuerza y presiones durante la pisada y exportarlo de forma automática al procesador de textos Microsoft Word. Desde el Menú Análisis o desde la barra de herramientas seleccione la opción de 3 B Report o la opción de Peak Presssure Report (Fig. 76).

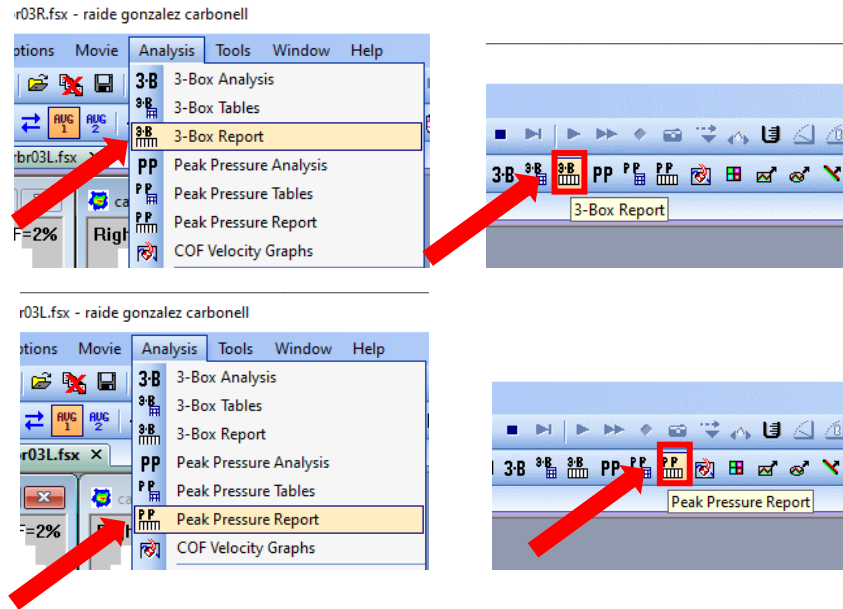


Fig. 76. Opciones para generar un reporte automático de fuerzas o presiones y exportarlo a Microsoft Word. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

En las siguientes figuras se muestra una de las páginas con la información del reporte de fuerzas que se genera de forma automática.

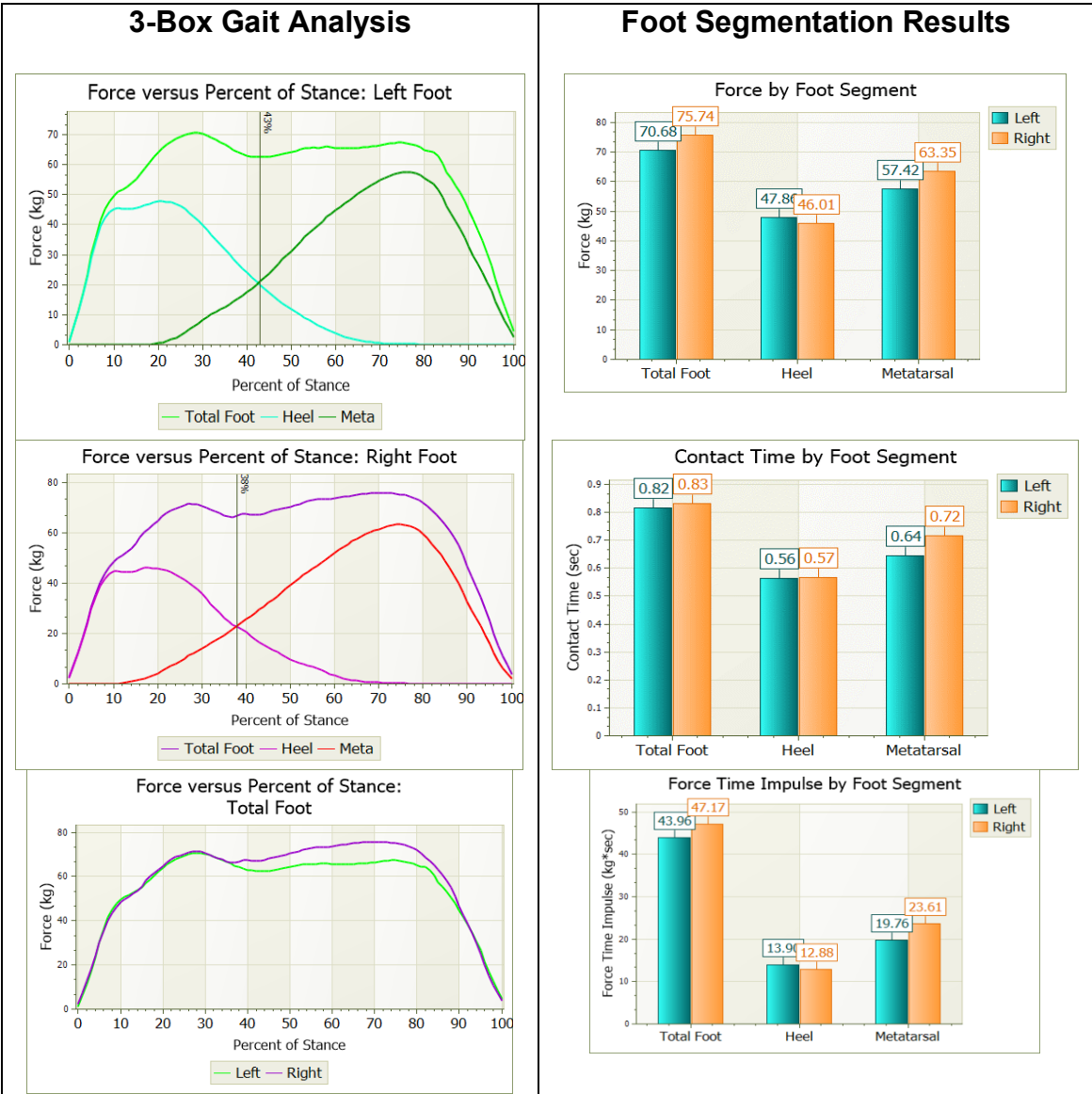


Fig. 77. Reporte automático de fuerzas. Permiso escrito de uso de imágenes.

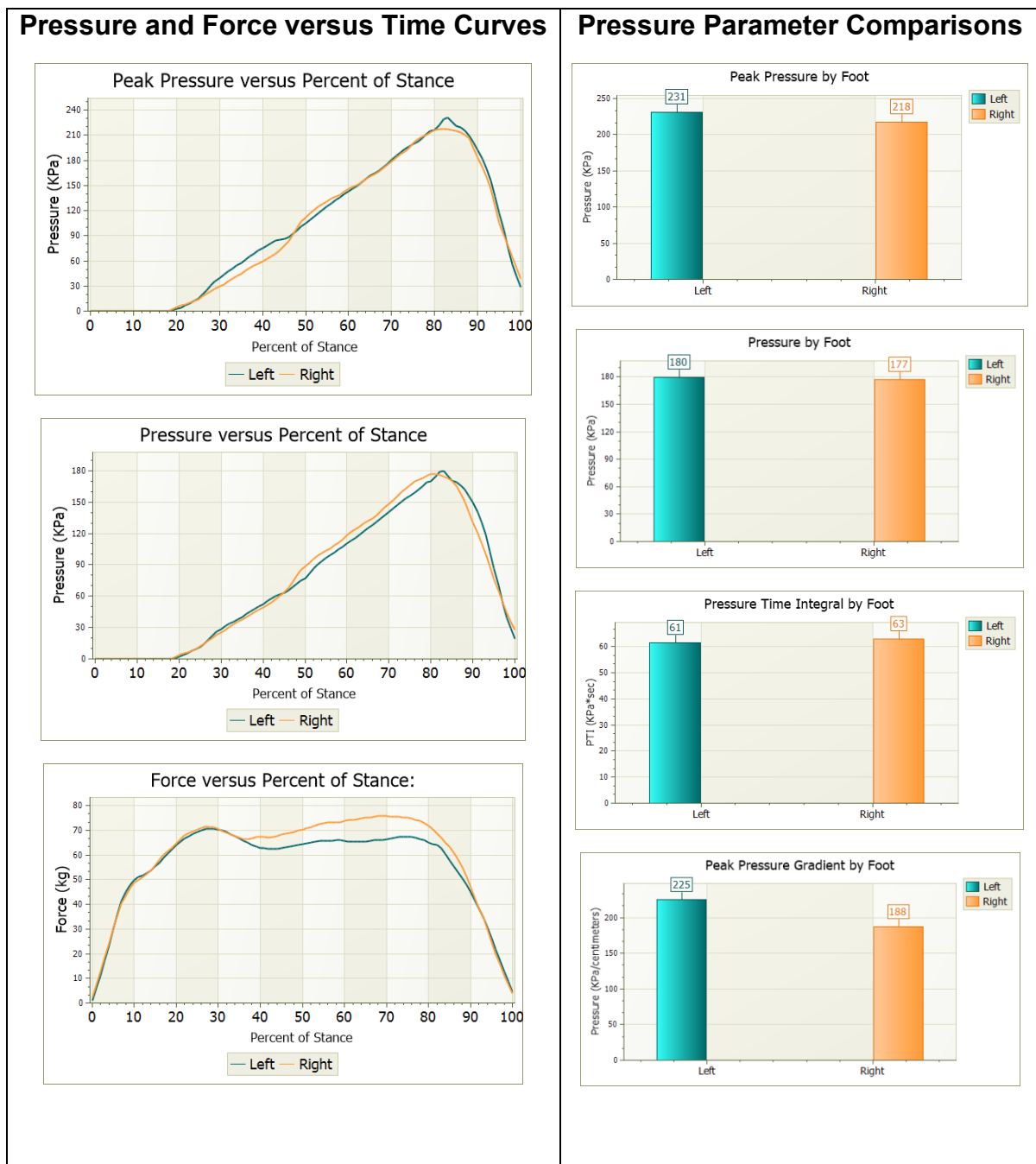


Fig. 78. Reporte automático de presiones. Permiso escrito de uso de imágenes.

2.3 Prueba de medición de presiones en el encaje protésico.

Como se comentó previamente en este documento, es necesario evitar la aparición de zonas de presión en el muñón para prevenir lesiones o aliviar dolor. Convery and Buis (1999) compararon el comportamiento de las presiones en la marcha de un encaje protésico de carga específica transtibial (elaborada a mano) con otro de la familia de carga total (elaborado con método de moldeo por presión hidrostática) y obtuvieron que el PTB alcanzó picos de presiones superiores a los del TSB, definieron que presiones superiores a 100 kPa puede ser peligroso para desarrollar daños en la piel. En esta prueba se describen los pasos para realizar la medición de presiones con el uso de sensores y el sistema VersaTek (Tekscan, Boston, MA).

Etapas de preparación.

1. Preparación del área de trabajo.

Durante la prueba, el paciente realizará varias pisadas usando su prótesis. Se requiere un espacio suficiente para que se elaboren al menos 5 pasos. En el caso del LUBi, es suficiente con los pasos que puede realizar en la pasarela destinada a los estudios de marcha.

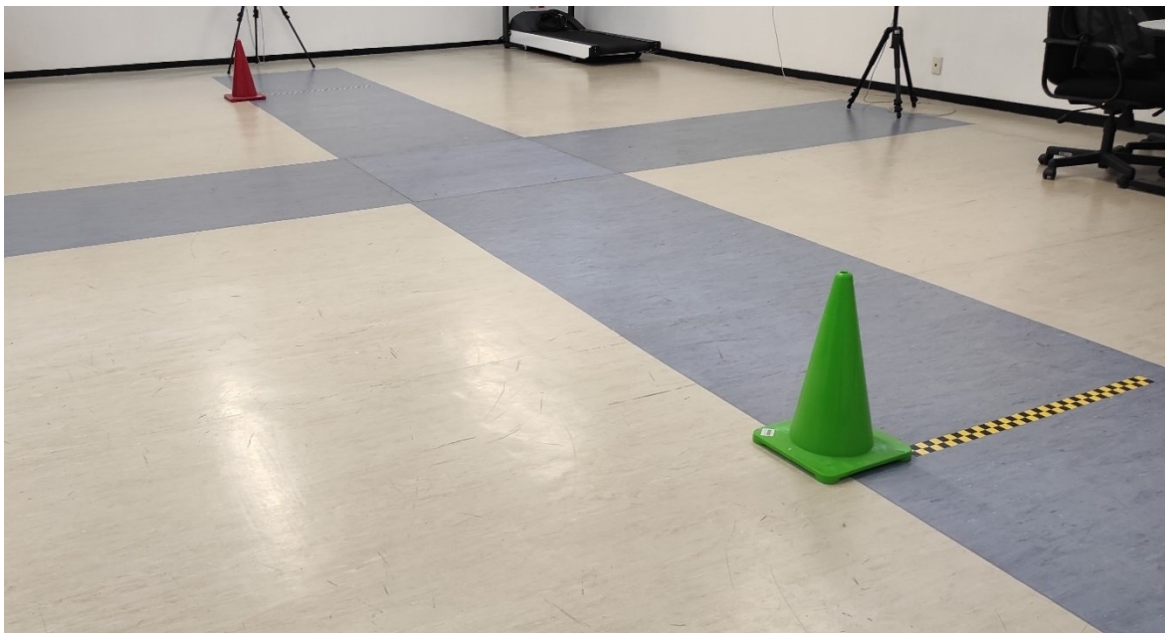


Fig. 79. Área del laboratorio de Biomecánica para el análisis de las presiones plantares en la pisada.

2. Instalación de las cámaras de video en el final del recorrido y en lateral (Opcional).

Colocar las cámaras para la captura del movimiento en el plano frontal y en el plano sagital, para analizar la relación entre las variables de la prueba con las fases del apoyo de la marcha.

3. Ofrecer indicaciones al paciente sobre la prueba.

Las indicaciones serán las siguientes:

La prueba biomecánica consiste en medir la presión en el muñón durante la marcha con equipamiento destinado para este fin, como es el sistema VersaTek. A usted se le colocarán un par de láminas rectangulares entre el muñón y el encaje protésico, en paredes opuestas.

Usted se quitará la prótesis, colocaremos los sensores en la parte medial y lateral, le pediremos que se coloque la prótesis para las pruebas estática y dinámica. Luego, le pediremos que se vuelva a retirar la prótesis, cambiaremos los sensores para colocarlos en la parte anterior y posterior. Y realizaremos nuevamente la prueba estática y dinámica con la nueva posición de los sensores.

La prueba estática consiste en que usted estará de pie con los brazos extendidos a ambos lados del cuerpo durante 20 s. Una vez completada esta prueba, entonces le pediremos que camine en línea recta para elaborar al menos cinco pasos con cada extremidad.

La información que usted proporcione al personal que participa en las pruebas será confidencial, la utilizará exclusivamente el personal involucrado en los estudios y no estará disponible para ningún otro propósito. El equipo de la UNAM (Universidad Nacional Autónoma de México) se compromete a proteger sus datos personales.

Los beneficios de participar en este estudio son: usted recibirá por correo electrónico un reporte detallado y la interpretación de las pruebas biomecánicas que realizó, y se comprobará la efectividad del diseño de la plantilla ortopédica. De manera indirecta usted

contribuirá al desarrollo científico y tecnológico del país, que optimizará la atención integral de personas con alteraciones en el sistema musculoesquelético.

El riesgo de participar en el estudio se atribuye a la incomodidad y/o cansancio en las pruebas de funcionalidad. Cabe destacar que los sensores empleados en el estudio no emiten radiaciones ionizantes ni genera campos magnéticos potentes; por lo que se considera una técnica inocua.

El riesgo de participar en el estudio se atribuye a la incomodidad y/o cansancio en las pruebas de funcionalidad. Cabe destacar que los sensores empleados en el estudio no emiten radiaciones ionizantes ni genera campos magnéticos potentes; por lo que se considera una técnica inocua.

4. Recopilar la información personal del participante.

Una vez que la persona a evaluar firme el consentimiento informado para realizar la prueba, se agregan sus datos al programa, desde el Menú de Archivo, seleccione agregar nuevo paciente, directamente desde la barra de herramientas seleccione el ícono que corresponde a crear nuevo paciente (Fig. 80).

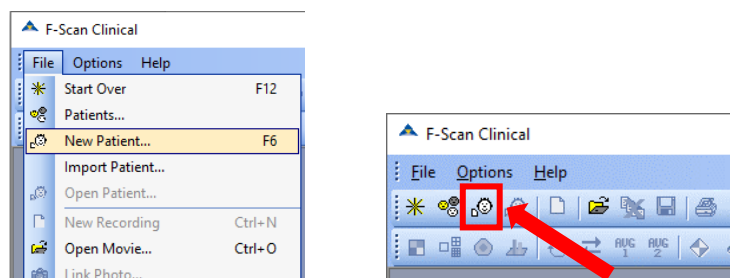


Fig. 80. Opciones para agregar los datos del paciente a la base de datos del software, F-Scan desde el menú de archivos o desde la barra de herramientas. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Se abrirá una ventana donde escribiremos el nombre y los apellidos del participante, la fecha de nacimiento, el código del paciente y el peso (Fig. 81).

Patient Record - New Patient

Patient Info

FIRST NAME: Raide Middle Name: Alfonso LAST NAME: González

Patient ID: P001 Date of Birth (dd/MM/yyyy): 02/04/1977 Gender: ☐ Female ☒ Male

Body Weight (kg): 75

OK

Cancel Help

Fig. 81 Ventana para capturar los datos del participante en la prueba. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

5. Sincronizar el equipo con la computadora.

Siga las instrucciones del epígrafe 2.1 para la conexión vía red Wifi “VersatekWireless” o directamente con cable USB (Fig. 43). Es aconsejable tener la batería cargada, pues tiene una carga tiene una duración de 2 horas de trabajo. Una vez establecida la conexión, se mostrará la huella plantar derecha e izquierda, y debajo de cada ventana la información de que los sensores están midiendo correctamente (Fig. 82).

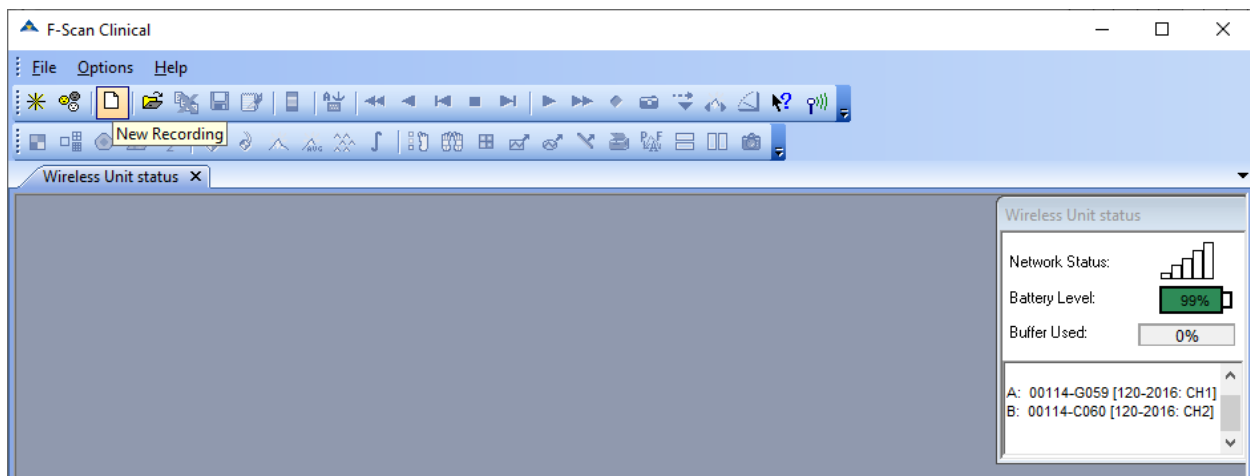


Fig. 82. Ventana del software con la Unidad central conectada a la red wifi y con los sensores funcionando correctamente. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Seleccione el tipo de sensor para sistema de mapeo F-socket para las pruebas de presión en el muñón (Fig. 83).

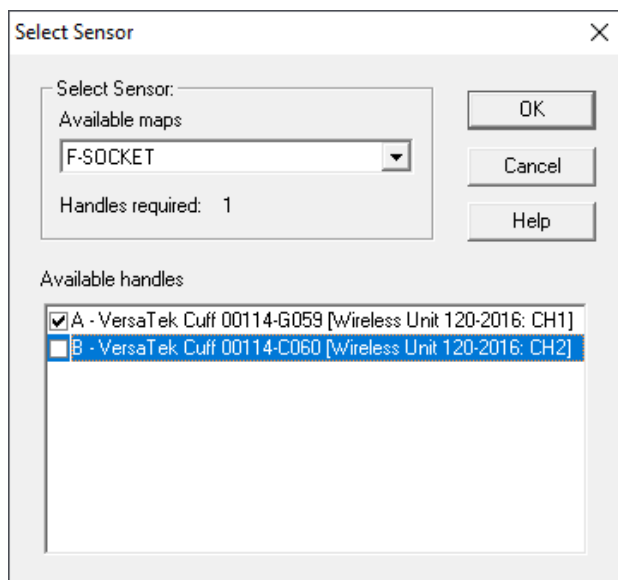


Fig. 83. Ventana del software para la selección del tipo de sensor. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

6. Calibración de los sensores.

Los sensores del sistema son del tipo resistivos, pero requieren calibrarse para que reconozcan la presión aplicada por la deformación de los filamentos. La calibración se realiza antes de colocar los sensores entre el muñón y el encaje protésico y el método de calibración a emplear es el de punto, que consiste en aplicar un peso muerto o una carga conocida sobre un área del sensor.

Primeramente, defina la unidad de medida de la carga a aplicar desde el Menú de opciones, o desde el ícono correspondiente en la barra de herramientas (Fig. 84). Seleccione las opciones para mostrar las distancias en cm, la fuerza en kilogramos y la presión en kPa (Fig. 85).

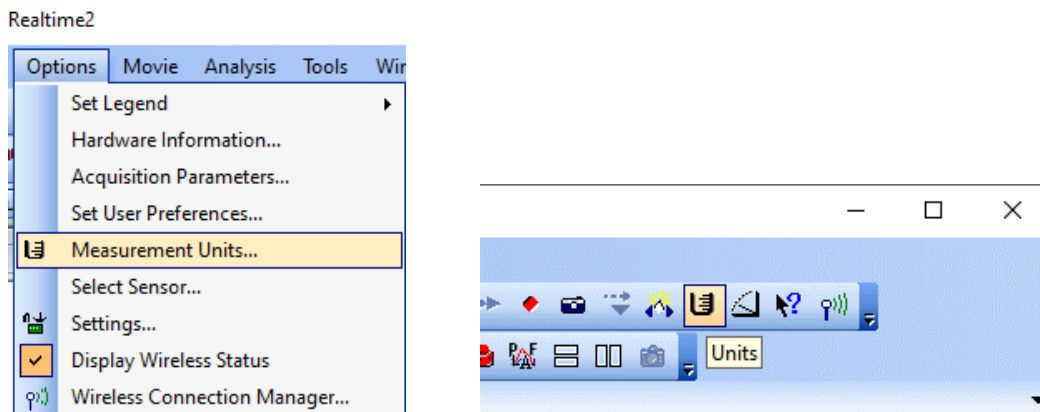


Fig. 84. Opciones para abrir la ventana donde se definen las unidades de medida del sistema. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

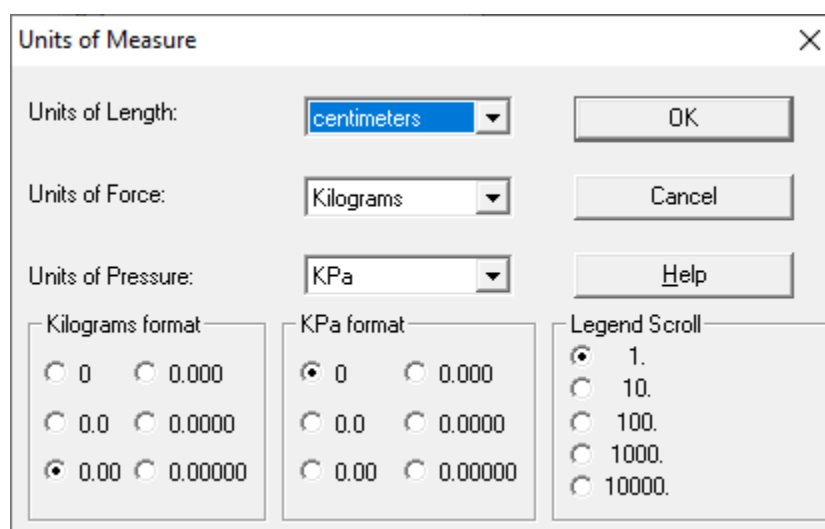
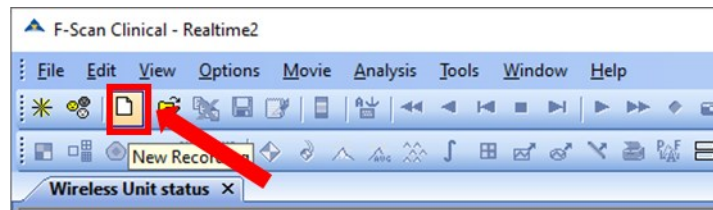


Fig. 85. Ventana donde se definen las unidades de medida del sistema. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Inicie la calibración abriendo una nueva grabación desde el menú Archivos y seleccionar Nueva grabación o desde la barra de herramientas seleccionando el ícono correspondiente a Nueva grabación (Fig. 86a). Luego inicie la calibración, diríjase al menú herramientas (Fig. 86b) o directamente sobre la barra de herramientas en el ícono correspondiente a Calibración de paso (Fig. 86c).



a) Iniciar una nueva grabación desde la barra de herramientas



b) Realizar calibración desde el menú Herramientas



c) Realizar calibración desde la barra de herramientas

Fig. 86. Opciones para iniciar la calibración de los sensores, a) ícono para iniciar una nueva grabación, b) Menú de Herramientas para la calibración de los sensores, c) ícono de la barra de herramientas para iniciar la calibración. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Al seleccionar la opción de calibración desde el Menú de herramientas, se abre una ventana donde se selecciona la calibración de punto (Fig. 87).

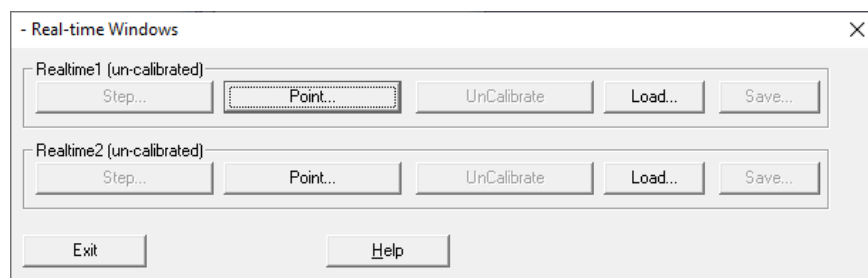


Fig. 87. Ventana para seleccionar el método de calibración del sistema. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Luego se define el peso muerto o fuerza controlada por un dinamómetro a aplicar sobre un área del sensor, la fuerza se debe aplicar a través de una superficie viscoelástica que simule el comportamiento del tejido blando (Fig. 88). Si inicia el proceso de Calibración del sensor derecho, se define el valor de la fuerza que se está aplicando a la superficie sensorizada (Fig. 89).

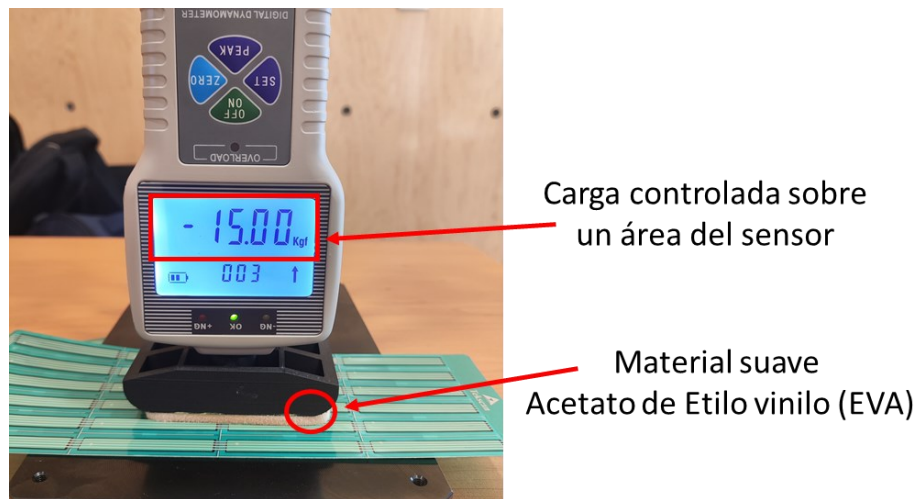


Fig. 88. Calibración de punto, se aplica una carga controlada sobre un área sensorizada. Fuente: Elaboración propia. Con permiso escrito de uso de imágenes.

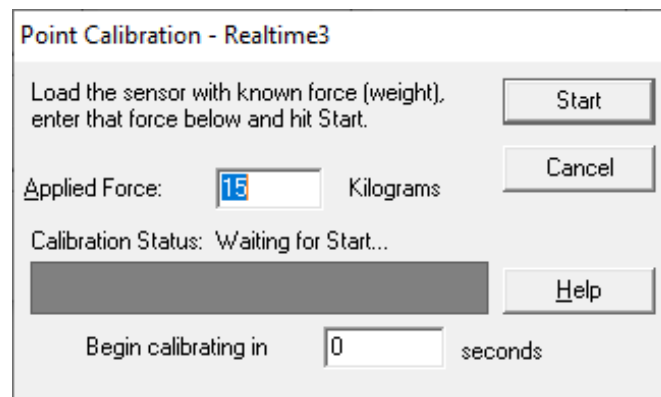


Fig. 89. Ventana para definir la carga que se aplica para la calibración del sistema. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Una vez calibrado, el sistema muestra la barra del gradiente de colores, indicando la presión registrada por los sensores.

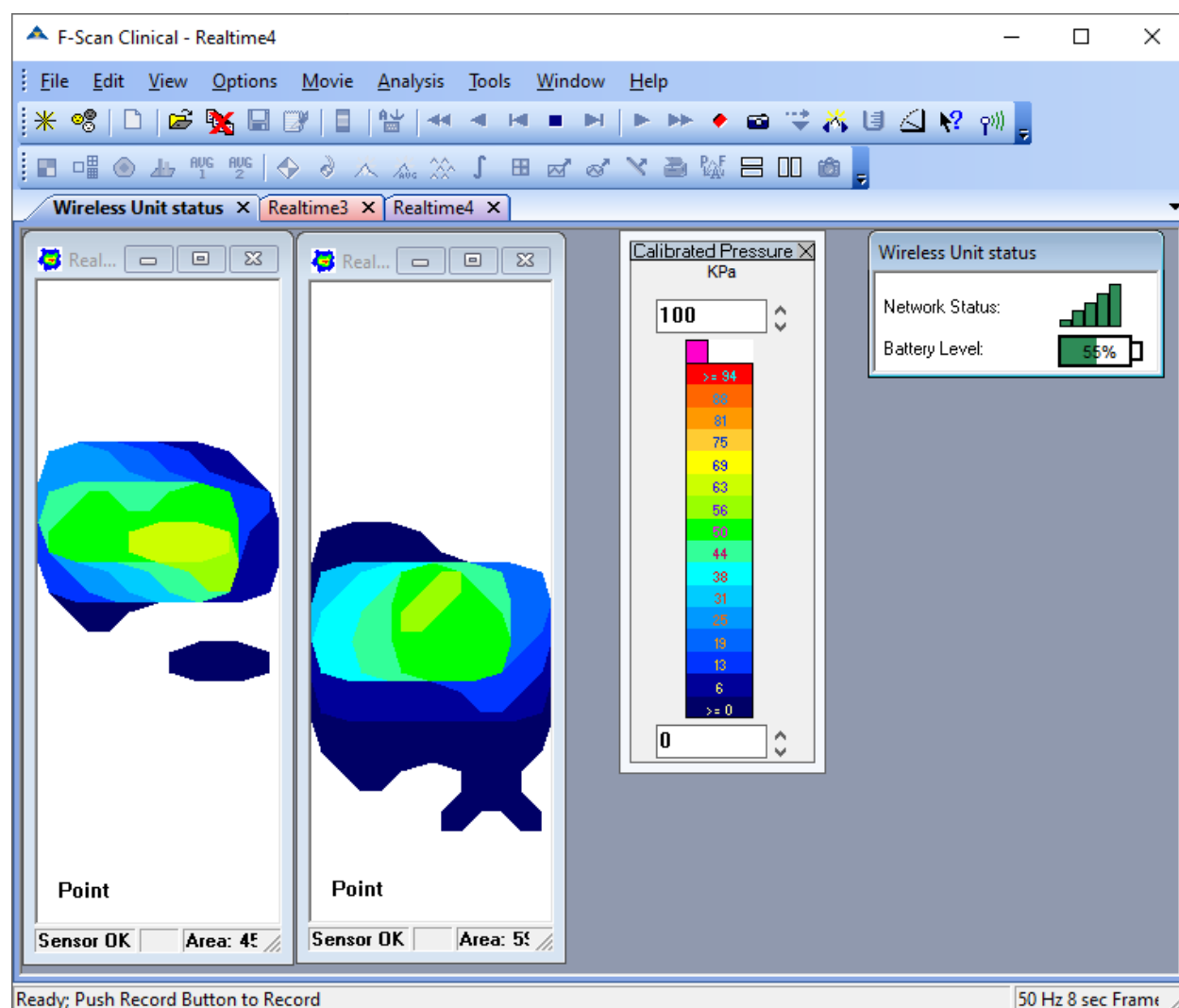


Fig. 90. Sistema calibrado por el método de punto. Se aprecia el gradiente de colores en función de la magnitud de la presión detectada por los sensores. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

7. Instrumentar al paciente para la prueba.

El sistema de mapeo de presiones debe quedar instalado de acuerdo al esquema de la Fig. 43.

- Se colocará un par de sensores Versatek 9811E o 9833E en paredes opuestas del encaje (anterior y posterior, medial y lateral), cubriendo las áreas de interés para comprobar que la aplicación de las cargas es en las zonas tolerantes y las menores presiones se encuentran en las zonas sensibles. la parte media del muñón. De ser necesario, se debe recortar el sensor para que cubra la superficie de la plantilla, sin ondulaciones ni arrugas (Fig. 91).

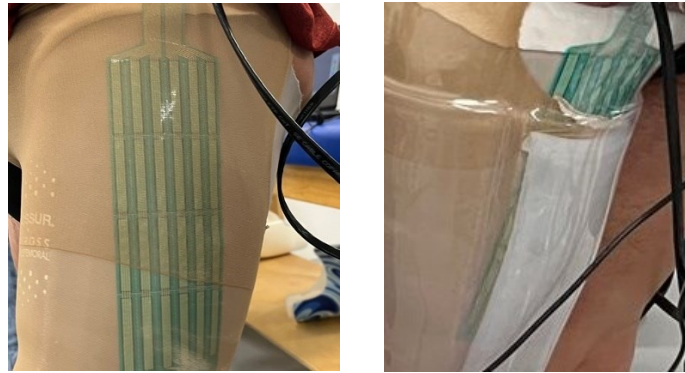


Fig. 91. Colocación de los sensores resistivos en la parte lateral (y medial) y en la parte posterior (y anterior). Con permiso escrito de uso de imágenes.

- Luego se le solicita a la persona que se coloque el encaje protésico, cuidando que no se hagan pliegues en el interior del encaje.
- Fije los terminales (VersaTek Cuffs) en una posición donde no influya en la movilidad del paciente por medio de velcros y la Unidad central (VersaTek Hub) en la parte posterior a la región lumbar o la pelvis por medio del cinturón elástico (Fig. 92).
- Inserte los cables de conexiones de red dentro de los orificios de la cinta de ajuste del cable y luego inserte los extremos del cable en los puertos de la unidad principal y de los terminales.
- Coloque la cinta de posicionamiento de los cables en un lugar que no limite la movilidad de la persona.



Fig. 92 Colocación de la Unidad central (versaTek Hub, Tekscan, Boston, MA, USA) en la parte posterior de la región lumbosacra. Fuente: Elaboración propia. Con permiso escrito de uso de imágenes.

Etapas de captura.

8. Iniciar proceso de grabación de video con las cámaras (Opcional).

Asegurarse que las cámaras tienen suficiente espacio para grabar la prueba.

9. Iniciar el proceso de grabación de la prueba estática.

Una vez calibrado el sistema, todo está listo para realizar las grabaciones para diferentes tipos de prueba. Cabe mencionar que, si los parámetros de grabación están fijados para una duración de ocho segundos o 400 cuadros (50 cuadros por segundo), el sistema detendrá la prueba tras la transcurrida la duración definida por defecto, si no, se ajustarán los parámetros de captura antes de comenzar la grabación, seleccione desde el menú de opciones Parámetros de adquisición y se abrirá una ventana para cambiar la duración de la prueba.

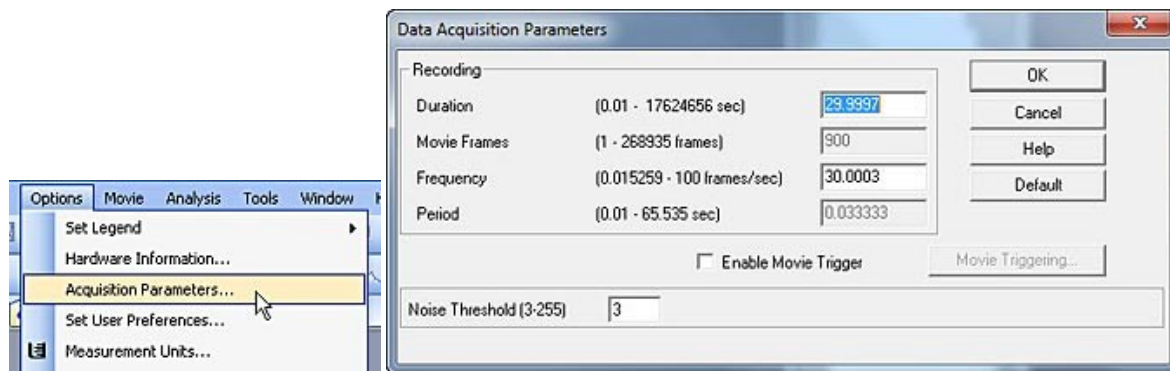
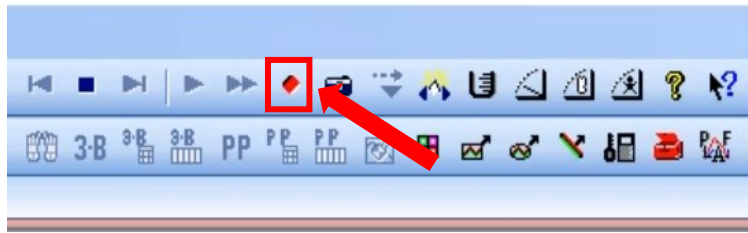
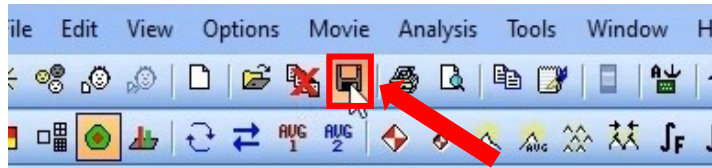


Fig. 93. Modificación de los parámetros de adquisición de la prueba. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Como ya se mencionó en el capítulo 1, las presiones en la superficie del muñón cambian de acuerdo al modo de aplicación de las cargas y la superficie de apoyo. En este sentido se puede comenzar evaluando las presiones en el muñón en bipedestación ortostática, con las dos extremidades apoyadas y cuando se apoya en una sola. Para ello seleccione grabar, en el ícono correspondiente de la barra de herramientas (Fig. 94a), mientras la persona evaluada permanece sin realizar movimientos, controlando la postura primero sobre sus dos extremidades y después solicitamos que se apoye solamente en la prótesis.



a) Iniciar la captura de la prueba desde la barra de herramientas



b) Salvar los datos capturados desde la barra de herramientas

Fig. 94. Captura y grabación de la prueba en bipedestación estática. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Una vez transcurrido el tiempo definido en los parámetros de adquisición, se detendrá la grabación. Seleccione salvar la grabación (Fig. 94b), el software le pedirá que seleccione el paciente de la base de dato a la que corresponde la captura realizada. Posteriormente, cierre todas las ventanas si se requiere grabar nuevas pruebas. Es importante pedir a la persona que la haga antes de cambiar la posición de los sensores, pues implica que se tenga que quitar el encaje y volver a ponerlo, y minimizar la manipulación del muñón.

10. Iniciar el proceso de grabación de la prueba de marcha.

El proceso para realizar nuevas capturas es muy similar al de la prueba estática. Solo cambia el movimiento que tiene que realizar la persona evaluada. Para realizar nuevas capturas se define una nueva grabación (Fig. 86a). Luego se le solicita la persona que realice el movimiento a evaluar. Como es una prueba de marcha, se inicia la grabación (Fig. 94a) y se le solicita a la persona que camine en línea recta para obtener una trayectoria del centro de presión que no esté influenciada por cambios de movimiento y balance del pie. Una vez elaborados los pasos y si no se ha completado el tiempo

definido en los parámetros de la prueba, se detiene la grabación y se salva la grabación (Fig. 94b). Una vez terminada la prueba son el arreglo de sensores seleccionado para iniciar, ya sea anterior-posterior o medial-lateral, proceda a cambiar los sensores de posición y luego inicie nuevamente con la prueba estática.

Eta de creación del reporte.

11. Creación del informe de los resultados.

El software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA) tiene varias herramientas para el procesamiento de los datos capturados, las que se pueden acceder desde el Menú de Análisis. Todos los gráficos se pueden copiar y pegar en un procesador de textos para generar un reporte personalizado. Si se desea obtener una distribución de presiones con un mayor suavizado, entonces es necesario interpolar la información de los sensores para generar un trazado de presiones continuo. El software permite la interpolación con arreglo de 3x3 y de 5x5 (Fig. 95).

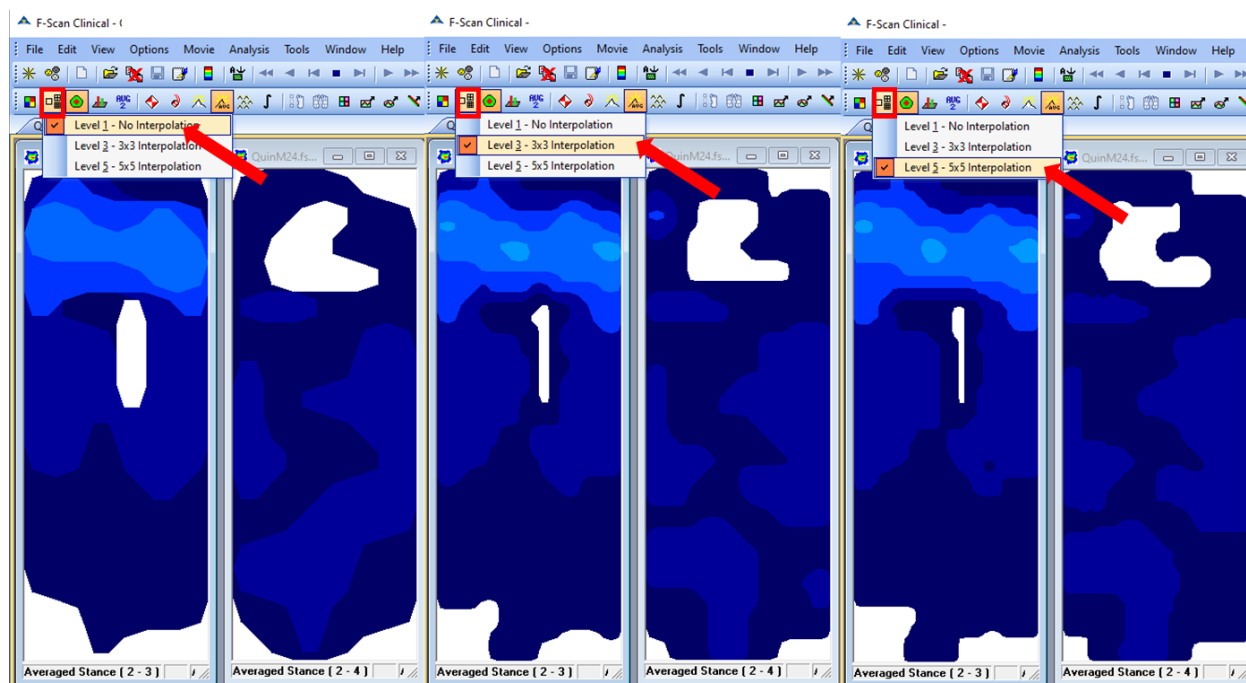


Fig. 95. Opciones para visualizar el mapeo de presiones en el muñón, interpolación con arreglo 3x3 e interpolación con arreglo 5x5. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Las variables por graficar en cada ventana del software se pueden modificar en las propiedades del gráfico (Fig. 96). En el eje y se pueden seleccionar las variables fuerza, área de contacto, presiones de contacto, y los picos (máximos) de fuerza y presión. También es posible graficar la velocidad del centro de presión en dirección Antero-posterior, medio-lateral y la total. En el eje x se puede expresar en función del tiempo o en recuadros del video.

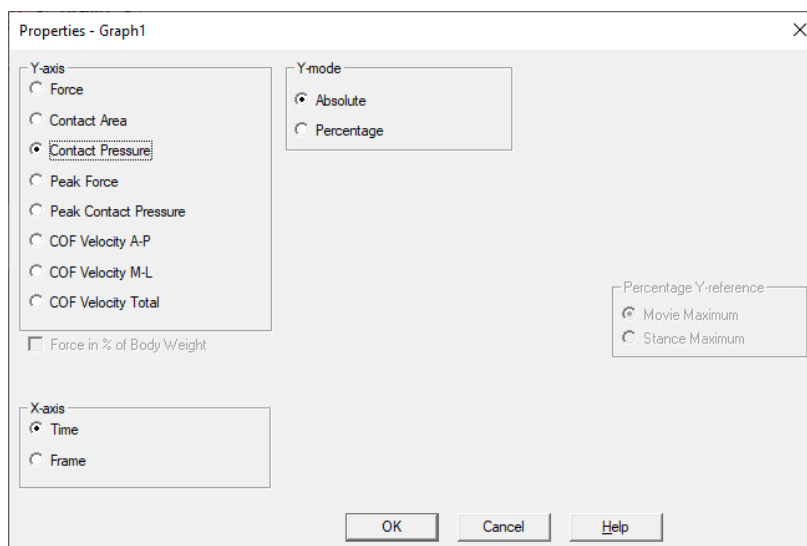


Fig. 96. Ventana para modificar las propiedades del gráfico. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

También se podrá visualizar el recorrido del centro de presión (COP) para diferentes tipos de pruebas, ya sea de postura estática sobre sus dos extremidades, sobre una, de marcha, entre otros. Desde la barra de herramientas selecciones mostrar el recorrido del centro de presión, active la opción AVG1 (promedio de los pasos) y el promedio de los picos de presión en la pisada. El software solicitará las pisadas a incluir en el análisis, y se deben excluir la primera y la última (Fig. 97).

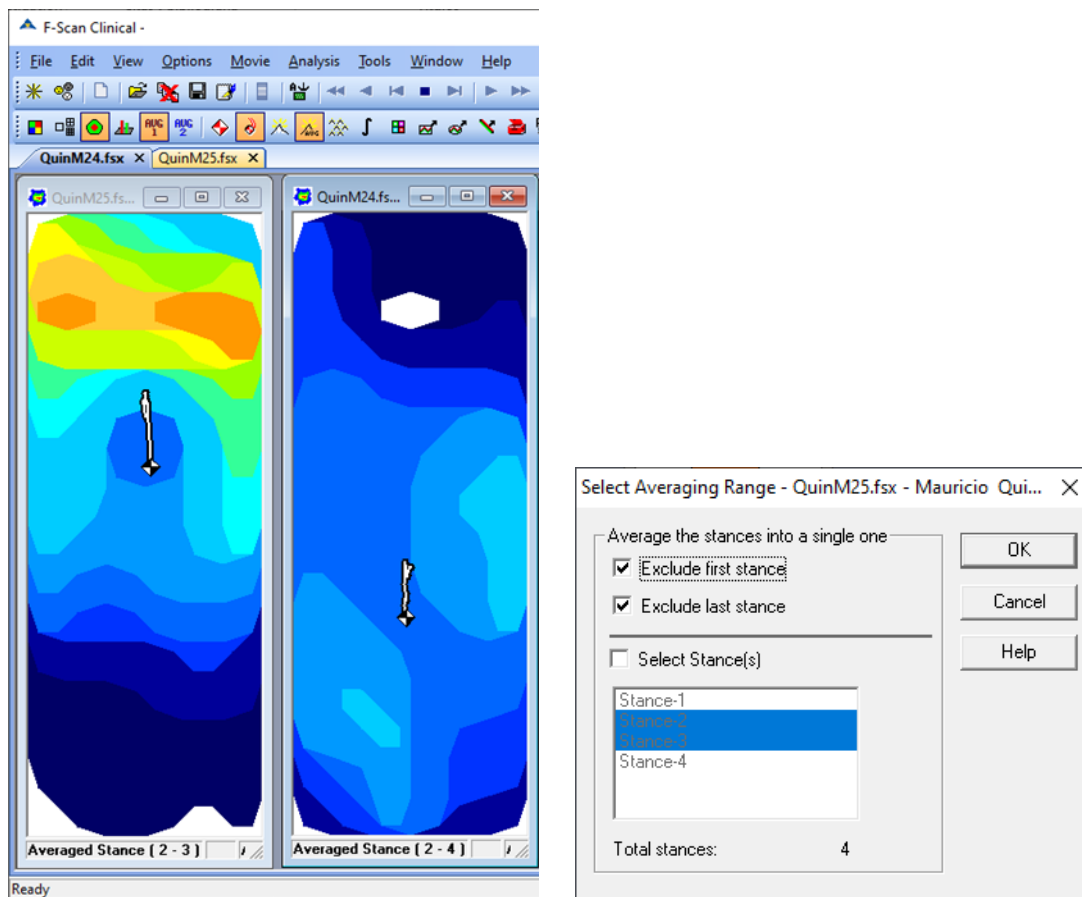
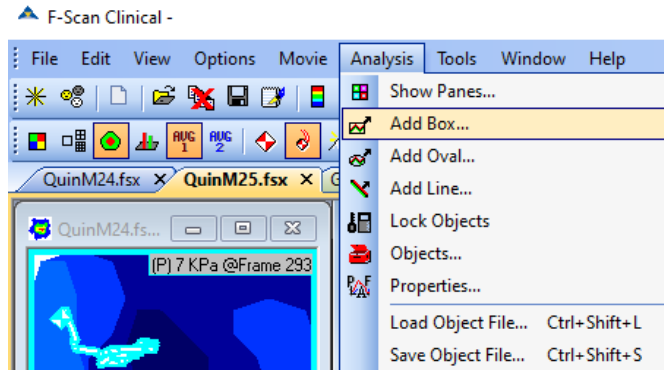


Fig. 97. Gráfico del recorrido del centro de presión. En la parte superior están activados los íconos de la barra de herramientas para graficar el COP y en la imagen de la derecha la selección de las pisadas. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

También se pueden generar gráficos de las funciones de las variables fuerza, presión y área, velocidad del COP, etc., a partir de la selección de un rectángulo (Box) de la huella plantar. Acceda al Menú Análisis y seleccionar agregar caja, o desde la barra de herramientas seleccionar el ícono correspondiente (Fig. 73).



Menú de análisis para el procesamiento de los datos y creación del reporte.



Ícono para seleccionar un área de interés.

Fig. 98. Herramientas para la creación de gráficas y del reporte. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

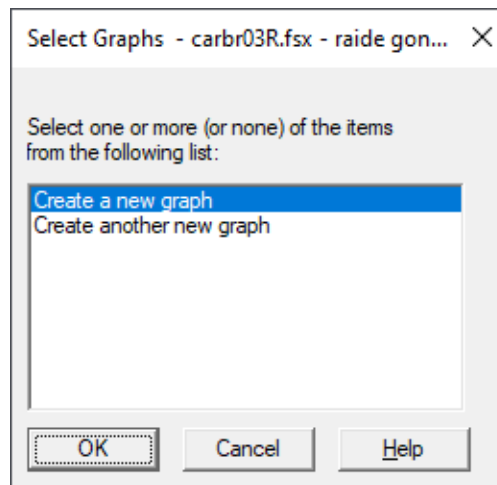


Fig. 99. Ventana para seleccionar el modo en que se ploteará el comportamiento de la variable de interés durante el tiempo de grabación. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

El software le solicitará si quiere crear la gráfica de la función en un gráfico nuevo o en uno que fue creado previamente (Fig. 74). La ventaja de graficar varias funciones de las variables en un mismo gráfico es que permite hacer comparaciones e identificar el instante en el que están ocurriendo. Después se crea la gráfica de la función según la variable seleccionada para mostrar. En la figura Fig. 75 se visualizan las presiones de la pared lateral y medial.

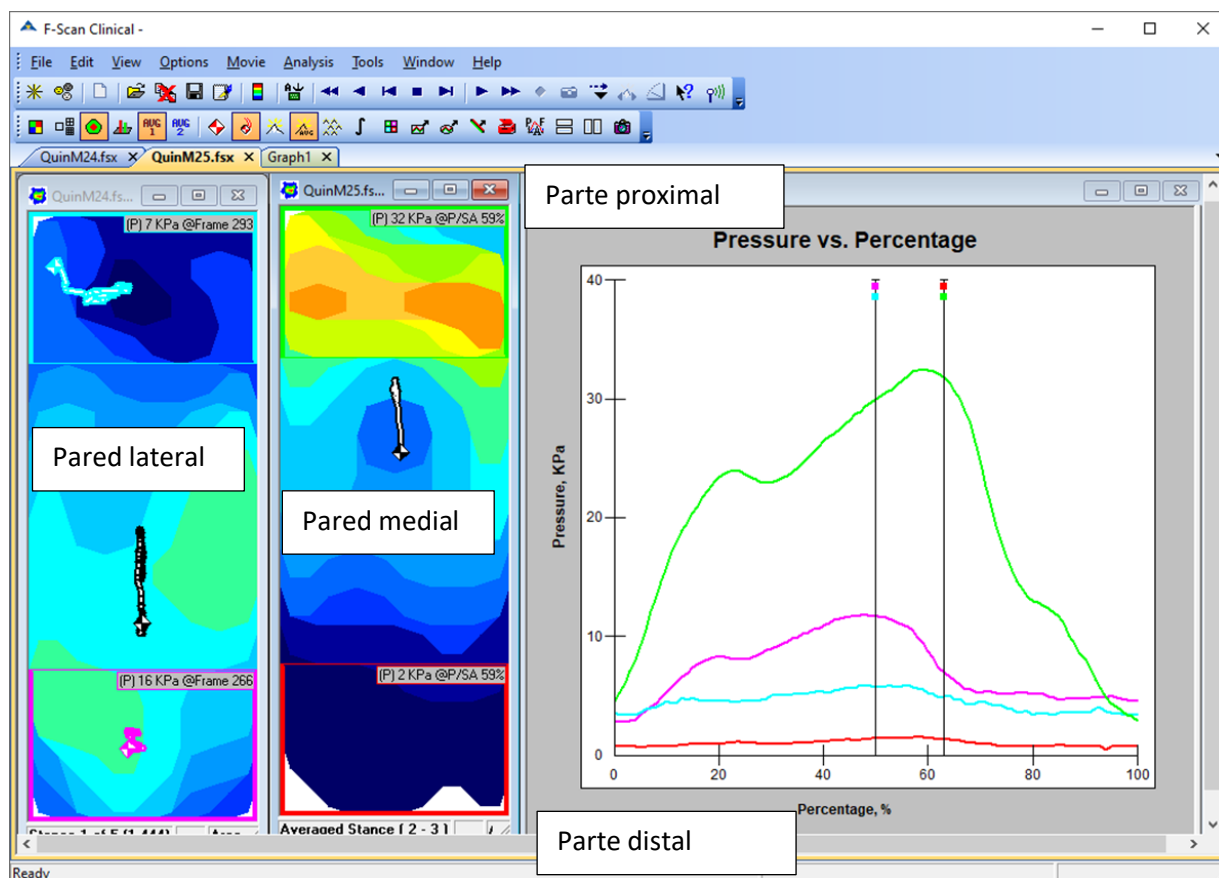


Fig. 100. Área de interés (Box) y gráfica de la presión respecto al tiempo que ocurre dentro de los rectángulos (proximal y distal de la pared lateral y medial. Fuente: Captura de pantalla del software F-Scan Clinical (Tekscan, Boston, MA, USA). Permiso escrito de uso de imágenes.

Referencias.

- Abdul Razak, A. H., Zayegh, A., Begg, R. K., & Wahab, Y. (2012). Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. *Sensors*, 12(7), 9884-9912. <https://www.mdpi.com/1424-8220/12/7/9884>
- Abri, H., Aalaa, M., Sanjari, M., Amini, M. R., Mohajeri-Tehrani, M. R., & Larijani, B. (2019). Plantar pressure distribution in diverse stages of diabetic neuropathy. *Journal of Diabetes & Metabolic Disorders*, 18(1), 33-39. <https://doi.org/10.1007/s40200-019-00387-1>
- Al Shuaili, N., Aslani, N., Duff, L., & McGarry, A. (2019). Transtibial Prosthetic Socket Design and Suspension Mechanism: A Literature Review. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 31(4), 224-245. <https://doi.org/10.1097/jpo.0000000000000258>
- Ali, S., Abu Osman, N. A., Eshraghi, A., Gholizadeh, H., Abd Razak, N. A., & Wan Abas, W. A. (2013). Interface pressure in transtibial socket during ascent and descent on stairs and its effect on patient satisfaction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 28(9-10), 994-999. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.09.004>
- Aqueveque, P., Germany, E., Osorio, R., & Pastene, F. (2020). Gait Segmentation Method Using a Plantar Pressure Measurement System with Custom-Made Capacitive Sensors. *Sensors*, 20(3), 656. <https://www.mdpi.com/1424-8220/20/3/656>
- Armitage, L., Buller, A., Rajan, G., Prusty, G., Simmons, A., & Kark, L. (2019). Clinical utility of pressure feedback to socket design and fabrication. *Prosthetics and Orthotics International*, 44(1), 18-26. <https://doi.org/10.1177/0309364619868364>
- Belvedere, C., Giacomozzi, C., Carrara, C., Lullini, G., Caravaggi, P., Berti, L., Marchesini, G., Baccolini, L., Durante, S., & Leardini, A. (2020). Correlations between weight-bearing 3D bone architecture and dynamic plantar pressure measurements in the diabetic foot. *Journal of Foot and Ankle Research*, 13(1), 64. <https://doi.org/10.1186/s13047-020-00431-x>
- Brodie, M., Murray, L., & McGarry, A. (2022). Transfemoral Prosthetic Socket Designs: A Review of the Literature. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 34(2), e73-e92. <https://doi.org/10.1097/jpo.0000000000000395>

- Buldt, A. K., Forghany, S., Landorf, K. B., Levinger, P., Murley, G. S., & Menz, H. B. (2018). Foot posture is associated with plantar pressure during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait Posture*, 62, 235-240. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.03.005>
- Buldt, A. K., Forghany, S., Landorf, K. B., Murley, G. S., Levinger, P., & Menz, H. B. (2018). Centre of pressure characteristics in normal, planus and cavus feet. *Journal of Foot and Ankle Research*, 11(1), 3. <https://doi.org/10.1186/s13047-018-0245-6>
- Cárdenas, A. M., Uribe, J., Font-Llagunes, J. M., Hernández, A. M., & Plata, J. A. (2022). The effect of prosthetic alignment on the stump temperature and ground reaction forces during gait in transfemoral amputees. *Gait & Posture*, 95, 76-83. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.04.003>
- Chang, H.-W., Chieh, H.-F., Lin, C.-J., Su, F.-C., & Tsai, M.-J. (2014). The Relationships between Foot Arch Volumes and Dynamic Plantar Pressure during Midstance of Walking in Preschool Children. *PLOS ONE*, 9(4), e94535. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0094535>
- Convery, P., & Buis, A. W. P. (1999). Socket/stump interface dynamic pressure distributions recorded during the prosthetic stance phase of gait of a trans-tibial amputee wearing a hydrocast socket. *Prosthetics and Orthotics International*, 23(2). https://journals.lww.com/poijournal/fulltext/1999/23020/socket_stump_interface_dynamic_pressure.5.aspx
- Courtney, A., Orendurff, M. S., & Buis, A. (2016). Effect of alignment perturbations in a trans-tibial prosthesis user: A pilot study. *J Rehabil Med*, 48(4), 396-401. <https://doi.org/10.2340/16501977-2075>
- de Castro, M. P., Abreu, S. C., Sousa, H., Machado, L., Santos, R., & Vilas-Boas, J. P. (2014). In-shoe plantar pressures and ground reaction forces during overweight adults' overground walking. *Res Q Exerc Sport*, 85(2), 188-197. <https://doi.org/10.1080/02701367.2014.893055>
- Deepashini, H., Omar, B., Paungmali, A., Amaramalar, N., Ohnmar, H., & Leonard, J. (2014). An insight into the plantar pressure distribution of the foot in clinical

- practice: Narrative review. *Polish Annals of Medicine*, 21(1), 51-56. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.poamed.2014.03.003>
- Devetak, G. F., Bohrer, R. C. D., Rodacki, A. L. F., & Manffra, E. F. (2019). Center of mass in analysis of dynamic stability during gait following stroke: A systematic review. *Gait & Posture*, 72, 154-166. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.06.006>
- Dickinson, A., Diment, L., Morris, R., Pearson, E., Hannett, D., & Steer, J. (2021). Characterising Residual Limb Morphology and Prosthetic Socket Design Based on Expert Clinician Practice. *Prosthesis*, 3(4), 280-299. <https://www.mdpi.com/2673-1592/3/4/27>
- Duclos, N., Duclos, C., & Mesure, S. (2017). Control postural: fisiología, conceptos principales e implicaciones para la readaptación. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, 38(2), 1-9. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1293-2965\(17\)83662-8](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1293-2965(17)83662-8)
- Dudek, N. L., Marks, M. B., Marshall, S. C., & Chardon, J. P. (2005). Dermatologic conditions associated with use of a lower-extremity prosthesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(4), 659-663. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.09.003>
- Dumbleton, T., Buis, A. W., McFadyen, A., McHugh, B. F., McKay, G., Murray, K. D., & Sexton, S. (2009). Dynamic interface pressure distributions of two transtibial prosthetic socket concepts. *J Rehabil Res Dev*, 46(3), 405-415.
- Franco, A. H. (1987). Pes Cavus and Pes Planus: Analyses and Treatment. *Physical Therapy*, 67(5), 688-694. <https://doi.org/10.1093/ptj/67.5.688>
- Fullin, A., Caravaggi, P., Picerno, P., Mosca, M., Caravelli, S., De Luca, A., Lucariello, A., & De Blasiis, P. (2022). Variability of Postural Stability and Plantar Pressure Parameters in Healthy Subjects Evaluated by a Novel Pressure Plate. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(5), 2913. <https://www.mdpi.com/1660-4601/19/5/2913>
- Fusca, M., Perego, P., & Andreoni, G. (2018). Method for Wearable Kinematic Gait Analysis Using a Harmonic Oscillator Applied to the Center of Mass. *Journal of Sensors*, 2018, 4548396. <https://doi.org/10.1155/2018/4548396>

- Gailey, R., Kristal, A., Lucarevic, J., Harris, S., Applegate, B., & Gaunaud, I. (2019). The development and internal consistency of the comprehensive lower limb amputee socket survey in active lower limb amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 43(1), 80-87. <https://doi.org/10.1177/0309364618791620>
- Gerrard, J. M., Bonanno, D. R., Whittaker, G. A., & Landorf, K. B. (2020). Effect of different orthotic materials on plantar pressures: a systematic review. *Journal of Foot and Ankle Research*, 13(1), 35. <https://doi.org/10.1186/s13047-020-00401-3>
- Gholizadeh, H., Abu Osman, N. A., Eshraghi, A., Ali, S., & Razak, N. A. (2014). Transtibial prosthesis suspension systems: systematic review of literature. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 29(1), 87-97. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.10.013>
- González Carbonell, R. A., Salinas Sánchez, I., Villanueva Ayala, D., Dorador González, J. M., Ortiz Prado, A., & Jacobo Armendáriz, V. H. (2024a). *Manual de Biomecánica: Protocolos Funcionales*. Universidad Nacional Autónoma de México. <https://librosoa.unam.mx/handle/123456789/3809>
- González Carbonell, R. A., Salinas Sánchez, I., Villanueva Ayala, D., Dorador González, J. M., Ortiz Prado, A., & Jacobo Armendáriz, V. H. (2024b). *Prueba de valoración biomecánica de pisada con baropodometría*. Universidad Nacional Autónoma de México. <https://www.rua.unam.mx/portal/recursos/ficha/87807>
- González Carbonell, R. A., Salinas Sánchez, I., Villanueva Ayala, D., Dorador González, J. M., Ortiz Prado, A., & Jacobo Armendáriz, V. H. (2024c). *Prueba de valoración biomecánica de postura estática con baropodometría*. Universidad Nacional Autónoma de México. <https://www.rua.unam.mx/portal/recursos/ficha/87806>
- Gorgues, J. (2008). Podoscopio clásico. *Offarm*, 27(8), 126-129. <https://www.elsevier.es/es-revista-offarm-4-articulo-podoscopio-clasico-13126083>
- Gottschalk, F. (2016). The importance of soft tissue stabilization in trans-femoral amputation : English version. *Orthopade*, 45 Suppl 1, S1-4. <https://doi.org/10.1007/s00132-015-3098-8>
- Han, Y. C., Wong, K. I., & Murray, I. (2019). Gait Phase Detection for Normal and Abnormal Gaits Using IMU. *IEEE Sensors Journal*, 19(9), 3439-3448. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2894143>

- Harandi, V. J., Ackland, D. C., Haddara, R., Lizama, L. E. C., Graf, M., Galea, M. P., & Lee, P. V. S. (2020). Gait compensatory mechanisms in unilateral transfemoral amputees. *Med Eng Phys*, 77, 95-106. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.11.006>
- Hudak, Y. F., Li, J.-S., Cullum, S., Strzelecki, B. M., Richburg, C., Kaufman, G. E., Abrahamson, D., Heckman, J. T., Ripley, B., Telfer, S., Ledoux, W. R., Muir, B. C., & Aubin, P. M. (2022). A novel workflow to fabricate a patient-specific 3D printed accommodative foot orthosis with personalized latticed metamaterial. *Medical Engineering & Physics*, 104, 103802. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2022.103802>
- Hyslop, E., Woodburn, J., McInnes, I. B., Semple, R., Newcombe, L., Hendry, G., Rafferty, D., De Mits, S., & Turner, D. E. (2010). A reliability study of biomechanical foot function in psoriatic arthritis based on a novel multi-segmented foot model. *Gait & Posture*, 32(4), 619-626. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.09.004>
- Jones, P., Davies, M. J., Khunti, K., Fong, D. T. P., & Webb, D. (2021). In-shoe pressure thresholds for people with diabetes and neuropathy at risk of ulceration: A systematic review. *J Diabetes Complications*, 35(3), 107815. <https://doi.org/10.1016/j.jdiacomp.2020.107815>
- Keklicek, H., Cetin, B., Salci, Y., Balkan, A. F., Altinkaynak, U., & Armutlu, K. (2018). Investigating the dynamic plantar pressure distribution and loading pattern in subjects with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 20, 186-191. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.msard.2018.01.023>
- Kirby, K. A. (2017). Longitudinal arch load-sharing system of the foot. *Revista Española de Podología*, 28(1), e18-e26. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.repod.2017.03.003>
- Klotz, R., Colobert, B., Botino, M., & Permentiers, I. (2011). Influence of different types of sockets on the range of motion of the hip joint by the transfemoral amputee. *Ann Phys Rehabil Med*, 54(7), 399-410. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2011.08.001>
- Kobayashi, T., Orendurff, M. S., Zhang, M., & Boone, D. A. (2016). Socket reaction moments in transtibial prostheses during walking at clinically perceived optimal

- alignment. *Prosthetics & Orthotics International*, 40(4), 503-508.
<https://doi.org/10.1177/0309364615588345>
- Le Mouel, C., & Brette, R. (2017). Mobility as the Purpose of Postural Control [Hypothesis and Theory]. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 11.
<https://doi.org/10.3389/fncom.2017.00067>
- López-Moral, M., Molines-Barroso, R. J., García-Morales, E., García-Álvarez, Y., Álvaro-Afonso, F. J., & Lázaro-Martínez, J. L. (2021). Predictive values of foot plantar pressure assessment in patients with midfoot deformity secondary to Charcot neuroarthropathy. *Diabetes Research and Clinical Practice*, 175, 108795.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.diabres.2021.108795>
- Lugade, V., Lin, V., & Chou, L.-S. (2011). Center of mass and base of support interaction during gait. *Gait & Posture*, 33(3), 406-411.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.12.013>
- Machado, A. S., Bombach, G. D., Duysens, J., & Carpes, F. P. (2016). Differences in foot sensitivity and plantar pressure between young adults and elderly. *Arch Gerontol Geriatr*, 63, 67-71. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2015.11.005>
- Mariana Haro, D. (2014). Laboratorio de análisis de marcha y movimiento. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 25(2), 237-247.
[https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0716-8640\(14\)70034-3](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0716-8640(14)70034-3)
- Melvin, J. M., Preece, S., Nester, C. J., & Howard, D. (2014). An investigation into plantar pressure measurement protocols for footwear research. *Gait Posture*, 40(4), 682-687. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.07.026>
- Mendes, A., Silva, H. J. A., Costa, A. R. A., Pinheiro, Y. T., Lins, C. A. A., & de Souza, M. C. (2020). Main types of insoles described in the literature and their applicability for musculoskeletal disorders of the lower limbs: A systematic review of clinical studies. *J Bodyw Mov Ther*, 24(4), 29-36.
<https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2020.06.001>
- Mohammed, S., Samé, A., Oukhellou, L., Kong, K., Huo, W., & Amirat, Y. (2016). Recognition of gait cycle phases using wearable sensors. *Robotics and Autonomous Systems*, 75, 50-59.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.robot.2014.10.012>

- Murley, G. S., Menz, H. B., & Landorf, K. B. (2009). A protocol for classifying normal- and flat-arched foot posture for research studies using clinical and radiographic measurements. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2(1), 22. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-2-22>
- Narita, H., Yokogushi, K., Shi, S., Kakizawa, M., & Nosaka, T. (1997). Suspension effect and dynamic evaluation of the total surface bearing (TSB) trans-tibial prosthesis: A comparison with the patellar tendon bearing (PTB) trans-tibial prosthesis. *Prosthetics and Orthotics International*, 21(3), 175-178. <https://doi.org/10.3109/03093649709164551>
- Orlin, M. N., & McPoil, T. G. (2000). Plantar Pressure Assessment. *Physical Therapy*, 80(4), 399-409. <https://doi.org/10.1093/ptj/80.4.399>
- Osoba, M. Y., Rao, A. K., Agrawal, S. K., & Lalwani, A. K. (2019). Balance and gait in the elderly: A contemporary review. *Laryngoscope Investigative Otolaryngology*, 4(1), 143-153. <https://doi.org/https://doi.org/10.1002/lio2.252>
- Perry, J., Garrett, M., Gronley, J. K., & Mulroy, S. J. (1995). Classification of Walking Handicap in the Stroke Population. *Stroke*, 26(6), 982-989. <https://doi.org/10.1161/01.STR.26.6.982>
- Physio-pedia. (2015). *Lower Limb Prosthetic Sockets and Suspension Systems*. Physio-pedia. Recuperado el 30 de abril de 2024 de [https://www.physio-pedia.com/Lower Limb Prosthetic Sockets and Suspension Systems](https://www.physio-pedia.com/Lower_Limb_Prosthetic_Sockets_and_Suspension_Systems)
- Rajendran, V., Roy, F. G., & Jeevanantham, D. (2012). Postural control, motor skills, and health-related quality of life in children with hearing impairment: a systematic review. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 269(4), 1063-1071. <https://doi.org/10.1007/s00405-011-1815-4>
- Rajtukova, V., Hudak, R., Zivcak, J., Halfarova, P., & Kudrikova, R. (2014). Pressure Distribution in Transtibial Prostheses Socket and the Stump Interface. *Procedia Engineering*, 96, 374-381. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2014.12.106>
- Rajtúková, V., Michalíková, M., Bednarčíková, L., Balogová, A., & Živčák, J. (2014). Biomechanics of Lower Limb Prostheses. *Procedia Engineering*, 96, 382-391. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2014.12.107>

- Ranz, E. C., Wilken, J. M., Gajewski, D. A., & Neptune, R. R. (2017). The influence of limb alignment and transfemoral amputation technique on muscle capacity during gait. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 20(11), 1167-1174. <https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1340461>
- Ridao-Fernández, C., Pinero-Pinto, E., & Chamorro-Moriana, G. (2019). Observational Gait Assessment Scales in Patients with Walking Disorders: Systematic Review. *BioMed Research International*, 2019, 2085039. <https://doi.org/10.1155/2019/2085039>
- Sanders, J. E., Youngblood, R. T., Hafner, B. J., Cagle, J. C., McLean, J. B., Redd, C. B., Dietrich, C. R., Ciol, M. A., & Allyn, K. J. (2017). Effects of socket size on metrics of socket fit in trans-tibial prosthesis users. *Medical Engineering & Physics*, 44, 32-43. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.03.003>
- Shalin, G., Pardoel, S., Lemaire, E. D., Nantel, J., & Kofman, J. (2021). Prediction and detection of freezing of gait in Parkinson's disease from plantar pressure data using long short-term memory neural-networks. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18(1), 167. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00958-5>
- Sole, G., Pataky, T., Sole, C. C., Hale, L., & Milosavljevic, S. (2017). Age-related plantar centre of pressure trajectory changes during barefoot walking. *Gait & Posture*, 57, 188-192. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.016>
- Tang, X., Wang, X., Ji, X., Wang, Y., Chen, W., Wei, Y., & Zhou, Y. (2022). Study on foot-type classification for young adults based on static and dynamic plantar pressure distribution. *Advances in Mechanical Engineering*, 14(5), 16878132221097904. <https://doi.org/10.1177/16878132221097904>
- Tong, J. W. K., & Kong, P. W. (2013). Association Between Foot Type and Lower Extremity Injuries: Systematic Literature Review With Meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 43(10), 700-714. <https://doi.org/10.2519/jospt.2013.4225>
- Wong, C. K., Vandervort, E. E., Moran, K. M., Adler, C. M., Chihuri, S. T., & Youdan, G. A., Jr. (2022). Walking asymmetry and its relation to patient-reported and performance-based outcome measures in individuals with unilateral lower limb loss. *Int Biomech*, 9(1), 33-41. <https://doi.org/10.1080/23335432.2022.2142160>

- Wurdeman, S. R., Stevens, P. M., & Campbell, J. H. (2018). Mobility Analysis of Amputees (MAAT I): Quality of life and satisfaction are strongly related to mobility for patients with a lower limb prosthesis. *Prosthetics and Orthotics International*, 42(5), 498-503. <https://doi.org/10.1177/0309364617736089>
- Yiğiter, K., Şener, G., & Bayar, K. (2002). Comparison of the effects of patellar tendon bearing and total surface bearing sockets on prosthetic fitting and rehabilitation. *Prosthetics and Orthotics International*, 26(3), 206-212. <https://doi.org/10.1080/03093640208726649>
- Yoo, H. J., Park, H. S., Lee, D.-O., Kim, S. H., Park, G. Y., Cho, T.-J., & Lee, D. Y. (2022). Comparison of the kinematics, repeatability, and reproducibility of five different multi-segment foot models. *Journal of Foot and Ankle Research*, 15(1), 1. <https://doi.org/10.1186/s13047-021-00508-1>
- Zing, E. (2009). Exploración física elemental en podología. *EMC - Podología*, 11(1), 1-7. [https://doi.org/10.1016/S1762-827X\(09\)70690-X](https://doi.org/10.1016/S1762-827X(09)70690-X)

Anexo: Glosario de términos:

Aceleración angular: es la razón de cambio de la velocidad angular.

Aceleración: es la razón de cambio a la cual crece o decrece la velocidad, también se interpreta como la variación de la rapidez.

Acelerómetro: dispositivo que mide la aceleración.

Alteración: cambio o trastorno estructural o funcional de un individuo, estructura o segmento corporal.

Amplitud de movimiento: capacidad de una estructura de alejarse de la línea media anatómica en un movimiento angular. Ejemplo la amplitud de hombro al levantar el brazo es de 180 grados.

Anatomía funcional: estudia la dinámica y la función de los componentes del cuerpo humano.

Anatomía: área de la medicina encargada del estudio de las estructuras que conforman el cuerpo humano/estructuras y órganos que componen al cuerpo humano.

Antropometría: ciencia que estudia las características físicas del cuerpo humano, los conocimientos y técnicas para llevar a cabo las mediciones de las magnitudes físicas, así como su tratamiento estadístico.

Articulación: en anatomía, es la unión de dos o más huesos. Una articulación del tipo sinovial está compuesta por varios tejidos, entre ellos cartílago, ligamentos, tendones y los músculos que cruzan la articulación.

Articulaciones sinoviales: son conexiones entre componentes esqueléticos en las que los elementos implicados se encuentran separados por una estrecha cavidad articular y la presencia de líquido lubricante para reducir la fricción.

Balance: se entiende por la capacidad que tiene una persona de recuperar el equilibrio.

Baricentro: es el centro de masa o centro de gravedad de una persona. Es el punto donde la sumatoria de los pesos de todos los segmentos del cuerpo se encuentran en equilibrio.

Base de soporte: es el área comprendida entre todos los puntos de apoyo de una persona o base en la que se apoya el cuerpo humano haciendo contacto con el suelo. Por ejemplo, si se encuentra sobre sus pies, la base de soporte es el área comprendida entre los bordes de ambos pies. Mientras que, si se apoya en un solo pie, el área de soporte será el área de la huella plantar de ese pie.

Base de sustentación: sinónimo de base de soporte.

Bipedestación: posición de pie, postura anti gravitatoria que adopta el ser humano para efecto de la Marcha.

Calidad de vida: hace referencia al conjunto de condiciones que contribuyen a su bienestar personal y social.

Centro de gravedad: es el punto donde la sumatoria de los pesos de las partículas que componen un cuerpo se encuentra en equilibrio. Es el punto donde se coloca el peso de ese cuerpo. Puede referirse al peso de un segmento o al peso del cuerpo completo.

Centro de masa: En la superficie de la tierra y tomando como referencia el sistema Newtoniano, coincide con el centro de gravedad.

Centro de presión: medido en una plataforma de fuerzas, es el punto donde se ubica el vector de reacción del suelo. Medido en una plataforma de presión, es el punto donde se encuentra concentrada la fuerza vertical originada por la presión que está distribuida en la superficie plantar.

Ciclo de marcha: actividad de la marcha que inicia con el choque de talón de un pie y finaliza con el choque de talón de este.

Cinemática: estudia las características del movimiento de las partículas y sólidos rígidos sin importar las causas que lo originan.

Cinética: estudia las características del movimiento de las partículas y sólidos rígidos tomando en consideración el efecto de las fuerzas.

Control postural: es un sistema complejo, en el que interaccionan diferentes recursos, entre ellos la información sensorial (que informa al sistema nervioso central del estado

del cuerpo y de las condiciones del entorno) y las estrategias motoras (que mantienen el equilibrio).

Desplazamiento angular: es el ángulo con el que se indica el giro de un elemento alrededor de un eje de rotación determinado, respecto a una orientación inicial y en un sentido específico.

Dinámica: área de la mecánica que estudia la cinemática y la cinética de las partículas y los sólidos rígidos.

Desplazamiento: cambio de la posición de un cuerpo que se mueve respecto a un marco de referencia. Es un vector.

Distancia: es la longitud del camino recorrido entre un punto inicial y uno final.

Ejes anatómicos: punto imaginario alrededor del cual se observa un movimiento corporal articular, pueden ser: anteroposterior, lateral o sagital.

Electromiografía: técnica de registro gráfico de la actividad eléctrica producida por los músculos esquelético.

Energía mecánica: la capacidad de realizar trabajo mecánico (energía potencial y energía cinética)

Equilibrio: estado de equilibrio muscular en cualquier postura adoptada, con un mínimo gasto energético. El equilibrio se define por la posición del cuerpo donde la sumatoria de todas las fuerzas externas es igual a cero.

Estabilidad: capacidad del cuerpo de mantenerse en un equilibrio muscular o pasar de una posición a otra y mantenerse sin alteración.

Estática: área de la mecánica que estudia las fuerzas que actúan sobre las partículas y los sólidos rígidos que no se encuentran en movimiento.

Extensión: movimiento corporal que aleja las estructuras óseas unidas por una articulación / movimiento de enderezamiento o hacia atrás en el plano sagital. También puede identificarse como un movimiento de rotación sobre el plano sagital.

Fases de la marcha: actividades o características anatomofuncionales y de movimiento que realizan las extremidades inferiores durante el traslado de un individuo cuando camina.

Flexión: movimiento que permite el acercamiento de dos estructuras óseas unidas por una articulación.

Fuerza articular: es el conjunto de fuerzas que actúan en las uniones calculadas a partir de la dinámica inversa. Estas fuerzas no representan las fuerzas reales de hueso contra hueso, sino una combinación de fuerzas de hueso, músculo y ligamento.

Fuerza de reacción al suelo: es la fuerza de reacción que ejerce el suelo sobre un cuerpo producto de la fuerza que ejerce el cuerpo sobre el suelo. De acuerdo con la tercera Ley de Newton, a toda acción se opone una reacción.

Fuerza externa: una fuerza que actúa sobre un cuerpo desde el medio de lo rodea.

Fuerza interna: una fuerza dentro de un objeto o entre las moléculas de un objeto

Fuerza muscular: capacidad de un musculo de generar tensión para vencer una resistencia, iniciar un movimiento o mantener en una posición una articulación.

Fuerza: magnitud física capaz de modificar la cantidad de movimiento o la forma dada de un cuerpo o una partícula.

Funcionalidad: capacidad de un individuo de realizar actividades de la vida diaria con eficiencia.

Giroscopio: dispositivo que mide el desplazamiento angular.

Impulso: es el efecto mecánico que provoca una fuerza que actúa en un intervalo de tiempo.

Índice de Jerk: es la razón de cambio de la aceleración, por tanto, se emplea para medir la suavidad de los movimientos.

Inercia: la propiedad de toda materia para resistir un cambio en su estado de reposo o movimiento.

Línea de gravedad: es la línea de acción del peso, es una línea imaginaria que se extiende a lo largo de la dirección del vector de la fuerza hasta llegar al suelo. Se extiende desde el vértice de la cabeza hasta un punto situado entre los pies al nivel de las articulaciones tarsianas transversas.

Marcha: modo de locomoción bípeda de actividad alternante de los miembros inferiores y balanceo de los miembros superiores para mantener un equilibrio dinámico con un desplazamiento del centro de gravedad y mínimo gasto de energía.

Mecánica: área de la física que estudia la estática y la dinámica de las partículas y del sólido rígido.

Método observacional: método de análisis donde el evaluador observa cómo se realizan los movimientos, puede acompañarse de la toma de un video, para pausar la secuencia y observar más detalladamente el movimiento.

Momento: es el resultado de la acción de una fuerza que se aplica a una distancia de un punto. Se determina por el producto vectorial de la Fuerza por el vector posición entre dicho punto y la fuerza. Ejemplo: Momento de la fuerza muscular de los extensores de rodilla.

Músculo agonista: se refiere a la acción concéntrica de un músculo o grupo de músculos para crear un movimiento específico. El músculo o grupo muscular que realiza la acción principal del movimiento.

Músculo antagonista: son músculos sinergistas que acompañan la acción de los músculos antagonistas.

Peso: es la fuerza de atracción de los cuerpos hacia la superficie de la tierra.

Pie cavo: alteración estructural de la conformación del arco longitudinal del pie que consiste en la reducción entre el retro y antepié y la elevación del arco.

Pie plano: alteración estructural de la conformación del arco longitudinal del pie que consiste en la caída del primer metatarsiano la cuña y el cuboides.

Pisada: huella plantar que se imprime en la plataforma de presión.

Plano frontal o coronal: plano imaginario que divide al cuerpo en dos secciones, una anterior y otra posterior.

Plano sagital: plano imaginario que divide al cuerpo en dos hemicuerpos, uno derecho y otro izquierdo

Plano transversal: Línea imaginaria que divide al cuerpo en dos secciones, una superior y una inferior.

Planos anatómicos: son planos imaginarios que dividen al cuerpo en dos secciones.

Plataforma de fuerzas: es un transductor de fuerza complejo que mide las fuerzas y momentos aplicados a una superficie respecto a los tres ejes ortogonales x, y, z.

Posición anatómica: postura que adopta una persona parada con los brazos a los lados y las palmas de las manos hacia el frente, los pies están entre 5 y 10 cm de separación desde los talones y ante pie en ángulo de 8 a 10 grados.

Postura: Disposición relativa de los segmentos del cuerpo en cualquier instante de tiempo.

Presión: Es resultado de la acción de una fuerza sobre una superficie. Por ejemplo: la presión plantar.

Propulsión: es el impulso que provoca el desplazamiento del baricentro durante las subfases del apoyo de apoyo medio y el despegue de dedos.

Rango de movimiento: es el ángulo relativo que segmentos del cuerpo pueden desplazarse sobre un plano de referencia, que tienen como vértice una articulación.

Rotación: Es el movimiento que ocurre respecto al plano transversal. Es la rotación de las extremidades respecto a su eje longitudinal. También se hace referencia al movimiento de un cuerpo que gira respecto a un eje.

Sistema musculoesquelético: sistema corporal que está compuesto por las estructuras de los huesos y los músculos.

Sistema propioceptivo: sistema compuesto por los usos muscularas y los órganos tendinosos de golgi y que envían la información sobre la posición de las diferentes partes del cuerpo.

Sistema vestibular: sistema del cuerpo que interviene en el equilibrio y la postura y se compone por el utrículo, el sáculo y los conductos semicirculares.

Traslación: el movimiento que realiza un cuerpo de una posición a otra siguiendo una trayectoria que puede ser rectilínea o curvilínea.

Valoración biomecánica: análisis de la condición de un individuo empleando los métodos de la biomecánica.

Valoración funcional: permite determinar la capacidad de un individuo de realizar actividades de la vida diaria con eficiencia.

Velocidad angular: Razón de cambio del desplazamiento angular.