



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA
INGENIERÍA MECÁNICA – CAMPO DISCIPLINARIO: MECATRÓNICA

**“DISEÑO DE UNA ÓRTESIS DE RODILLA COMPENSATORIA PARA EL DESGASTE DE
CARTÍLAGO DESDE UN ENFOQUE BIOMEATRÓNICO”**

TESIS QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA:
CARLOS JAIME CANCHOLA HERNÁNDEZ

TUTORES PRINCIPALES:
DRA. MARÍA DEL PILAR CORONA LIRA
FACULTAD DE INGENIERÍA
DR. ALEJANDRO C. RAMÍREZ REIVICH
FACULTAD DE INGENIERÍA

CIUDAD UNIVERSITARIA, CD. MX. ENERO 2016



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

JURADO ASIGNADO:

Presidente: DR. CUENCA JIMÉNEZ FRANCISCO
Secretario: DR. GONZÁLEZ VILLELA VÍCTOR JAVIER
Vocal: DRA. CORONA LIRA MARÍA DEL PILAR
1^{er.} Suplente: DR. RAMÍREZ REIVICH ALEJANDRO C.
2^{d o.} Suplente: M. en C. GARCÍA GARIBAY OTTO BRAULIO

Lugar donde se realizó la tesis: Ciudad Universitaria, CD. MX.

TUTOR DE TESIS:

DRA. CORONA LIRA MARÍA DEL PILAR

FIRMA

Agradecimientos

A mi madre

A mi familia

A la Dra. María del Pilar Corona Lira y al Dr. Alejandro C. Ramírez Reivich.

Al M. en C. Otto Braulio García Garibay

A las personas que de manera directa e indirecta participaron en la elaboración de esta tesis, esta tesis es de ustedes.

Índice

Introducción

Abstract

1. Marco Clínico	1
1.1. Anatomía de la Rodilla	1
1.1.1. Elementos Óseos	2
1.1.2. Cartílago	4
1.1.3. Componentes articulaciones de rodilla	4
1.2. Anatomía Topográfica de la Rodilla	4
1.2.1. Ligamentos	4
1.2.2. Tendones	6
1.2.3. Grupos musculares	7
1.3. Osteocinématica de la rodilla	7
1.4. Artrocinématica de la rodilla	9
1.5. Desgaste de cartílago (osteoartritis)	12
1.5.1. Síntomas de la OA	13
1.5.2. Escala Kellgren-Lawrence.	14
1.5.3. Tratamientos para la OA	15
2. Biomecánica	17
2.1. Definiciones	17
2.1.1. Mecánica	17
2.1.2. Biomecánica	18

2.1.3.		
Biomecatrónica		18
2.2.	Planimetría	19
2.3.	Ejes corporales	20
2.4.	Vectores biomecánicos	21
2.5.	Términos direccionales	22
2.6.	Modelos biomecánicos de rodilla	23
2.6.1.		
Modelo de la bisagra		23
2.6.2.		
Modelo planar o del centroide		23
2.6.3.		
Mecanismo de unión cruzada de cuatro barras		25
2.6.4.		
Modelo de “ball-and-socket” (bola y rótula)		26
2.6.5.		
Modelos esféricos con dos grados de libertad		27
2.6.6.		
Modelos de 6 grados de libertad		27
2.6.7.		
Sistema de las “dos ruedas”		29
2.7.	Ejes mecánicos del miembro inferior	30
2.7.1.		
Eje mecánico de rodilla o WBL (Weight-bearing line)		30
2.7.2.		
Desalineación de miembro inferior		31
2.7.3.		
Varo primario, doble y triple		32
3.	Órtesis.....	34
3.1.	Definición	34
3.2.	Órtesis de miembro inferior	34
3.2.1.		
Clasificación de las órtesis		34
3.2.2.		
Clasificación de las órtesis de rodilla para OA		37

3.2.3.	Empleo de órtesis de acuerdo a la OARSI	37
3.2.4.	Estudios de órtesis de rodilla en la mejora de la biomecánica de la persona.	39
3.2.5.	Estudios biomecánicos realizados para la validación del diseño de órtesis de rodilla	42
3.3.	Diseño de órtesis de rodilla de tipo abrazadera para OA	44
3.4.	Funciones de una órtesis de rodilla	45
3.4.1.	Corregir la alineación biomecánica anómala	45
3.4.2.	Descargar la articulación durante la compresión articular.	45
3.5.	Descomposición funcional de las órtesis de rodilla para corrección de OA tipo abrazadera	46
3.6.	Modelo de bisagra	47
4.	Marcha humana	50
4.1.	Definición	50
4.2.	Ciclo de marcha	51
4.2.1.	Cadera	53
4.2.2.	Rodilla	54
4.2.3.	Tobillo y pie	54
4.3.	Sistemas de captura de movimiento	54
4.3.1.	Sistemas de captura electromecánicos	54
4.3.2.	Sistemas de captura electromagnéticos	55
4.3.3.	Sistemas de captura ópticos	56
4.3.4.	Sistemas de captura inerciales	57
4.4.	Fuerza de Reacción del Piso	58

4.4.1.		
Plataformas de fuerza		59
4.5.	Electromiografía	60
4.6.	Modelos biomecánicos de la marcha	61
4.6.1.		
Modelos clínicos de marcha		61
4.6.2.		
Modelos recomendados por la ISB		62
4.7.	Algoritmo básico para la obtención de variables biomecánicas empleando un modelo de marcha	63
4.7.1.		
Colocación de marcadores		63
4.7.2.		
Generación de triada de vectores de referencia		64
4.7.3.		
Ubicación de centros de masa y rotación		64
4.7.4.		
Generación de bases sobre los centros de masa		64
4.7.5.		
Proyección de vectores para obtención de variables biomecánicas		64
4.8.	Modelo Helen Hayes	65
4.8.1.		
Colocación de los marcadores		65
4.8.2.		
Generación de triada de vectores de referencia		65
4.8.3.		
Ubicación de centros de masa y rotación		68
4.8.4.		
Generación de bases sobre los centros de masa		71
4.8.5.		
Proyección de vectores para obtención de variables biomecánicas		73
4.9.	Dinámica inversa	76
4.9.1.		
Modelos dinámicos		76
4.10.		
Dinámica inversa en HH		76
5.	Protocolo.....	80

5.1. Objetivo general	80
5.2. Objetivo particulares	80
5.3. Metodología	81
5.3.1. Estabilometría	81
5.3.2. Baropodometría	84
5.3.3. Análisis de postura	86
5.3.4. Eje Mecánico de Rodilla	87
5.3.5. Análisis de Marcha	88
5.4. Evaluación funcional de órtesis	88
6. Resultados.....	94
6.1. Protocolo enero de 2015	94
6.1.1. Análisis postural	96
6.1.2. Eje mecánico de rodilla	96
6.1.3. Análisis de marcha	97
6.2. Protocolo octubre de 2015	100
6.2.1. Análisis de marcha	100
6.2.2. Baropodometría	102
6.2.3. Orientación de segmentos	105
6.3. Protocolo enero de 2016	107
6.3.1. Vector de reacción del piso	107
6.3.2. Dinámica inversa	107
6.4. Protocolo julio 2016	113
6.5. Conceptos generados	117

6.6. Pruebas de validación de órtesis	123
6.6.1. Mejorar la movilidad	123
6.6.2. Corregir	126
6.6.3. Alinear	128
6.6.4. Proteger	132
7. Conclusiones.....	134
8. Trabajo a futuro	136
9. Referencias	138
Anexos	

Introducción

El presente trabajo desarrolla el proceso de análisis, evaluación y diseño de una órtesis de rodilla compensatoria para el desgaste de cartílago en rodilla. Actualmente, el número de estos dispositivos comerciales está en aumento, y a pesar de ello, no existe evidencia concluyente sobre la funcionalidad de estos dispositivos que permita la inclusión de las órtesis en los tratamientos conservadores.

Considerando lo anterior, se aborda el diseño de una órtesis desde un enfoque biomecánico, es decir, realizando una integración de los conocimientos de electrónica, mecánica, computación y control para el análisis de las alteraciones existentes en los patrones de postura y marcha (tanto a nivel estático y dinámico) de personas afectadas en rodilla. Con la identificación correcta de las variables que ocasionan dichas alteraciones, se realizó el diseño de una nueva órtesis compensatoria de rodilla que respete en la medida de lo posible, las características biomecánicas individuales de la persona en cuestión, en vez de realizar la imposición de un patrón biomecánico en el usuario.

Finalmente, estos diseños de órtesis propuestos fueron analizados y evaluados contra dispositivos comerciales para determinar su funcionalidad empleando diferentes pruebas y modelos biomecánicos.

Abstract

The purpose of this research is to analyze, evaluate, and design a knee orthosis to address the knee malfunction due to cartilage degradation. Nowadays, the number of these devices commercially available continues to increase. Even so, there is no sufficient evidence to determine the functionality of this type of devices. Therefore, the inclusion of knee orthoses in conservative treatments remains inconclusive.

Consequently, the design of an orthosis is taken into consideration from a biomechatronic approach. This approach involves the areas of mechanics, electronics, computer engineering and control systems to analyze the alterations in gait and postural patterns in people with knee cartilage damage. With the correct identification of the variables responsible for these alterations, a new knee brace to compensate the cartilage degradation is designed. The design of this brace values the biomechanics individual characteristics of the person over the imposition of a biomechanical pattern.

Finally, the knee orthoses designed were analyzed and evaluated along with commercial devices to determine its functionality. This functionality was evaluated via different biomechanical tests and models.

La estructura del trabajo es la siguiente:

En el primer capítulo se desarrolla los antecedentes anatómicos de la articulación de la rodilla, junto con sus afectaciones debido al desgaste de cartílago.

El capítulo dos expone los conceptos biomecánicos fundamentales para la descripción de los movimientos articulares. Se explican los modelos biomecánicos de rodilla y se presentan las bases biomecátricas empeladas en este trabajo.

El capítulo tres hace una definición de una órtesis, las funciones que realiza y se explican los objetivos y las funciones presentes en una órtesis de rodilla compensatoria de cartílago.

En el capítulo cuatro se expone el modelo de Helen Hayes empleado para la evaluación del análisis de marcha. Se desarrolla el modelo para la obtención de variables cinemáticas y dinámicas.

El capítulo 5 expone el protocolo realizado para la evaluación de las diferentes órtesis analizadas en pruebas de postura, baropodometría y marcha.

El capítulo 6 presenta los resultados obtenidos de este trabajo y el capítulo 7 pretende sentar las bases de una órtesis biomecátrica considerando la información recabada.

Capítulo 1

Marco Clínico

“Las fuerzas naturales que se encuentran dentro de nosotros son las que verdaderamente curan las enfermedades.”

- Hipócrates

Marco Clínico

Anatomía de la Rodilla

La rodilla es la articulación intermedia de la extremidad inferior, una de las más grandes y complejas del cuerpo, por lo cual es propensa a innumerables lesiones, y se constituye un objeto de estudio de muchos profesionales de la salud y en particular de los fisioterapeutas [1].

De acuerdo a la literatura, la rodilla puede estar compuesta por tres o cuatro huesos, músculos, ligamentos y tendones.

La discrepancia entre la consideración de 3 ó 4 huesos se debe a que solamente tres huesos forman directamente la articulación: el fémur, la tibia y la patela o rótula. También existe otro hueso que se une a la tibia sin entrar directamente en la articulación y que presenta muy poco movimiento cuando la rodilla se mueve, este hueso es el peroné [2]. Considerando la importancia biomecánica que el peroné presenta durante la marcha humana, se empleará la definición propuesta por el Dr. Frank Noyes et al.

La rodilla está compuesta por 4 huesos que se mantienen unidos por músculos, ligamentos y tendones [3].



Figura 1.-Anatomía básica de la rodilla [3].

Elementos Óseos

Fémur

El fémur es el hueso más largo y fuerte del cuerpo humano; está compuesto por dos extremidades, una superior o proximal, la cual es una cabeza articular redondeada, que sobresale medialmente de un cuello corto, y la extremidad inferior, o distal, que es ampliamente abultada, hecho que provee una buena superficie de soporte para la transmisión del peso del cuerpo hacia el extremo superior de la tibia. Adicionalmente, el fémur presenta un cuerpo, casi cilíndrico, con una convexidad hacia adelante, posee tres caras y tres bordes (anterior, posterior y medial) [1].

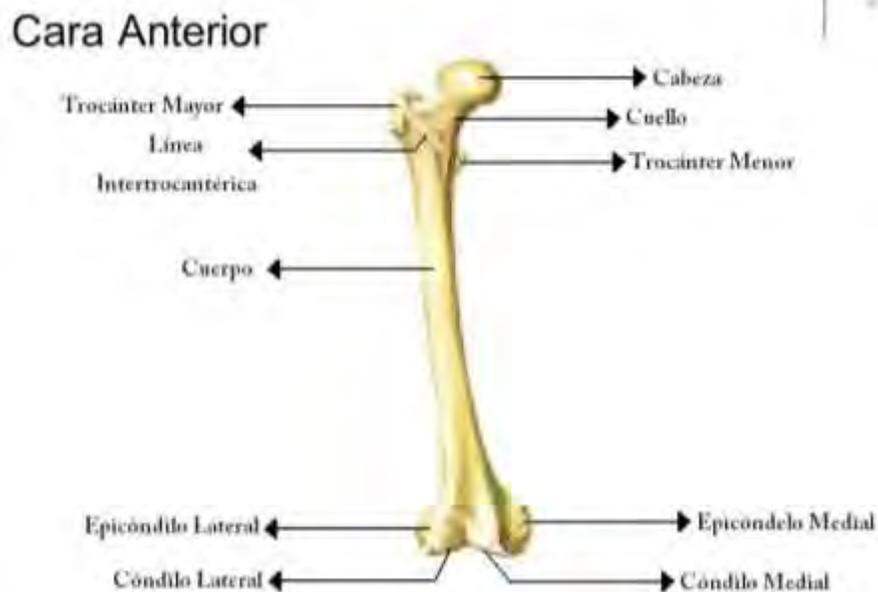


Figura 2.- Anatomía del fémur (cara anterior) [4].

Tibia

La tibia está ubicada medialmente en la pierna; se articula con el fémur y soporta el peso del cuerpo y lo transmite del fémur al pie [5]. La tibia se encuentra orientada verticalmente y es más fuerte que el peroné que la acompaña. En el extremo proximal se encuentran los platillos tibiales, los cuales proveen una superficie articular con el fémur, permitiendo tanto la transmisión del peso del cuerpo como las fuerzas de reacción del suelo [6].



Figura 3.- Anatomía de la tibia [4].

Rótula

La rótula o patela, de forma triangular, plana y curvada, es el hueso sesamoideo más grande del cuerpo humano; provee protección a la rodilla y constituye el mecanismo extensor de ésta [1]. Lo conforman dos caras:

Cara anterior.- Tiene forma convexa y sirve de polea para los tendones del cuádriceps y rotuliano.

Cara posterior.- Esta cara se orienta hacia el interior de la articulación, esta cara tiene dos aspectos, interno y externo que contactan con los cóndilos femorales; ajustando su forma cóncava con la forma convexa de los cóndilos [2].

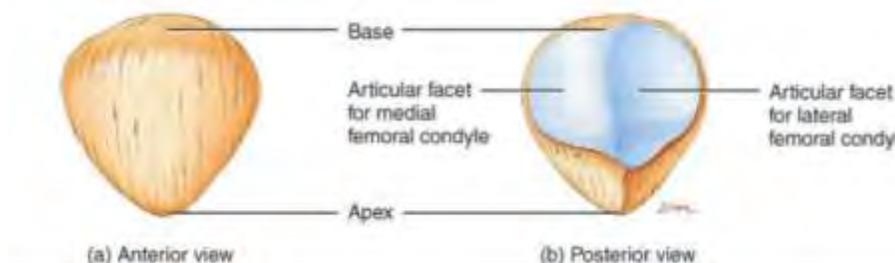


Figura 4.- Vistas de la patela o rótula [3]

Cartílago

La rodilla cuenta con dos tipos de cartílago, el menisco (fibrocartílago) y el cartílago articular (cartílago hialino). El menisco es una estructura en forma de “C” que se encuentra entre el extremo de la tibia y el fémur. Hay dos meniscos en cada rodilla, el menisco medial (localizado en lado interior) y el menisco lateral (localizado en el lado exterior de la rodilla). Los meniscos se localizan sobre la tibia [3]. Se encuentran entre los cóndilos y los platillos tibiales y debido a su elasticidad actúan como amortiguadores al momento de transmitir el peso a través de los huesos de la articulación [2].

El cartílago articular es una capa de tejido blando protector que se localiza en los extremos de los huesos que se unen para formar la rodilla. Se ubica en el extremo del fémur, sobre la tibia y por debajo de la rótula. Este tipo de cartílago permite que los huesos se deslicen suavemente y que la rodilla se flexione fácilmente [3].

Componentes articulaciones de rodilla

Hay dos juntas o articulaciones en la rodilla. La junta femorotibial es donde la tibia y el fémur se juntan. De igual forma, la junta patelofemoral se compone por la unión de la rótula y el fémur [2].

La articulación femorotibial está constituida por los cóndilos femorales y por los platillos tibiales [1]. Se clasifica como sinovial (posee cápsula articular y membrana sinovial), compuesta (dentro de la misma cápsula articular se encuentra el extremo distal del fémur y el proximal de la tibia y peroné), compleja (hay presencia de menisco), ovoide (cóndilos femorales convexos y platillos tibiales cóncavos) y modificada (presenta dos grados de libertad de movimiento) [7].

La articulación patelofemoral está conformada por la patela o rótula y por la tróclea femoral. Se clasifica como sinovial, compuesta, en silla ya que la tróclea femoral es cóncava en sentido medial y lateral y convexa en sentido superior e inferior. La patela es convexa en sentido medial y lateral y cóncava en sentido superior e inferior y no modificada porque presenta dos grados de libertad [2].

Anatomía Topográfica de la Rodilla

La rodilla posee tres compartimientos. Estos compartimientos representan el área donde los dos huesos se juntan e incluyen a todos los tejidos suaves alrededor de dicha sección. De esa manera tenemos el compartimiento femorotibial medial (donde el fémur y la tibia se juntan en la porción interna de la rodilla) el compartimiento femorotibial lateral (donde la tibia y el fémur se juntan en la porción exterior de la rodilla) y el compartimiento patelofemoral (donde la rótula y el fémur se juntan en la porción frontal de la rodilla). [3]

Ligamentos

Los ligamentos se encargan de conectar a los huesos y de proveer estabilidad a las articulaciones. Hay cuatro principales ligamentos en la rodilla [3].

Los ligamentos colaterales son dos y refuerzan la cápsula articular en su aspecto medial y lateral. El ligamento colateral medial (LCM) refuerza la cápsula articular en su parte medial y brinda un medio de unión al menisco medial. Es una resistente cinta fibrosa, triangular y aplanada, de base anterior y de vértice anclado al menisco medial. Este ligamento se extiende desde el cóndilo medial del fémur hasta el extremo superior de la tibia con una orientación hacia abajo y adelante. Se encuentra reforzado por los tendones de la pata de ganso y las expansiones tendinosas del vasto medial del cuádriceps [1].

El LCM presenta dos fascículos: uno superficial y uno profundo. El fascículo más profundo es un engrosamiento de la cápsula articular que se une al menisco medial. El fascículo superficial se une con la cápsula posterior y se separa del menisco y de la cápsula medial por una bursa [1].

El ligamento colateral lateral (LCL) se extiende desde el cóndilo lateral hasta el peroné y tiene una orientación oblicua hacia abajo y atrás. No presenta uniones con el menisco lateral y se encuentra reforzado por la fascia lata y las expansiones tendinosas del vasto lateral del cuádriceps [1].

Los ligamentos laterales previenen que la rodilla se mueva demasiado hacia los lados, mientras que los cruzados controlan el movimiento atrás-adelante de la articulación [2].

Los ligamentos cruzados son dos ligamentos robustos, ubicados centralmente en la cápsula articular, por fuera de la cavidad sinovial. Son denominados cruzados porque se cruzan entre sí. El ligamento cruzado anterior (LCA) se une al aspecto anterior de la espina de la tibia, pasa por debajo del ligamento transverso y se extiende superior y posteriormente para unirse en la parte posteromedial del cóndilo femoral lateral. Presenta dos bandas o fascículos: anteromedial y posterolateral y toman su nombre de acuerdo con el sitio de unión tibial [1].

El ligamento cruzado posterior (LCP) es más fuerte, más corto y menos oblicuo en su dirección que el LCA. Se fija en el área intercondilea posterior de la tibia y la extremidad posterior del menisco lateral. Se dirige hacia arriba, delante y adentro, ensanchándose para insertarse en la superficie lateral del cóndilo medial del fémur [8].

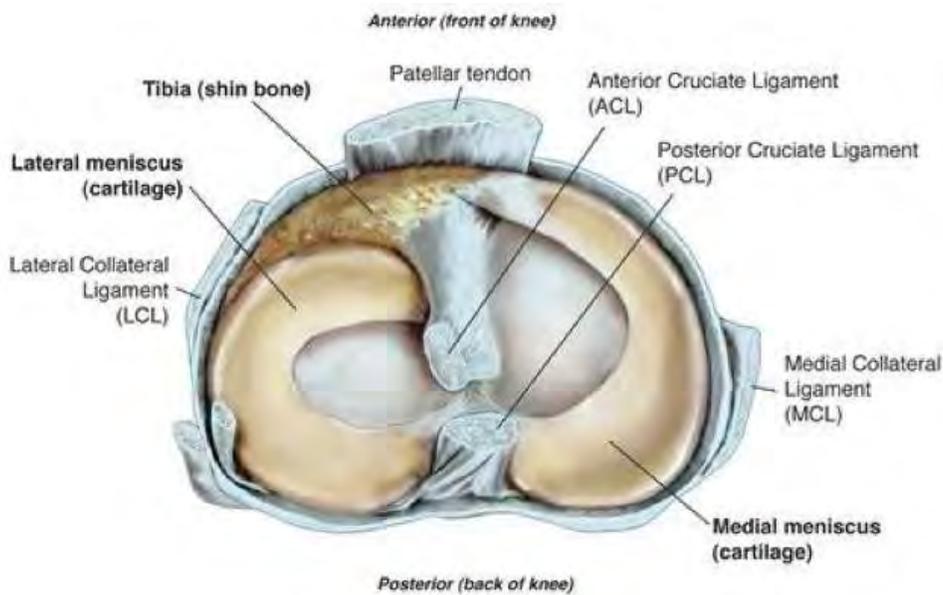


Figura 5.- Meniscos y ligamentos en rodilla [3].

Tendones

Los tendones son un tejido conectivo duro y flexible, que unen diferentes músculos y conectan también al músculo con el hueso [9].

El tendón cuadricepsital une los músculos del cuádriceps que se encuentra en la porción frontal de la rótula. El tendón rotuliano une al músculo del cuádriceps y la rótula a la porción superior de la tibia, permitiendo flexionar y extender la rodilla. Los tendones semitendinoso, gracilis y bicipital femoral unen la tibia a la parte posterior de la rodilla [3].



Figura 6.- Tendones principales de rodilla [3].

Grupos musculares

El músculo extensor más importante es el cuádriceps femoral que está formado por el recto anterior, vasto medial, vasto lateral y músculo intermedio. Todos estos músculos se unen con el tendón del cuádriceps (tendón de mayor tamaño) [2].

El grupo flexor se encuentran en la parte posterior del muslo y son: músculo semitendinoso y semimembranoso, bíceps femoral, isquiotibiales (unión del músculo semitendinoso, recto interno y sartorio), músculo gastrocnemio y poplíteo [2].



Figura 7.- Grupos musculares de la rodilla [3].

Osteocinémática de la rodilla [10]

La osteocinémática es el estudio del movimiento de los huesos en el espacio sin tener en cuenta los de las superficies articulares; describe los planos y ejes en que se realiza el movimiento. Los movimientos que realizan los huesos en el espacio son:

Spin o giro.- Es el movimiento en el que el hueso rota alrededor de un eje de movimiento, el cual es perpendicular al plano de la superficie articular.

Balanceo.- Es todo movimiento que ocurre fuera del eje perpendicular al plano de la superficie articular.

Deslizamiento.- Ocurre cuando una superficie se traslada sobre otra superficie estacionaria.



Figura 8.- Movimiento de los huesos [11].

El movimiento de flexión y extensión de la rodilla es uno de los dos grados de libertad con los que cuenta la articulación. Se realiza en el plano sagital, con un eje horizontal que pasa a través de los cóndilos femorales. Este eje presenta una ligera oblicuidad, más inferior en la cara medial de la articulación, lo cual causa que la tibia se dirija lateralmente en el movimiento de extensión y medialmente en el movimiento de máxima flexión.

El centro instantáneo de rotación es el eje que sólo existe en un corto espacio de tiempo [12]; es allí donde se realiza un movimiento de rodamiento, no de deslizamiento. Cuando estas superficies se encuentran en movimiento, en cualquier momento existe alguna que no se mueve y actúa como centro de rotación. En el caso de la articulación femorotibial, está ubicada en los cóndilos femorales y describe semicírculos en dirección posterior y superior.

El complejo de la rodilla cuenta con músculos biarticulares que pueden generar variaciones en los rangos de movimiento. Un rango normal de movimiento para la flexión de rodilla es de 130° a 140°; in embargo, si la cadera se encuentra en una posición de hiperextensión, el rango podrá disminuir a un valor de 120° por la fuerza de tensión que ejerce el músculo recto anterior sobre el movimiento de la rodilla. En la flexión máxima de cadera, el rango de movimiento puede aumentar hasta un rango de 160°.

Los rangos de movimiento máximos requeridos durante actividades funcionales son:

- Para la marcha: flexión de 60°
- Para el ascenso de escaleras: 80°
- Para Posición sedente: 90°
- La extensión de rodilla es de 0° y puede ser funcional entre 5-10°.

El segundo grado de libertad de movimiento con el que cuenta la articulación tibiofemoral está constituido por el movimiento de rotación axial, el cual se genera como un mecanismo de rotación automática o terminal. El mecanismo de rotación terminal ocurre en la posición estrecha de la articulación, es decir, en donde existe mayor congruencia de las superficies articulares y la mayor tensión de los tejidos periarticulares.

La rotación activa de la tibia difiere de la rotación automática, causada por la fuerza muscular y transmitida a los componentes pasivos, mientras que la rotación automática es un mecanismo de atornillamiento, debido a las diferencias de movimientos que ocurren entre el compartimiento medial y lateral. La rotación automática se adiciona por la tensión de los ligamentos cruzados.

La rotación axial ocurre alrededor del eje longitudinal cuando se cierra el tubérculo intercondilar tibial. La rotación medial y lateral de la rodilla son movimientos de la tibia y se dan como consecuencia de la incongruencia articular y laxitud ligamentaria en la articulación femorotibial. Su rango de rotación depende del grado de flexo-extensión en el que se encuentra la articulación. De esta forma, cuando la rodilla se encuentra en extensión completa, la rotación axial no es posible ya que las superficies articulares están en máxima congruencia y los tejidos blandos periarticulares se encuentran tensos, el tubérculo tibial está en la fosa intercondilar y el menisco se encuentra atrapado entre las dos superficies articulares. De 60-70°, las rotaciones ya se pueden dar; a los 90° de flexión, la cápsula y los ligamentos se encuentran más laxos y permiten una rotación externa de la tibia de 40° y la rotación interna de 30°. Al igual que con el movimiento de extensión, con máxima flexión también se limitan las rotaciones [1].



Figura 9.- Grados de libertad de la rodilla [13].

Artrocinemática de la rodilla [1]

La artrocinemática estudia el movimiento intrínseco de la articulación, es decir, la relación entre dos planos articulares cuando se produce el movimiento, el cual puede ser de: giro, rodamiento o roll, deslizamiento y rock.

El giro es el movimiento de una superficie articular en un mismo punto sobre otra superficie articular alrededor de su eje mecánico.

El rodamiento o roll ocurre en articulaciones incongruentes, es decir, en superficies con diferentes radios de curvatura. Consiste en que nuevos puntos de una superficie toman nuevos puntos en otra. Ocurre en una superficie articular en el mismo plano de deslizamiento, pero con diferentes ejes de movimiento. Es sentido del rodamiento de una superficie articular coincide siempre con el del movimiento del hueso, independientemente de que se mueva la superficie articular cóncava o convexa.

El deslizamiento ocurre en superficies congruentes, curvas o planas. Consiste en que un punto de una superficie articular toma puntos nuevos en otra superficie articular. Generalmente este movimiento va combinado con rodamiento. La dirección del deslizamiento es opuesta al movimiento del extremo distal del huso en donde se produce, lo cual se conoce como la ley de cóncavo-convexo.

Rock es el movimiento que se da en la superficie articular y ocurre al final de un giro con diferentes ejes o con un eje que cambia de planos.



Figura 10.- Movimientos artrocinemáticos de la rodilla [14].

Durante el movimiento de flexión, artrocinemáticamente ocurre un rodamiento posterior y simultáneamente un deslizamiento anterior de los cóndilos femorales que evita un rodamiento posterior del fémur, fuera del cóndilo tibial. De 0-25° ocurre un rodamiento posterior, el cual es acompañado por un deslizamiento anterior para crear un giro en la tibia. Se considera que existe un rodamiento puro al comenzar la flexión y un deslizamiento puro al final de la flexión [12]. El deslizamiento anterior facilita por las fuerzas que, secundariamente al movimiento de la superficie articular, se generan en los meniscos.

En el movimiento de extensión, cuando el fémur se mueve con respecto a la tibia desde flexión, ocurre un rodamiento de los cóndilos femorales sobre la tibia, colocando el cóndilo en una posición neutra; luego se presenta un deslizamiento posterior de los cóndilos femorales y por último un giro.

Al existir una diferencia en el tamaño de los cóndilos femorales al final de los movimientos de flexión e extensión, existe un mecanismo denominado de atornillamiento (screw home) o rotación automática de la rodilla. Éste ocurre porque la tibia rota lateralmente cuando el

fémur está relativamente fijo durante los últimos 30° de extensión; en la flexión ocurre una rotación medial de la tibia en el fémur. Este mecanismo se debe a la existencia de un área de mayor carga en el cóndilo medial que en el lateral. Cuando se ha superado la totalidad de la superficie articular del cóndilo exterior, el fémur rota alrededor de la espina de la tibia hasta que la rodilla queda encajada en extensión.

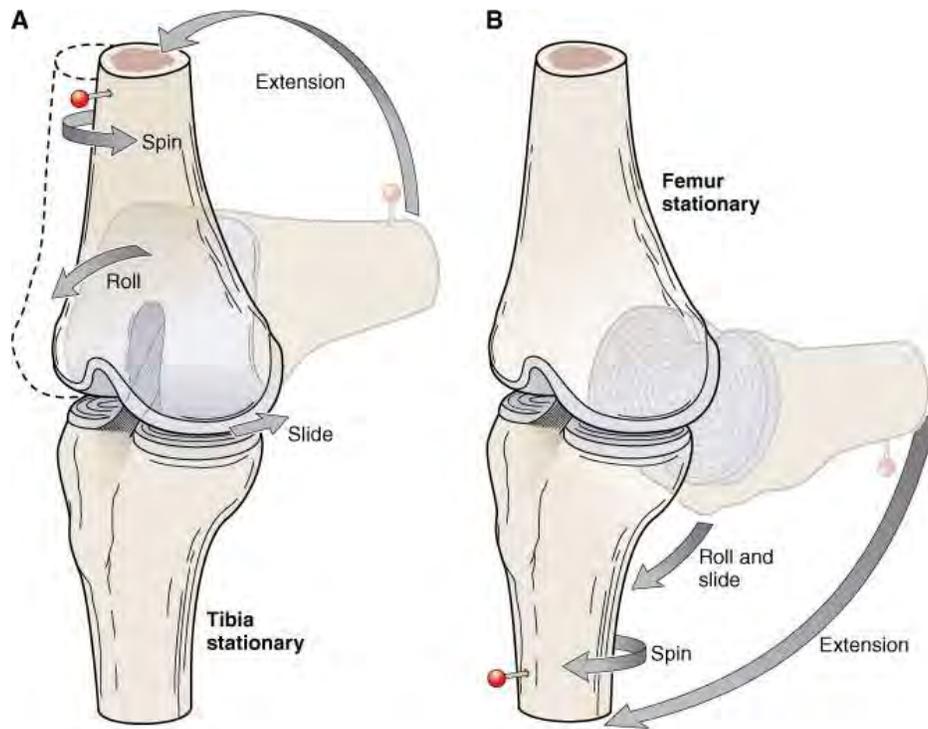


Figura 11.- Artrocinemática de la rodilla de fémur y tibia [15].

La articulación patelofemoral tiene diversas funciones a saber: aumentar el brazo de palanca del cuádriceps, producir la estabilidad funcional bajo carga, permitir que la fuerza del cuádriceps se transmite en ángulo y proporcionar un aspecto estético a la rodilla, entre otras. En esta articulación no se habla propiamente de osteocinemática, ya que lo que hace es contribuir en los movimientos de flexo-extensión de la articulación femorotibial. En ella se describen los movimientos de inclinación media y lateral, rotación y lateral y traslación medial y lateral. Durante la extensión completa, la patela se sitúa en la superficie superior del fémur y se le llama extensión patelar. En la flexión completa, la rótula se encuentra en el surco intercondilar y se desplaza al extremo distal del fémur. En el plano sagital este movimiento se denomina flexión patelar.

Las inclinaciones de la patela contribuyen a que ésta se ajuste a las irregularidades en el surco intercondíleo. La inclinación medial ocurre entre los 0-30° de flexión y la inclinación lateral ocurre entre los 20-100° de flexión de rodilla. Además, la patela rota alrededor de un eje anteroposterior, ya sea medial o lateral. El movimiento de traslación medial ocurre en extensión completa con rotación medial de la tibia y lateralmente con flexión completa de rodilla [16].

Cabe destacar que toda la superficie articular de la patela no está permanentemente en contacto con el fémur durante el movimiento de flexo-extensión de rodilla. Durante el movimiento de extensión hacia flexión de la misma, la carilla inferior de la patela entra en contacto a partir de los 20° de flexión; a los 45°, la carilla media; a los 90° de flexión, la carilla superior; y a los 135°, las carillas laterales.

Desgaste de cartílago (osteoartritis)

La osteoartritis, también conocida como artrosis “por uso y desgaste”, es una enfermedad frecuente en personas de mediana edad. [17]

La osteoartritis (OA) es una condición que ocasiona dolor y rigidez en las articulaciones [18].

Las artrosis de la cadera y de la rodilla constituyen la principal causa de discapacidad en los adultos. Cada año, la artrosis produce millones de visitas al médico y más de medio millón de hospitalizaciones. La artrosis de la rodilla se presenta comúnmente en los hombres que tienen lesiones previas de la rodilla. La anatomía o la alineación articular anormal, un traumatismo importante o la cirugía articular previas, la inestabilidad articular, alteraciones de la inervación articular o muscular o una fuerza muscular insuficiente pueden aumentar el riesgo de artrosis [19].

La OA es el padecimiento articular más común a nivel mundial, por ejemplo, afectando aproximadamente a 8 millones de personas solamente en el Reino Unido [18]. La OA de rodilla es una de los principales tipos de artritis que afectan a la población adulta en general, con un 24% de incidencia [20]. En México, la Encuesta Nacional de Salud (ENSA) de 1998 ubica a la OA como la segunda causa de morbilidad con 14% en personas mayores de edad [21].

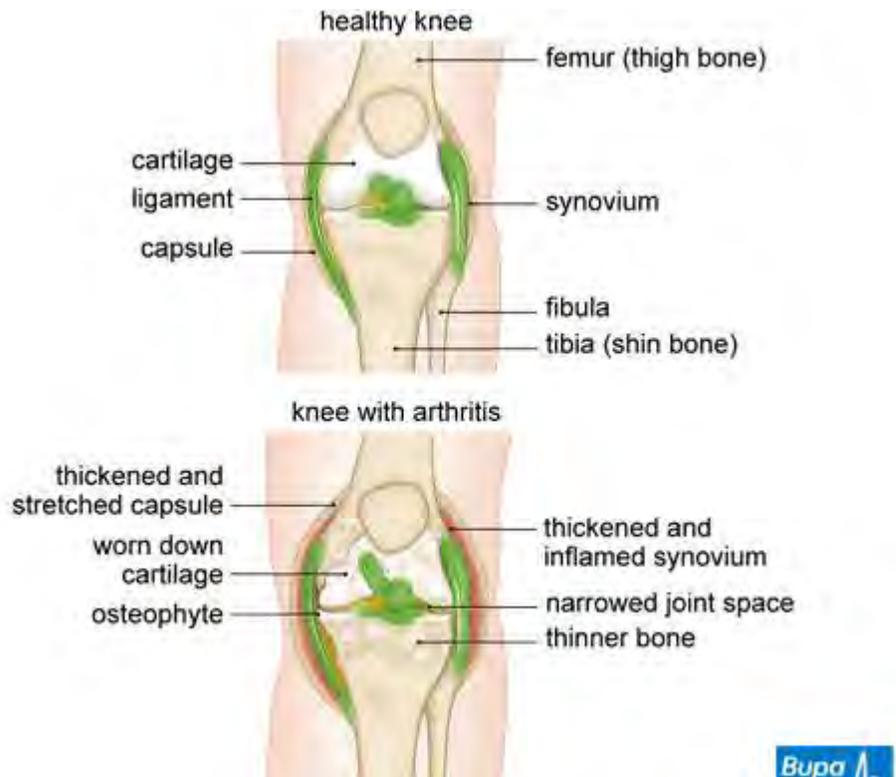


Figura 12.- Comparación de rodilla sana y rodilla afectada por OA [22].

Síntomas de la OA [17]

El dolor y la rigidez son los síntomas más frecuentes de la osteoartritis de rodilla. En general, los síntomas empeoran por la mañana o luego de un período de inactividad. Varios factores aumentan el riesgo de desarrollar osteoartritis:

Edad.- La capacidad del cartílago de repararse puede disminuir con la edad. La osteoartritis normalmente afecta a las personas de mediana edad y mayores.

Herencia.- Se ha observado una vinculación entre ciertos genes y la osteoartritis. Algunas características hereditarias, como tener piernas arqueadas, las rodillas juntas o laxitud articular (condición en la que una articulación es capaz adoptar posiciones anormales), pueden aumentar su riesgo de tener esta enfermedad.

Peso.- Cuanto mayor es el peso de una persona, mayor es el peso que soportan las articulaciones de las rodillas.

Lesiones.- Una lesión previa de la rodilla, como una lesión deportiva, puede causar osteoartritis en el futuro.

Uso excesivo.- Las personas que deben arrodillarse o agacharse, levantar objetos pesados y caminar como parte de su trabajo, son más vulnerables a las lesiones por tensión reiterada en la rodilla. Esto hace que sean más propensas a desarrollar OA.

Otras enfermedades.- Si una persona ha presentado otros problemas como gota, infección o enfermedad de Lyme, tiene un riesgo mayor de presentar osteoartritis.

Escala Kellgren-Lawrence.

La OA se divide en 5 categorías de acuerdo a la escala Kellgren-Lawrence [23].

Tabla de Escala Kellgren-Lawrence.

Tabla 1.- Escala Kellgren-Lawrence [23]

Escala de OA	Grado de OA [24]	Descripción [25]
0	Normal	Rodilla sana.
1	Dudoso (Doubtful and minimal)	<ul style="list-style-type: none"> • Dudoso estrechamiento del espacio articular. • Posible osteofitosis (Pequeñas protuberancias redondas de hueso extra que crecen alrededor, en, y dentro de las articulaciones [26]).
2	Leve (Mild)	<ul style="list-style-type: none"> • Posible estrechamiento del espacio articular. • Presencia de osteofitos.
3	Moderado (Moderate)	<ul style="list-style-type: none"> • Estrechamiento del espacio articular. • Osteofitosis moderada múltiple. • Leve esclerosis. • Posible deformidad de los extremos de los huesos.
4	Grave (Severe)	<ul style="list-style-type: none"> • Marcado estrechamiento del espacio articular. • Abundante osteofitosis. • Esclerosis grave. • Deformidad de los extremos de los huesos.

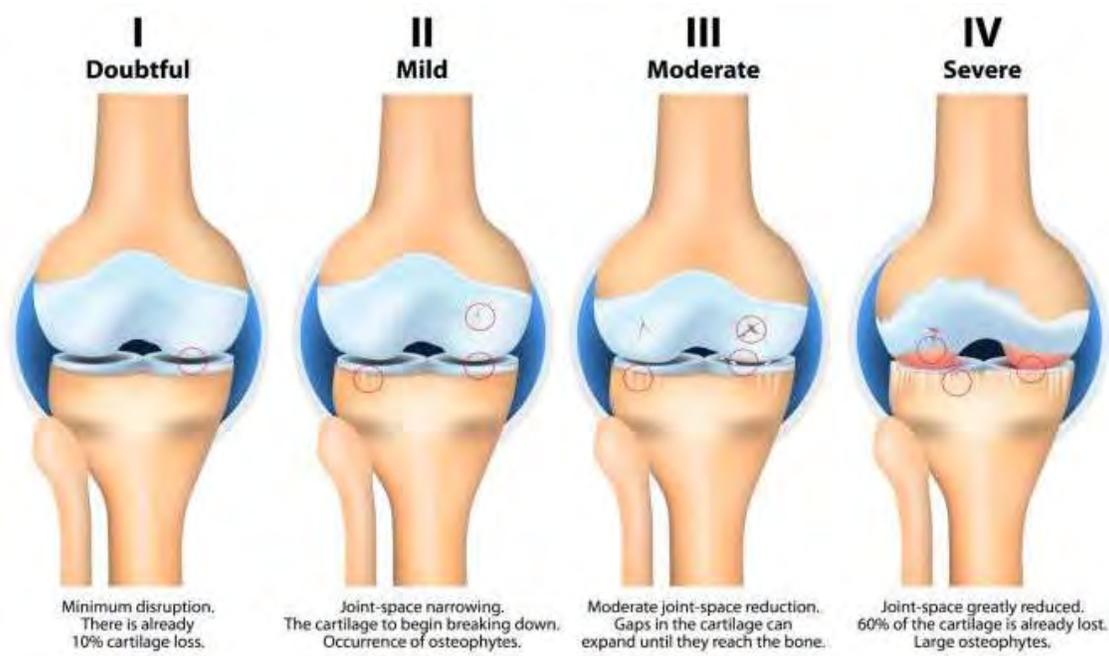


Figura 13.- Etapas de la OA [24]



Figura 14.- Comparación de diferentes etapas de la OA [25]

Tratamientos para la OA

Hay tres tipos principales de intervención quirúrgica para la osteoartritis de rodilla: un reemplazo total de la rodilla (artroplastia), un reemplazo parcial de la rodilla (mínimamente invasivo) y una osteotomía. La osteotomía es una cirugía en la que los huesos se seccionan y se les vuelve a dar forma. La osteotomía cambia la posición de la rodilla de manera tal que la carga del peso se encuentre en un área de la rodilla que no esté afectada. Al "desplazar" la carga hacia a una parte adecuada de la rodilla, se cree que la osteotomía puede disminuir el dolor, mejorar el funcionamiento, demorar el daño de la rodilla, y posiblemente, retrasar la necesidad de una cirugía de recambio total o parcial de la rodilla [29].

Es importante destacar que la literatura sobre biomecánica que realiza la validación de estos procedimientos es escasa y en la mayoría de los casos solamente se concentran en la reducción del dolor. Según lo observado en 13 estudios, no existe evidencia concluyente sobre si la osteotomía es más efectiva que el tratamiento conservador y, hasta ahora, los resultados no justifican establecer una conclusión acerca de la efectividad de técnicas quirúrgicas específicas [29].

Es importante destacar que de acuerdo a la Sociedad Internacional de Investigación en Osteoartritis, (OARSI por su siglas en inglés), para el tratamiento conservador o no quirúrgico se recomienda lo siguiente [30]:

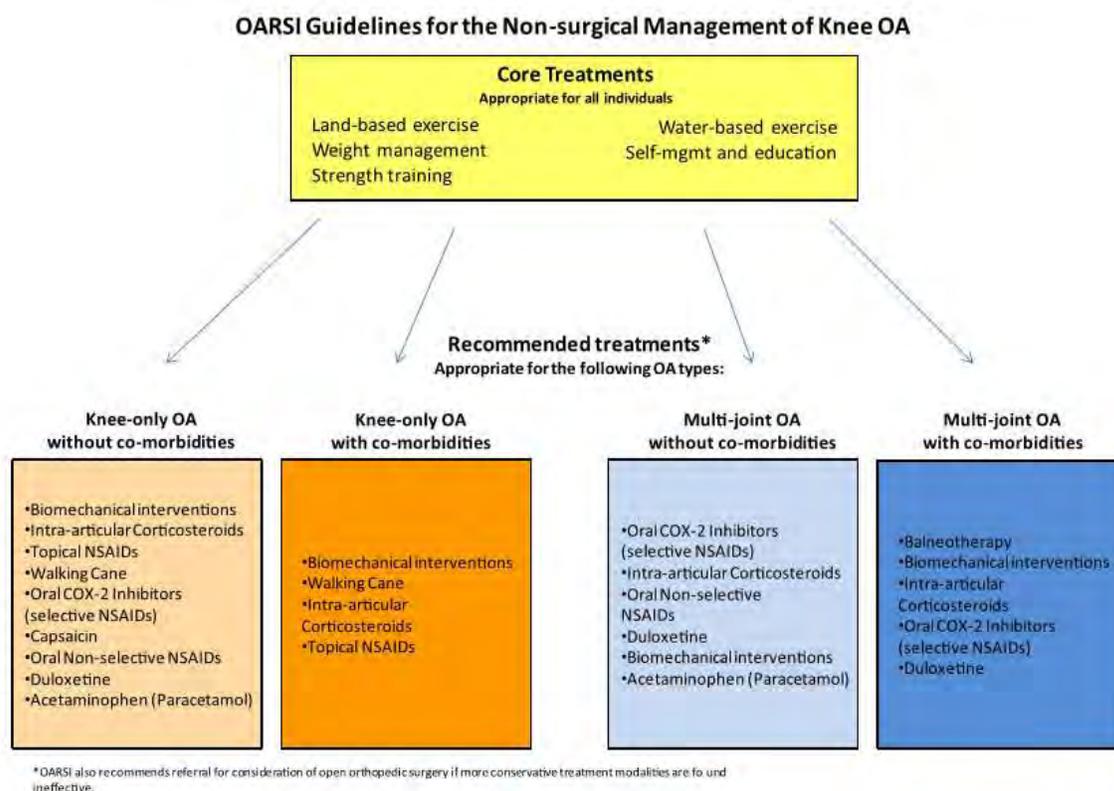


Figura 15.- Recomendaciones de la OARSI para el tratamiento de OA de rodilla [30].

Dentro de las co morbididades podemos mencionar la diabetes, hipertensión, falla renal, depresión, enfermedades cardiovasculares, sangrado gastrointestinal o padecimiento que limite la movilidad, incluyendo la obesidad.

Estos tratamientos serán retomados en los capítulos subsecuentes.

Capítulo 2

Biomecánica

"En búsqueda del homúnculo..."

- Christopher L. Vaughan

Biomecánica

Definiciones

Mecánica

La mecánica puede ser definida como la ciencia que describe y predice las condiciones de reposo y de movimiento de los cuerpos bajo la acción de las fuerzas. Se divide en tres partes: mecánica del cuerpo rígido, mecánica del cuerpo deformable y mecánica de fluidos [31].

La mecánica del cuerpo rígido se divide a su vez en estática y dinámica. La estática se encarga del estudio del equilibrio de los cuerpos, es decir, aquellos cuerpos que se encuentran en reposo o en movimiento a velocidad constante; en cambio, la dinámica estudia el movimiento de los cuerpos debido a las aceleraciones [32].

Un cuerpo rígido es un modelo idealizado de un cuerpo que no se deforma. La definición precisa es que la distancia entre todo par de puntos del cuerpo rígido permanece constante [33].

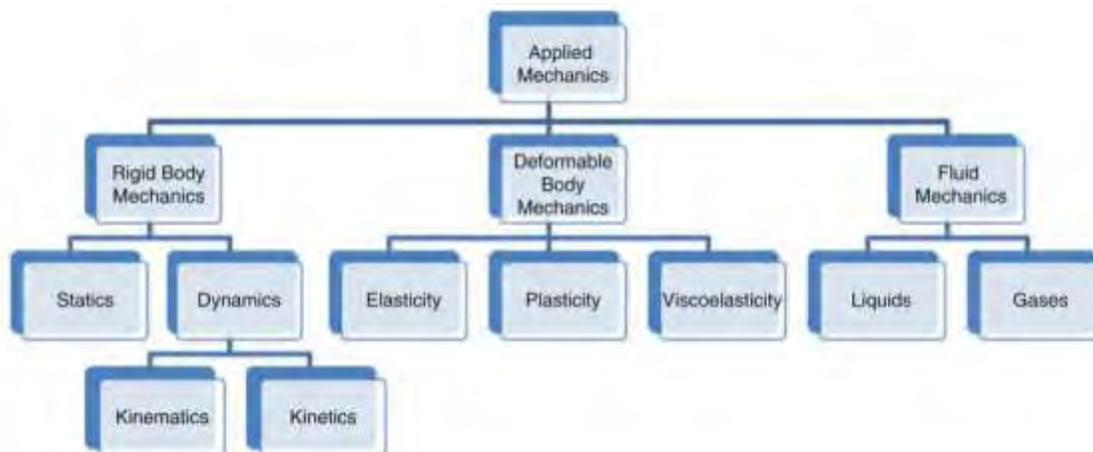


Figura 16.- Clasificación de la mecánica aplicada [34].

Biomecánica

La biomecánica consiste en la aplicación de la mecánica clásica para resolver diversos problemas biológicos [34]. Una definición más formal de la biomecánica, es aquella propuesta por David Winter, “La biomecánica del movimiento humano puede ser definida como la interdisciplina que describe, analiza y evalúa el movimiento humano.” [35] Asimismo, la definición que más es compatible con la finalidad de esta investigación es también propuesta por Winter: “En la biomecánica, los principios de la biomecánica son aplicados para la concepción, diseño, desarrollo y análisis de equipos y sistemas en la biología y medicina” [35].

Biomecatrónica

La biomecatrónica se refiere a un subconjunto de la mecatrónica, donde aspectos de diferentes disciplinas como biología, mecánica, electrónica y programación son integrados para el diseño de sistemas complejos de ingeniería para imitar sistemas biológicos [36].

La biomecatrónica, como extensión de la mecatrónica, tiene un enfoque más amplio en tres aspectos distintivos [37]:

1. La biomecatrónica intrínsecamente incluye bioinspiración.
2. La biomecatrónica desarrolla sistemas mecatrónicos en interacción profunda con sistemas biológicos.
3. La biomecatrónica adopta diseños y procesos de optimización en el desarrollo de sistemas mecatrónicos.

El enfoque más integral de un sistema biomecatrónico consiste en la integración de mecanismos con sistemas embebidos de control a través de sensores, actuadores, suministros de energía y una interfaz humano-máquina de tal manera que el sistema mecatrónico en su totalidad esté inspirado en modelos biológicos [38].

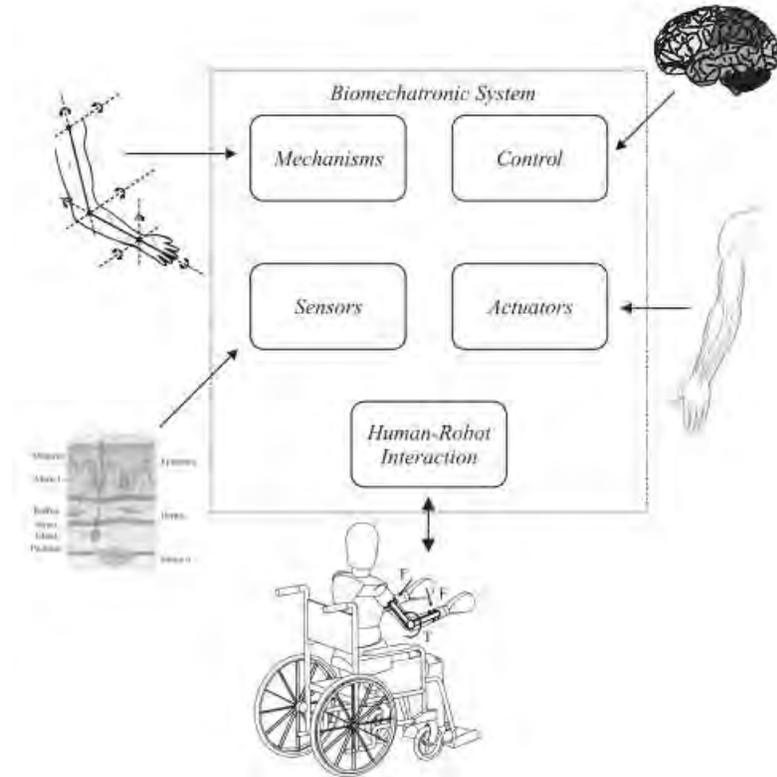


Figura 17.- Componentes de un sistema biomecátrónico [37].

Planimetría

Se denomina planimetría al conjunto de planos imaginarios que sirven de referencia para dividir al cuerpo humano en diferentes zonas que faciliten su estudio anatómico [39].

En biomecánica se consideran los siguientes planos de referencia del cuerpo humano (basados en la posición anatómica estándar). [40]

El plano sagital es un plano vertical que divide el cuerpo o un órgano en un lado derecho y uno izquierdo. El plan frontal o plano corona divide el cuerpo o un órgano en una proporción anterior (frente) y una posterior (espalda). El plano trasversal u horizontal divide el cuerpo o un órgano en una porción superior (arriba) y una inferior (abajo). Los planos sagital, frontal y transversal forman ángulos rectos entre sí. [41]

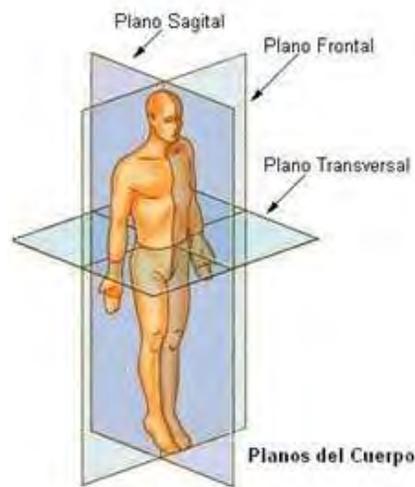


Figura 18.- Planos de referencia del cuerpo humano [42].

Ejes corporales

Los ejes corporales son localizados en los puntos de intersección de los 3 planos. Así como hay tres planos, existen tres ejes de rotación: mediolateral, anteroposterior y superoinferior [43].

Cada eje de rotación debe imaginarse como una línea (eje) perpendicular al plano que describe. El eje mediolateral (también llamado bilateral, frontal, frontal-horizontal, frontal-transversal y transversal) posee un recorrido horizontal, de lado a lado y es perpendicular al plano sagital. El eje anteroposterior (también llamado sagital, sagital-horizontal y sagital-transversal) tiene un recorrido horizontal desde el frente hacia atrás y es perpendicular al plano frontal. El eje superoinferior (también llamado frontal-sagital, longitudinal y vertical) recorre de arriba hacia abajo y es perpendicular al plano transversal [43].

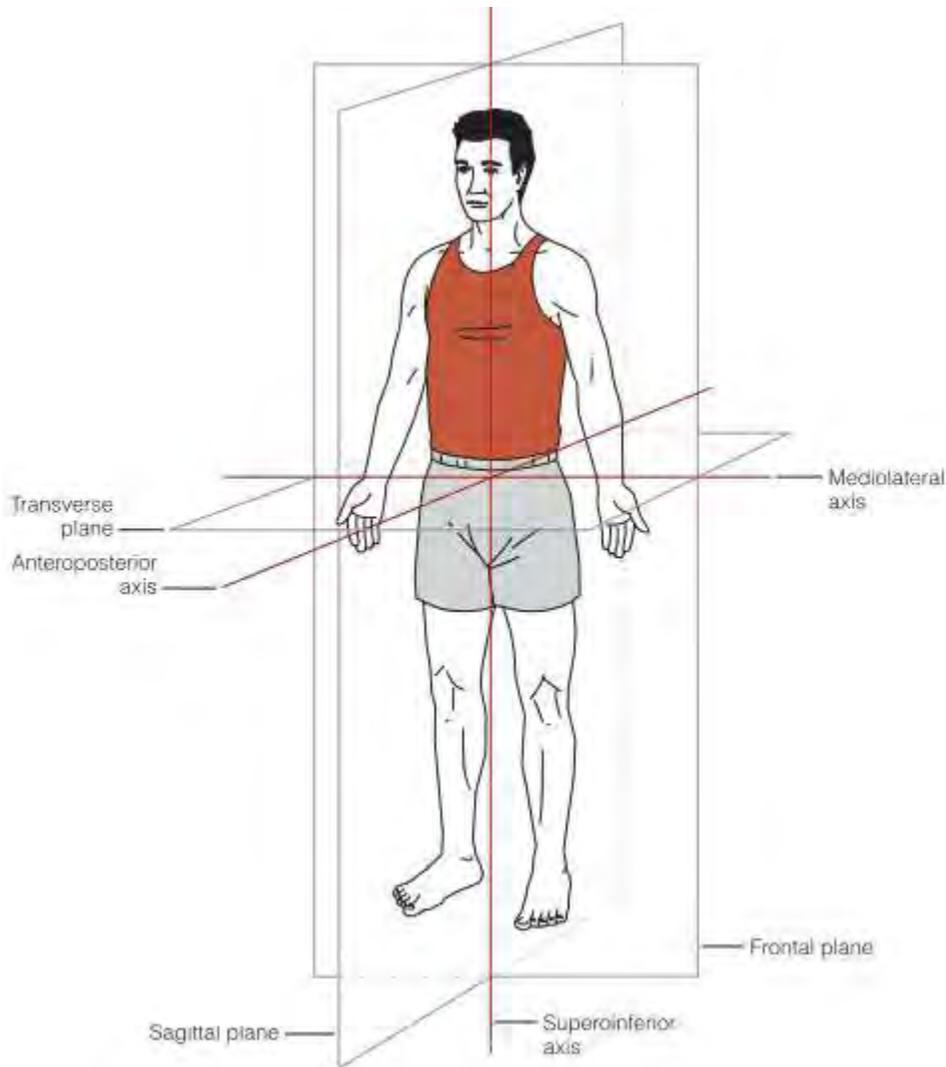


Figura 19.- Ejes biomecánicos generados a través de la intersección de los 3 planos anatómicos [43].

Vectores biomecánicos

De la misma manera que los planos y los ejes corporales, la biomecánica también tomará prestados los términos de dirección. La única diferencia que estas direcciones pasarán a convertirse en vectores. Estos vectores serán 6 y serán paralelos a los ejes corporales.

Los vectores superior e inferior son paralelos al eje superoinferior. Si la dirección del vector apunta hacia arriba o a la cabeza, se trata de un vector superior, también llamado craneal o cefálico. En cambio, si la dirección del vector es hacia los pies o hacia abajo, se trata de un vector inferior, también llamado caudal.

Los vectores anterior y posterior son paralelos al eje anteroposterior. Si la dirección del vector apunta hacia el frente del cuerpo, se trata de un vector anterior, también llamado ventral. En cambio, si la dirección del vector es hacia atrás del cuerpo (espalda), se trata de un vector posterior, también llamado dorsal.

Los vectores medial y lateral son paralelos al eje mediolateral. Si la dirección del vector se acerca hacia la línea media del cuerpo, se trata de un vector medial. En cambio, si la dirección del vector se aleja de la línea media del cuerpo, se trata de un vector lateral.

Términos direccionales

Los otros términos direccionales que no son definidos como vectores para la biomecánica, son:

Proximal. - Más cerca de la inserción de un miembro en el tronco; más cerca del origen o del comienzo de una estructura.

Distal. - Más lejos de la inserción den miembro en el troco; más lejos del origen o el comienzo de una estructura.

Superficial. - Hacia o sobre la superficie del cuerpo.

Profundo. - Lejos de la superficie del cuerpo.

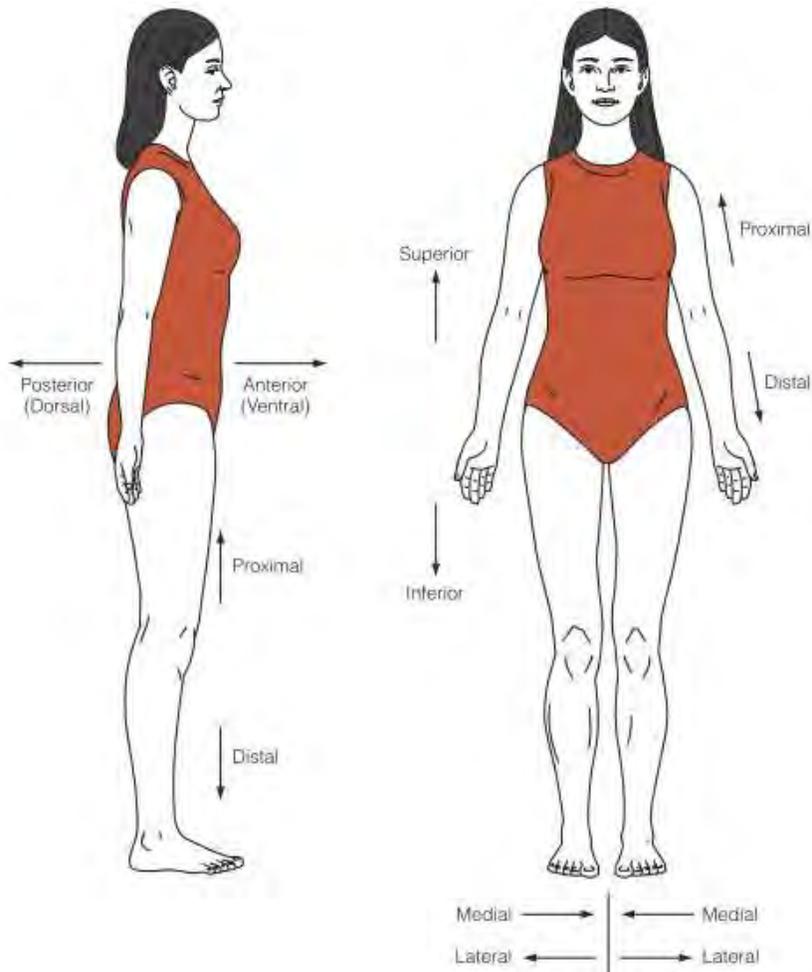


Figura 20.- Vectores y direcciones biomecánicas [43].

Modelos biomecánicos de rodilla

La biomecánica de la rodilla todavía no se conoce exactamente. Diversos patrones se han establecido, pero ninguno ha alcanzado el funcionamiento real de la articulación [44].

Modelo de la bisagra

Es el primer modelo en estructurarse debido a su facilidad. Es un modelo de un solo grado de libertad donde, por ende, la rotación se da sobre un eje fijo situado en el fémur, el cual se considera como un elemento estático y sobre un plano sagital. La rotación del elemento móvil (tibia) sobre el eje permite describir la flexión y extensión de la rodilla.

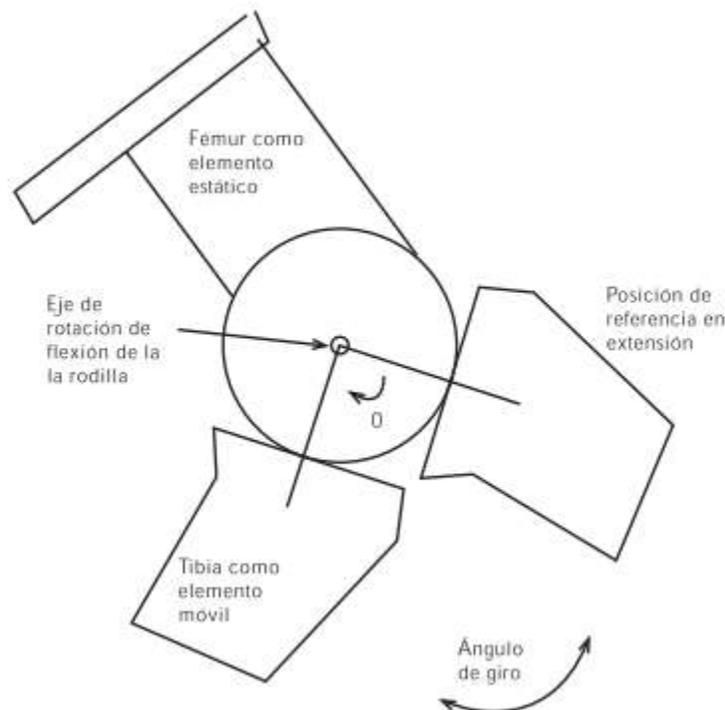


Figura 21.- Representación gráfica del modelo de bisagra [44].

Modelo planar o del centroide

Es un modelo de dos grados de libertad, postula que dos cuerpos en movimiento relativo presentan un punto que no se mueve y actúa como centro de rotación [44]. Este modelo se basa en la incorporación de centros instantáneos de rotación a medida que el fémur se deslaza como elemento móvil sobre la tibia (ahora considerado como elemento fijo) a medida que genera una flexo-extensión entre ambos ejes anatómicos.

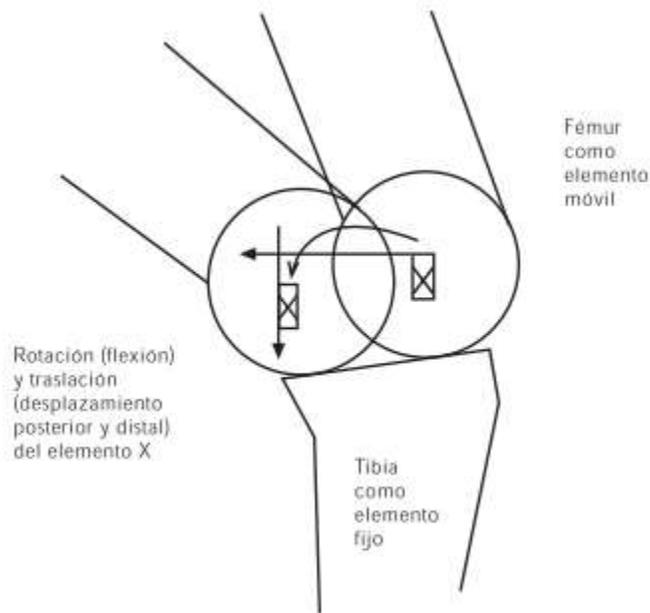


Figura 22.- Representación del modelo planar [44].

El centro instantáneo de rotación y el eje instantáneo de rotación obedecen a un caso particular del movimiento general del sólido rígido en el que todos sus puntos siguen trayectorias paralelas a un plano fijo. Las rotaciones son perpendiculares a dicho plano fijo, y en cada instante puede considerarse que el sólido rígido tiene un movimiento de rotación pura alrededor de un eje normal al plano fijo, el cual se denomina eje instantáneo de rotación. Debe tenerse en cuenta que este eje instantáneo de rotación puede ser que cambie con el tiempo, a medida que el cuerpo se traslada. Para un sólido de geometría plana, la intersección del eje instantáneo de rotación con el plano fijo se denomina centro instantáneo de rotación (CIR). En todo momento puede considerarse que todos los puntos de ese sólido plano están girando en torno al CIR según un movimiento de rotación pura [45].

Puesto que el movimiento en torno al CIR es de rotación pura, cualquier punto P del sólido rígido cumple la relación:

$$\vec{v}_p = \vec{\omega} \times \vec{r}_{p/CIR}$$

Además, la velocidad del CIR es nula [45].

El cálculo para obtener la posición de un CIR se puede definir de dos formas. En la primera, las direcciones de las velocidades de las partículas A y B del cuerpo rígido son conocidas y si son diferentes, el centro instantáneo C se obtiene dibujando la perpendicular a \mathbf{v}_A a través de A y la perpendicular \mathbf{v}_B a través de B y determinando el punto de intersección entre ambas líneas [46]. Si las velocidades \mathbf{v}_A y \mathbf{v}_B de las dos partículas A y B son perpendiculares a la línea AB y si sus magnitudes son conocidas, el centro instantáneo puede encontrarse intersectando la línea AB con la unión de los extremos de los vectores \mathbf{v}_A y \mathbf{v}_B [46].

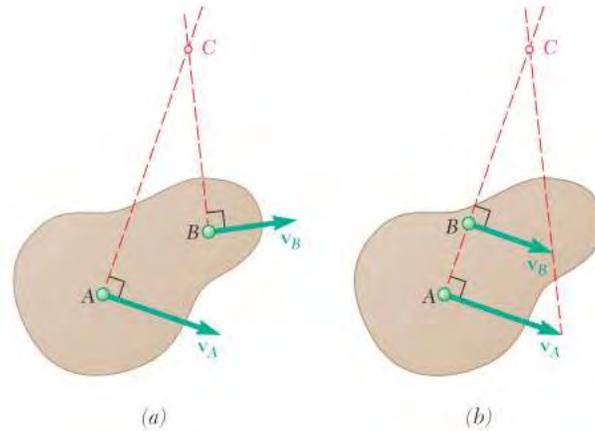


Figura 23.- Maneras de la obtención del centroide [46].

El centro de rotación para el modelo planar es calculado a partir de la bisectriz perpendicular a dos puntos de referencia identificados en radiografías en el plano sagital, en la cual al suponer otra radiografía con variación de la movilidad del fémur [47] (ahora considerado como elemento móvil). Este proceso se repite hasta poder dibujar una línea que conecta a todos los centros instantáneos de rotación y que se denomina “poloide” o cardiode” del centro instantáneo de rotación [47].

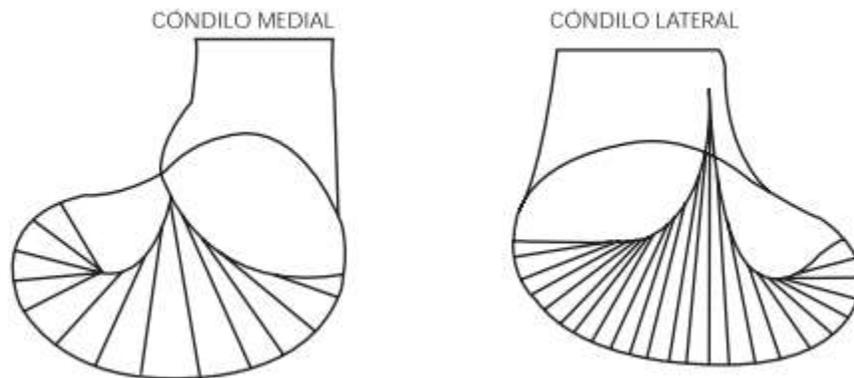


Figura 24.- Representación gráfica del cardiode para el cóndilo medial y lateral [44].

Mecanismo de unión cruzada de cuatro barras

Este mecanismo de eslabonamiento mecánico de cuatro barras establece dos eslabones óseos (inserciones de los ligamentos cruzados en tibia y fémur unidas por una línea cada una de ellas) y dos eslabones ligamentosos (LCA y LCP). El mecanismo considera la flexo-extensión en el plano sagital y el rodamiento del fémur. Con ello, los ligamentos cruzados se consideran como una barra rígida con un centro de rotación situado en el punto donde se cruzan [44].

Ley de Grashof

En la mecánica, el eslabonamiento de cuatro barras es el mecanismo articulado más simple posible para el movimiento controlado con un grado de libertad. Por lo tanto, el

eslabonamiento de cuatro barras deberá estar entre las primeras condiciones a problemas de control de movimiento a ser investigados [48].

La condición de Grashof es una relación muy simple que predice el comportamiento de rotación o rotabilidad de un eslabonamiento de 4 barras basado sólo en las longitudes de los eslabones, es [48]:

$$S + L \leq P + Q$$

donde

S=longitud del eslabón más corto

L=longitud del eslabón más largo

P=longitud de un eslabón restante

Q=longitud de un eslabón restante.

Este modelo considera un mecanismo de tipo doble balancín (de Grashof). Este mecanismo se conforma con la barra más corta es el acoplador y los dos balancines están articulados a la barra fija, de tal manera que el acoplador puede dar vueltas completas [49].

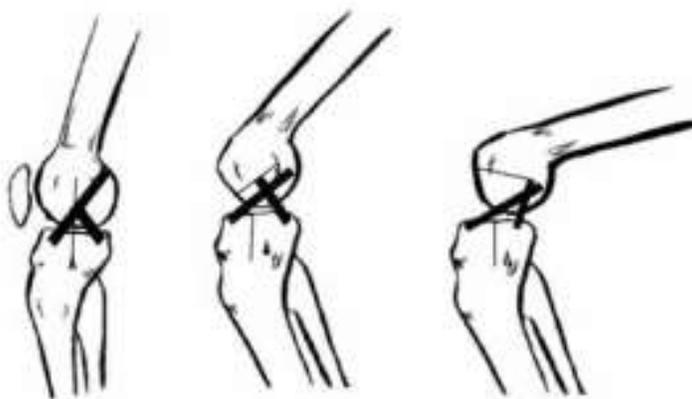


Figura 25.- Representación gráfica del eslabonamiento de 4 barras [44].

El problema de considerar este modelo yace en la consideración de que el LCA y el LCP como estructuras rígidas que actúan de modo isométrico durante la flexo-extensión ya que los ligamentos actúan con fibras en distinta tensión en cada momento [44]. Asimismo, los movimientos en otros planos distintos al plano sagital se desprecian.

Modelo de “ball-and-socket” (bola y rótula)

Modelo de 3 grados de libertad que considera la posición de la rodilla como una esfera en donde los movimientos se definen por 3 planos ortogonales; con ello la movilidad se realiza a través de esferas concéntricas sobre un punto fijo en el miembro en el centro de la articulación [43]. Este modelo posibilita la flexo-extensión, la abducción-aducción y la rotación externa e interna.

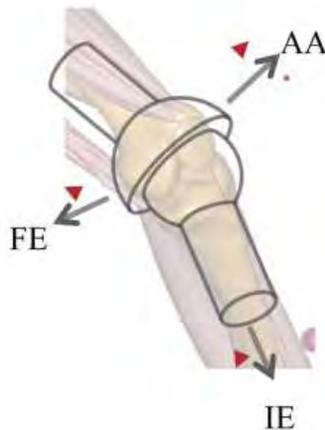


Figura 26.- Modelo de bola y rótula de 3 grados de libertad [50].

Modelos esféricos con dos grados de libertad

Consiste en dos casos especiales del modelo de ball-and-socket [44].

En el primer modelo, las rotaciones internas y externas son despreciadas. Esto ocasiona un elemento donde las flexo-extensión y la abducción y aducción son permitidas, mientras que la rotación de la tibia es restringida [51].

En el segundo modelo, la rotación se prioriza por encima de la abducción-aducción, dando como resultado un elemento donde la flexo-extensión y la rotación tibial están permitidas [51].

Modelos de 6 grados de libertad

Varios métodos se han usado para describir el movimiento de una articulación de 6 grados de libertad.

Articulación de 6 grados de libertad [44]

Este modelo consiste en la traslación y rotación de dos cuerpos uno en relación del otro, o la traslación de puntos específicos de dos miembros uno en relación del otro. No se asumen limitaciones entre la movilidad de los dos cuerpos.

Se diferencian 3 rotaciones:

Flexo-extensión sobre un eje medio-lateral definido como una línea cuyos orígenes pueden tener varias posibilidades:

- a) Eje perpendicular a la inserción proximal del LCP y paralela a la línea epicondilea.
- b) Línea que pasa entre los orígenes de los ligamentos colaterales medial y lateral.
- c) Línea que pasa por el centro de los cóndilos femorales.

Abducción-Abducción sobre un eje antero-posterior en el centro de la rodilla y normalmente conectado con la tibia situado ligeramente posterior al centro del platillo tibial medial para flexiones medias, pero en caso de flexiones, pasa justo por el punto medio de la espina tibial.

Rotación interna-externa sobre un eje tibial intersección de la línea transepicóndilar en el punto medio entre los epicóndilos.

Y 3 traslaciones:

- a) Medio-lateral sobre un eje medio lateral que conecta los puntos más distales de los cóndilos femorales.
- b) Antero-posterior sobre un eje anterior-posterior respecto a la tibia. Este movimiento ocurre cuando el fémur se traslada anteroposteriormente sobre las superficies articulares de la tibia durante la flexo-extensión. Este eje rota con la flexión de la tibia para mantenerse perpendicular al eje longitudinal de la misma (paralelo a la superficie articular).
- c) Compresión-distracción sobre la longitud proximal-distal de la tibia con una angulación de 2° sobre el eje longitudinal de la tibia.

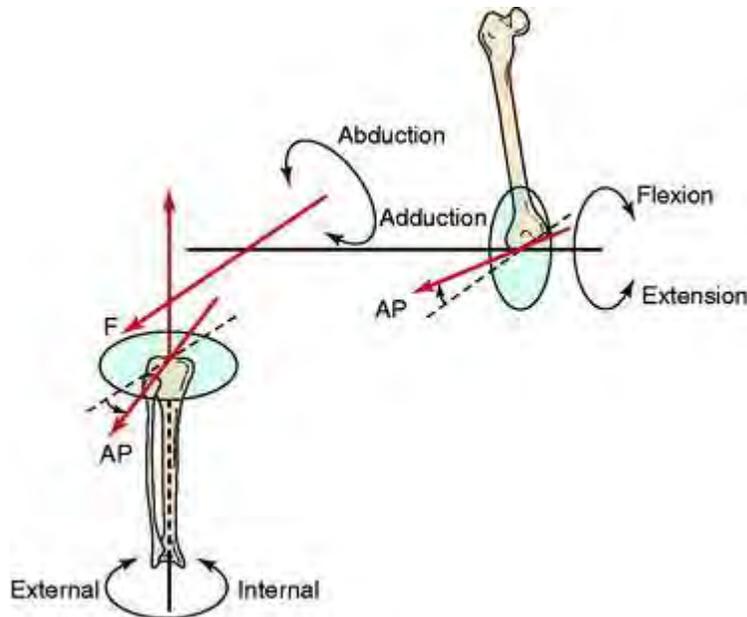


Figura 27.- Representación gráfica del modelo de 6 grados de libertad [52].

Sistema helicoidal [44]

Define el movimiento relativo en términos de deslizamientos sucesivos y no como sucesión instantánea de posiciones. El movimiento se genera por el desplazamiento de un cuerpo de una posición a otra con una rotación y una traslación a través de un eje helicoidal.

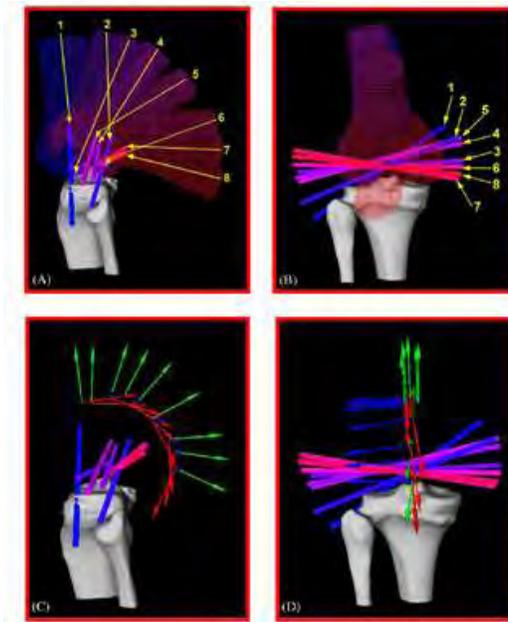


Figura 28.- Ejes helicoidales de movimiento correspondientes a 9 incrementos de flexión de rodilla de 0 a 120°, mostrado en el plano sagital (A) y frontal (B). El centro geométrico del fémur rota alrededor del eje helicoidal mostrado en sagital (C) y frontal (D) [53].

Sistema de las “dos ruedas” [44]

Es una variante dentro del modelo helicoidal. El eje de la flexo-extensión se convierte en un eje variante de la flexo-extensión. Esta variación debido a que en la superficie condilar, se puede encontrar respecto a un plano de contacto (superficie tibial), dos centros de rotación con radio distinto, uno por cada cóndilo. Uniendo las dos circunferencias a dos ejes, se obtiene un sistema conformado por “dos ruedas” y “dos barras”. De tal manera, los movimientos quedan definidos de la siguiente manera:

Rotación femoral externa (o tibial interna) de aproximadamente 20°, de los cuales 5° ocurren en los 5 primeros grados de flexión, fenómeno denominado “final de rotación”, “acerrojado” o “screw-home”, entre 5-60° el fémur permanece alineado al eje longitudinal del pie y entre 60-110° se produce de nuevo la rotación de 15° ahora correspondiéndose con [35] mm de rodamiento. Con la flexión además se produce el fenómeno de “lift off” o despegue por el cual el cóndilo lateral se eleva tanto con carga como sin ella. Respecto a la carga aplicada, si altera el movimiento condilar en flexo-extensión provocando un desplazamiento anterior de 4 [mm] del cóndilo medial entre 10 y 45° y desplazamiento posterior del cóndilo lateral mayor que si hay descarga. Con la flexión forzada hasta 160° se produce una rotación interna de la tibia (o externa del fémur) de cerca de 28°, lo que supone un desplazamiento posterior del fémur de 4 [mm]. El cóndilo lateral parece estar subluxado y el medial permanece en línea con la tibia, pero se levanta de ella.

Ejes mecánicos del miembro inferior

La biomecánica desarrollo un modelo simple de la manera en que el miembro inferior absorbe y distribuye las fuerzas en las actividades que involucran carga en las articulaciones. Este primer modelo conste en considerar que los huesos son cuerpos rígidos, isotrópicos, homogéneos y que la fuerza transmitida a través de ellos siempre pasará por la trayectoria más óptima.

El eje mecánico consiste en la identificación del centro de rotación del extremo distal y proximal del hueso. Este centro de rotación será un elemento puntual. Del centro de rotación distal se traza un eje que cuyo destino sea el centro de rotación proximal. Este eje es el mecánico y representa la dirección en que la fuerza es transmitida a lo largo del elemento óseo. Para la tibia, el eje anatómico y el eje mecánico coinciden. No obstante, para el fémur, el eje mecánico del fémur discrepa en alrededor 6° con respecto al eje anatómico.



Figura 29.- Diferencia entre el eje mecánico y el eje anatómico de fémur [54].

El ángulo del valgo puede presentar variaciones patológicas, además de las variaciones sexuales, en las cuales este ángulo es mayor en las mujeres debido a que la separación de las caderas es mayor en ellas [3].

Eje mecánico de rodilla o WBL (Weight-bearing line) [3]

Trazando una línea del centro de rotación (ubicado en el centro de la cabeza femoral) hacia el centro de rotación del tobillo (ubicado en el centro de la tibia-peroné). Este eje recibe el

nombre de eje mecánico de rodilla o WBL y representa la forma en que el peso de la persona se transmite a lo largo del miembro inferior.

Si además trazamos una segunda línea horizontal en el extremo lateral de la meseta tibial y una tercera línea en el extremo medial de la meseta, la distancia de la línea A dividida entre la distancia de la línea B equivale al porcentaje del eje mecánico de rodilla o WBL. En esencia, el 0% corresponde al extremo de la parte lateral y 100% al extremo de la parte medial. Para una alineación correcta de miembros inferiores, el WBL pasa por el centro de la articulación de la rodilla, es decir, por el 50% de WBL.



Figura 30.- Representación del WBL (izquierda) y su cálculo en radiometría (derecha) [3].

Desalineación de miembro inferior

En el plano frontal existen dos desviaciones en el eje mecánico de la rodilla, genu varo y genu valgo.

La desalineación de miembros inferiores, comúnmente referida como rodillas arqueadas puede ocasionar dolor y limitaciones del movimiento y por ende, de las actividades diarias. En adultos, las rodillas arqueadas en “O” o en “X” son desalineaciones que involucran a todo el miembro inferior desde la cadera hasta el tobillo. Los términos médicos para referirnos a estas condiciones, son genu varo para las rodillas en “O” y genu valgo para las rodillas en “X”.

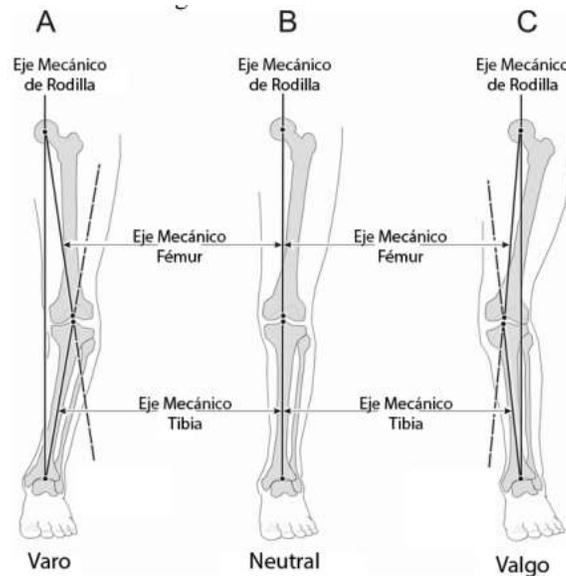


Figura 31.- Definición de rodilla neutra, en varo y valgo acorde al eje mecánico de rodilla [55].

En el genu varo, la mayor parte del peso del paciente pasa por la porción medial o interior de la rodilla. Esto quiere decir, que el eje mecánico de la rodilla se encuentra ubicado en el compartimiento medial, por debajo del 50% de WBL. En cambio, para el genu valgo, la mayor parte de la carga pasa por la porción lateral de tal manera que el eje mecánico de rodilla se encuentra ubicado en el compartimiento lateral, por encima del 50% de WBL [3].

Varo primario, doble y triple

El Dr. Noyes realizó un sistema de clasificación que especifica las causas de una desalineación en el miembro inferior. Este sistema consta de tres categorías [3]:

- Varo primario.- La desalineación se produce simplemente debido a los huesos. Con el tiempo, el espacio de separación entre los huesos de la tibia y fémur se reduce, aumentando la desalineación.
- Varo doble.- La desalineación se debe a dos factores: la mala alineación de los huesos y un espacio anormal de separación entre el fémur y la tibia debido a una lesión o un deficiencia en las estructuras ligamentosas. En ciertos individuos, una considerable condición de varo puede debilitar las estructuras de la articulación, convirtiendo un genu primario en doble.
- Varo triple.- La desalineación se debe a tres factores: la mala alineación de los huesos, un espacio anormal de separación entre la tibia y fémur y una posición de recurvatum en el miembro inferior. El genu recurvatum indica que la rodilla se encuentra en hiperextensión y se curva hacia fuera.

Es muy importante destacar que la desalineación es una parte muy importante del desarrollo biomecánico del niño.

Al nacer, el niño tiene de 10 a 15 grados de varo (separación) en la rodilla y, por ende, piernas arqueadas. Esta condición persiste en la mayoría de los niños hasta los 14 o 18 meses, e

inclusive hasta los 24 meses de edad, sin que se considere ser patológico (una enfermedad). A medida que el niño crece, el ángulo se neutraliza en una línea recta, convierte en punto muerto la alineación de los fémures y tibias, entonces avanza hacia la línea media del cuerpo, o sea al valgo (choque de rodillas), como un rebote o sobre-corrección del arqueamiento que inicialmente tenía, esta es una posición de las piernas normal entre los 3 o 4 años de edad y luego gradualmente, se realinean en un valgo fisiológico o normal del adulto (alrededor de 7 grados) a la edad de 8 años [56].

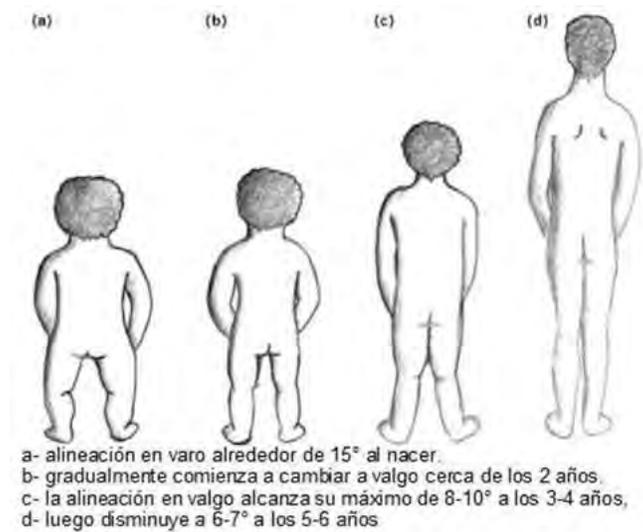


Figura 32.- Genu varo fisiológico [57].

Capítulo 3

Órtesis

"Nature has always been a source of inspiration for technological development"

- Michael J. French

Órtesis

Definición

De acuerdo a la Organización Internacional de Normalización (ISO por sus siglas en inglés), una órtesis es un apoyo u otro dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético [58].

Asimismo, la Asociación Ortótica-Prostética Australiana (OAPA, por sus siglas en inglés) una órtesis es un dispositivo externo diseñado y ajustado al cuerpo con la finalidad de cumplir con uno o más de los siguientes objetivos [58]:

1. Control de la alineación biomecánica.
2. Corregir o acomodar alguna deformidad.
3. Proteger y brindar soporte a una lesión.
4. Asistir en una rehabilitación.
5. Reducir el dolor.
6. Mejorar la movilidad.
7. Aumentar la independencia.

Órtesis de miembro inferior

Las alteraciones de los miembros inferiores se abordan con dispositivos ortésicos que previenen el desarrollo de deformidades y favorecen la normalización de una marcha alterada. Son dispositivos que se adaptan externamente sobre cualquier región anatómica del miembro inferior para modificar las características estructurales o funcionales del sistema neuromusculoesquelético [59].

Clasificación de las órtesis [59]

Según su efecto terapéutico principal:

- Órtesis funcionales o pasivas.- Permiten mejorar la función de la marcha.
- Órtesis posturales o pasivas.- Destinadas a la prevención/corrección de deformidades.
- Órtesis correctoras.- Actúan por aplicación progresiva de fuerzas, dentro de un sistema equilibrado de fuerzas en tres puntos, para aprovechar las propiedades viscoelásticas de las partes blandas, la capacidad de remodelación del hueso y la capacidad de crecimiento óseo.

- Órtesis inmovilizadores.- Inmovilizan el segmento afectado, así permiten precozmente la bipedestación, la marcha y otras actividades de la vida diaria.
- Órtesis de descarga.- Permiten la descarga del peso corporal sobre el miembro inferior, transfiriendo la carga desde en encaje proximal hasta el estribo distal.
- Órtesis mixtas.- Son combinaciones de los tipos básicos.

Según el segmento anatómico del miembro inferior en el que ejercen su función:

- Órtesis de pie y tobillo.- Conjunto de órtesis con funciones variadas, que dependen del tipo de restricción que proporcionan (flexible, rígida o semirrígida) del objetivo de la prescripción (de soporte, de inmovilización, de control, etc.) o de la patología a la que se dirigen (fracturas, parálisis nerviosas, lesiones ligamentosas etc.). Entre sus funciones se encuentran prevenir o corregir las deformidades del tobillo y de pie e inhibir las respuestas motoras patológicas secundarias a reflejos posturales anormales. Se utilizan como órtesis de reposo del tobillo-pie en posición funcional o como órtesis funcional articular durante la marcha.
- Órtesis de rodilla.- Su finalidad es controlar o limitar la movilidad de la rodilla o estabilizar la articulación en los diferentes planos del espacio. La utilización de diferentes materiales en su elaboración, junto con los dispositivos articulares ortésicos, hacen posible el cumplimiento de esta finalidad.
- Órtesis de rodilla, tobillo y pie.- Engloban un conjunto de órtesis con funciones variadas dependiendo del objetivo de la prescripción (de soporte, inmovilizadora, correctora, etc.) o de la patología a la que se dirigen (fracturas, lesiones de partes blandas, deformidades congénitas, etc.). Sus funciones pueden ser correctoras si recolocan la desviación patológica del eje de la rodilla para mantener la articulación de rodilla y tobillo en una posición determinada, habitualmente funcional, e inmovilizadoras si estabilizan un segmento lesionado y permiten la carga y la movilidad de las articulaciones adyacentes.
- Órtesis de cadera, tobillo y pie.- Son dispositivos ortopédicos principalmente estabilizadores y alineadores de todo el miembro inferior, que proporcionan, por medio del control que realizan sobre las articulaciones, ayuda para la marcha. Están indicadas para estabilizar y alinear adecuadamente las articulaciones del miembro inferior durante la bipedestación y marcha, controlar todas las deformidades y además, descargar, total o parcialmente, un segmento de la articulación.

Dentro de las órtesis de rodilla, podemos encontrar:

Tabla 2.- Tipos de órtesis de rodilla [60]

Tipo de órtesis	Patologías/Objetivos	Diseño de la órtesis
Órtesis de estabilización patelar	Subluxación/luxación recidivante de patela. Enfermedad de Osgood-Schlatter. Asistencia de la rótula para realizar su recorrido normal.	Diseño con manga elástica con recorte patelar y dos brazos de goma circunferenciales que ejercen tensión dinámica sobre una almohadilla patelar lateral con forma semilunar. Un contrafuerte elástico

	Protección frente a la subluxación/luxación. Control del dolor.	circunferencial mantiene las almohadillas en la posición correcta y evita la rotación de la órtesis.
Inestabilidades ligamentosas (órtesis funcionales de rodilla)	Diseñadas para proporcionar estabilidad mecánica en los pacientes con deficiencias ligamentosas o en los pacientes sometidos a reconstrucción de los ligamentos sin un funcionamiento dificultoso.	Puños para el muslo y la pantorrilla semirrígidos o rígidos; las configuraciones de las bisagras y de las correas/puños varían según el control funcional (la posición de la bisagra es crucial).
Artrosis (órtesis funcionales de rodilla)	Estas órtesis se indican para aliviar el dolor y evitar la degeneración articular asociada con artrosis medial o lateral monocompartimental. Según el compartimiento afectado, aplicar una fuerza en varo o valgo a la rodilla. Ayudar a redistribuir el peso absorbido por el lado comprimido de la articulación de la rodilla.	Puños rígidos para el muslo y la pantorrilla, soportes simples o dobles con articulaciones de rodilla policéntricas. Las órtesis emplean un sistema de presión de tres puntos, con una fuerza correctora en varo o valgo según los compartimientos afectados para aliviar la carga en el compartimiento afectado.
Posoperatorios o derehabilitación	Estas órtesis están diseñadas para proporcionar una inmovilización rígida en ángulos determinados o para controlar el movimiento de una rodilla lesionada tratada en forma quirúrgica o no quirúrgica. Disminuir la carga sobre los tejidos en cicatrización. Ajustable a distintas formas/tamaños de pierna (edema)	Gran superficie; puños/correas acolchados para el muslo y la pantorrilla; articulaciones de rodilla de eje simple, policéntricas o posterior con limitador ajustable de flexión/extensión. Fácil de colocar y de quitar; confortable
Órtesis profilácticas de rodilla	Estas órtesis están diseñadas para evitar o disminuir la gravedad de la lesión de la rodilla sin impedir su movilidad en personas sin lesiones de la rodilla. Evitas que ocurran lesiones de la rodilla. Proteger los ligamentos colateral peroneo y colateral tibial ante lesiones por contacto.	Soporte lateral único, puño/correa para el muslo y la pantorrilla, articulación de rodilla de eje simple o policéntrico con o sin limitador a 180°.

Clasificación de las órtesis de rodilla para OA [61]

Las órtesis de rodilla existentes para OA se pueden clasificar en dos categorías:

Abrazaderas (braces en inglés)

Se caracterizan por la incorporación de una combinación de elementos rígidos como flexibles que permiten la aplicación de varias fuerzas que tienden a corregir la alineación anormal de la rodilla durante el movimiento., evitando la concentración del peso de la persona en la sección comprometida de la rodilla.



Figura 33.- Ejemplo de una órtesis tipo abrazadera [61].

Manga (sleeve en inglés)

La manga es una rodillera conformada por materiales elásticos que encapsulan parcial o totalmente a la rodilla. Se basan en el concepto de la clásica rodillera deportiva, estas órtesis realizan la función de estabilizar la rodilla, reduciendo el dolor y el desgaste.



Figura 34.- Ejemplo de una órtesis tipo manga [61].

Empleo de órtesis de acuerdo a la OARSI [30]

Dentro de los tratamientos recomendados por la OARSI, en la categoría de intervenciones biomecánicas, la asociación determina que son apropiados el empleo de abrazaderas de rodillas y órtesis plantares para reducir el dolor, la rigidez articular y mejorar función física de la articulación con eventos adversos insignificantes.

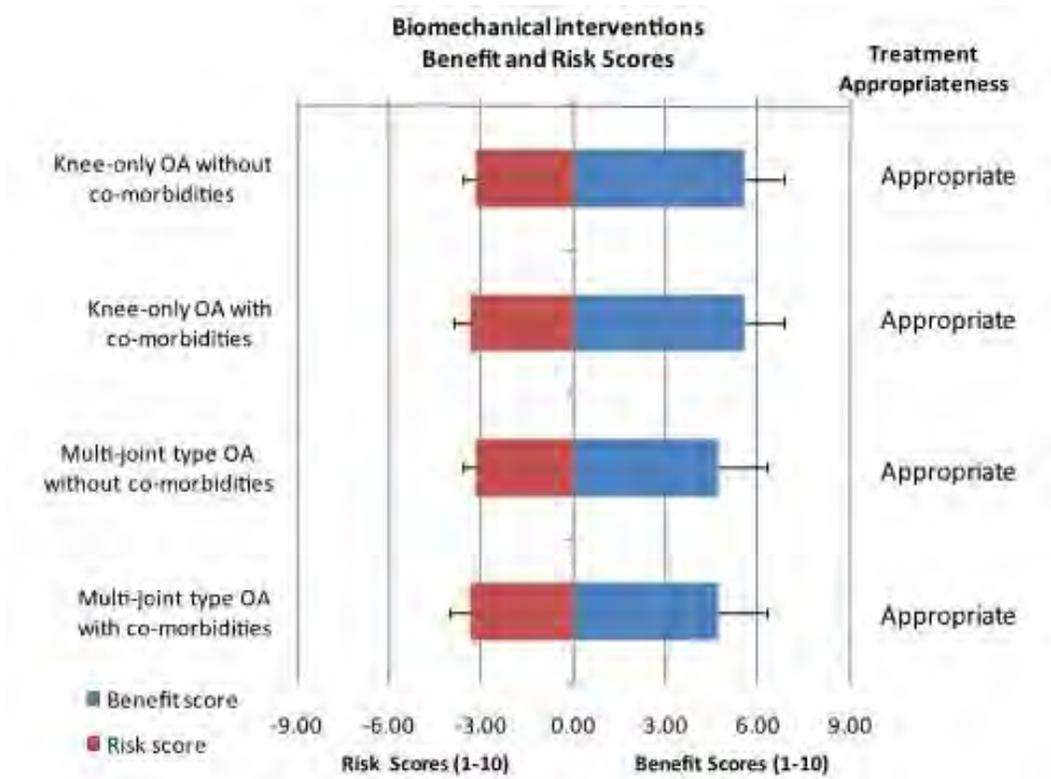


Figura 35.-Análisis de la intervención biomecánica como tratamiento para diferentes tipos de OA de acuerdo a la OARSI [30].

Asimismo, la OARSI considera el uso de bastón apropiado para OA de rodilla. Esto debido a que el bastón alivia el dolor debido a que la carga sobre la articulación se distribuye en otras articulaciones a parte de la rodilla.

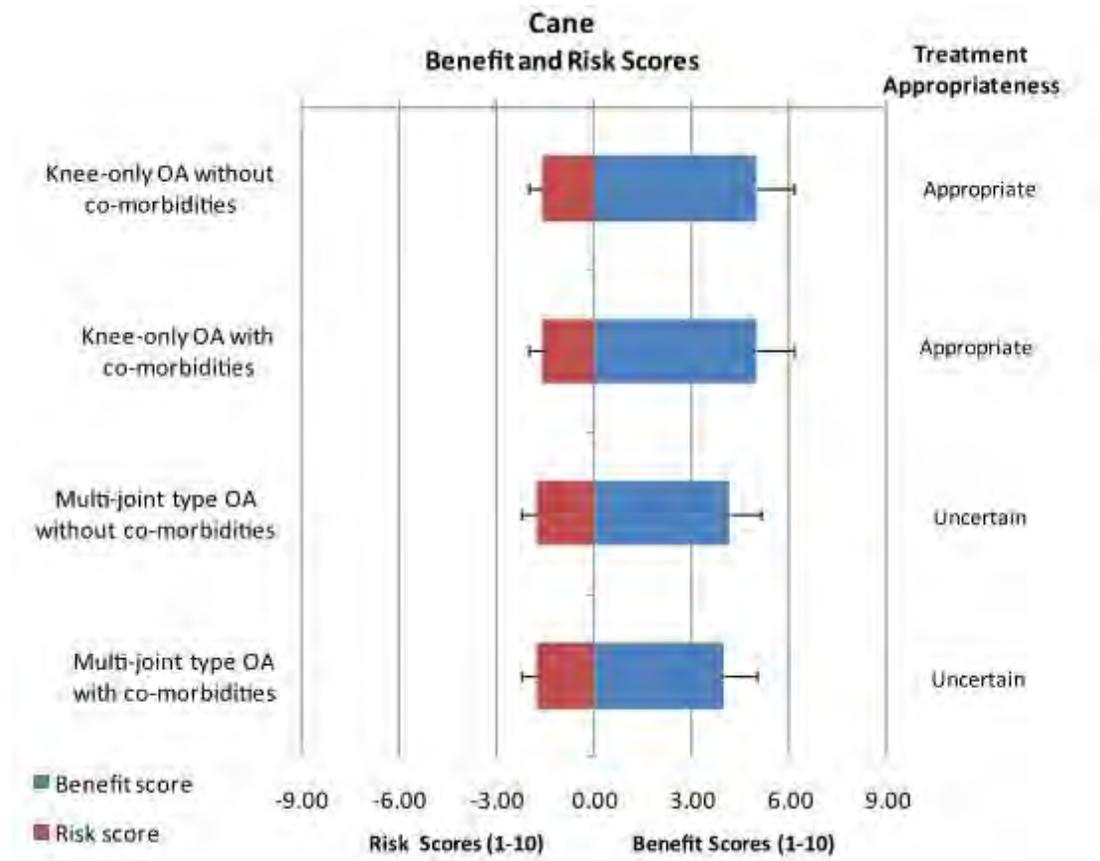


Figura 36.- Análisis del bastón como tratamiento para diferentes tipos de OA según la OARSI [30].

Estudios de órtesis de rodilla en la mejora de la biomecánica de la persona.

Una evaluación de 19 estudios realizada por Ijima et al. analizó el efecto de mangas de neopreno y abrazaderas de descarga en la rodilla. Los estudios revelaron que el empleo de abrazaderas de rodilla reducía el momento de aducción de rodilla, específicamente hablando, reducían el segundo pico durante la marcha (comparado contra un grupo control) aunque no mejoraba la resistencia en la marcha de las personas y los efectos de la velocidad en la marcha variaba entre sujetos [62].

De igual manera, un estudio conducido por Self entre otros, analizó a cinco sujetos de estudio con OA en el compartimiento medial y determine que el momento de aducción de rodilla se reduce en el 20 y 25% de la fase de apoyo, lo cual contribuye a la reducción del dolor en los pacientes [63].

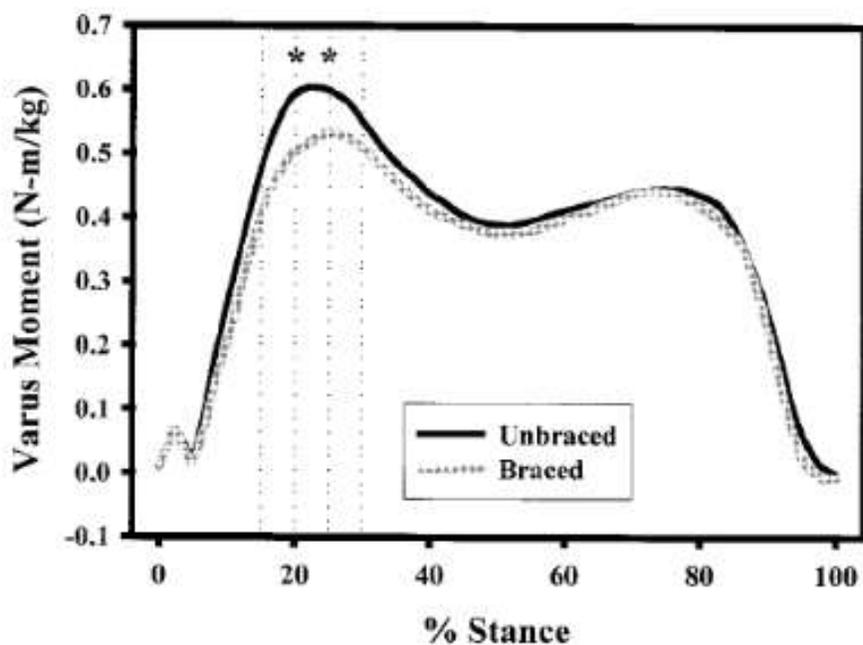


Figura 37.- Momento de aducción en rodilla con y sin abrazadera. [63]

Dessery et al. compararon tres diferentes abrazaderas diferentes: abrazadera de valgo con sistema de 3 puntos (V3P-brace), abrazadera de valgo de descarga (VER-brace) y abrazadera funcional de rodilla (ACL-brace). Para las tres órtesis se evaluaron confort, reducción del dolor, cinemática y dinámica del miembro inferior con 24 pacientes con OA de rodilla con escala Kellgren-Lawrence grado 2 o 3 [64].

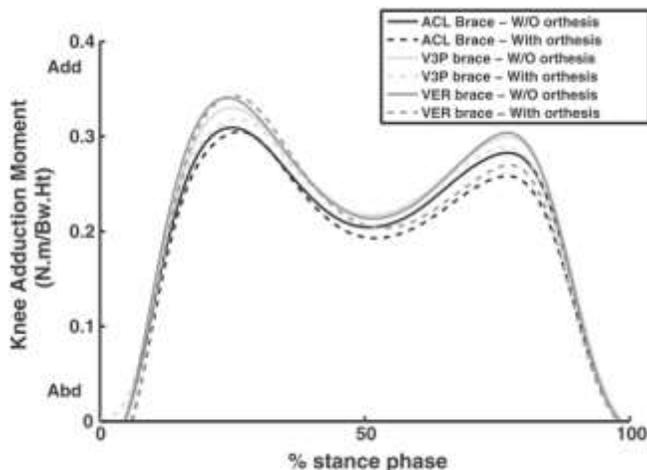


Figura 38.- Gráfica del Momento de aducción en rodilla para las tres órtesis analizadas por Dessery [64].

Singer y Lamontagne analizaron el efecto de las rodilleras funcionales sobre la marcha de las personas en pacientes sanos. La abrazadera mostró una reducción en el pico del momento plantar del tobillo. Asimismo, las abrazaderas y las mangas ocasionaron una disminución en el ángulo máximo de flexión [51].

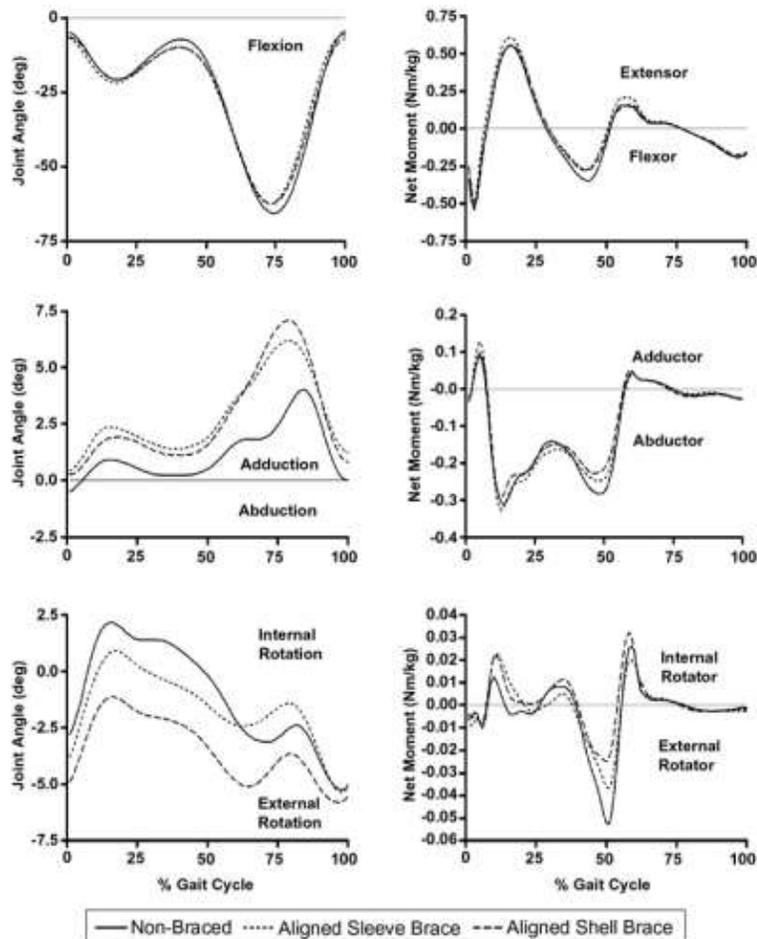


Figura 39.- Gráficas obtenidas por Singer, valuando abrazaderas (shell brace) y mangas (sleeve brace) [65].

Un análisis conducido por Moyer et al. analizó 30 estudios desde 1993 hasta el 2013. De 30 estudios, 17 reportaron el efecto de la abrazadera en el momento de aducción de rodilla, donde la mayoría presentaron una diferencia significativa en la variable debido al empleo de la órtesis tipo abrazadera. Cuatro de los 17 estudios describieron el efecto de la abrazadera en el plano sagital. Dos estudios mostraron diferencias significativas en los picos de flexión y extensión durante la fase de apoyo. A su vez, 5 estudios reportaron el efecto de usar abrazaderas en el espacio interarticular del compartimiento medial. Dos estudios usaron radiometría anteroposterior de cadera a tobillo y reportaron una diferencia no significativa. Dos estudios demostraron incrementos estadísticamente significativos en la separación condilar al usar una órtesis, mientras que no estudio no encontró diferencia estadística significativa. 11 estudios de 30 reportaron los efectos de la abrazadera en la alineación en varo. 5 estudios usaron el ángulo de aducción de la rodilla para mostrar que no había reducciones significativas. No obstante, en 9 de los 11 estudios, el cambio en la alineación del varo fue de 0 a 2.6° [66].

Es importante destacar que a pesar de que existen muchos estudios sobre el tema, todavía es persistente la incertidumbre sobre el empleo de órtesis para aliviar el dolor y recuperar la función articular. Los artículos publicados evalúan solamente los momentos en tobillos o

rodilla bajo la consideración que entre menor sea esta energía, menor dolor presentará la persona y, por ende, se mejora la función de la articulación. También hay que considerar que a pesar de que existen estudios clínicos diversos para validar la funcionalidad de estos dispositivos ortopédicos, la literatura existente para el diseño de un dispositivo ortopédico para el tratamiento de OA es muy limitada.

Estudios biomecánicos realizados para la validación del diseño de órtesis de rodilla

El artículo escrito por Esrafilian et al. trata el diseño y validación de una órtesis de rodilla para OA. Su diseño es validado mediante el análisis de los ángulos de flexión y aducción en rodilla, junto con análisis del momento sobre la articulación, llegando a la conclusión que el momento es reducido y como consecuencia, el dolor en la articulación es mitigado [67].

TABLE 1: The values (mean \pm SD) of the gait parameters during walking with and without knee orthosis.

Parameter	Flexion angle (knee)	Adduction angle (knee)	Flex/Ext angle (hip)	¹ Force 1 (N)	² Force 2 (N)	³ Moment (Nm)
Subject 1	Without orthosis	64.86 \pm 5.7	21.43 \pm 2.65	43.6 \pm 2.07	560.9 \pm 29	51.4 \pm 12.5
	With orthosis	54.35 \pm 1.02	15.39 \pm 0.41	44.2 \pm 0.96	573 \pm 36	43.06 \pm 12.1
	P-value	0.004	0.001	0.056	0.56	0.031
Subject 2	Without orthosis	66.52 \pm 5.6	5.06 \pm 1.6	41.6 \pm 3.2	642.5 \pm 12	46.2 \pm 4.2
	With orthosis	60.66 \pm 1.87	4.5 \pm 0.37	40.6 \pm 2.6	688 \pm 17	40.45 \pm 3.4
	P value	0.049	0.11	0.5	0.001	0.044

¹Vertical force.

²Mediolateral force.

³Mediolateral (adductor) moment.

Figura 40.- Resultados obtenidos por Esrafilian con y sin la órtesis propuesta [67]

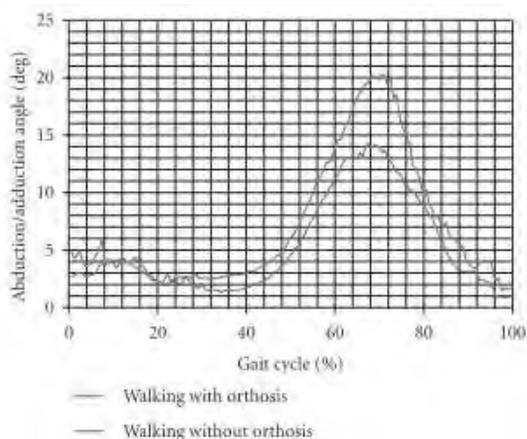


FIGURE 2: Abduction/adduction angle of the knee joint while walking with and without orthosis (subject 1).

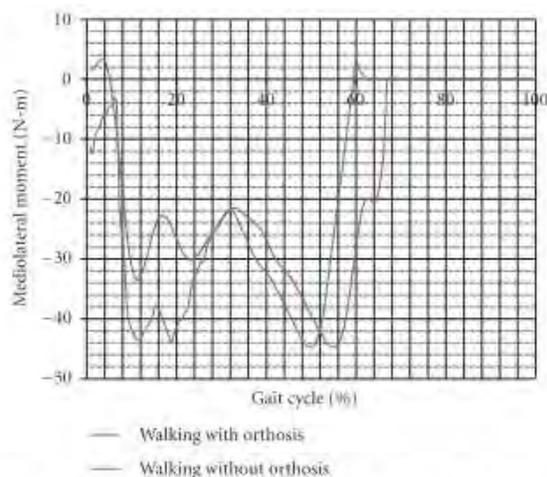


FIGURE 4: Mediolateral moment applied on the knee joint while walking with and without orthosis (subject 1).

Figura 41.- Gráficas obtenidas del ángulo de aducción en rodilla y el momento de aducción en rodilla por Esrafilian. [67]

Gaasbeck et al. realizaron la validación de la órtesis SofTec OA en 15 pacientes con osteoartritis medial de rodilla y con pierna en varo. Se evaluaron la mejora en la reducción del dolor y en la función después de 6 semanas del tratamiento con abrazadera. Para el estudio se evaluó el momento de aducción en rodilla [68].

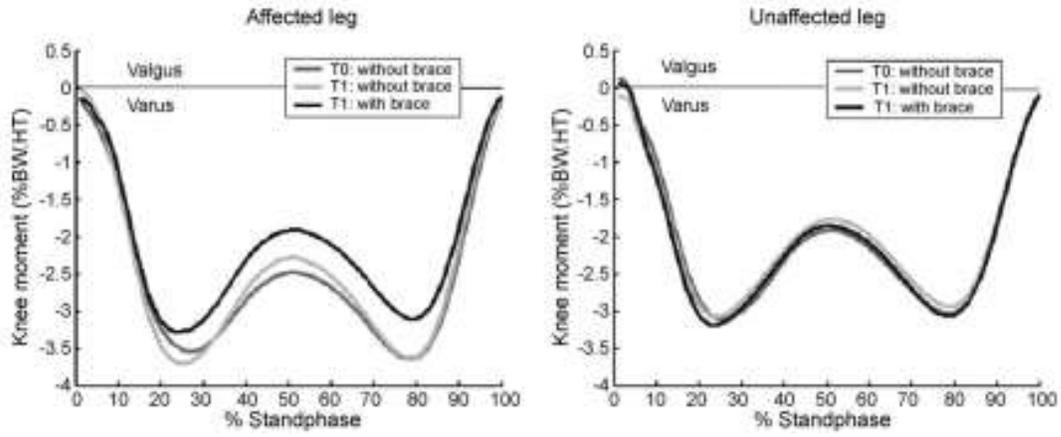


Figura 42.- Resultados obtenidos en el momento de aducción de rodilla con y sin la abrazadera (T1) comparando contra un grupo control (T0) [68]

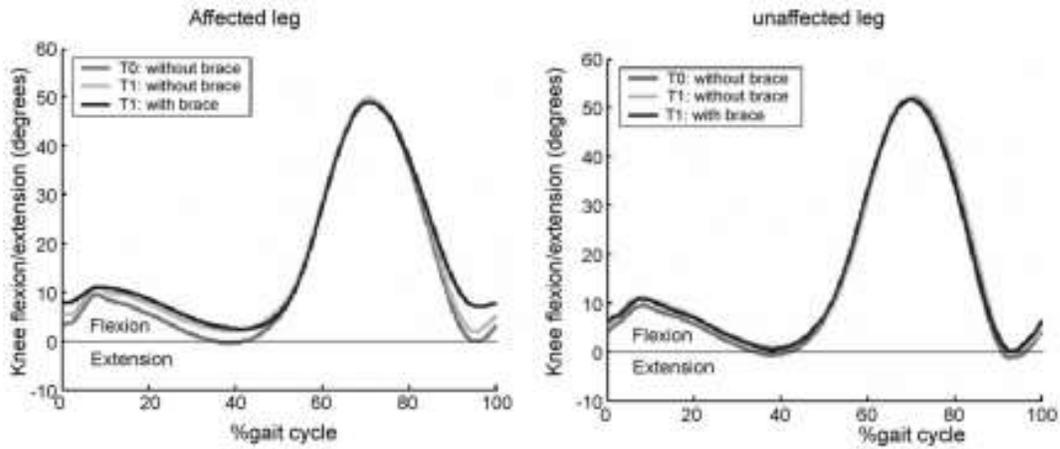


Figura 43.- Gráfica obtenida de la flexión en rodilla con y sin la abrazadera (T1) contra un control (T0) [68].

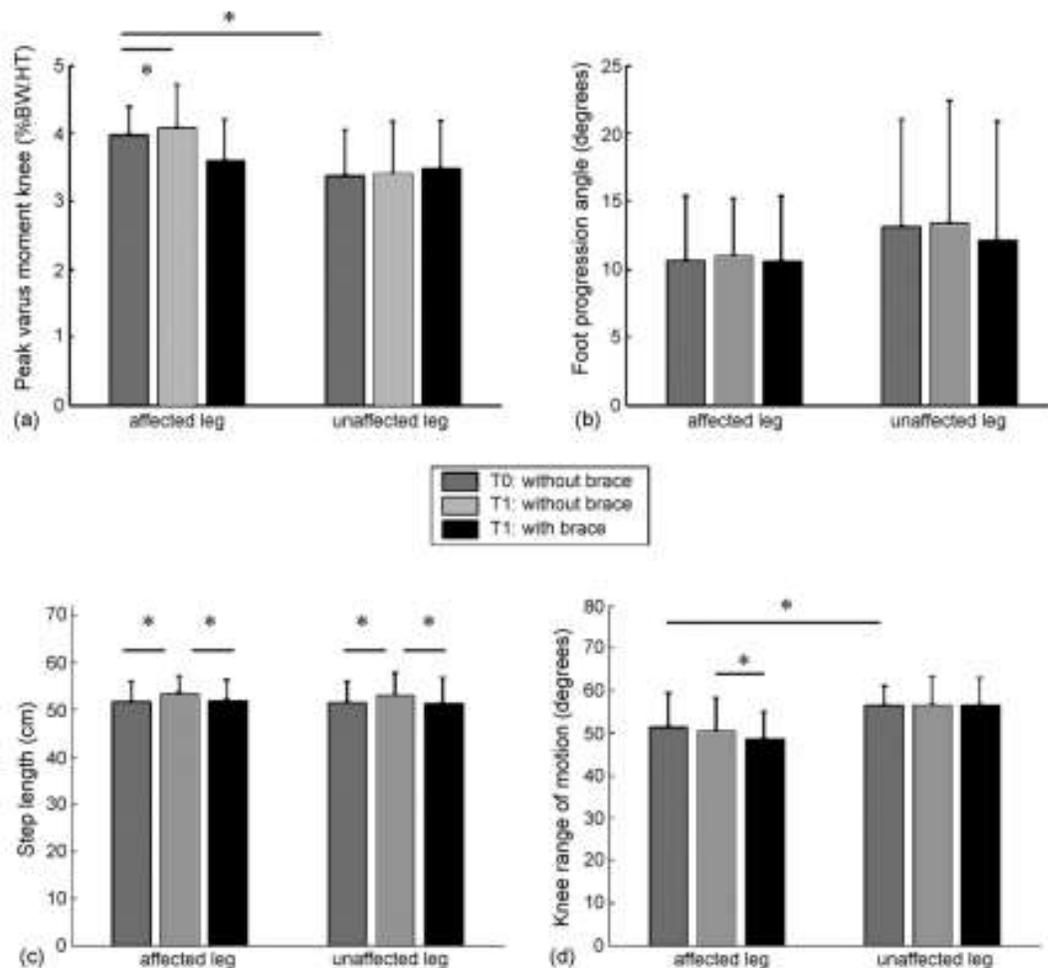


Figura 44.- Resultados de las órtesis de rodilla con y sin abrazadera contra un grupo control en a) flexión de rodilla, b) ángulo de progresión del pie, c) longitud de paso y d) rango de movilidad de rodilla [68].

Diseño de órtesis de rodilla de tipo abrazadera para OA

Una órtesis de rodilla del tipo abrazadera de rodilla se compone de los siguientes sistemas:

- Sistemas de sujeción. - Conformado por las abrazaderas fijas y un material hipoalergénico. Las abrazaderas fijas son dos. La primera abrazadera fija la órtesis a la pierna y la segunda fija el otro extremo de la órtesis al muslo. Su función consiste en impedir el desplazamiento de la abrazadera con respecto al elemento que sujeta. Entre las abrazaderas y la piel de la persona, existe un material hipo alérgico que funciona como interfaz para poder permitir respirar a la piel, evitar alergias e irritaciones.
- Sistema de corrección. - El sistema de corrección está conformado por el mecanismo de bisagra (hinge en inglés) y los eslabones que unen el mecanismo a las abrazaderas. Las órtesis de rodilla tipo abrazadera realizan dos tareas principales: primero, corregir la alineación anómala de la rodilla hacia fuera o hacia dentro (corrección en varo o valgo, respectivamente) y segundo, prevenir el contacto hueso-hueso de la articulación mediante la “descarga” de la articulación [69].

Funciones de una órtesis de rodilla

Como se mencionó en el sistema de corrección, la órtesis de rodilla realiza dos funciones principales:

Corregir la alineación biomecánica anómala

La corrección de la biomecánica anómala se logra mediante la generación de una fuerza de compensación. Esta fuerza se origina debido a la tensión de unas correas o cintas elásticas que ocasionan una fuerza de reacción sobre los elementos rígidos de la abrazadera. La deformación de la órtesis ocasiona a su vez una fuerza de compensación que se contrapone en sentido y en magnitud a las fuerzas de reacción de las abrazaderas.



Figura 45.- Representación del principio de funcionamiento para la generación de fuerza compensación [69].

Dependiendo de la órtesis en cuestión se pueden aplicar fuerzas en 3 o 4 puntos para la generación de la fuerza de compensación. Es importante destacar que la fuerza de compensación se aplica en la porción (medial o lateral) sana de la articulación para que mecánicamente el peso aplicado a la rodilla se aleje de la porción afectada de la articulación.

Descargar la articulación durante la compresión articular.

La descarga de la articulación se logra evitando que, durante el movimiento de extensión de la rodilla, el fémur se apoye directamente sobre la tibia. Para ello, la órtesis genera una tracción que eleva al fémur o bien, que aleja a la tibia, para evitar el contacto entre los huesos [69]. El elemento que realiza esta función es la bisagra de eje poli céntrico. Esta bisagra busca mantener una distancia fija entre eslabones a medida que estos últimos realizan el movimiento de flexión o extensión. La separación impide que los huesos del fémur y la tibia entren en contacto entre ellos durante el movimiento articular para con ello, impedir el colapso articular (desgaste del cartílago debido a las fuerzas de compresión).

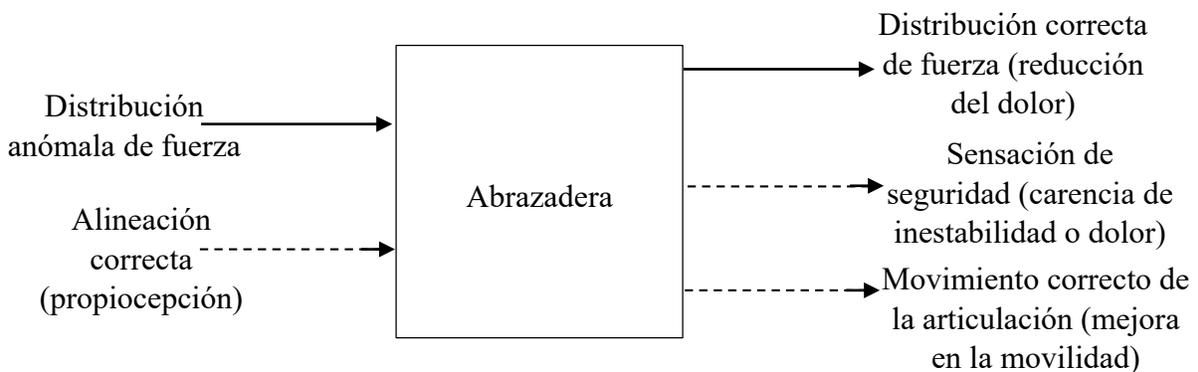


Figura 46.- Representación de la fuerza de tracción que descarga la articulación [70].

Es importante destacar que los fabricantes de estos productos varían la configuración de los elementos que integran las órtesis.

Descomposición funcional de las órtesis de rodilla para corrección de OA tipo abrazadera

Considerando lo establecido anteriormente, podemos definir un diagrama de caja negra que sería de la siguiente forma:



Modelo de bisagra

El mecanismo de bisagra, presente en la mayoría de las abrazaderas, es un mecanismo de engranes rectos separados por una distancia que pretende impedir que la carga del fémur se transmita hacia la tibia. Estos engranajes rectos han sido recortados en $\frac{3}{4}$ partes de su circunferencia para limitar el grado de movilidad, hacerlo compatible con la máxima movilidad de una persona sana (0-180°) y se encuentran fusionados con las barras rígidas que transmiten el movimiento de la pierna al mecanismo, permitiendo la flexión y extensión del mismo [72].

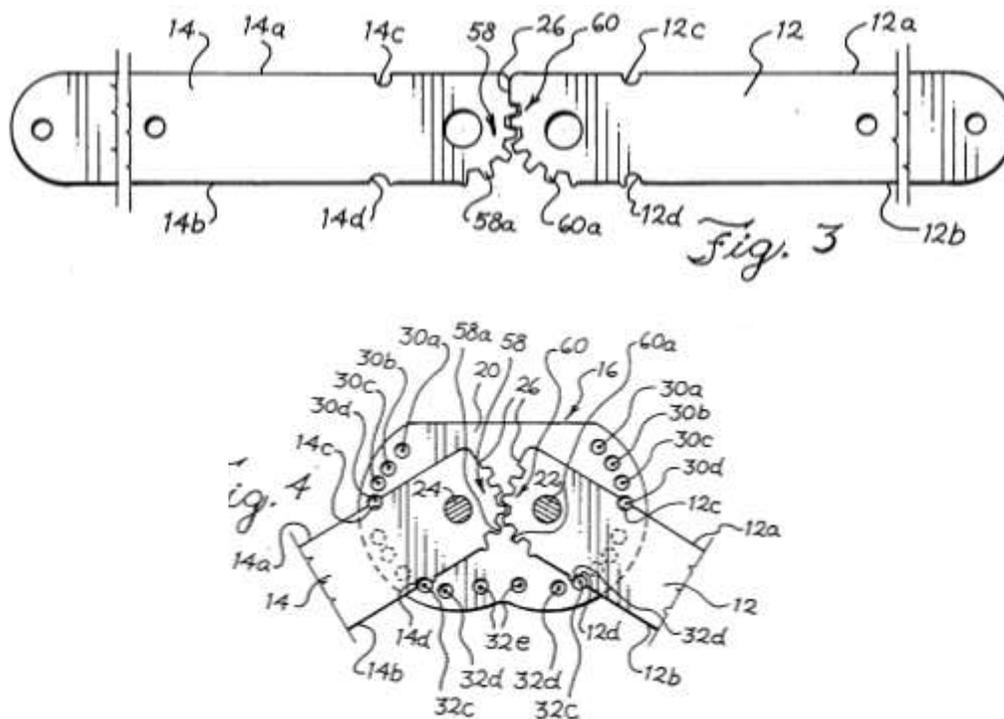


Figura 47.- Eslabones de un mecanismo tipo bisagra de órtesis de rodilla [72].



Figura 48.- Bisagra de engranes rectos en un mecanismo de rodillera comercial McDavid [73].

Para modelar este mecanismo, se considera que el punto de anclaje de la barra de fémur hasta el centro de rotación del engranaje en el otro extremo (engrane proximal) conforma un eslabón del mecanismo. Entre los centros de rotación de los engranajes rectos se encuentra el segundo eslabón y el tercer eslabón se encuentra del centro de rotación del segundo engrane (engrane distal) hasta el punto de anclaje de la barra ubicada en su otro extremo (que conecta con la tibia).

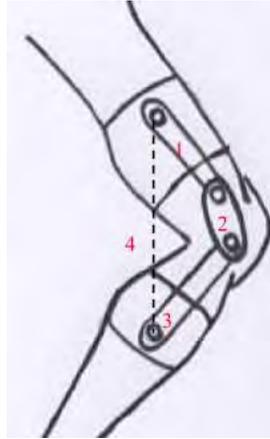


Figura 49.- Mecanismo de 4 barras de una órtesis de tipo abrazadera [61].

La ecuación de lazo que modela este mecanismo es:

$$\vec{R}_1 + \vec{R}_2 + \vec{R}_3 + \vec{R}_4 = 0$$

Considerando que R_1 es el eslabón correspondiente del fémur al centro de rotación del engrane proximal, R_2 es el eslabón conformado por el vector que representa la línea entre centros, R_3 queda definido como el eslabón que va del centro de rotación del engrane distal hasta el fin del eslabonamiento en tibia y finalmente definiendo a R_4 como el eslabón imaginario que completa la cadena cinemática. La unión del eslabón de fémur con la abrazadera se considera como el punto fijo y el origen de nuestro sistema de referencia.

De tal manera que se conocen las dimensiones de los eslabones R_1 , R_2 , y R_3 . Los ángulos θ_1, θ_3 definen la orientación de la cadena cinemática. El ángulo θ_2 se considera constante y las variables son dos, la dimensión del eslabón imaginario R_4 y el ángulo θ_4 . Estas dos variables son las que van a determinar el movimiento de flexión y extensión de la abrazadera.

Es importante destacar que el ángulo de flexión de la órtesis corresponde al punto de intersección entre la proyección de los ejes longitudinales de los eslabones fijos a las abrazaderas.

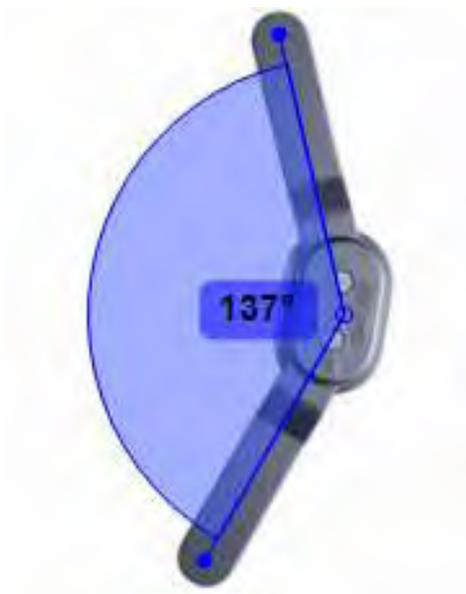


Figura 50.- Representación del ángulo de flexión de la órtesis tipo abrazadera.

Capítulo 4

Marcha humana

"Caminante, son tus huellas el camino y nada más..."

- Antonio Machado

Marcha humana

Definición

El acto de caminar conlleva dos requisitos básicos [74]:

1. Movimiento periódico de cada pie de una posición de apoyo a otra.
2. Fuerzas de reacción de piso suficientes, aplicadas hacia el pie, para permitir soportar el cuerpo.

Estos dos elementos son necesarios para que cualquier tipo de caminata bípeda humana ocurra, sin importar que tan distorsionada esté el patrón debido a una patología presente en la persona [32].

Cuando una pierna se desplaza hacia adelante, realiza un paso. La longitud de paso es la distancia del tobillo de atrás al tobillo que dirige la marcha. Cuando un paso derecho y un izquierdo ocurre, la persona ha hecho una zancada o ha realizado un ciclo de marcha. El tiempo que tarda en ocurrir se denomina tiempo de ciclo de marcha o tiempo de zancada [74].

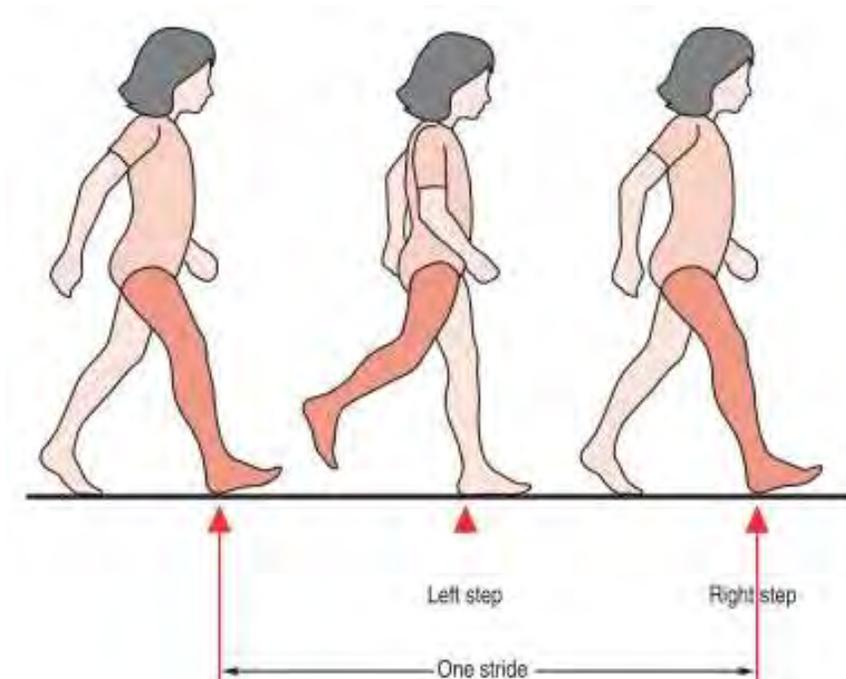


Figura 51.- Representación de un ciclo marcha [75].

Teniendo en cuenta que la marcha es la actividad física más practicada esto hace de la misma una de las más estudiadas por la comunidad de biomecánicos [76].

La historia del análisis de marcha ha mostrado un progreso constante desde los primeros estudios descriptivos hasta los actuales métodos sofisticados de medición, análisis matemáticos y modelado matemático [77].

Ciclo de marcha

El ciclo de marcha comienza en 0% con el primer contacto (contacto inicial, comúnmente referido como contacto de tobillo en el ciclo normal de marcha) de un pie, de tal manera que el fin del ciclo (100%) ocurre con el siguiente contacto del mismo (ipsilateral) pie, que a su vez se convierte en el inicio del siguiente ciclo [75].

En una marcha normal simétrica, el despegue del pie ocurre del 60-62%, dividiendo el ciclo en dos periodos o fases: apoyo (cuando el pie está en contacto con el piso) y balanceo. Debido a que existen dos miembros inferiores, los eventos opuestos (contralaterales) de cada pierna presentan un desfase del (50%), de tal manera que el contacto inicial contralateral ocurre al 50% del ciclo [75].

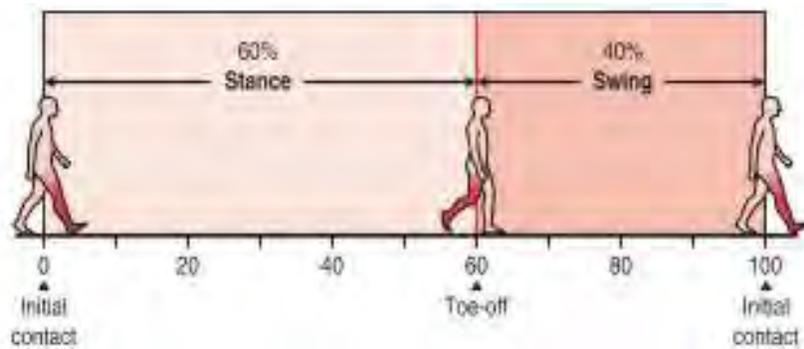


Figura 52.- Fases del ciclo de la marcha [75].

La fase de apoyo se divide en tres subfases [74]:

1. Primer doble apoyo (apoyo bipedal). - Cuando ambos pies están en contacto con el piso.
2. Apoyo simple (monopodal). - Cuando un pie está en balanceo mientras el otro está en contacto con el piso.
3. Segundo doble apoyo. - Cuando nuevamente ambos pies están en contacto con el piso.

Dentro de la fase de apoyo, existen 5 eventos [74]:

1. Choque o impacto de talón. - Comienza el ciclo de marcha y representa donde el centro de gravedad del cuerpo se encuentra en su posición más baja.
2. Pie sobre el plano. - tiempo en que la superficie plantar del pie en su totalidad toca el piso.
3. Apoyo intermedio. - Ocurre cuando el balanceo contralateral del pie pasa por el pie de apoyo y el centro de gravedad del cuerpo se encuentra en su posición más elevada.
4. Despegue de tobillo. - Ocurre cuando el tobillo pierde contacto con el piso mediante la flexión plantar del tobillo.
5. Despegue de pulgar. - Termina la etapa de apoyo mientras el pie se levanta del piso.

Los eventos de la fase de balanceo son tres [74]:

6. Aceleración. - Comienza tan pronto el pie deja de contactar el piso y la pierna se acelera hacia adelante.
7. Balanceo intermedio. - Ocurre cuando el pie pasa directamente debajo del cuerpo, coincidiendo con la etapa de apoyo intermedio.
8. Deceleración. - Describe la acción de la pierna al disminuir su velocidad y estabilizar el pie en preparación al siguiente impacto de talón.

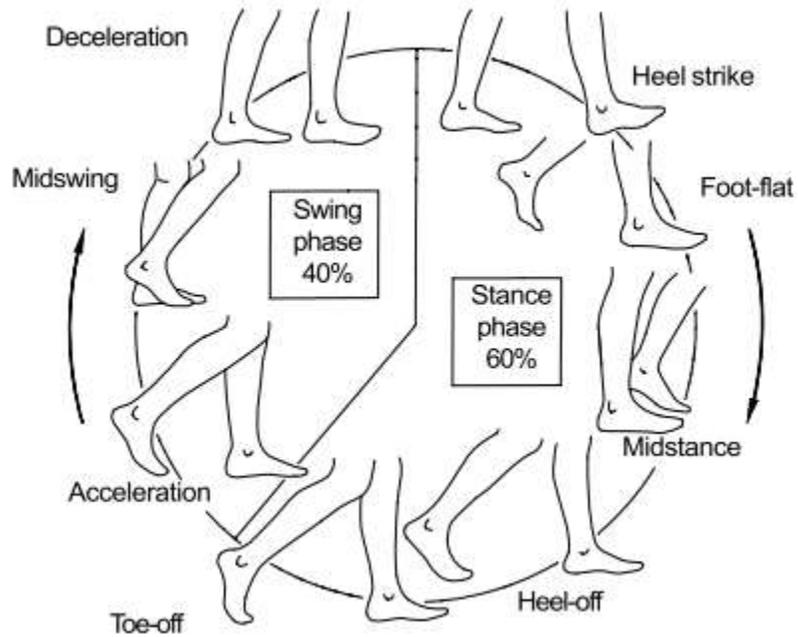


Figura 53.- Eventos de la marcha (por fase) [74].

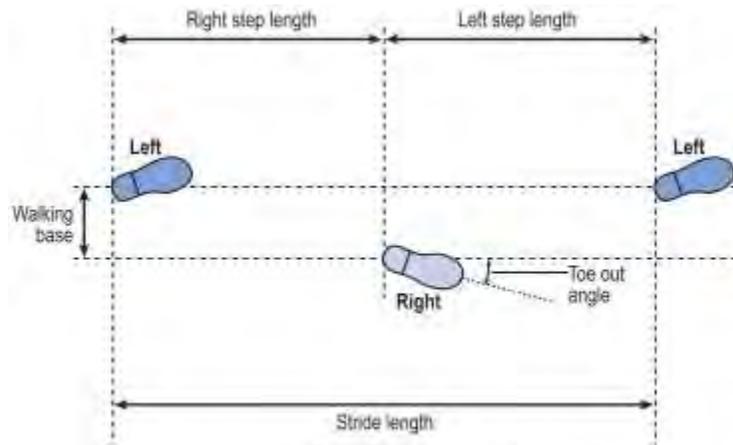


Figura 54.- Ángulo de progresión del pie en un ciclo de marcha [77].

En un ciclo de marcha, se realizan los siguientes movimientos [77]:

Cadera

La cadera se flexiona y extiende una vez durante el ciclo. El límite de la flexión se alcanza cerca de la mitad de la fase de balanceo y la cadera se mantiene flexionada hasta el contacto inicial.

Rodilla

La rodilla presenta dos flexiones y dos extensiones máximas durante el ciclo de marcha. Se encuentra casi extendida durante el contacto inicial, se flexiona durante el periodo de carga de la articulación y en la etapa inicial del apoyo intermedio, se extiende nuevamente durante la etapa terminal del apoyo intermedio. Posteriormente se flexiona de nuevo, llegando a su punto máximo durante el balanceo inicial y se extiende de nuevo antes del nuevo contacto inicial.

Tobillo y pie

El tobillo se encuentra con un poco ángulo de dorsiflexión a la etapa del contacto inicial. Después del contacto inicial, el tobillo presenta flexión plantar, ocasionando que la parte anterior del pie entre en contacto con el piso. Durante el apoyo intermedio, la tibia se desplaza hacia delante sobre el pie y el tobillo se encuentra en dorsiflexión. Antes del contacto inicial colateral, el ángulo del tobillo cambia nuevamente, donde una flexión plantar ocurre justo antes del despegue del pulgar. Durante la etapa de balanceo, el tobillo se mueve nuevamente hacia dorsiflexión hasta que la parte anterior del pie deja de entrar en contacto con el piso, hasta que se mantiene cerca de la posición neutral hasta el siguiente contacto inicial.

Sistemas de captura de movimiento

La captura de movimientos (también conocida por su equivalente inglés motion capture o su abreviatura mocap) es el proceso de disección para el análisis y estudio de cualquier movimiento, generalmente humano. La disección consiste en la reproducción estática de diferentes instantes del movimiento, representando los pasos que se llevan a cabo en este [78].

Los sistemas de captura de movimiento se pueden clasificar de acuerdo al tipo de tecnología empleada:

Sistemas de captura electromecánicos

Se basan en la incorporación de sensores o transductores electromecánicos, donde un transductor varía su resistencia eléctrica debido al movimiento producido por la articulación. Si el sensor varía su resistencia eléctrica se conoce como resistivo.



Figura 55.- Sistema electromecánico Gypsy 6 de la empresa MetaMotion [78].

Dentro de estos sistemas podemos mencionar a los goniómetros y a los torsiómetros.

Los goniómetros son instrumentos de medición que permiten cuantificar el desplazamiento angular. Actualmente se encuentran disponibles goniómetros que miden en uno o dos planos de movimiento.



Figura 56.- Goniómetro de un plano de la empresa Vernier (izquierda) [79] y goniómetros de doble eje de la compañía Biometrics [80].

Dentro de las empresas que manufacturan estos sensores podemos mencionar a Vernier, Biometrics LTD, Noraxon, entre otros.

Sistemas de captura electromagnéticos [78]

En los sistemas de captura de movimiento electromagnéticos se dispone de una colección de sensores electromagnéticos que miden la relación espacial con un transmisor cercano. Los sensores se colocan en el cuerpo y se conectan a una unidad electrónica central, casi siempre mediante cables. Están constituidos por tres espiras ortogonales que miden el flujo magnético, determinando tanto la posición como la orientación del sensor.

Un transmisor genera un campo electromagnético de baja frecuencia que los receptores detectan y transmiten a la unidad electrónica de control, donde se filtra y amplifica. Después

se envía a un ordenador central, donde se infiere la posición de todos los sensores en el espacio, así como su orientación.

Existen dos tipos de rastreadores electromagnéticos: los que usan pulsos magnéticos cuadrados (como Flock of Birds de Ascension Technology Corporation) y los que usan campos magnéticos sinusoidales (como el Patriot de Polhemus). Cada uno de ellos tiene problemas de interferencias con distintos materiales metálicos debido a su conductividad, que hace que se creen corrientes eléctricas en los metales que generan campos magnéticos que interfieren con el campo magnético del transmisor. Por este motivo, la captura de movimiento magnética es difícil de transportar a diferentes escenarios.



Figura 57.- Sistema de captura electromagnético de la empresa Ascension. Cada Trackstar puede medir 4 sensores de 6 DoF [78].

Sistemas de captura ópticos [78]

Los sistemas ópticos utilizan los datos recogidos por sensores de imagen para inferir la posición de un elemento en el espacio, utilizando una o más cámaras sincronizadas para proporcionar proyecciones simultáneas. Lo habitual es que los datos se recojan utilizando indicadores o marcadores pegados a la persona, pero los sistemas más recientes permiten recoger datos fiables rastreando superficies del sujeto identificadas dinámicamente. Estos sistemas producen datos con 3 grados de libertad para cada indicador; la orientación de una superficie se infiere utilizando la posición relativa de al menos 3 indicadores.

Los sistemas ópticos de captura de movimiento son, en general, métodos muy fiables para capturar determinados movimientos cuando se utilizan sistemas de última generación. Además, permiten la grabación en tiempo real, con ciertas limitaciones como el número de indicadores, el número de sujetos y de cámaras.

Los sistemas ópticos más habituales se basan en un único ordenador que recibe la entrada de varias cámaras digitales CCD (charge-coupled device por su acrónimo en inglés). Las CCD crean una representación digital de la imagen con una resolución que puede variar de 128x128 hasta 4096x4096 o más.

Dentro de las compañías que fabrican estos sistemas podemos mencionar a Vicon y a BTS Engineering.

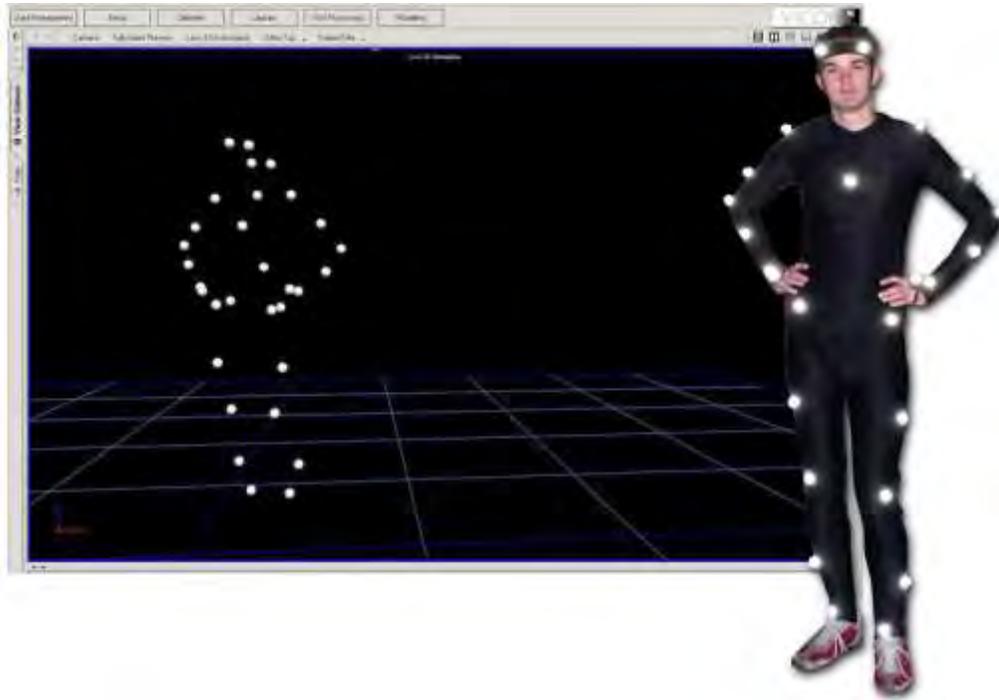


Figura 58.- Sistema de captura de movimiento óptico de la empresa Vicon [81].

Sistemas de captura inerciales

Los sistemas inerciales de captura de movimientos son un arreglo de sensores de medición inercial (IMUs por su acrónimo en inglés) intercomunicados entre ellos para determinar la posición y orientación de una persona para con ello, realizar la captura de movimiento.

Una IMU es un sensor compuesto de la combinación de diferentes sensores (giroscopios, acelerómetros, magnetómetros, barómetros y termómetros). Dependiendo de las diferentes variables que mida el sensor y el número de ejes que posea para medir esa variable, va a ser el tipo de GDL que posea el sensor. El grado de libertad de un sistema (acrónimo, GDL) es igual al número de parámetros (mediciones) independientes que se requieren para definir de manera única [48] su condición en cualquier instante de tiempo.

La mayoría de las IMUs son de 6 grados de libertad, compuesta de acelerómetro de tres ejes y un giroscopio también en 3 ejes. Para la adquisición de variables biomecánicas se emplean IMUs de mínimo 9 GDL, acelerómetro de 3 ejes, giroscopio en 3 ejes y magnetómetros también de 3 ejes para así obtener información de aceleraciones, velocidades lineales y referencia magnética, respectivamente.

Dentro de las empresas que manufacturan estos sistemas podemos mencionar a Noraxon, Xsens, Shadow e InertiaLabs.

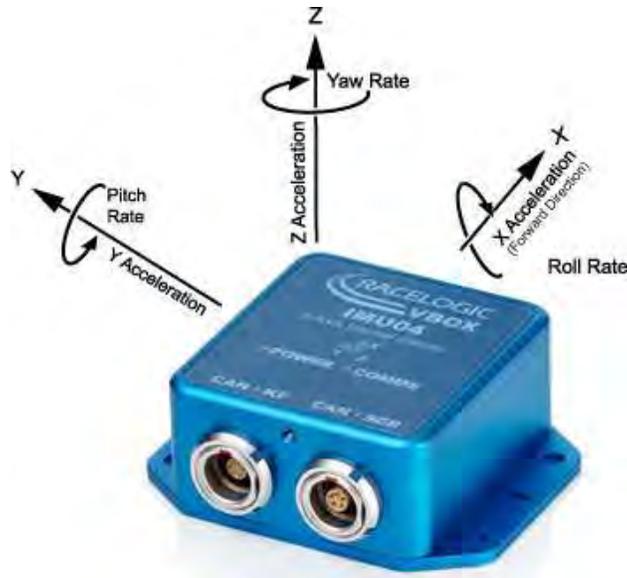


Figura 59.- Ejemplo de un sensor inercial de 6 DoF de la empresa Racelogic [82].

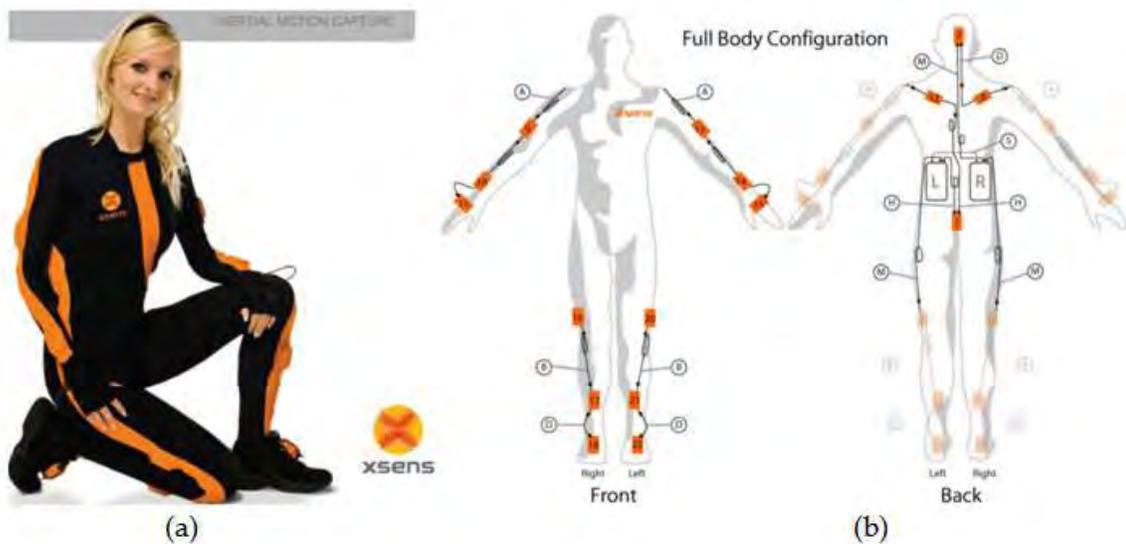


Figura 60.- Sistema de captura de movimiento inercial de la empresa Xsens [83].

Fuerza de Reacción del Piso

La fuerza más importante en el análisis de marcha es la fuerza de reacción del piso [76]. Es una fuerza de reacción debido a que la fuerza es ejercida del piso al pie. Por lo mismo, es igual y en dirección opuesta a la fuerza combinada de la gravedad y de la actividad muscular que el cuerpo ejerce sobre el piso [84].

En dos dimensiones, esta fuerza presenta componentes anterior y vertical y en tres dimensiones, una componente mediolateral es añadida. La componente vertical siempre es positiva (el piso siempre empuja el pie hacia arriba), pero las otras dos componentes pueden

ser positivas o negativas. La fuerza de reacción del piso soporta el peso contra la gravedad y también acelera al centro de masa del cuerpo [84].

La fuerza de reacción del piso se conoce simplemente como “mariposa de fuerza” por las dos crestas que presenta a manera de alas de mariposa.

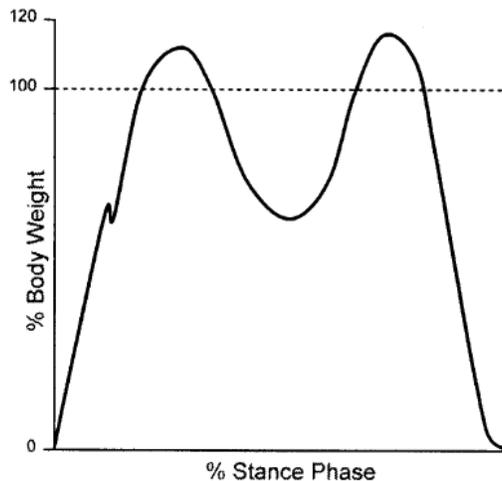


Figura 61.- Fuerza de Reacción del Piso en su componente vertical [84].

Plataformas de fuerza

Tienen como principio la tercera ley de Newton y con ella, permiten medir la fuerza de reacción del piso. Existen dos tipos de transductores en las plataformas de fuerza:

Piezoelectricos. - Basados en el efecto piezoeléctrico, sensible a cambios rápidos, sin embargo, sufren modificaciones en la tensión sin cambios en la fuerza aplicada.

Calibradores de tensión. - Emplean galgas y son menos susceptibles a la desviación, no obstante, son poco sensibles a los cambios de fuerza.

Actualmente hay una gran variedad de proveedores de plataformas de fuerza entre las cuales destacan, Kistler, AMTI, BTS, ESI Alphatec, entre otros.

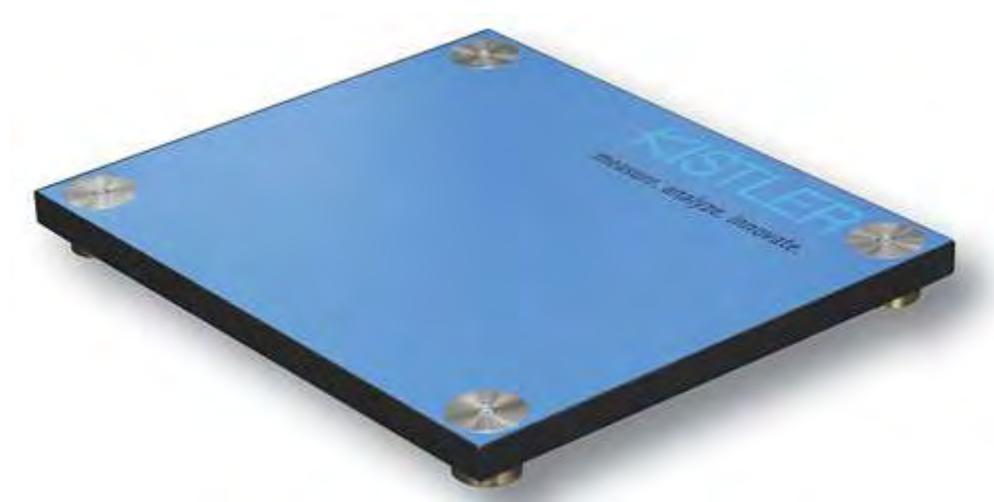


Figura 62.- Ejemplo de una plataforma de fuerzas portable de la empresa Kistler [85].

Electromiografía

Es la técnica de registro gráfico de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos [86].

Esta actividad eléctrica es conocida como el electromiograma o “EMG”. El EMG puede ser monitoreado a través de electrodos insertados dentro de los músculos (electrodos intramusculares) o a través de electrodos en la superficie de la piel sobre el músculo (electrodos superficiales) [87].

El EMG es usado por científicos para estudiar el sistema neuromuscular, por médicos para el diagnóstico de enfermedades neuromusculares, y por fisioterapeutas para monitorear la activación de músculos de un paciente [88].

Un equipo básico de electromiografía consta de los siguientes elementos [86]:

Electrodos. Recogen la actividad eléctrica dentro del músculo, así sea por inserción en el mismo o a través de la piel que lo cubre. Pueden ser electrodos superficiales o intramusculares. Los electrodos superficiales son pequeños discos metálicos de material altamente conductor que se adhieren a la piel. Para reducir la impedancia entre el electrodo y la piel, se aplica una pasta conductora especial. Con estos electrodos se obtiene una visión general del funcionamiento del músculo. En cambio, los electrodos de inserción o profundos, presentan una forma de aguja y existen varios tipos.

- **Monopolar.** - Consiste en una aguja que ha sido aislada en toda su longitud, excepto en la punta.
- **Coaxial.** - Consiste en una aguja en cuyo interior se han insertado conductores metálicos muy delgados, aislados entre sí y con respecto a la aguja. Sólo en la punta los conductores no presentan aislamiento y en ese punto se captura la señal procedente del tejido muscular.

Amplificador. - Son necesarios para que las señales eléctricas analógicas provenientes del músculo puedan ser visualizadas en un monitor. La relación de amplificación puede superar los 60dB. El ancho de banda es de 40 a 10kHz. En general, las características electrónicas del amplificador varían según el tipo de estudio a realizar, siendo las principales:

- Número de canales: 2, 4, 8.
- Sensibilidad: 1 pV/div. a 10 mV/div.
- Impedancia de entrada: 100 M Ω // 47 pF.
- CMRR a 50 Hz > 100 dB.
- Filtro de paso alto: entre 0,5 Hz y 3 kHz (6 dB/octava).
- Filtro de paso bajo: entre 0,1 y 15 kHz (12 dB/octava).
- Ruido: 1 pV eficaz entre 2 Hz y 10 kHz con la entrada cortocircuitada.

Sistema de registro. Se pueden registrar las señales obtenidas del músculo en una pantalla en forma visual, y en forma sonora a través de un parlante. También se puede realizar un registro en un soporte permanente, como papel.

Modelos biomecánicos de la marcha [89]

Para poder describir y evaluar la marcha humana se requiere del empleo de modelos simplificados del cuerpo humano que reducen el tren inferior en una cadena cinemática abierta.

Para ello, se realizan las siguientes consideraciones:

1. Los segmentos corporales son cuerpos rígidos e isotrópicos.
2. Los ejes de movimiento son ortogonales.
3. La articulación se reduce a un centro de rotación puntual.

Los modelos biomecánicos de la marcha se pueden clasificar en dos:

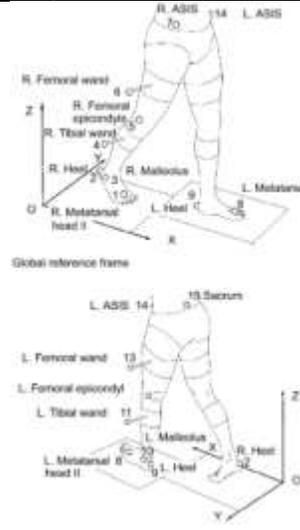
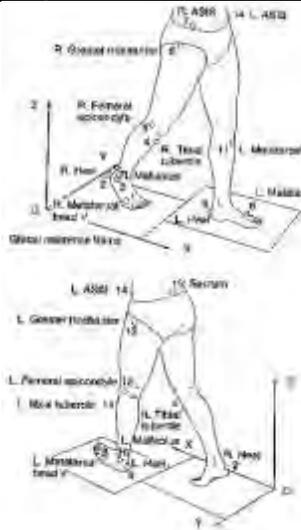
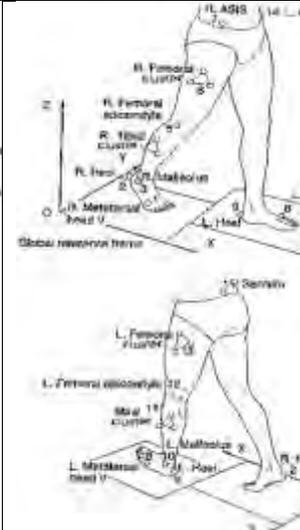
Modelos clínicos de marcha

Empleados por cuatro razones [90]:

1. Diagnosticar alguna enfermedad o lesión.
2. Cuantificar la gravedad, extensión y naturaleza de la enfermedad o lesión.
3. Monitorear el progreso en presencia o ausencia de la intervención quirúrgica.
4. Predicción del resultado de la intervención (o su ausencia).

Dentro de estos modelos se pueden mencionar el de Helen Hayes (Davis modificado), de GaitLab y de la Cleveland Clinic.

Tabla 3.- Comparación de los distintos modelos [89].

Parámetro	Helen Hayes	GaitLab	Cleveland Clinic
Tipo	Antropométrico (utiliza unas medidas muy detalladas)	Antropométrico (utilizando medidas muy limitadas)	Clúster (se estiman las medidas)
Colocación de marcadores	 <p>Diagrama de colocación de marcadores Helen Hayes. Muestra un modelo de un cuerpo humano con 20 marcadores numerados (1-20) distribuidos en la cadera, rodilla, tobillo y pie. Se indica un sistema de referencia global (Global reference frame) con ejes X, Y y Z.</p>	 <p>Diagrama de colocación de marcadores GaitLab. Muestra un modelo de un cuerpo humano con 6 marcadores numerados (1-6) distribuidos en la cadera, rodilla y tobillo. Se indica un sistema de referencia global (Global reference frame) con ejes X, Y y Z.</p>	 <p>Diagrama de colocación de marcadores Cleveland Clinic. Muestra un modelo de un cuerpo humano con marcadores distribuidos en la cadera, rodilla y tobillo. Se indica un sistema de referencia global (Global reference frame) con ejes X, Y y Z.</p>
Antropometría	20 medidas	6 medidas	No emplea

Modelos recomendados por la ISB

La Sociedad Internacional de Biomecánica (ISB por su acrónimo en inglés) genera recomendaciones para adoptar un JCS (Joint Coordinate System) que permita la comparación entre diferentes estudios y reportar el movimiento de las extremidades en términos clínicos relevantes [91].

La investigación actual de las recomendaciones de la ISB busca generar un modelo de tren inferior que considere los 6 grados de libertad por articulación. Collins et al [91] ha desarrollado un protocolo basado en estas recomendaciones, pero requiere de mayor validación clínica.

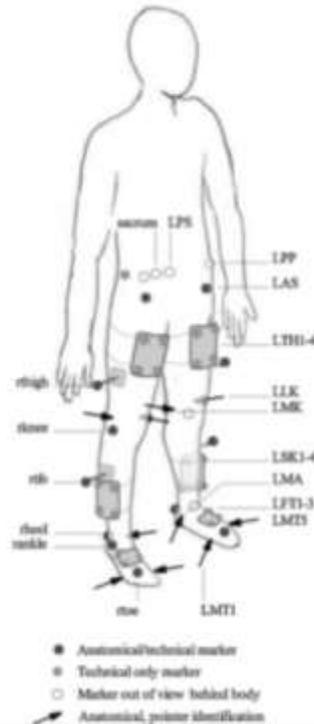


Figura 63.- Colocación de marcadores de acuerdo al modelo Collins [91].

Algoritmo básico para la obtención de variables biomecánicas empleando un modelo de marcha

Independiente del tipo de modelo biomecánico empleado, la obtención de variables biomecánicas cinemáticas (flexión-extensión, abducción-aducción y rotaciones internas y externas) se realiza de la siguiente manera:

- Colocación de marcadores
- Generación de triada de vectores de referencia
- Ubicación de centros de rotación y centro de masa
- Generación de bases sobre los centros de masa
- Proyección de vectores para obtención de variables biomecánicas

Colocación de marcadores

Independientemente del protocolo empleado, Cappello et al. sugieren como tiene que ser la colocación de los marcadores [92].

1. Mediciones suficientes para la colocación de cada marcador deben ser consideradas. La luz reflejada por cada marcador debe de ser visible para un número suficiente de cámaras para la identificación del marcador.
2. El número de marcadores asociados para cada hueso debe de ser mayor o igual que tres.
3. La distancia entre marcadores y el offset del marcador de cualquier línea que junte a los otros dos marcadores debe de ser lo suficientemente larga para evitar la

propagación de errores al momento de obtener las coordenadas de la orientación del hueso a partir de la reconstrucción de los marcadores.

4. El movimiento relativo entre los marcadores y el hueso debajo de los marcadores debe de ser mínimo.
5. Colocar los marcadores en el sujeto de estudio debe de ser rápido y fácil.

Generación de triada de vectores de referencia

1. Considerando que existen al menos 3 marcadores en un elemento óseo, empleando álgebra vectorial, se deben definir 3 vectores que permitan la generación de triángulos corporales.
2. Estos triángulos corporales tienen que definir un plano representativo sobre el cuerpo (2 vectores definen un plano corporal, teniendo 3 combinaciones diferentes).
3. El eje perpendicular al plano describe el movimiento sobre el plano.
4. Los vectores que definen el plano son ortogonales entre sí. Cada eje define un eje anatómico del segmento. Un vector debe de ser paralelo al eje longitudinal del elemento óseo. Otro vector al eje medial del elemento. Un último vector completa la triada vectorial hacia afuera del elemento.

Ubicación de centros de masa y rotación

1. Considerando la dirección de la triada de vectores de referencia, se debe de partir de un marcador ya definido.
2. Empleando las propiedades del álgebra lineal, se realizan traslaciones en cada uno de los ejes de referencia hasta llegar al centro de rotación o masa deseado.
3. Las magnitudes que definen las traslaciones a lo largo del espacio se definen por relaciones antropométricas.
4. Las relaciones antropométricas se consideran fijas entre sujetos.

Generación de bases sobre los centros de masa

1. Con los centros de masa identificados, se generan los ejes que describen el movimiento.
2. Un eje describe un tipo de movimiento, pudiendo existir (en el espacio) un máximo de 3 ejes, que definen 3 movimientos de rotación y tres de translación.

Proyección de vectores para obtención de variables biomecánicas

1. Los desplazamientos angulares entre dos elementos óseos se calculan mediante la proyección de un vector de un centro de masa distal sobre un proximal empleando la operación del producto punto estándar.
2. Las propiedades del producto punto estándar en el espacio son válidas.

Para la realización de esta tesis se empleará el modelo Helen Hayes para la obtención de las variables biomecánicas. Esto se debe a que la mayoría de la literatura de validación de dispositivos ortopédicos hace uso de ese protocolo. Asimismo, la obtención de la dinámica inversa (la cual se explicará más adelante en este trabajo) se encuentra más desarrollada con este protocolo.

Modelo Helen Hayes

Colocación de los marcadores

El protocolo Helen Hayes (mencionado simplemente como HH) coloca 15 marcadores en puntos anatómicos correspondientes a protuberancias óseas. Estos 15 puntos son:

Tabla 4.- Colocación de marcadores de acuerdo a Helen Hayes.

Número de marcador	Punto anatómico
1	Cabeza de segundo metatarso derecho
2	Calcáneo derecho
3	Maléolo lateral derecho
4	Tubérculo tibial derecho
5	Epicóndilo femoral derecho
6	Trocánter mayor derecho
7	Cresta ilíaca anterosuperior derecha
8	Cabeza de segundo metatarso izquierda
9	Calcáneo izquierdo
10	Maléolo lateral izquierdo
11	Tubérculo tibial izquierdo
12	Epicóndilo femoral izquierdo
13	Trocánter mayor izquierdo
14	Cresta ilíaca anterosuperior izquierda
15	Sacro II

Generación de triada de vectores de referencia

A partir de los puntos anatómicos identificados mediante marcadores, se va a construir una triada de vectores \vec{u} , \vec{v} , \vec{w} para cada segmento del miembro inferior (pelvis, pierna, muslo y pie).

Estas triadas vectoriales servirán para poder ubicar la posición de los centros de rotación (cadera, rodilla y tobillo) y los centros de masa (muslo, pierna y pie).

Para el pie derecho:

$$\vec{u}_{r_pie} = \frac{\vec{p}_1 - \vec{p}_2}{|\vec{p}_1 - \vec{p}_2|}$$
$$\vec{w}_{r_pie} = \frac{(\vec{p}_1 - \vec{p}_3) \times (\vec{p}_2 - \vec{p}_3)}{|(\vec{p}_1 - \vec{p}_3) \times (\vec{p}_2 - \vec{p}_3)|}$$
$$\vec{v}_{r_pie} = \vec{w}_{r_pie} \times \vec{u}_{r_pie}$$

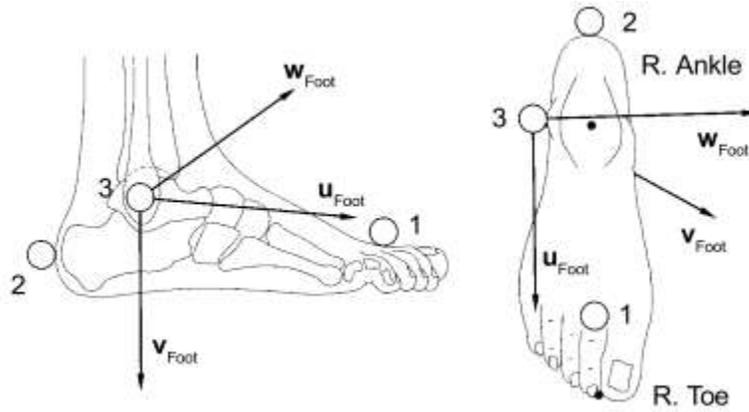


Figura 64.- Triada de vectores de referencia en el pie derecho [74].

Para el pie izquierdo, los vectores se definan de la siguiente manera:

$$\vec{u}_{l_pie} = \frac{\vec{p}_8 - \vec{p}_9}{|\vec{p}_8 - \vec{p}_9|}$$

$$\vec{w}_{l_pie} = \frac{(\vec{p}_8 - \vec{p}_{10}) \times (\vec{p}_8 - \vec{p}_{10})}{|(\vec{p}_8 - \vec{p}_{10}) \times (\vec{p}_9 - \vec{p}_{10})|}$$

$$\vec{v}_{l_pie} = \vec{w}_{l_pie} \times \vec{u}_{l_pie}$$

Para la pierna, se definen los siguientes vectores:

Para la derecha:

$$\vec{v}_{r_pierna} = \frac{\vec{p}_3 - \vec{p}_5}{|\vec{p}_3 - \vec{p}_5|}$$

$$\vec{u}_{r_pierna} = \frac{(\vec{p}_4 - \vec{p}_5) \times (\vec{p}_3 - \vec{p}_5)}{|(\vec{p}_4 - \vec{p}_5) \times (\vec{p}_3 - \vec{p}_5)|}$$

$$\vec{w}_{r_pierna} = \vec{u}_{r_pierna} \times \vec{v}_{r_pierna}$$

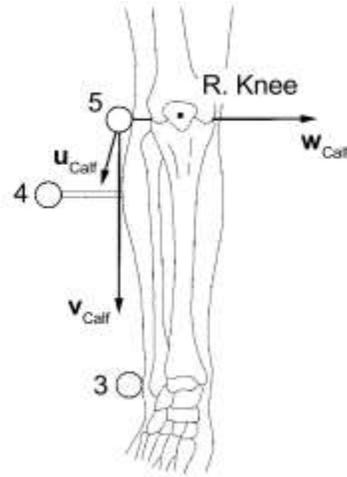


Figura 65.- Triada de vectores de referencia para la pierna [74].

Para la pierna izquierda:

$$\vec{v}_{l_pierna} = \frac{\vec{p}_{10} - \vec{p}_{12}}{|\vec{p}_{10} - \vec{p}_{12}|}$$

$$\vec{u}_{l_pierna} = \frac{(\vec{p}_{11} - \vec{p}_{12}) \times (\vec{p}_{10} - \vec{p}_{12})}{|(\vec{p}_{11} - \vec{p}_{12}) \times (\vec{p}_{10} - \vec{p}_{12})|}$$

$$\vec{w}_{l_pierna} = \vec{u}_{l_pierna} \times \vec{v}_{l_pierna}$$

Para la cadera:

$$\vec{v}_{pelvis} = \frac{\vec{p}_{14} - \vec{p}_7}{|\vec{p}_{14} - \vec{p}_7|}$$

$$\vec{w}_{pelvis} = \frac{(\vec{p}_7 - \vec{p}_{15}) \times (\vec{p}_{14} - \vec{p}_{15})}{|(\vec{p}_7 - \vec{p}_{15}) \times (\vec{p}_{14} - \vec{p}_{15})|}$$

$$\vec{u}_{pelvis} = \vec{v}_{pelvis} \times \vec{w}_{pelvis}$$

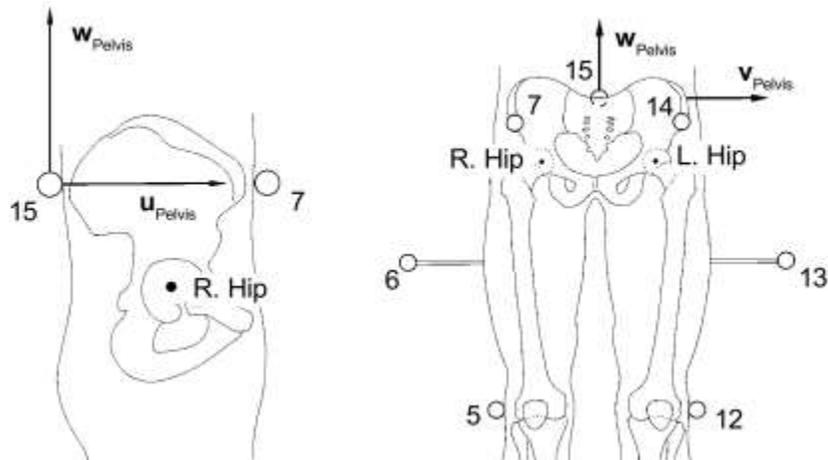


Figura 66.- Triada vectorial de referencia para la cadera [74].

Ubicación de centros de masa y rotación

Una vez generados los vectores de referencia, se debe de seleccionar un marcador que fungirá sobre base a partir de la cual realizaremos desplazamientos sobre las direcciones de la triada vectorial. Para ello, se harán uso de las antropometrías.

El término antropometría proviene del griego anthropos (hombre) y metrikos (medida) y trata del estudio cuantitativo de las características físicas del hombre [93]. El modelo Helen Hayes toma ciertas medidas corporales o antropometrías para desplazarnos en diferentes direcciones sobre el elemento óseo y poder encontrar los centros de rotación y masa en el miembro inferior. Para ello, la antropometría se multiplica por un coeficiente que representa el porcentaje del cuerpo en una dirección determinada que se debe de recorrer para llegar al punto anatómico en cuestión.

Las antropometrías propuestas por HH para un sujeto de estudio son 20 y corresponden a las siguientes.

Tabla 5.- Antropometrías empleadas por el modelo Helen Hayes.

Número	Antropometría	Forma de medir
1	Masa corporal total	Se mide la masa de la persona con una resolución de 0.01 [kg].
2	Amplitud crestas iliacas anterosuperiores	Con un pelvímetro, se mide la distancia horizontal entre las crestas ilíacas anterosuperiores.
3	Longitud de muslo derecho	Con una cinta métrica, se mide la distancia vertical entre el punto superior del trocánter mayor y la parte superior de la tibia lateral.
4	Longitud de muslo izquierdo	
5	Circunferencia media de muslo derecho	Con una cinta métrica perpendicular al eje longitudinal del muslo, medir en la altura media entre las protuberancias de trocánter y tibia.
6	Circunferencia media de muslo izquierdo	
7	Longitud de pierna derecha	

8	Longitud de pierna izquierda	Con una cinta métrica, medir la distancia vertical entre la parte superior de la tibia lateral y el maléolo lateral.
9	Circunferencia media de pierna derecha	Con una cinta métrica perpendicular al eje longitudinal de la pierna, medir la máxima circunferencia.
10	Circunferencia media de pierna izquierda	
11	Diámetro de rodilla derecha	Con un calibrador, medir la máxima amplitud de la rodilla a través de los epicóndilos femorales.
12	Diámetro de rodilla izquierda	
13	Longitud de pie derecho	Con un calibrador, medir la distancia de la parte posterior del tobillo hasta la punta del dedo más largo del pie.
14	Longitud de pie izquierdo	
15	Altura de maléolo derecho	Con el sujeto de pie, y con ayuda de un calibrador, medir la distancia vertical desde el piso hasta el maléolo lateral.
16	Altura de maléolo izquierdo	
17	Ancho de maléolo derecho	Con un calibrador, medir la máxima distancia entre el maléolo lateral y el medial.
18	Ancho de Maléolo izquierdo	
19	Amplitud de pie derecho	Con un calibrador medir la amplitud entre los finales distales de los metatarsianos I y V
20	Amplitud de pie izquierda	

La obtención de los coeficientes por los cuales se multiplica la antropometría para definir la magnitud de los desplazamientos para encontrar los centros de rotación y de masa, se basan en los estudios realizados con cadáveres. A continuación, se muestra una tabla que ilustra la confiabilidad del empleo de los coeficientes para la estimación de los parámetros corporales.

Tabla 6.- Coeficientes de correlación empleados para la obtención de los centros de masa.

Parameter	Segment	Chandler's method	GaitLab method	
		Correlation Coefficient	Correlation Coefficient	Adjusted Coefficient*
Mass	Thigh	0.941	0.998	0.997
	Calf	0.917	0.997	0.996
	Foot	0.784	0.899	0.872
Moment of inertia	Thigh			
	FlxExt	0.865	0.901	
	AbdAdd	0.939	0.913	
	IntExt	0.876	0.932	
	Calf			
	FlxExt	0.850	0.972	
	AbdAdd	0.821	0.962	
	IntExt	0.795	0.896	
	Foot			
	FlxExt	0.696	0.899	
	AbdAdd	0.762	0.871	
	IntExt	0.819	0.825	

El centro de rotación del pie derecho se obtiene empleando la siguiente ecuación:

$$\vec{p}_{r_tobillo} = \vec{p}_3 + 0.015A_{13}\vec{u}_{r_pie} + 0.392A_{15}\vec{v}_{r_pie} + 0.478A_{17}\vec{w}_{r_pie}$$

A su vez, el final del pie se encuentra mediante esta ecuación:

$$\vec{p}_{r_ortejo} = \vec{p}_3 + 0.742A_{13}\vec{u}_{r_pie} + 1.074A_{15}\vec{v}_{r_pie} - 0.187A_{19}\vec{w}_{r_pie}$$

Para el pie izquierdo, las ecuaciones son similares, quedando definidas de la siguiente manera:

El centro de rotación:

$$\vec{p}_{l_tobillo} = \vec{p}_{10} + 0.015A_{14}\vec{u}_{l_pie} + 0.392A_{16}\vec{v}_{l_pie} - 0.478A_{18}\vec{w}_{l_pie}$$

El final del pie:

$$\vec{p}_{l_ortejo} = \vec{p}_{10} + 0.742A_{14}\vec{u}_{l_pie} + 1.074A_{16}\vec{v}_{l_pie} + 0.187A_{20}\vec{w}_{l_pie}$$

Para el centro de rotación de rodilla derecha, éste se obtiene mediante la siguiente ecuación:

$$\vec{p}_{r_rodilla} = \vec{p}_5 + 0.000A_{11}\vec{u}_{r_pierna} + 0.000A_{11}\vec{v}_{r_pierna} + 0.5A_{11}\vec{w}_{r_pierna}$$

Para la rodilla izquierda, entonces tenemos:

$$\vec{p}_{l_rodilla} = \vec{p}_{12} + 0.000A_{12}\vec{u}_{l_pierna} + 0.000A_{12}\vec{v}_{l_pierna} - 0.5A_{12}\vec{w}_{l_pierna}$$

Los centros de rotación para las caderas se definen de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$\vec{p}_{r_cadera} = \vec{p}_{15} + 0.598A_2\vec{u}_{pelvis} - 0.344A_2\vec{v}_{pelvis} - 0.290A_2\vec{w}_{pelvis}$$

$$\vec{p}_{l_cadera} = \vec{p}_{15} + 0.598A_2\vec{u}_{pelvis} + 0.344A_2\vec{v}_{pelvis} - 0.290A_2\vec{w}_{pelvis}$$

Los centros de masa se obtienen mediante:

Para muslos:

$$\vec{p}_{r_muslo_CG} = \vec{p}_{r_cadera} + 0.39(\vec{p}_{r_rodilla} - \vec{p}_{r_cadera})$$

$$\vec{p}_{l_muslo_CG} = \vec{p}_{l_cadera} + 0.39(\vec{p}_{l_rodilla} - \vec{p}_{l_cadera})$$

Para piernas:

$$\vec{p}_{r_pierna_CG} = \vec{p}_{r_rodilla} + 0.42(\vec{p}_{r_tobillo} - \vec{p}_{r_rodilla})$$

$$\vec{p}_{l_pierna_CG} = \vec{p}_{l_rodilla} + 0.42(\vec{p}_{l_tobillo} - \vec{p}_{l_rodilla})$$

Para pies:

$$\vec{p}_{r_pie_CG} = \vec{p}_2 + 0.44(\vec{p}_{r_ortejo} - \vec{p}_2)$$

$$\vec{p}_{l_pie_CG} = \vec{p}_9 + 0.44(\vec{p}_{l_ortejo} - \vec{p}_9)$$

Generación de bases sobre los centros de masa

Con los centros de rotación y de masa ya identificados, se realiza la segmentación del miembro inferior en 6 segmentos:

1. Muslo derecho
2. Muslo izquierdo
3. Pierna derecha
4. Pierna izquierda
5. Pie derecho
6. Pie izquierdo

En esta segmentación, sobre el centro de masa anteriormente identificado, colocaremos una base local conformada por los vectores \vec{i} , \vec{j} y \vec{k} . El vector \vec{i} es un vector que parte del centro de masa en dirección del centro de rotación proximal. El vector \vec{k} es un vector en dirección medial para los segmentos corporales derechos y lateral para los segmentos izquierdos. El vector \vec{j} es un vector ortogonal que completa la triada.

Para que la base local de pelvis sea compatible con lo definido anteriormente, se requiere renombrar los vectores de la siguiente manera:

$$\vec{i}_{pelvis} = \vec{w}_{pelvis}$$

$$\vec{j}_{pelvis} = \vec{u}_{pelvis}$$

$$k_{pelvis} = v_{pelvis}$$

Muslo derecho:

$$\vec{i}_1 = \frac{\vec{p}_{r_cadera} - \vec{p}_{r_rodilla}}{|\vec{p}_{r_cadera} - \vec{p}_{r_rodilla}|}$$

$$\vec{j}_1 = \frac{(\vec{p}_6 - \vec{p}_{r_cadera}) \times (\vec{p}_{r_rodilla} - \vec{p}_{r_cadera})}{|(\vec{p}_6 - \vec{p}_{r_cadera}) \times (\vec{p}_{r_rodilla} - \vec{p}_{r_cadera})|}$$

$$\vec{k}_1 = \vec{i}_1 \times \vec{j}_1$$

Muslo izquierdo:

$$\vec{i}_2 = \frac{\vec{p}_{l_cadera} - \vec{p}_{l_rodilla}}{|\vec{p}_{l_cadera} - \vec{p}_{l_rodilla}|}$$

$$\vec{j}_2 = \frac{(\vec{p}_{l_rodilla} - \vec{p}_{l_cadera}) \times (\vec{p}_{13} - \vec{p}_{l_cadera})}{|(\vec{p}_{l_rodilla} - \vec{p}_{l_cadera}) \times (\vec{p}_{13} - \vec{p}_{l_cadera})|}$$

$$\vec{k}_2 = \vec{i}_2 \times \vec{j}_2$$

Pierna derecha:

$$\vec{i}_3 = \frac{\vec{p}_{r_rodilla} - \vec{p}_{r_tobillo}}{|\vec{p}_{r_rodilla} - \vec{p}_{r_tobillo}|}$$

$$\vec{j}_3 = \frac{(\vec{p}_5 - \vec{p}_{r_rodilla}) \times (\vec{p}_{r_tobillo} - \vec{p}_{r_rodilla})}{|(\vec{p}_5 - \vec{p}_{r_rodilla}) \times (\vec{p}_{r_tobillo} - \vec{p}_{r_rodilla})|}$$

$$\vec{k}_3 = \vec{i}_3 \times \vec{j}_3$$

Pierna izquierda:

$$\vec{i}_4 = \frac{\vec{p}_{l_rodilla} - \vec{p}_{l_tobillo}}{|\vec{p}_{l_rodilla} - \vec{p}_{l_tobillo}|}$$

$$\vec{j}_4 = \frac{(\vec{p}_{l_tobillo} - \vec{p}_{l_rodilla}) \times (\vec{p}_{12} - \vec{p}_{l_rodilla})}{|(\vec{p}_{l_tobillo} - \vec{p}_{l_rodilla}) \times (\vec{p}_{12} - \vec{p}_{l_rodilla})|}$$

$$\vec{k}_4 = \vec{i}_4 \times \vec{j}_4$$

Pie derecho:

$$\vec{i}_5 = \frac{\vec{p}_2 - \vec{p}_{r_ortejo}}{|\vec{p}_2 - \vec{p}_{r_ortejo}|}$$

$$\vec{k}_5 = \frac{(\vec{p}_{r_tobillo} - \vec{p}_2) \times (\vec{p}_{r_ortejo} - \vec{p}_2)}{|(\vec{p}_{r_tobillo} - \vec{p}_2) \times (\vec{p}_{r_ortejo} - \vec{p}_2)|}$$

$$\vec{j}_5 = \vec{k}_5 \times \vec{i}_5$$

Pie izquierdo:

$$\vec{i}_6 = \frac{\vec{p}_9 - \vec{p}_{l_ortejo}}{|\vec{p}_9 - \vec{p}_{l_ortejo}|}$$

$$\vec{k}_6 = \frac{(\vec{p}_{l_tobillo} - \vec{p}_9) \times (\vec{p}_{l_ortejo} - \vec{p}_9)}{|(\vec{p}_{l_tobillo} - \vec{p}_9) \times (\vec{p}_{l_ortejo} - \vec{p}_9)|}$$

$$\vec{j}_6 = \vec{k}_6 \times \vec{i}_6$$

Los centros de masa con sus respectivas bases locales se muestran a continuación:

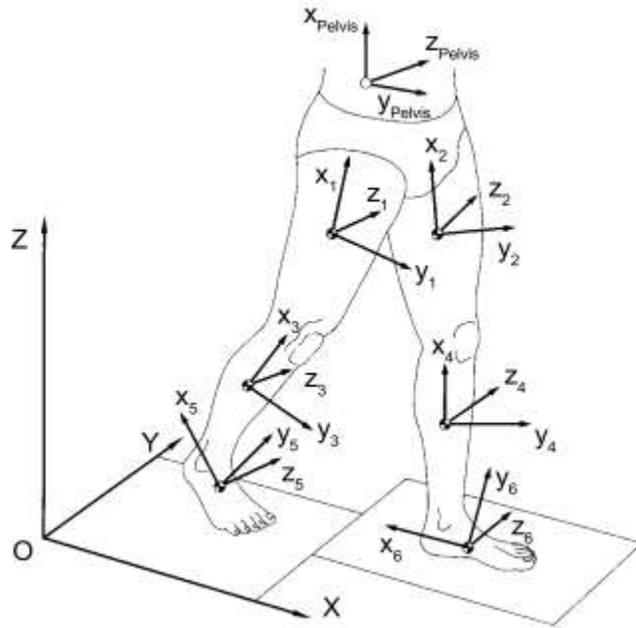


Figura 67.- Segmentos corporales con sus respectivas bases locales [74].

Proyección de vectores para obtención de variables biomecánicas

Con las bases locales se van a obtener los desplazamientos angulares. Helen Hayes es un modelo basado en los trabajos de Chao (1980), Grood y Suntay (1983) [74]. Esto conlleva a que el modelo presente 3 grados de libertad, correspondientes a los 3 desplazamientos angulares en el espacio. Cada uno de estos grados de libertad se definirá mediante la rotación sobre un eje proximal y/o distal.

1. Flexión-extensión. - Corresponde a la rotación sobre un eje mediolateral del segmento proximal.

2. Rotación externa e interna. - Corresponde a la rotación sobre un eje longitudinal del segmento distal.
3. Abducción-aducción. - Corresponde a la rotación sobre un eje flotante que completa la triada vectorial del eje de flexión-extensión y rotación externa e interna.

Ahora bien, considerando que nosotros hemos realizado segmentaciones del miembro inferior y definimos bases locales, se debe de generar una relación entre dichas bases locales y los ejes que definen los grados de libertad descritos anteriormente. Para ello, emplearemos la propiedad del producto punto que define que el producto punto de dos vectores es la proyección de un vector sobre otro.

$$\vec{A} \cdot \vec{B} = |A||B| \cos \theta$$

De tal manera que podemos despejar el ángulo θ que representa el ángulo existente entre los dos vectores.

El despeje de la ecuación anterior es:

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{\vec{A} \cdot \vec{B}}{|A||B|} \right)$$

Esta fórmula nos indica que para obtener los desplazamientos angulares en cada articulación de tren inferior necesitamos proyectar dos vectores, uno proximal y uno distal. No obstante, la para la abducción-aducción necesitamos generar un vector que complete la triada de un vector $\vec{k}_{proximal}$ y un vector \vec{l}_{distal} . Este vector se obtiene mediante el empleo del producto cruz estándar en el espacio:

$$l_{articulación} = \frac{\vec{k}_{proximal} \times \vec{l}_{distal}}{|\vec{k}_{proximal} \times \vec{l}_{distal}|}$$

Considerando como se definen cada uno de los grados de libertad tenemos:

Tabla 7.- Definición de los desplazamientos angulares en funciones de las bases de los centros de masas.

Articulación	Desplazamiento angular	Vector proyectado	Vector de rotación
Cadera	Flexión-extensión	\vec{l}_{cadera}	\vec{l}_{pelvis}
	Abducción-aducción	\vec{k}_{pelvis}	\vec{l}_{mulso}
	Rotación externa e interna	\vec{l}_{cadera}	\vec{k}_{mulso}
Rodilla	Flexión-extensión	$\vec{l}_{rodilla}$	\vec{l}_{muslo}
	Abducción-aducción	\vec{k}_{muslo}	\vec{l}_{pierna}
	Rotación externa e interna	$\vec{l}_{rodilla}$	\vec{k}_{pierna}
Tobillo	Dorsiflexión y flexión plantar	$\vec{l}_{tobillo}$	\vec{j}_{pierna}
	Varo y valgo	\vec{k}_{pierna}	\vec{l}_{pie}
	Inversión y eversión	$\vec{l}_{tobillo}$	\vec{k}_{pie}

Para hacer más asequible el reporte de estos desplazamientos para la clínica, se optó por considerar a la flexión y a la flexión plantar como positiva. En cambio, la extensión es negativa junto con la dorsiflexión. La abducción es positiva junto con el varo, mientras que la aducción y el valgo son negativos. Finalmente, la rotación interna y la inversión son positivas y la rotación externa y eversión son negativas. Estas consideraciones generan un cambio en el operador que define la proyección, en vez del coseno se emplea el seno para garantizar que el ángulo obtenido sea siempre el menor y que para ciertos casos, el ángulo obtenido (negativo) deba multiplicarse por menos uno para convertirlo en positivo.

Las fórmulas para obtener los desplazamientos angulares son entonces:

$$\alpha_{r_cadera} = \sin^{-1}[l_{r_cadera} \cdot i_{pelvis}]$$

$$\beta_{r_cadera} = \sin^{-1}[k_{pelvis} \cdot i_1]$$

$$\gamma_{r_cadera} = -\sin^{-1}[l_{r_cadera} \cdot k_1]$$

$$\alpha_{l_cadera} = \sin^{-1}[l_{l_cadera} \cdot i_{pelvis}]$$

$$\beta_{l_cadera} = \sin^{-1}[k_{pelvis} \cdot i_2]$$

$$\gamma_{l_cadera} = -\sin^{-1}[l_{l_cadera} \cdot k_2]$$

$$\alpha_{r_rodilla} = -\sin^{-1}[l_{r_rodilla} \cdot i_1]$$

$$\beta_{r_rodilla} = \sin^{-1}[k_1 \cdot i_3]$$

$$\gamma_{r_rodilla} = -\sin^{-1}[l_{r_rodilla} \cdot k_3]$$

$$\alpha_{l_rodilla} = -\sin^{-1}[l_{l_rodilla} \cdot i_2]$$

$$\beta_{l_rodilla} = -\sin^{-1}[k_2 \cdot i_4]$$

$$\gamma_{l_rodilla} = \sin^{-1}[l_{l_rodilla} \cdot k_4]$$

$$\alpha_{r_tobillo} = \sin^{-1}[l_{r_tobillo} \cdot j_3]$$

$$\beta_{r_tobillo} = \sin^{-1}[k_3 \cdot i_5]$$

$$\gamma_{r_tobillo} = -\sin^{-1}[l_{r_tobillo} \cdot k_5]$$

$$\alpha_{l_tobillo} = \sin^{-1}[l_{l_tobillo} \cdot j_4]$$

$$\beta_{l_tobillo} = -\sin^{-1}[k_4 \cdot i_6]$$

$$\gamma_{l_tobillo} = \sin^{-1}[l_{l_tobillo} \cdot k_6]$$

Donde α representa la flexión-extensión, β la abducción-aducción y δ la rotación interna y externa.

Dinámica inversa

La dinámica inversa de cuerpos rígidos es el método para computar fuerza y momentos de fuerza basados en la cinemática de un cuerpo o en las propiedades inerciales del cuerpo (masa y momentos de inercia) [94].

Las aplicaciones más importantes de la dinámica inversa se encuentran en la robótica.

Modelos dinámicos

Dentro de la robótica, existen dos modelos dinámicos para la obtención de las variables dinámicas del robot. Estos son el modelo Euler-Lagrange, basado en el principio de conservación de la energía y el modelo Newton-Euler basado en la mecánica newtoniana. La diferencia entre ambos métodos se muestra en la siguiente tabla.

Tabla 8.- Diferencias de los modelos dinámicos Euler-Lagrange y Newton-Euler [95]

Método Euler-Lagrange	Método Newton-Euler
Las ecuaciones dinámicas definen a todo el robot.	Cada eslabón del robot posee sus propias ecuaciones dinámicas.
Las fuerzas internas de reacción entre los eslabones son despreciadas al no producir trabajo.	Permite determinar las fuerzas y momentos que actúan en los centros de rotación de cada eslabón.
Se obtienen ecuaciones cerradas.	Se obtienen ecuaciones recursivas.
Se basa en el Lagrangiano $\mathcal{L}(q, \dot{q}) = T(q, \dot{q}) - U(q, \dot{q})$	Se basa en el principio de acción-reacción para la variación del momento angular y lineal. $\Sigma F_i = \frac{d}{dt} (m v_c)$ $\Sigma \tau_i = \frac{d}{dt} (I \omega)$
Empleado para el estudio de propiedades dinámicas y análisis de sistemas de control	Empleado para el modelado de mecanismos y maquinaria.

Dinámica inversa en HH

Considerando al miembro inferior como una cadena cinemática abierta, obtenemos el diagrama de cuerpo libre siguiente:

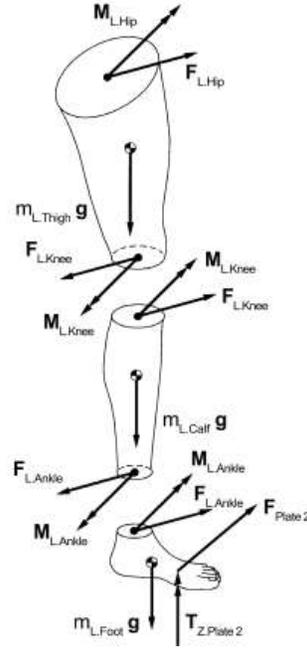


Figura 68.- Diagrama de cuerpo libre para el miembro inferior izquierdo [74].

La reconstrucción de la cadena cinemática se realiza de manera recursiva comenzando desde el órgano terminal (pie). Para ello, definimos:

La segunda ecuación de Newton para el pie izquierdo nos permite determinar las fuerzas aplicadas al pie:

$$F_{l_{tobillo_x}} = m_{l_{pie}} \ddot{X}_{l_{pie,CG}} - F_{plataforma,x}$$

$$F_{l_{tobillo_y}} = m_{l_{pie}} \ddot{Y}_{l_{pie,CG}} - F_{plataforma,y}$$

$$F_{l_{tobillo_z}} = m_{l_{pie}} (\ddot{Z}_{l_{pie,CG}} + 9.81) - F_{plataforma,z}$$

El momento que actúa en el pie izquierdo es:

$$\vec{M}_{Res_6} = \vec{T}_{plataforma} + (\vec{p}_{prx_6} \times \vec{F}_{l_{tobillo}}) + (\vec{p}_{dis_6} \times \vec{F}_{l_{plataforma}})$$

Donde los brazos de palanca corresponden a:

$$\vec{p}_{prx_6} = \vec{p}_{l_{tobillo}} - \vec{p}_{l_{pie_CG}}$$

$$\vec{p}_{dis_6} = \vec{p}_{plataforma} - \vec{p}_{l_{pie_CG}}$$

$$\vec{p}_{plataforma} = DX\vec{i} + DY\vec{j} + 0\vec{k}$$

Las variaciones del momento angular del pie izquierdo se determinan aplicando la segunda ley de Newton para sistemas rotacionales.

$$M_{l_{tobillo_x}} = \dot{H}_{6x} - \vec{l}_6 \cdot \vec{M}_{Res_6}$$

$$M_{l_{\text{tobillo}_y}} = \dot{H}_{6y} - \vec{J}_6 \cdot \vec{M}_{Res_6}$$

$$M_{l_{\text{tobillo}_z}} = \dot{H}_{6z} - \vec{k}_6 \cdot \vec{M}_{Res_6}$$

El momento resultante en tobillo se multiplica vectorialmente por los brazos de palanca para generar los momentos anatómicos. Estos brazos de palanca corresponden con los vectores sobre los cuales se define la flexión-extensión, la rotación externa e interna y la abducción-aducción. Esto da por resultado:

$$M_{l_{\text{tobillo}_{\text{inversión eversión}}}} = -\vec{M}_{l_{\text{tobillo}}} \cdot \vec{l}_6$$

$$M_{l_{\text{tobillo}_{\text{flexión plantar_dorsiflexión}}}} = \vec{M}_{l_{\text{tobillo}}} \cdot \vec{k}_4$$

$$M_{l_{\text{tobillo}_{\text{varo_valgo}}}} = \vec{M}_{l_{\text{tobillo}}} \cdot \vec{l}_{l_{\text{tobillo}}}$$

El método de Newton-Euler es recursivo, motivo por el cual ahora es necesario la determinación de los elementos proximales. De tal manera que, para la pierna, la fuerza en rodilla es igual a:

$$F_{l_{\text{rodilla}_x}} = m_{l_{\text{pierna}}} \ddot{X}_{l_{\text{pierna,CG}}} - F_{l_{\text{tobillo}_x}}$$

$$F_{l_{\text{rodilla}_y}} = m_{l_{\text{pierna}}} \ddot{Y}_{l_{\text{pierna,CG}}} - F_{l_{\text{tobillo}_y}}$$

$$F_{l_{\text{rodilla}_z}} = m_{l_{\text{pierna}}} (\ddot{Z}_{l_{\text{pierna,CG}}} + 9.81) - F_{l_{\text{tobillo}_z}}$$

Los brazos de palanca corresponden a:

$$\vec{p}_{prx_4} = \vec{p}_{l_{\text{rodilla}}} - \vec{p}_{l_{\text{pierna,CG}}}$$

$$\vec{p}_{dis_4} = \vec{p}_{l_{\text{tobillo}}} - \vec{p}_{l_{\text{pierna,CG}}}$$

El momento resultante en la pierna es:

$$\vec{M}_{Res_4} = -\vec{M}_{l_{\text{tobillo}}} - (\vec{p}_{dis_4} \times \vec{F}_{l_{\text{tobillo}}}) + (\vec{p}_{prx_4} \times \vec{F}_{l_{\text{rodilla}}})$$

La variación en el momento angular determina el momento en rodilla, entonces:

$$M_{l_{\text{rodilla}_x}} = \dot{H}_{4x} - \vec{l}_4 \cdot \vec{M}_{Res_4}$$

$$M_{l_{\text{rodilla}_y}} = \dot{H}_{4y} - \vec{J}_4 \cdot \vec{M}_{Res_4}$$

$$M_{l_{\text{rodilla}_z}} = \dot{H}_{4z} - \vec{k}_4 \cdot \vec{M}_{Res_4}$$

Su multiplicación vectorial por sus respectivos brazos de palanca, genera los siguientes momentos:

$$M_{l_{\text{rodilla}_{\text{rotación externa interna}}}} = -\vec{M}_{l_{\text{tobillo}}} \cdot \vec{l}_4$$

$$M_{l_{rodilla_{flexión\ extensión}}} = \vec{M}_{l_{tobillo}} \cdot \vec{k}_2$$

$$M_{l_{rodilla_{abducción\ aducción}}} = \vec{M}_{l_{tobillo}} \cdot \vec{l}_{l_{rodilla}}$$

Realizando la última iteración para el muslo, tenemos que la fuerza en la cadera es igual a:

$$F_{l_{cadera_x}} = m_{l_{muslo}} \ddot{X}_{l_{muslo,CG}} - F_{l_{rodilla_x}}$$

$$F_{l_{cadera_y}} = m_{l_{muslo}} \ddot{Y}_{l_{muslo,CG}} - F_{l_{rodilla_y}}$$

$$F_{l_{cadera_z}} = m_{l_{muslo}} (\ddot{Z}_{l_{muslo,CG}} + 9.81) - F_{l_{rodilla_z}}$$

Los brazos de palanca son:

$$\vec{p}_{prx_2} = \vec{p}_{l_{cadera}} - \vec{p}_{l_{muslo_{CG}}}$$

$$\vec{p}_{dis_2} = \vec{p}_{l_{rodilla}} - \vec{p}_{l_{muslo_{CG}}}$$

El momento resultante en el muslo izquierdo está determinado por:

$$\vec{M}_{Res_2} = -\vec{M}_{l_{rodilla}} - (\vec{p}_{dis_2} \times \vec{F}_{l_{rodilla}}) + (\vec{p}_{prx_2} \times \vec{F}_{l_{cadera}})$$

Nuevamente, la variación del momento angular determina el momento en cadera.

$$M_{l_{rodilla_x}} = \dot{H}_{2x} - \vec{l}_2 \cdot \vec{M}_{Res_2}$$

$$M_{l_{rodilla_y}} = \dot{H}_{2y} - \vec{j}_2 \cdot \vec{M}_{Res_2}$$

$$M_{l_{rodilla_z}} = \dot{H}_{2z} - \vec{k}_2 \cdot \vec{M}_{Res_2}$$

El producto vectorial del momento en rodilla por los respectivos brazos de palanca genera los siguientes momentos anatómicos:

$$M_{l_{cadera_{rotación\ externa\ interna}}} = -\vec{M}_{l_{tobillo}} \cdot \vec{l}_2$$

$$M_{l_{cadera_{flexión\ extensión}}} = -\vec{M}_{l_{tobillo}} \cdot \vec{k}_{pelvis}$$

$$M_{l_{cadera_{abducción\ aducción}}} = \vec{M}_{l_{tobillo}} \cdot \vec{l}_{l_{cadera}}$$

Capítulo 5

Protocolo

“In questions of science, the authority of a thousand is not worth the humble reasoning of a single individual.”

- Galileo Galilei

Protocolo

Los trabajos citados en los capítulos anteriores han validado la funcionalidad de un dispositivo ortésico para la OA empleando la dinámica inversa, específicamente hablando, mediante el momento de aducción de rodilla. No obstante, el empleo del protocolo Helen Hayes para la validación de diferentes dispositivos ortopédicos comerciales en un sujeto de estudio es un tema que no es comúnmente referido en literatura o medios de divulgación científica. Asimismo, el plantear el rediseño de un dispositivo ortopédico para compensar una patología en particular es un tema casi inexistente en las fuentes de información.

Con todos los antecedentes clínicos, biomecánicos, robótica y de diseño expuestos, se pretende definir un nuevo objetivo.

Objetivo general

Analizar con las herramientas biomecánicas actuales, la interacción de diferentes órtesis comerciales de rodilla con un sujeto de estudio con la finalidad de identificar los puntos críticos en el diseño de estos productos y con ello, proponer un nuevo diseño compensatorio de órtesis de rodilla para una biomecánica particular y la validación del mismo.

Objetivo particulares

1. Obtener y validar los parámetros posturales de una persona con OA (consultar anexo B.1).
2. Obtener y validar las variables cinemáticas del miembro inferior de la persona afectada en marcha (consultar anexo B.1).
3. Obtener y validar las variables dinámicas del miembro inferior de la persona afectada en marcha (consultar anexo B.1).
4. Identificar los patrones de movimiento evaluados con las variables biomecánicas más afectadas con un grupo control de características antropométricas similares a la persona con OA (consultar anexo B.2).
5. Obtener la información baropodométrica de una persona con OA y comparar con un grupo de control de características antropométricas similares (consultar anexo B.2).
6. Obtener y validar la dinámica inversa de una persona con OA de acuerdo al modelo Helen Hayes (consultar anexo B.3).

7. Analizar el comportamiento de las variables críticas identificadas en la persona afectada con diferentes órtesis comerciales (consultar anexo B.4).
8. Identificar las alteraciones en los patrones de movimiento que se generan por la acción de compensación de diferentes dispositivos ortopédicos existentes (consultar anexo B.4).
9. Con la información recopilada, proponer un diseño de órtesis funcional para una persona con OA (consultar anexo B.4).
10. Evaluar la funcionalidad de diferentes dispositivos ortopédicos existentes y de los conceptos de diseño generados en una persona con OA y encontrar las variables críticas que fueron modificadas positivamente y negativamente por cada dispositivo.

Metodología

Para los fines de este protocolo, se dividieron las pruebas en dos: estáticas y dinámicas.

Dentro de las pruebas estáticas, se realizaron:

1. Estabilimetría (realizada en el Centro de Ingeniería Avanzada de la Facultad de Ingeniería de la UNAM, C.U.)
2. Baropodometría (realizada en el Centro de Ingeniería Avanzada de la Facultad de Ingeniería de la UNAM, C.U.)
3. Análisis de Postura (realizada en la Unidad de Biomecánica del Instituto de Neurobiología, de la UNAM, campus Juriquilla)
4. Prueba de Eje Mecánico

Dentro de las pruebas dinámicas, se realizaron:

1. Análisis de Marcha (realizada en la Unidad de Biomecánica del Instituto de Neurobiología, de la UNAM, campus Juriquilla)
2. Baropodometría (realizada en el Centro de Ingeniería Avanzada de la Facultad de Ingeniería de la UNAM, C.U.)

Estabilimetría

Se realizó con la plataforma baropodométrica SensorMedica, modelo freeMed 120x50 (especificaciones ubicadas en anexos).



Figura 69.- Realización de la prueba de baropodometría estática.

Permite definir objetivamente la posición medial del centro de presiones (CP) corporal, así como los pequeños movimientos que sufre alrededor de esta posición (dispersión) [96]. El CP es diferente al centro de masa (CM) que es el punto en el espacio tridimensional, el cual representa el promedio de la masa o peso corporal y está ubicado dentro del cuerpo. El CG es el punto que representa la CM teniendo en cuenta la fuerza de la gravedad. La superficie plantar del pie funciona como la interacción entre el cuerpo y la superficie externa durante la dinámica postural [97].

El CP es el punto resultante del intercambio de las fuerzas del pie y del piso. En otras palabras, es la fuerza de reacción del piso aplicada a cada punto que mantiene contacto entre la superficie plantar del pie con la superficie de la base y está ubicado en la superficie plantar del pie en una actividad unipodal y entre los dos pies en una actividad bipodal [98].

La estabilometría genera dos resultados:

Estatocinesiograma

Consiste en el registro del contenido del centro de presión del sujeto en relación con el baricentro del polígono de sustentación.

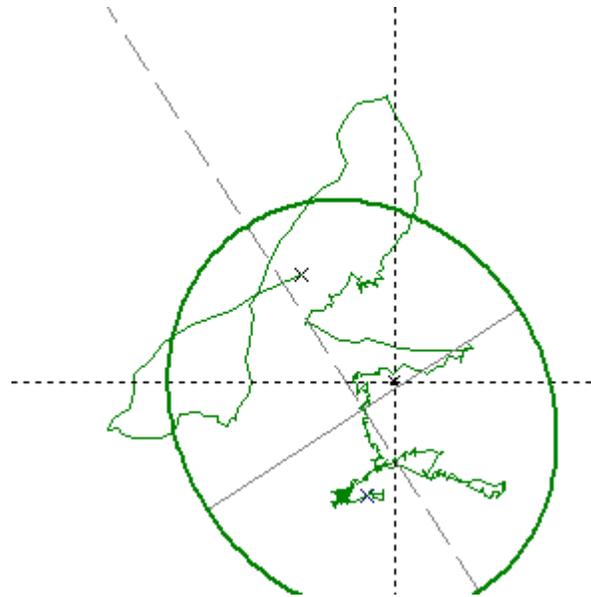


Figura 70.- Ejemplo de un estatocinesiograma de una persona sana.

Estabilograma

Muestra dos gráficos con las coordenadas en función del tiempo, uno para las oscilaciones derecha-izquierda (X) y otro para las oscilaciones antero-posteriores (Y), cada uno en su escala de oscilación en CMS.

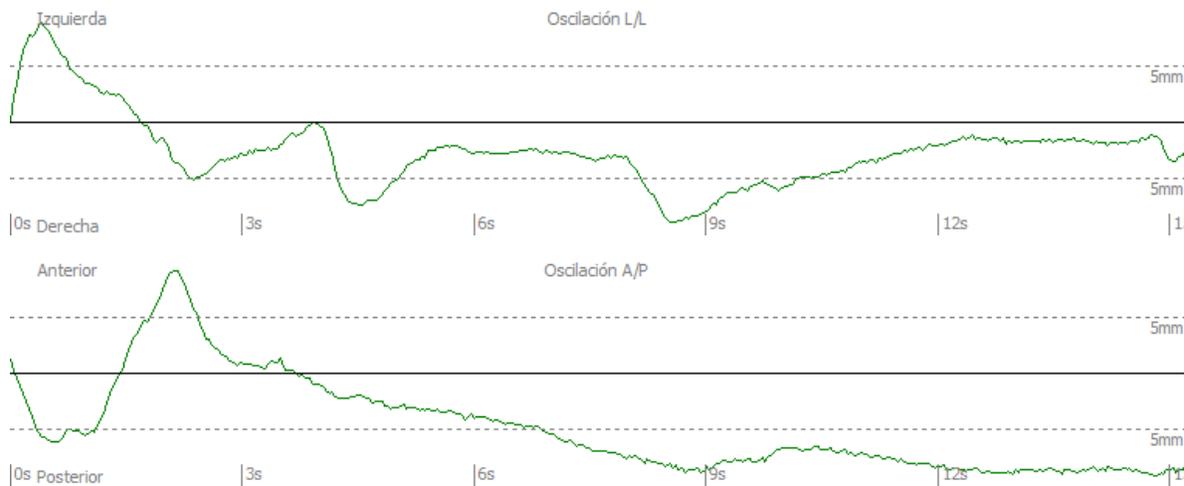


Figura 71.- Ejemplo de un estabilograma de una persona sana.

Las variables que se medirán para esta prueba son:

1. X-Media. - Es la media de los valores de las abscisas del centro de presión, es decir, la media en milímetros de las oscilaciones laterales sobre la referencia del estatocinesiograma. Muestra la asimetría del tono postural.
2. Y-Media. - Es la media de los valores de ordenadas del centro de presión, es decir, la media de las oscilaciones antero-posteriores sobre la referencia del

estatocinesiograma medida en milímetros. Muestra el desequilibrio anteroposterior del individuo.

3. Superficie. - El estatocinesiograma genera un trazado de las posiciones relativas del centro de presión cuya superficie puede medirse en milímetros cuadrados. Esta superficie es una elipse que contiene el 90% de dichas posiciones.
4. Cociente de Romberg. - Es el resultado de la división de la superficie obtenida con ojos cerrados contra la superficie obtenida con ojos abiertos expresada en porcentaje. El cociente de Romberg en un individuo normal se encuentra cercano a 250. Cuando este valor es mayor, significa que el individuo utiliza mucho la visión para el mantenimiento de la postura. Si el cociente es cercano a 100, se dice que el individuo es ambliope postural, es decir, no utiliza la visión para el mantenimiento postural. Si el coeficiente es menor a 100 se interpreta que la visión no sólo ayuda a la estabilidad, sino que la perturba.

Baropodometría

Se realizó con la plataforma baropodométrica SensorMedica, modelo freeMed 120x50.

Es el estudio de la distribución de las presiones plantares [99]. Este estudio se puede dividir en dos fases:

Fase estática

Registra la imagen de la huella plantar, se define la ubicación del baricentro, los puntos máximos de presión para cada extremidad, la superficie de apoyo plantar y la repartición de cargas entre el antepié y el retropié.

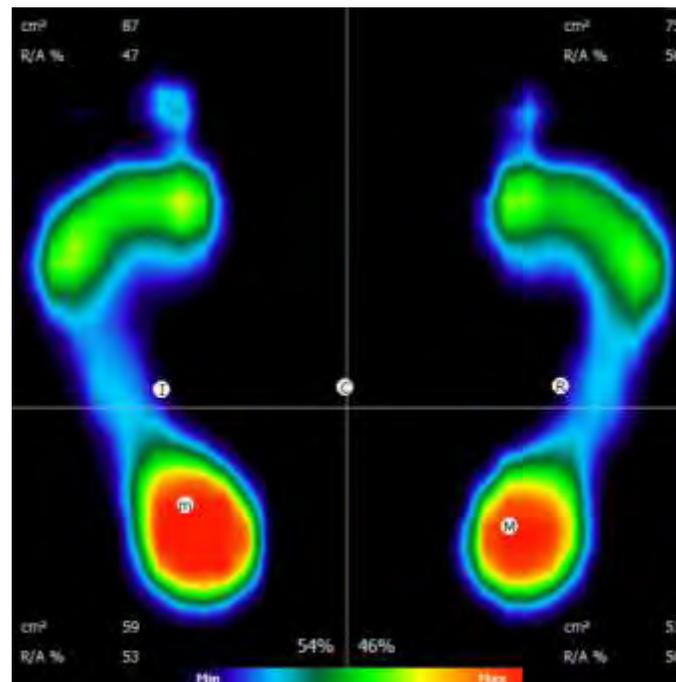


Figura 72.- Baropodometría estática de una persona sana.

Las variables a obtener con esta prueba son:

1. Porcentaje de carga. - Corresponde al porcentaje del peso corporal que es sostenido por el pie de la persona. En personas sanas, este valor se encuentra cercano a 50%.
2. Superficie plantar. - Valor promedio del área del pie que entra en contacto con la plataforma durante el análisis estático.
3. Porcentaje de relación R/A. - Consiste en la forma en que la carga de cada pie (100%) se distribuye por las secciones del antepié y retropié. El retropié soporta de un 52 a un 58% de relación R/A, mientras que, en contraparte, el antepié soporta de un 42-48%.
4. Presión máxima. - Es el valor máximo detectado para cada sección anterior o posterior del pie.
5. Presión promedio.- Media de los valores de presión registrados en las secciones anteriores o posteriores del pie.

Fase dinámica

Registro consecutivo de las variables en función del tiempo. Se obtiene la superficie que abarca cada paso, presión máxima ejercida en cada fase individual durante el desarrollo del paso, velocidad de movimiento del pie en cada fase y la fuerza ejercida por el peso durante las fases de apoyo e impulso.

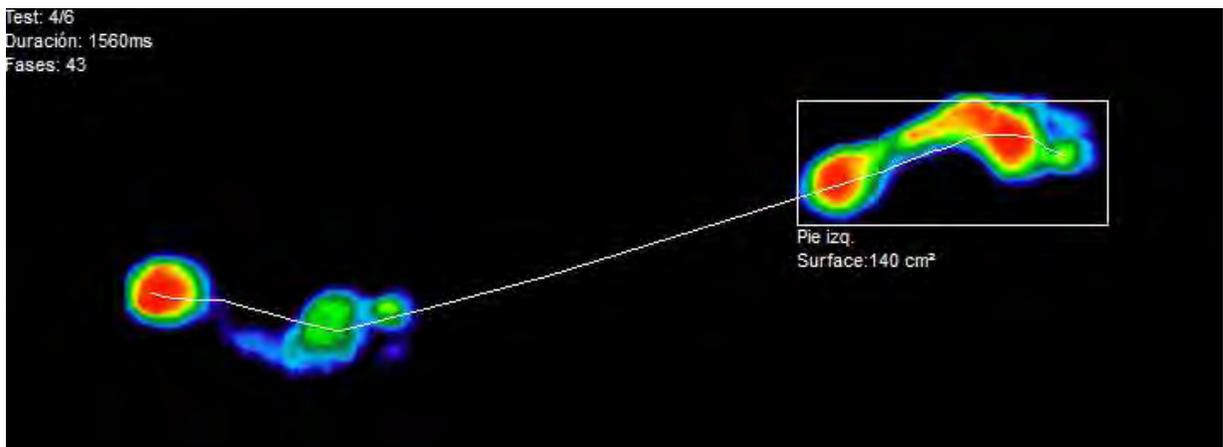


Figura 73.- Baropodometría de una persona sana.

Las variables a medir en esta prueba son:

1. Presión máxima.
2. Presión promedio.
3. Superficie.
4. Ángulo de progresión. - Es el ángulo en el cual normalmente se desvía la punta del pie hacia fuera de la línea de progresión.
5. Porcentaje de carga antepié.
6. Porcentaje de carga retropié.

7. Porcentaje de carga medial. - Consiste en la forma en que la carga de cada pie (100%) se distribuye por las secciones lateral y medial. La sección medial carga de un 45-55% en personas normales.
8. Porcentaje de carga lateral. - Consiste en la forma en que la carga de cada pie (100%) se distribuye por las secciones lateral y medial. La sección lateral carga de un 45-55% en personas normales.

Análisis de postura

Realizado con el sistema de captura de movimiento BTS de la Unidad de Biomecánica compuesto de 11 cámaras infrarrojas BTS Smart-DX 100 (especificaciones en anexos).

La postura se define como las posiciones del cuerpo en relación espacial entre las diferentes partes o segmentos que lo conforman. La postura no es solo una estructura estática y rígida; sino que, también puede ser un “balance” en el sentido de optimizar la relación entre el individuo y su entorno [100].

Se entiende como “postura eficiente” a aquella que requiere el mínimo de gasto energético, sus articulaciones obtienen un mínimo de carga y tienen una correcta alineación de cada una de las cadenas cinemáticas musculares. Por la función que cumplen estas cadenas, se pueden clasificar en dos, que son [100]:

- Cadenas estáticas: Desarrollan fuerzas contra el efecto de la gravedad, las cuales nos permiten mantener un balance en nuestra postura bípeda.
- Cadenas dinámicas: hacen posible nuestro movimiento.

Para una postura correcta en el plano sagital el punto de referencia fijo se localiza ligeramente por delante del maléolo externo y representa el punto base del plano medio coronal del cuerpo en un alineamiento ideal.

Los puntos que coinciden con la línea de referencia son entonces [100]:

- Por delante del maléolo externo
- Por delante del eje de la articulación de la rodilla
- Por detrás del eje de la articulación de la cadera
- Por los cuerpos de las vértebras lumbares
- Por la articulación del hombro
- Por el cuerpo de la mayoría de las vértebras cervicales
- Por el meato auditivo externo
- Por detrás del vértice de la sutura coronal

En el plano anterior del cuerpo, la línea pasa por el centro del cuerpo dividiéndolo en dos hemi-cuerpo.

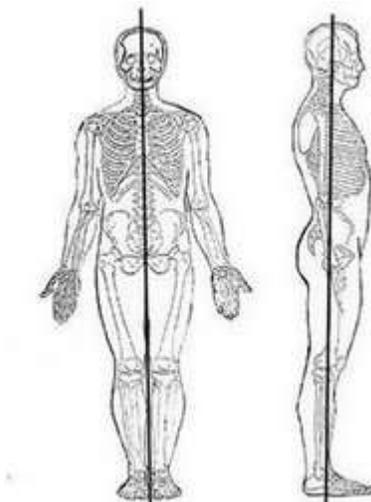


Figura 74.- Línea de referencia para una correcta postura en el plano anterior (izquierda), en el plano sagital (derecha) [101].

Las variables que se miden en esta prueba son:

En el plano frontal:

1. Ángulo de inclinación de cadera ($\theta_{/cadera}$). - Ángulo de la recta que une los centros de rotación de cadera respecto a la horizontal.
2. Ángulo de inclinación de rodillas ($\theta_{/rodilla}$). - Ángulo de la recta que une los centros de rotación de rodilla respecto a la horizontal
3. Ángulo de inclinación de tobillos ($\theta_{/tobillos}$). - Ángulo de la recta que une los centros de rotación de tobillo respecto a la horizontal

Para el plano sagital se mide:

1. Ángulo de verticalización de muslo ($\theta_{|fémur}$). - Ángulo de la recta que une los centros de rotación de cadera y rodilla respecto a la línea de referencia.
2. Ángulo de verticalización de pierna ($\theta_{|tibia}$). - Ángulo de la recta que une los centros de rotación de rodilla y tobillo respecto a la línea de referencia.
3. Ángulo de verticalización de pie ($\theta_{|pie}$). - Ángulo de la línea que une el centro de talón con la cabeza de segundo metatarsiano.

Eje Mecánico de Rodilla

Para la prueba del eje mecánico de rodilla, se obtienen los siguientes datos:

1. Ángulo del eje mecánico de rodilla. - La persona se coloca en postura neutra, con los pies completamente apoyados en el piso, de tal manera que se alineen los centros de cadera, rodilla y tobillo para cada pierna. Se calcula el ángulo exterior formado entre el eje mecánico de fémur y el de tibia.



Figura 75.- Eje mecánico de rodilla es el ángulo exterior (izquierda) existente entre la línea 1 y 2 [102].

2. Ángulo máximo de rodilla en valgo. - La persona junta sus rodilla, separando los tobillos. Se mide el ángulo del eje mecánico.
3. Ángulo máximo de rodilla en varo. - La persona junta su tobillos, pudiendo o no juntar las rodillas. Se mide el ángulo del eje mecánico.

Análisis de Marcha

Realizado con el sistema de captura de movimiento BTS de la Unidad de Biomecánica compuesto de 11 cámaras infrarrojas BTS Smart-DX 100 y una plataforma triaxial BTS-P6000 (especificaciones en anexos)

Para el análisis de marcha se obtendrán los siguientes resultados.

1. Ángulos de cadera (flexión-extensión, abducción-aducción y rotación externa e interna).
2. Ángulos de rodilla (flexión-extensión, abducción-aducción y rotación externa e interna).
3. Ángulos de tobillo (flexión-extensión, abducción-aducción y rotación externa e interna).
4. Vector de Reacción del Piso.
5. Momento de Aducción de Rodilla.

Evaluación funcional de órtesis

Considerando los siete objetivos definidos por la OAPA para una órtesis, se asoció cada objetivo a una función que debe realizar la órtesis. Lo anterior entrega lo siguiente:

1. Alinear biomecánicamente.
2. Corregir alguna deformidad.
3. Proteger una lesión.

4. Asistir en una rehabilitación.
5. Reducir el dolor.
6. Mejorar la movilidad.
7. Aumentar la independencia.

Para cada objetivo, se asoció una función a una variable biomecánica que previamente se haya obtenido en alguno de los protocolos realizados anteriormente. Debido a que algunos objetivos son variables cualitativas (independencia, movilidad, etc.), éstos, fueron descartados a pesar de que existan métodos evaluativos empleados por los fisioterapeutas y rehabilitadores a nivel clínico. De tal manera que solamente 4 objetivos tienen interpretación biomecánica directa. Estos objetivos fueron

- Alinear biomecánicamente. - Se evaluará con el análisis de postura y la prueba de eje mecánico en bipedestación.
- Corregir alguna deformidad. - Se evaluará empleando baropodometría en bipedestación.
- Proteger una lesión. - Se evaluará con el momento de aducción en rodilla empleando el modelo de dinámica inversa de Helen Hayes.
- Mejorar la movilidad. - Se evaluará con la flexión-extensión de cadera y rodilla y con la flexión plantar y dorsiflexión en tobillo obtenidas mediante el análisis de marcha.

Para cada una de estas pruebas se analizarán 12 órtesis o intervenciones biomecánicas. Las órtesis seleccionadas fueron las siguientes:

Tabla 9.- Órtesis empleadas para este protocolo.

Intervención	Características
1.- Rodillera deportiva con abertura rotular 	<ul style="list-style-type: none"> • Hecha de neopreno, con correas de velcro. • Cuenta con una abertura para la alineación rotuliana y con silicona deformable en la periferia de la abertura. • Unitalla
2.- Rodillera deportiva con abertura rotular con varillas.	<ul style="list-style-type: none"> • Similar al modelo anterior con la incorporación de varillas laterales de silicona deformable para el soporte de la articulación en carga. • Unitalla

		
<p>3.- Rodillera deportiva con abertura rotular</p> 		<ul style="list-style-type: none"> • Semejante al primer modelo de rodillera, sólo varía en tamaño (más grande para sujetar más área de la pierna y el muslo). • Unitalla
<p>4.- Rodillera deportiva con abertura rotular y varilla</p> 		<ul style="list-style-type: none"> • Semejante al modelo dos de rodillera, pero con la incorporación de una mayor área de contacto con la superficie de la pierna y el muslo. • Unitalla
<p>5.- Rodillera elástica estándar</p>		<ul style="list-style-type: none"> • Rodillera elástica unitalla. El tipo de órtesis más sencillo de todos para estabilizar la articulación.

		
<p>6.- Rodillera elástica GenuTrain de la compañía Bauerfeind (chechar anexo C.2)</p> 		<ul style="list-style-type: none"> • Rodillera tipo manga para estabilizar la articulación de la rodilla y reducir el dolor en personas con OA leve y moderada.
<p>7.- Vendaje activo para estabilizar la rótula</p> 		<ul style="list-style-type: none"> • Alineación atelar con vendaje neuromuscular • Técnica de colocación: Se realizó una medición desde la tuberosidad tibial con rodilla flexionada hasta 5 cm por encima del borde superior de la rótula. Se realizó un corte en Y al vendaje neuromuscular, paciente se encuentra sentado con rodilla flexionada en 90°, colocando de la base inicial sin tensión sobre la tuberosidad de la tibia anterior, al pegar el resto de la base de generó una tensión del 50% mientras el sujeto estiraba la rodilla lentamente y se colocó la base final sin tensión con la rodilla flexionada a 90°.

8.- Órtesis Guardian para OA (chechar anexo C.3)



- Órtesis funcional para aliviar el dolor en pacientes con OA de leve a moderada.
- Órtesis de tipo abrazadera.
- Corrección para desgaste medial.
- Talla acorde a la persona.
- Tipo de corrección de acuerdo a la patología identificada.
- Con mecanismo de regulación de la flexo-extensión.
- Almohadillas de aire para mejorar el contacto de la abrazadera con la órtesis.

9.- Bastón



- Bastón de aluminio con mango tipo alemán.
- Ajustable

Este contenido se considera confidencial. Para acceder a éste, favor de ponerse en contacto con la Dra. María del Pilar Corona Lira y el Dr. Alejandro C. Ramírez, del Centro de Diseño e Innovación Tecnología (CDMIT), Facultad de Ingeniería, UNAM.

Este contenido se considera confidencial. Para acceder a éste, favor de ponerse en contacto con la Dra. María del Pilar Corona Lira y el Dr. Alejandro C. Ramírez, del Centro de Diseño e Innovación Tecnología (CDMIT), Facultad de Ingeniería, UNAM.

Capítulo 6

Resultados

"A menos hechos, más fuerte es la opinión."

- Arnold H. Glasow

Resultados

Protocolo enero de 2015

El primer paso del protocolo es la captura de la postura de la persona. Para ello, se colocaron los 15 marcadores de acuerdo a Helen Hayes. Esto entrego los siguientes resultados:

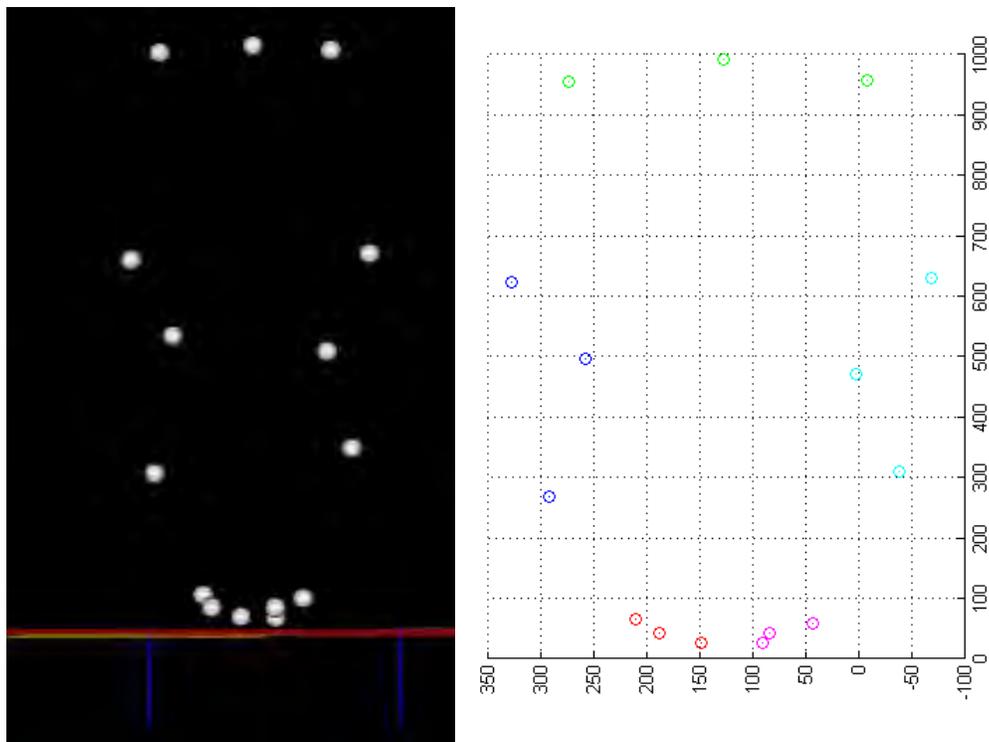


Figura 76.- Marcadores optoreflexivos capturados por el sistema BTS (derecha). Identificación de los marcadores en el espacio (izquierda).

A continuación, se realizan la generación de los centros de rotación de cadera, rodilla y tobillo.

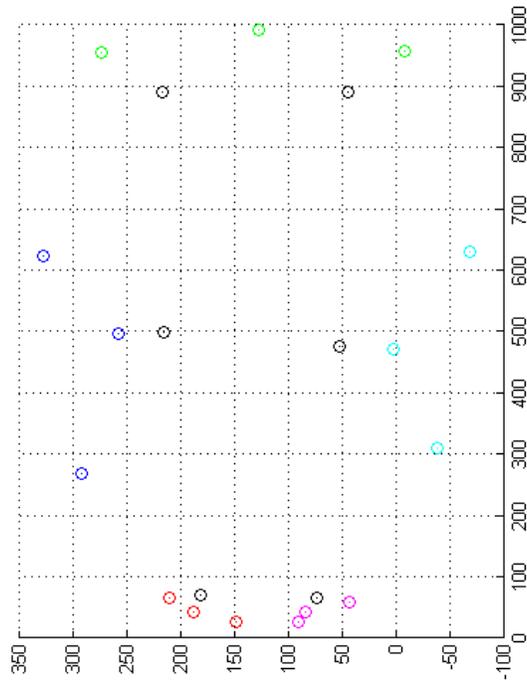


Figura 77.- Marcadores con los centros de rotación de cadera, rodilla y tobillo correctamente ubicados.

Trazando las líneas horizontales que unen cada centro de rotación derecho con izquierdo obtenemos:

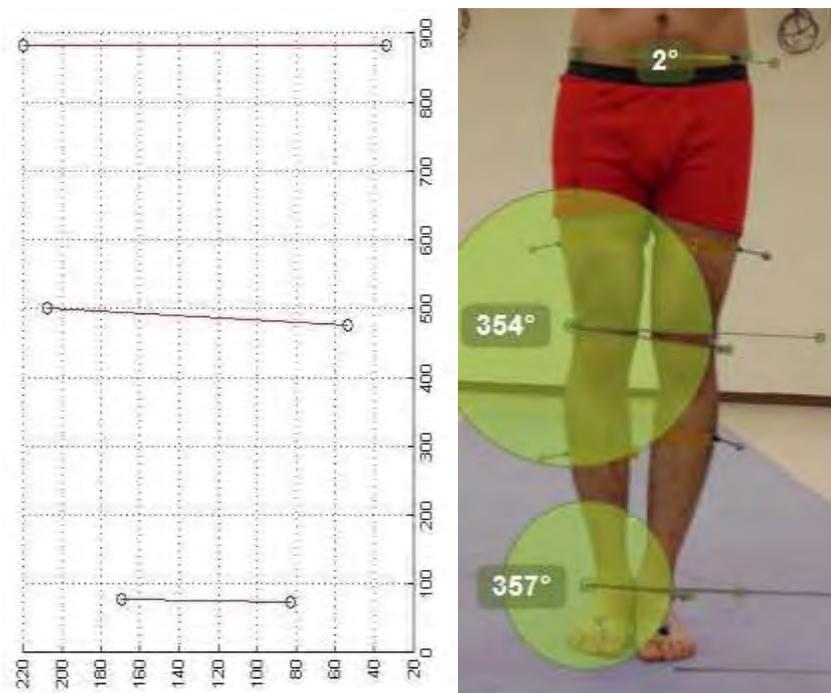


Figura 78.- Identificación de la inclinación de la cadera, rodillas y tobillos.

Análisis postural

Para el análisis postural, se han obtenidos los siguientes ángulos empleando solamente los marcadores 3, 5, 7, 10, 12, 14 (marcadores de maléolo lateral, epicóndilo femoral y cresta ilíaca anterosuperior, respectivamente), de manera muy similar a como se hace en la clínica.

Tabla 10.- Resultados de la inclinación de los centros de rotación

Ángulo	Imagen [°]	BTS [°]	Error absoluto
Cadera	2	1.55	0.45
Rodilla	354	83.53	0.47
Tobillo	357	88.51	0.49

Lo anterior comprueba la validez de la ubicación de los centros de rotación y la posibilidad de emplearlos para determinar las variables posturales como el ángulo de inclinación y el ángulo de verticalización.

Eje mecánico de rodilla

Considerando que los centros de rotación de cada articulación se encuentran correctamente determinados se procede con la validación del eje mecánico de rodilla. Para ello, se obtiene los ejes mecánicos de fémur y tibia y se calcula el ángulo existente entre ellos.

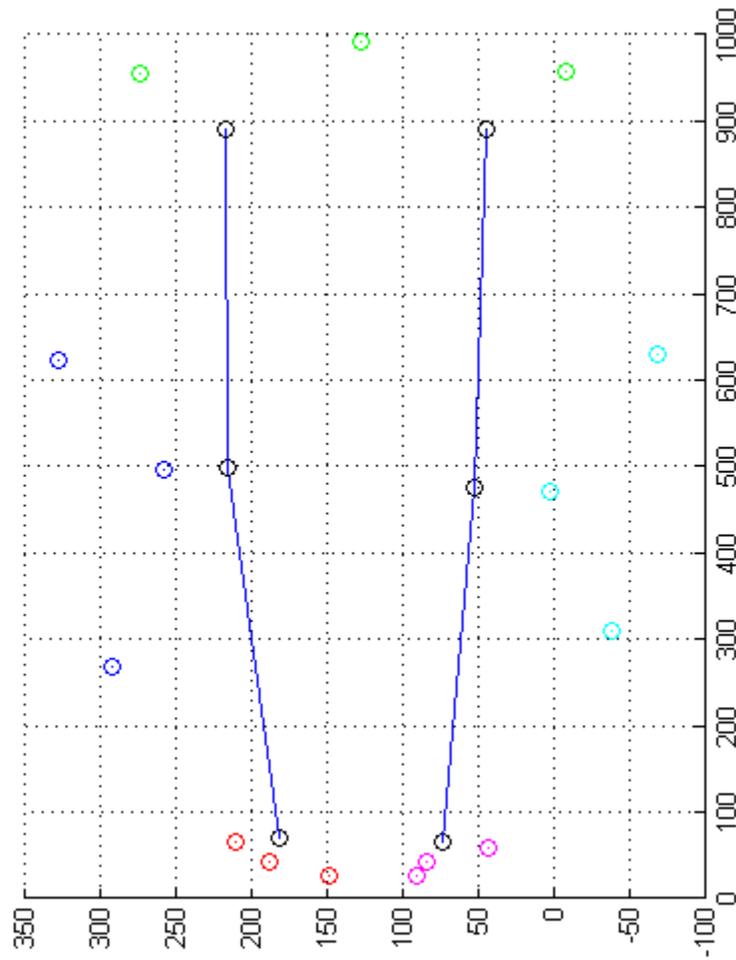


Figura 79.- Gráfica del eje mecánico de rodilla.

El eje mecánico de rodilla del BTS se compara con aquel determinado por radiometría.

Tabla 11.- Resultados del eje mecánico de rodilla

Ángulo de eje mecánico	Radiometría [°]	BTS [°]	Error relativo [°]
Miembro izquierdo	181.9	181.54	0.36
Miembro derecho	185.2	184.86	0.34

Análisis de marcha

Con los centros de rotación correctamente determinados, se continúa con la generación de la cinemática angular durante un ciclo de marcha.

Los resultados obtenidos se compararon con ejemplos de reporte de marcha de la tesis doctoral del Ph. D. Michael Peter Dillon, de la Universidad Tecnológica de Queensland, Australia [103].

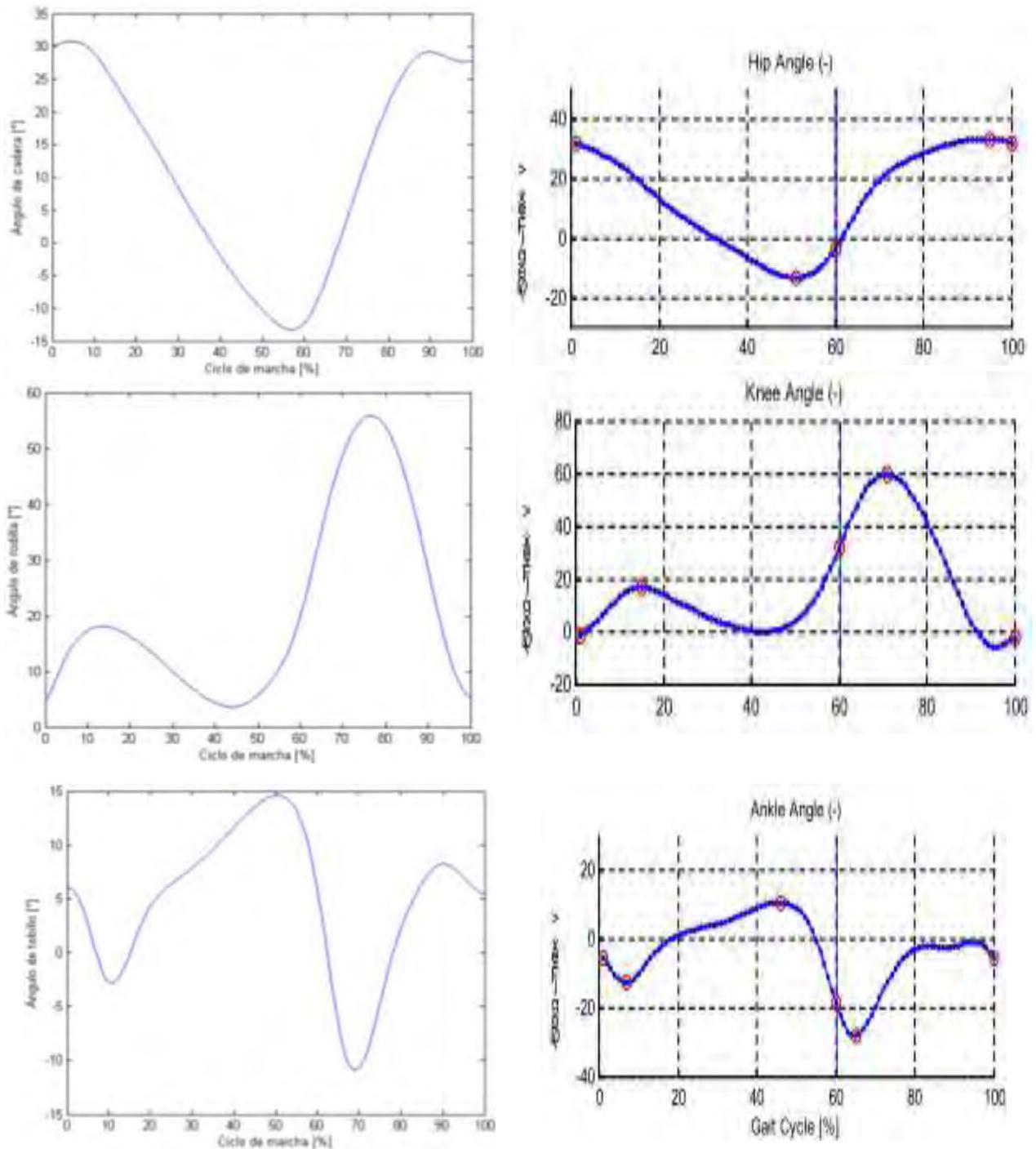


Figura 80.- Resultados del análisis de marcha obtenido (izquierda) contra un ejemplo publicado (derecha) [103].

Como puede observarse claramente, los ángulos de cadera y rodilla se encuentra dentro de los rangos reportados en literatura. Lo que se realizará entonces es la validación del ángulo de dorsiflexión y flexión plantar. Para ello, se realizó una prueba con un goniómetro diseñado por alumnos de la facultad (chechar anexo A.7).

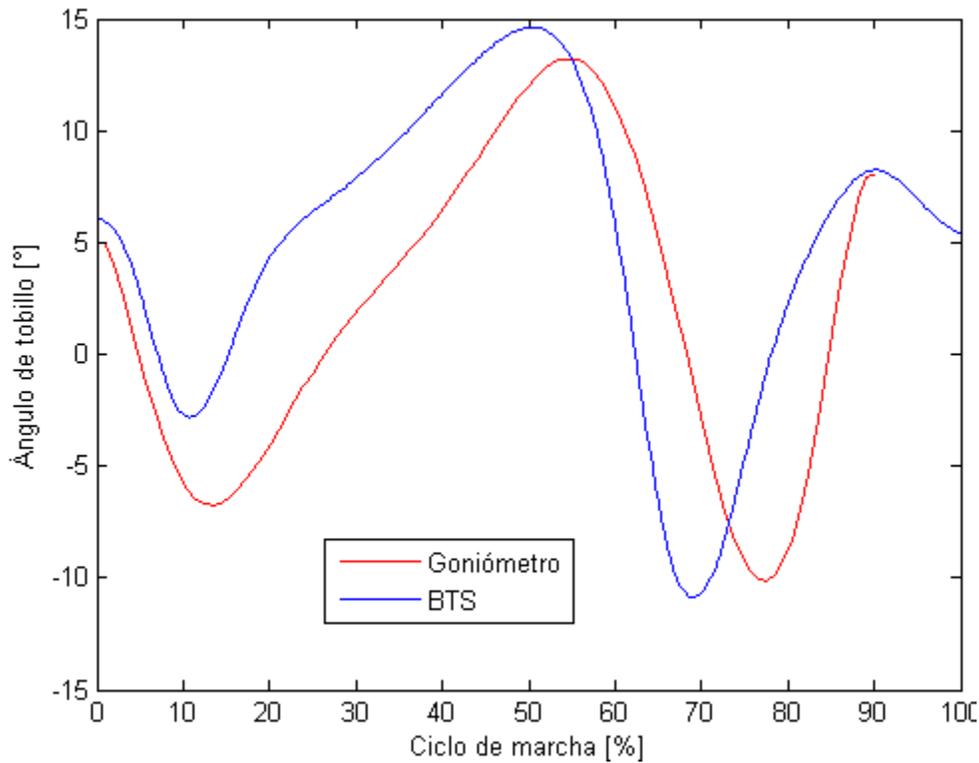


Figura 81.- Comparación del ángulo de tobillo obtenido por captura de movimiento y por goniometría.

Como puede observarse, el rango obtenido por el goniómetro puede considerarse correcto. El error existente en los datos de la prueba se debe a que el goniómetro sigue un plano de movimiento paralelo al pie, un plano que difiere al plano de movimiento establecido por Helen Hayes para determinar la rotación angular de flexión del pie. No obstante, podemos determinar que el ángulo obtenido por Helen Hayes es correcto, validando la obtención de la cinemática angular empleando el sistema de captura de movimiento de BTS. Estos ángulos fueron validados también con un análisis de visión.

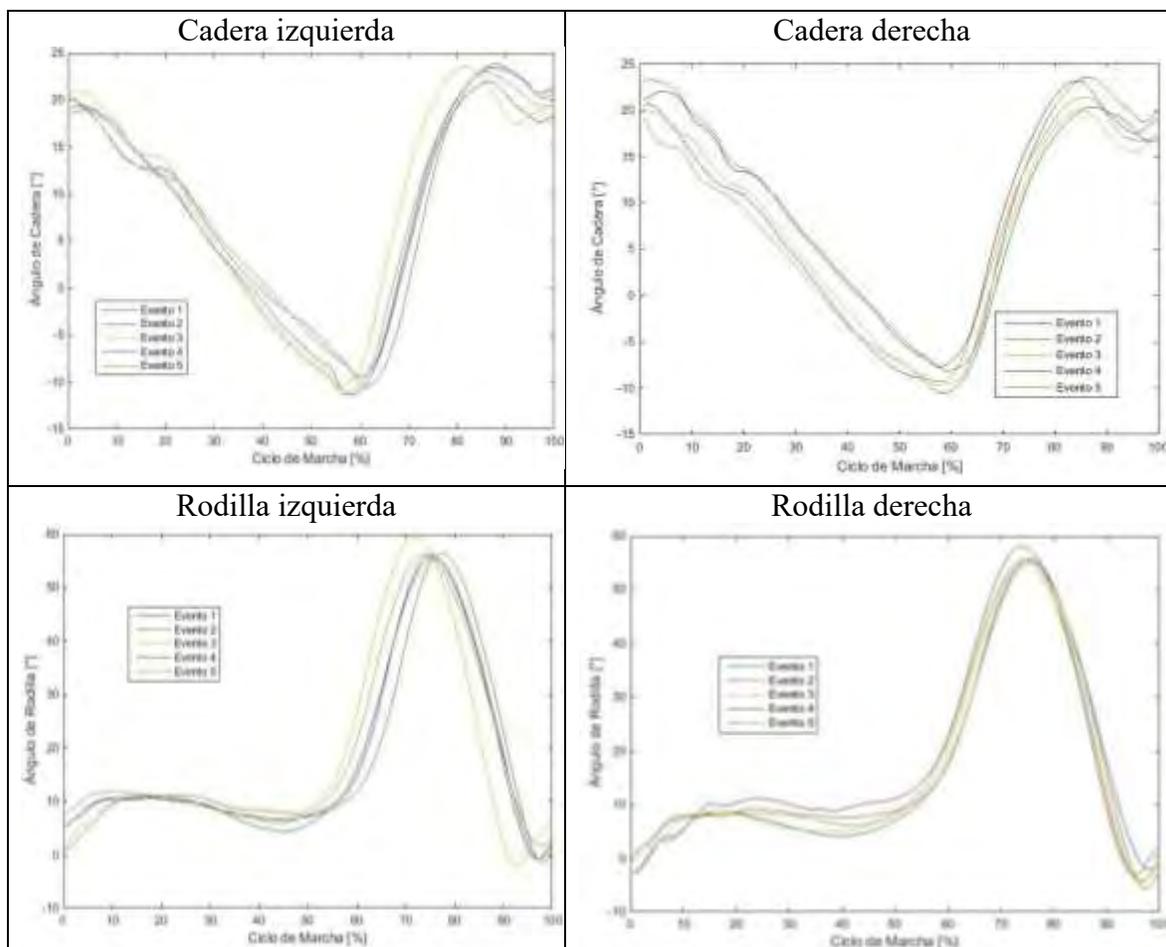
Protocolo octubre de 2015

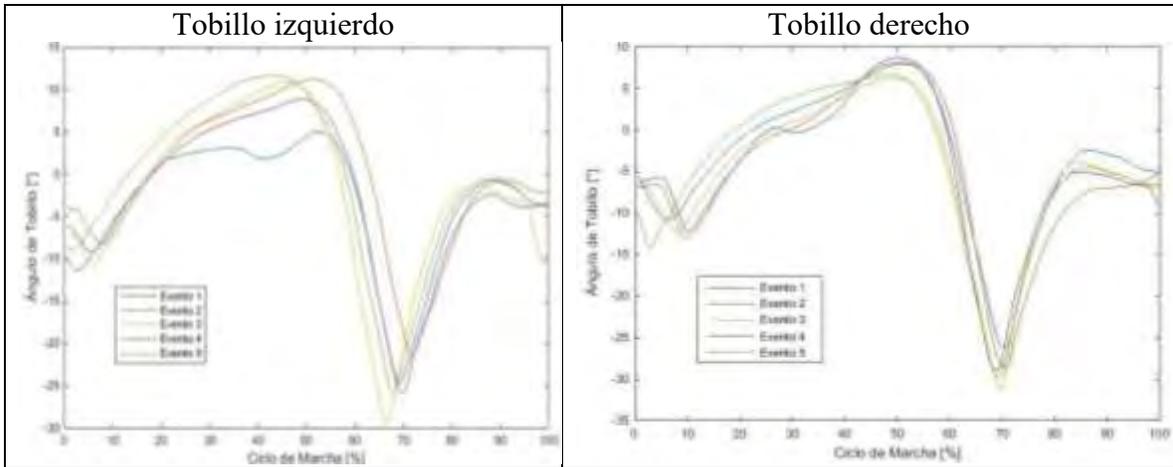
Las IMUs fueron validadas contra visión y se determinó un error menor de 2° a comparación de los resultados entregados por los goniómetros. Los goniómetros fueron validados contra un sistema de visión.

Análisis de marcha

Para el sujeto de estudio en cuestión, se obtuvieron los siguientes desplazamientos angulares (comparando contra el grupo control):

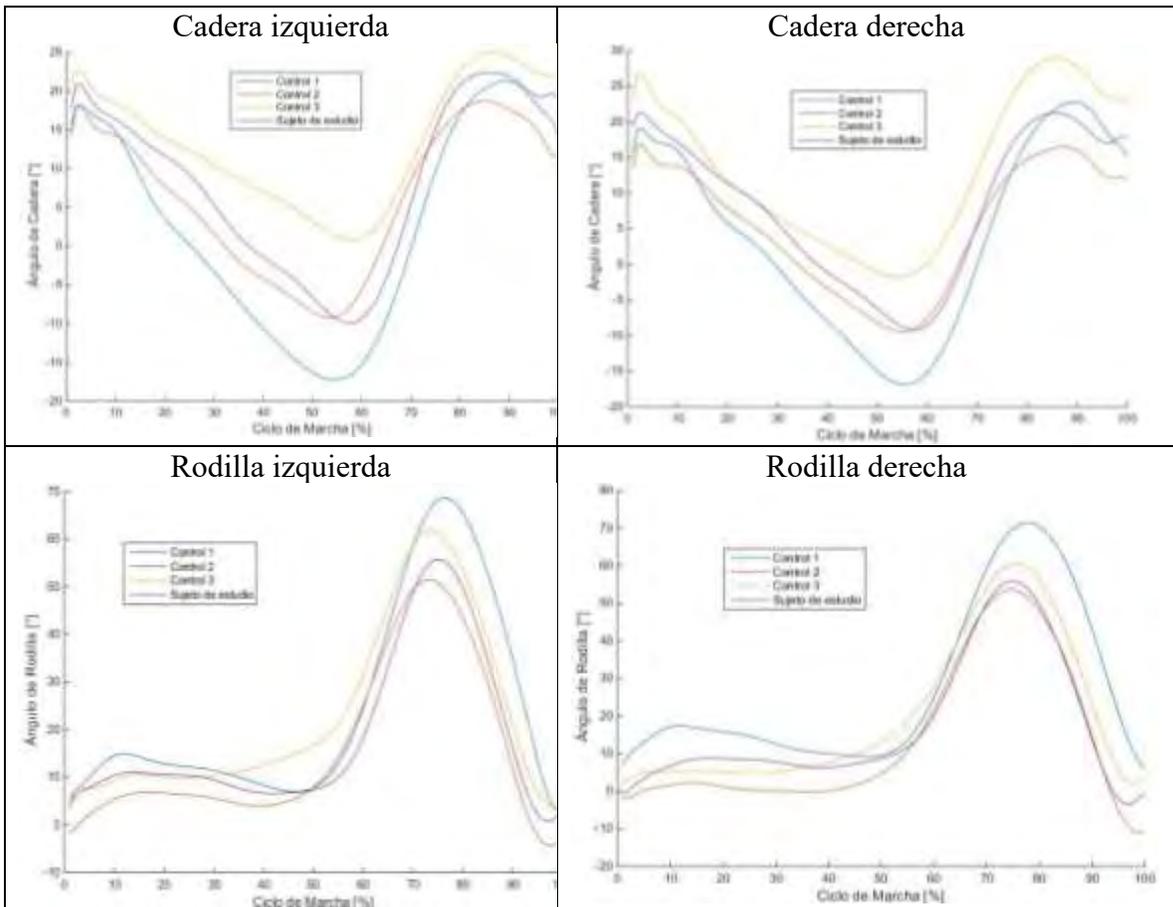
Tabla 12.- Resultados del análisis de marcha del sujeto de estudio.

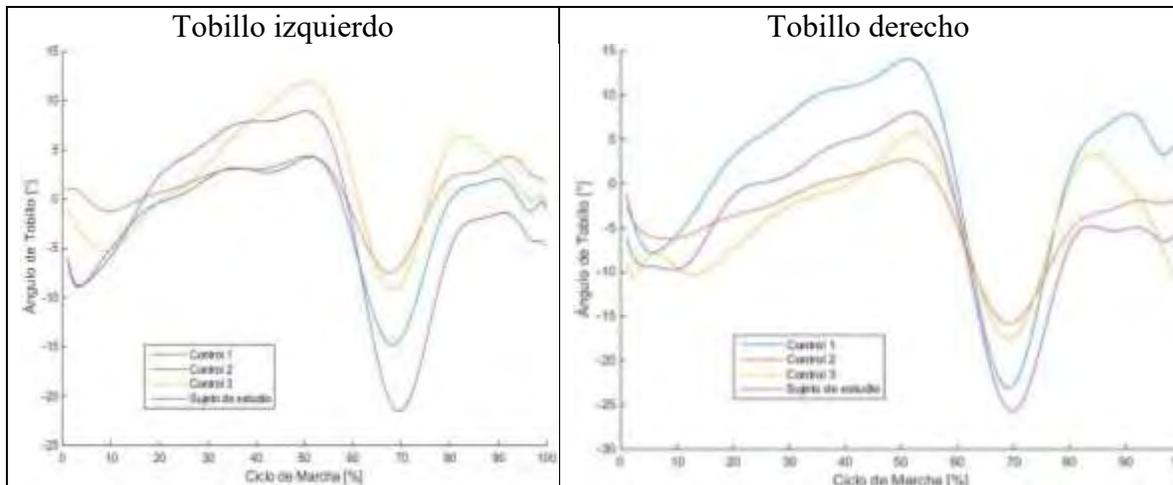




Comparando los resultados contra el grupo control, obtenemos lo siguiente:

Tabla 13.- Comparación del análisis de marcha de la sujeto de estudio contra el grupo control.





Los siguientes resultados demuestran como los desplazamientos angulares de flexión y extensión se van alterando cada más conforme el elemento de la cadena cinemática se va alejando del cuerpo. La movilidad en cadera derecha e izquierda no muestra alteraciones significativas. Lo mismo ocurre para las rodillas, donde la movilidad de la rodilla derecha (la rodilla lesionada) presenta un rango un poco menor de movilidad (menor a 5°) con respecto a su contraparte. De igual manera que el sujeto de estudio del protocolo de enero de 2015, la persona presento alteraciones en la dorsiflexión y flexión plantar. La dorsiflexión para ambos sujetos de estudio se encuentra en un rango muy elevado, acompañado por una flexión plantar muy reducida. Esto muestra que para realizar una intervención biomecánica significativa que mejore la movilidad de la persona (asemejándola lo más posible al comportamiento del grupo control), la órtesis de rodilla a diseñar tiene que modificar la biomecánica principalmente en el elemento más afectado, en este caso, en el órgano terminal, el pie. La orientación del pie es crítica para el correcto direccionamiento de fuerzas que el tobillo tiene que realizar hacia la pierna. El símil con la robótica consiste en considerar que los errores de posicionamiento de los eslabones (lo cuales hay que recalcar que son no lineales) se van a acarreado con la repercusión de ser evidentes en el órgano terminal. Considerando lo anterior, la órtesis tiene que garantizar una correcta alineación del tobillo para reducir los esfuerzos en demasía presentes en rodilla.

Los resultados presentados en este protocolo demuestran que es más significativo desde el punto de vista de investigación el comprar los resultados contra un grupo control de características antropométricas similares a la de la persona en estudio, a diferencia de buscar referencias en literatura o publicaciones similares realizadas con antropometrías claramente no definidas.

Baropodometría

En la baropodometría, se obtuvieron los siguientes resultados:

Para la prueba estática:

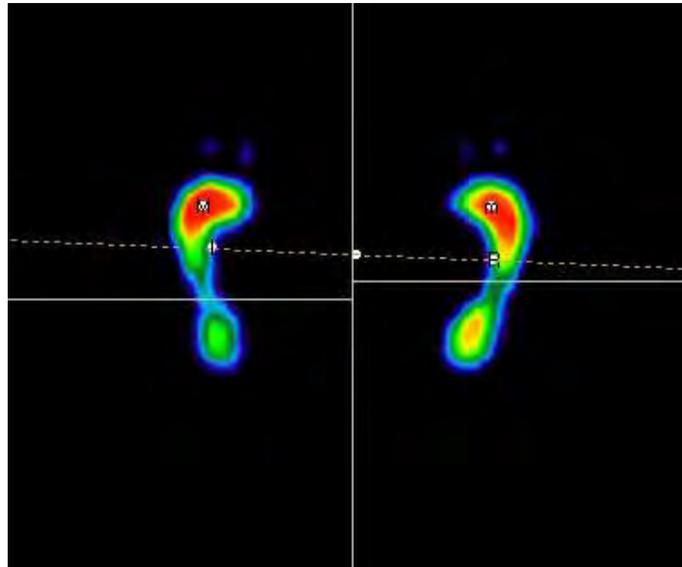


Figura 82.- Baropodometría estática obtenida del sujeto de estudio.

Tabla 14.- Resultados del análisis plantar.

Anteropié	Izquierdo	Anteropié	Derecho
Superficie [cm^2]	54	Superficie [cm^2]	46
Carga [%]	37	Carga [%]	33
Relación R/A [%]	75	Relación R/A [%]	64
Retropié	Izquierdo	Retropié	Derecho
Superficie [cm^2]	27	Superficie [cm^2]	33
Carga [%]	12	Carga [%]	18
Relación R/A [%]	25	Relación R/A [%]	36

Comparando contra una baropodometría sana:

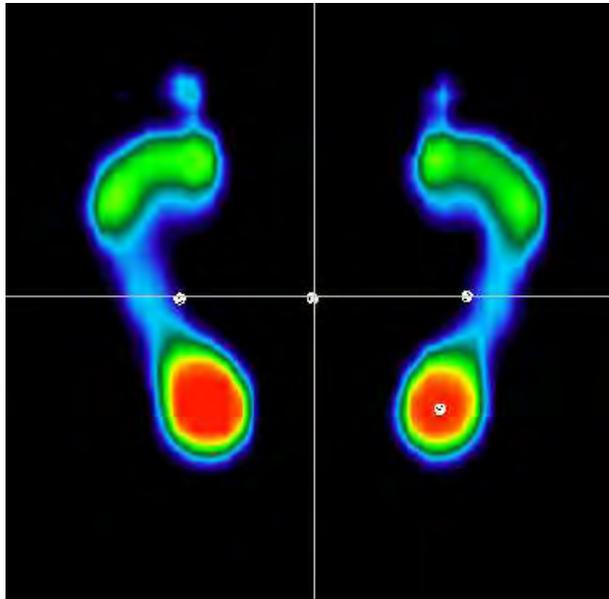


Figura 83.- Ejemplo de una baropodometría sana.

Tabla 15.- Resultados de un análisis plantar sano.

Anteropié	Izquierdo	Anteropié	Derecho
Superficie [cm^2]	60	Superficie [cm^2]	60
Carga [%]	23	Carga [%]	23
Relación R/A [%]	45	Relación R/A [%]	45
Retropié	Izquierdo	Retropié	Derecho
Superficie [cm^2]	50	Superficie [cm^2]	50
Carga [%]	27	Carga [%]	27
Relación R/A [%]	55	Relación R/A [%]	55

Se evidencia una diferencia considerable en la superficie de apoyo plantar entre el pie izquierdo y el derecho. Lo anterior corresponde a un mayor apoyo en el pie izquierda para mantener una mayor carga (55 %) en el pie izquierdo a diferencia del pie derecho (45%). La diferencia de carga no es tan significativa, pero demuestra una tendencia para mantener la postura apoyando menos peso en la pierna lesionada (derecha).

Los resultados más significativos corresponden al hecho de que la mayor parte de la carga recae sobre la porción anterior el pie, en vez de la porción posterior, la cual posee mayor superficie y estructura ósea para soportar más carga. Esto destaca que para poder diseñar una órtesis compensatoria para la rodilla, esta debe de modificar el apoyo plantar en bipedestación ocasionando un desplazamiento hacia la parte posterior del pie para que la rodillera en estático, realice una compensación adecuada de la fuerza.

Para la prueba dinámica:

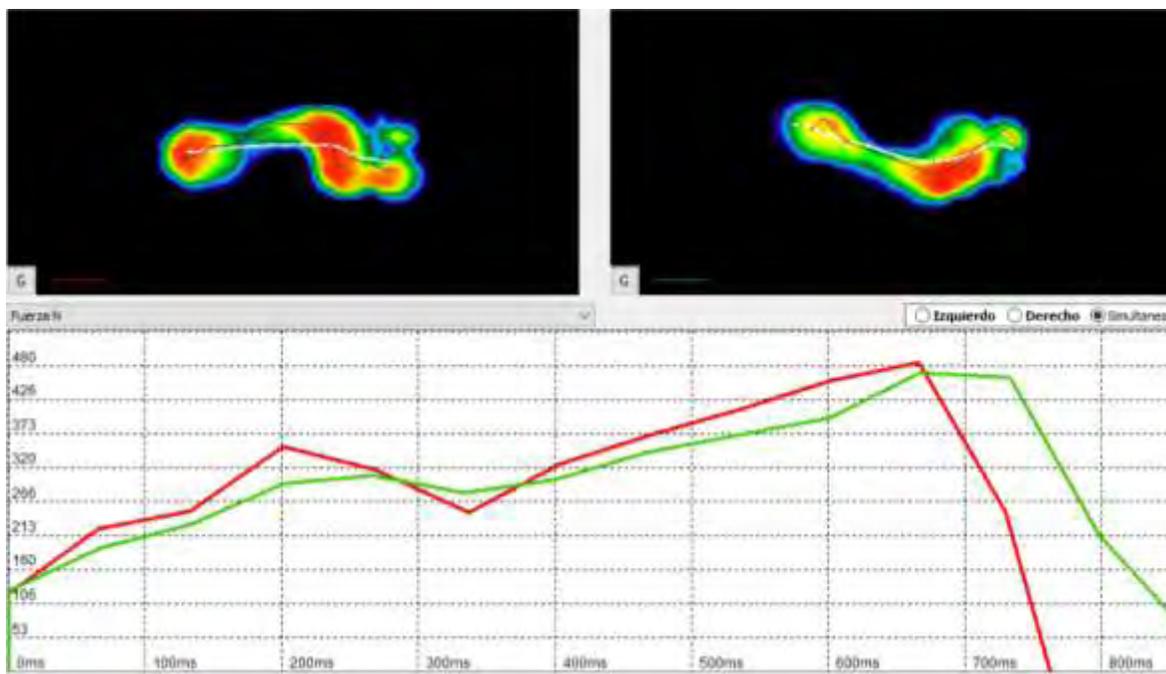


Figura 84.- Baropodometría dinámica de la sujeto de estudio.

Se observa un claro desequilibrio en las fuerzas presentes durante el apoyo de cada pie. El pie izquierdo carga mayor fuerza, la fuerza distribuyéndose tanto en el retropié como en el antepié, a diferencia del pie derecho, cuyo contacto con del talón con el pie no involucra la presencia de gran carga. La carga del pie derecho tiene a concentrarse en la porción exterior del pie derecho, mostrando la inestabilidad del pie para cargar con toda la superficie plantar.

Tomando en cuenta los resultados anteriores, la órtesis de rodilla tiene que realizar una interiorización del vector de reacción del piso para que el apoyo plantar en el retropié sea el adecuado. De igual manera, la órtesis tiene que posicionar el pie de manera correcta para brindar de estabilidad al pie durante la carga, para con ello lograr una distribución más homogénea en entre la parte interior y exterior del pie. Lo anterior, contribuirá a ocasionar que las gráficas de fuerza entre el pie derecho y el izquierdo sean más similares, ocasionando una compensación correcta a nivel baropodométrico.

Orientación de segmentos

Finalmente, el último objetivo del protocolo se cumplió satisfactoria. Con la información obtenida de las pruebas, se logró identificar al arreglo de ángulos de Euler que utilizan las IMUs para determinar su orientación. Las IMUs utilizan la “convención-x” de los ángulos eulerianos, donde la primera rotación (precesión, ϕ) se realiza sobre el eje z, la nutación (θ) se realiza en torno al eje x anterior, ahora x' y la última rotación (rotación interna, ψ) se realiza sobre el eje z anterior, es decir, z'.

Lo anterior, nos permite obtener los ángulos de Euler para un recorrido en línea recta de marcha para el centro de masa del pie.

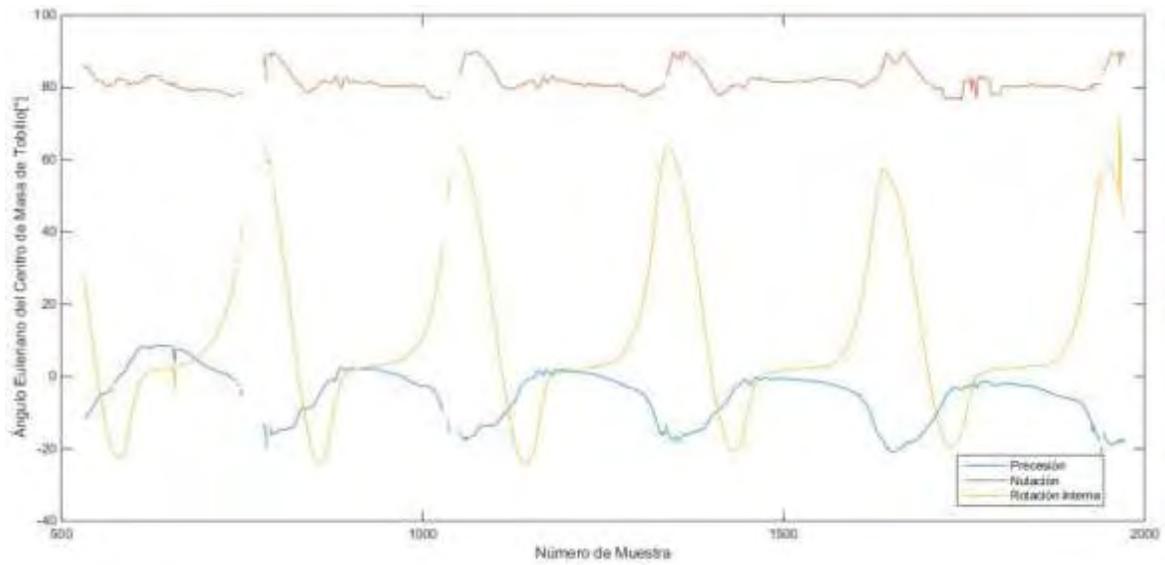


Figura 85.- Ángulos de Euler del centro de masa de pie para 5 eventos de marcha.

Con la información obtenida de las pruebas se puede definir los parámetros que una órtesis compensatoria de rodilla debe de satisfacer para ser funcional. Asimismo, la información de los ángulos eulerianos nos permite concluir la programación del protocolo de Helen Hayes con la obtención de la dinámica inversa.

Protocolo enero de 2016

Para la obtención de la dinámica inversa, fue necesario la redefinición del sistema de referencia XYZ del laboratorio. El eje X quedo en dirección anterior, el eje Y en dirección lateral y el eje Z hacia arriba.

Vector de reacción del piso

Con las plataformas triaxiales de la Unidad de Biomecánica, se obtuvo la “mariposa” de fuerza del sujeto de estudio. La gráfica obtenida se comparó con lo reportado en literatura [104].

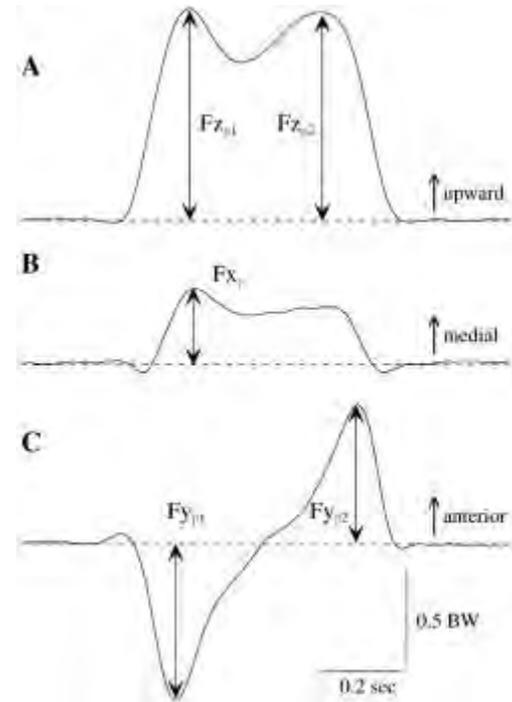
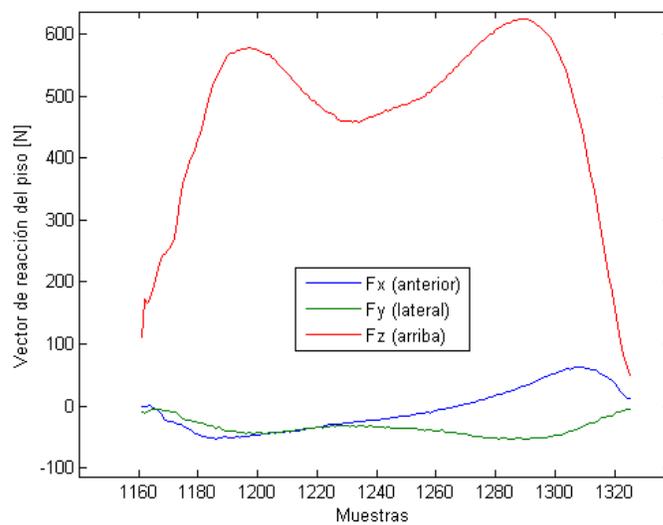
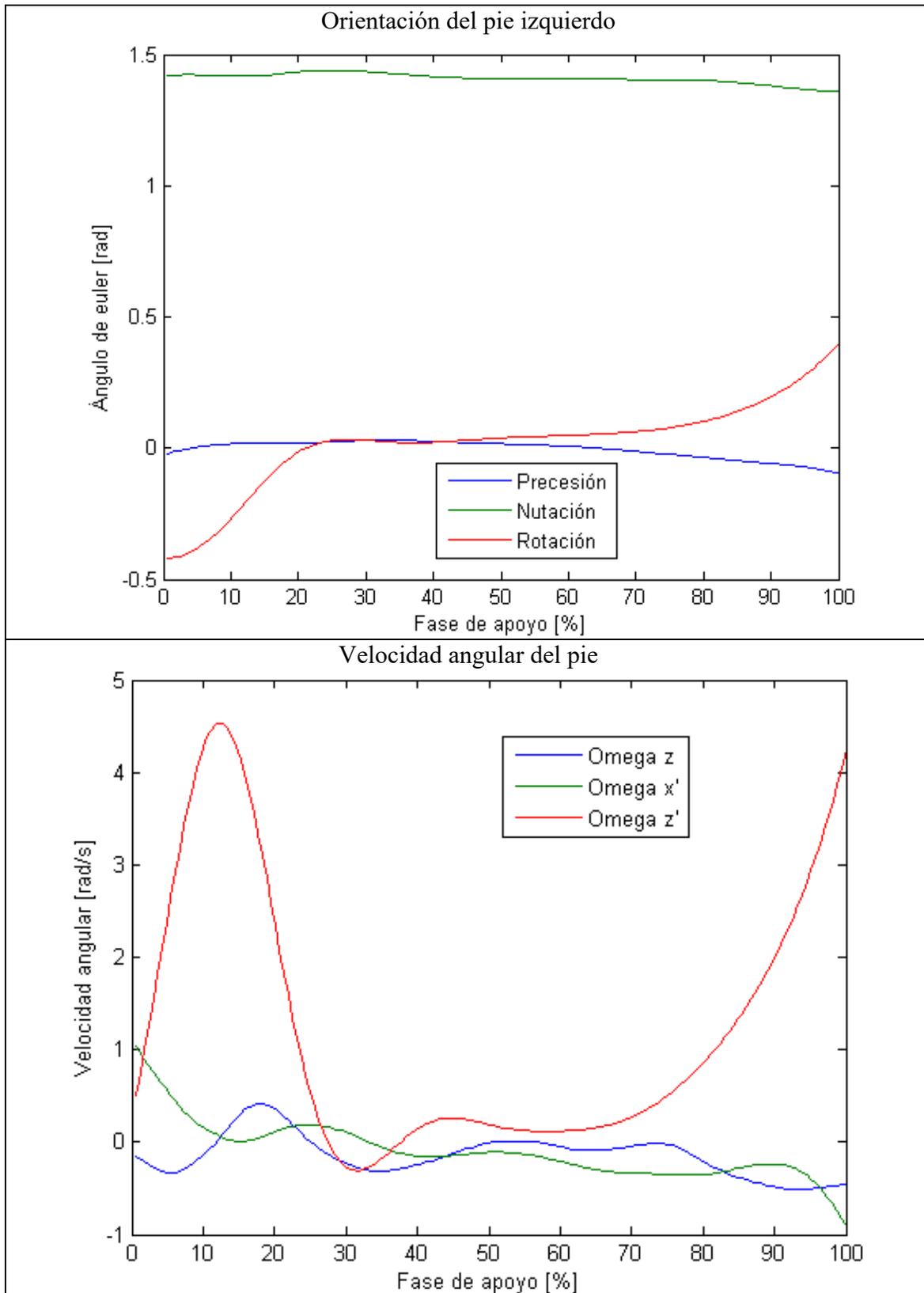


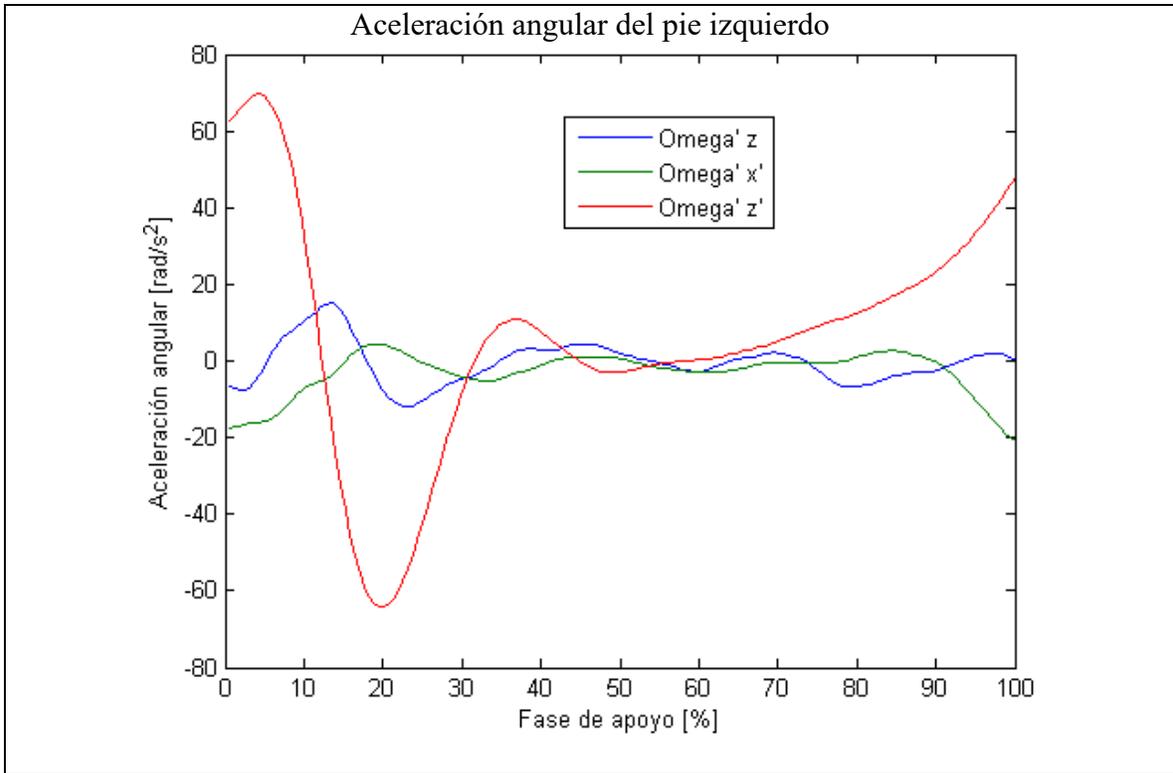
Figura 86.- Resultado del vector fuerza de reacción del piso (izquierda) contra literatura (derecha) [104].

Dinámica inversa

Con el vector de fuerzas que funciona como vector de entrada para el cálculo de la dinámica inversa empleando el método Newton-Euler, podemos comenzar a determinar los ángulos de Euler para cada segmento del cuerpo (cadera, rodilla y tobillo) para el miembro a analizar (izquierdo).

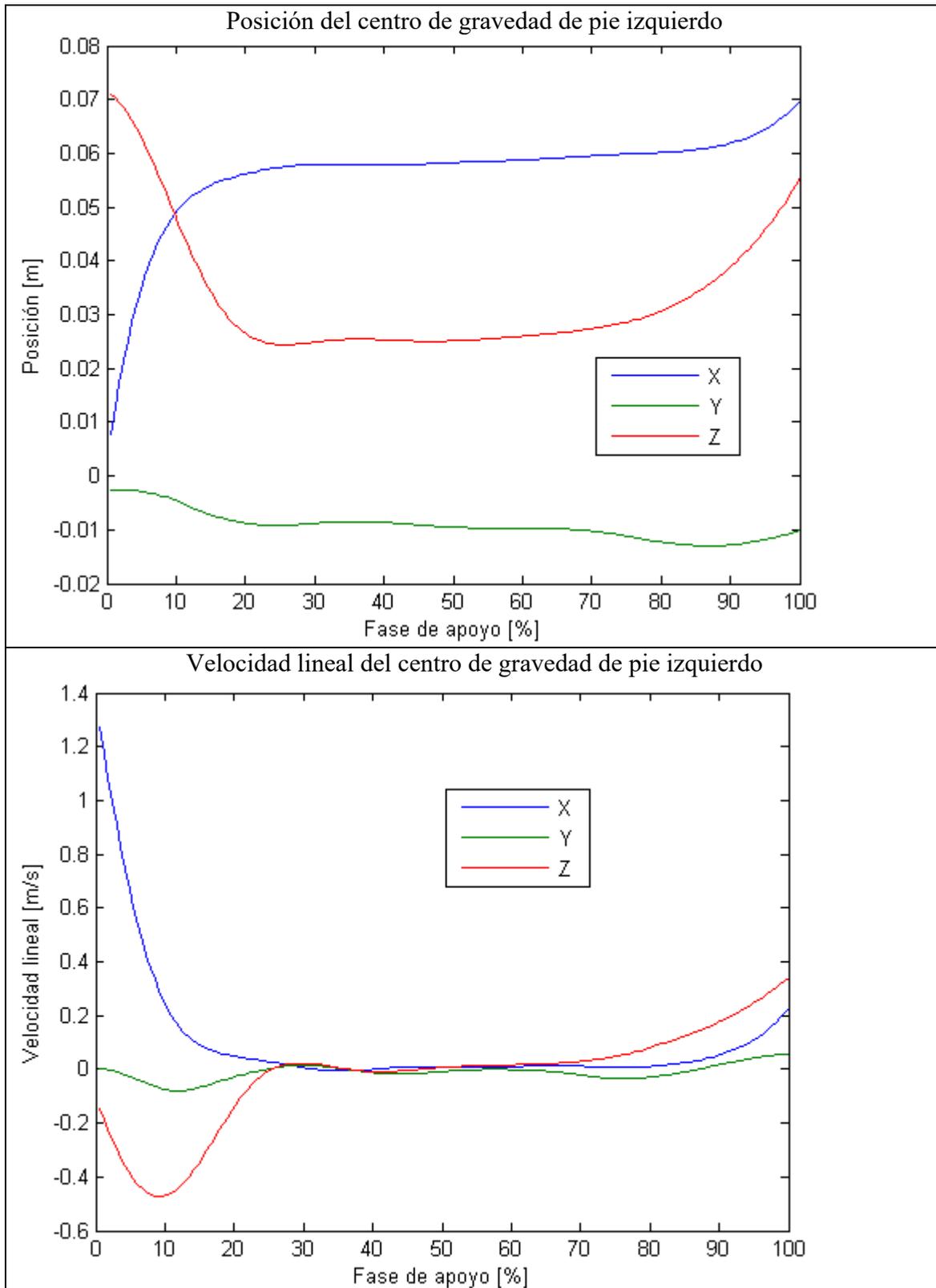
Tabla 16.- Resultados de la orientación, velocidad y aceleración angular del pie izquierdo.

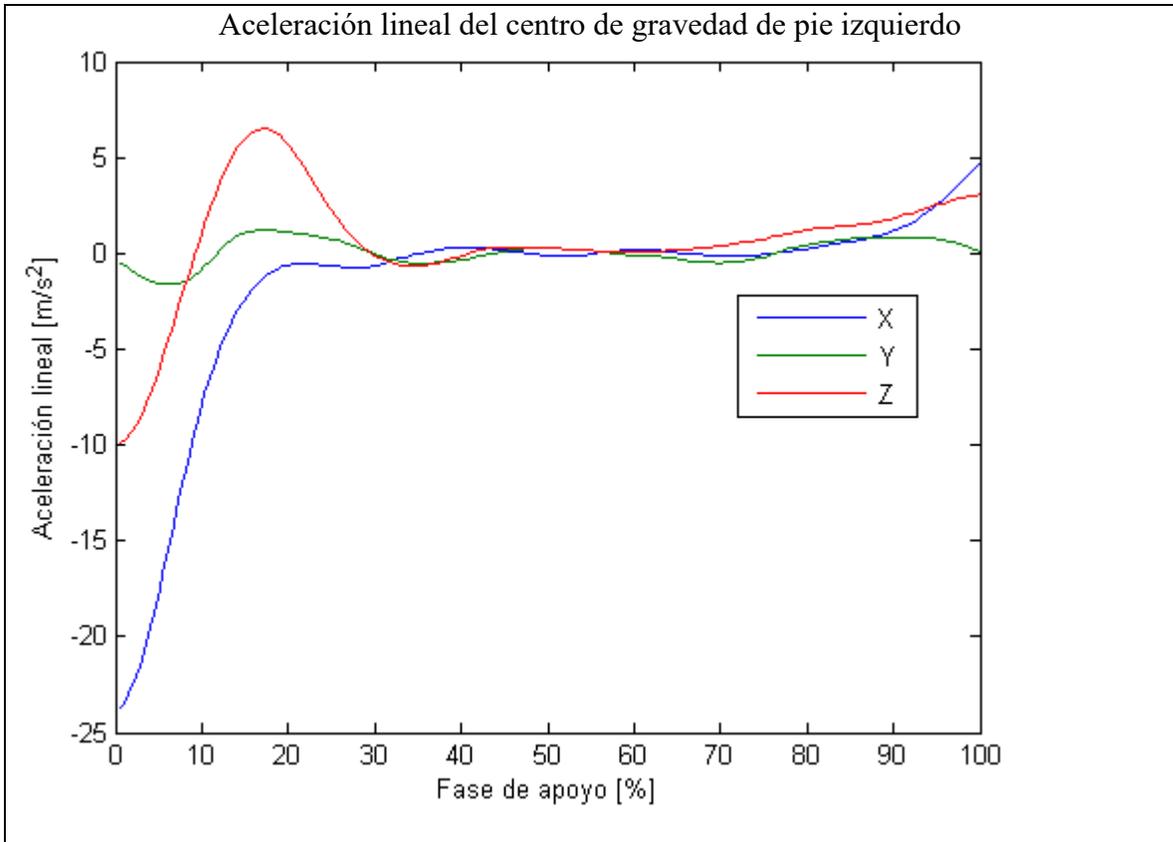




De igual manera, se determinaron las posiciones, velocidades y aceleraciones lineales para los centros de gravedad de los segmentos corporales de miembro inferior.

Tabla 17.- Resultados de la posición, velocidad y aceleración lineales del centro de gravedad del pie izquierdo.





Con los datos de las velocidades y aceleraciones angulares como lineales, se resuelve la dinámica inversa. Para fines de este protocolo solamente se ilustra a continuación la obtención de la gráfica del momento de aducción en rodilla (ya que es la variable de interés para validar las diferentes órtesis de rodilla) y el momento de flexión plantar.

Tabla 18.- Resultados de momentos anatómicos.

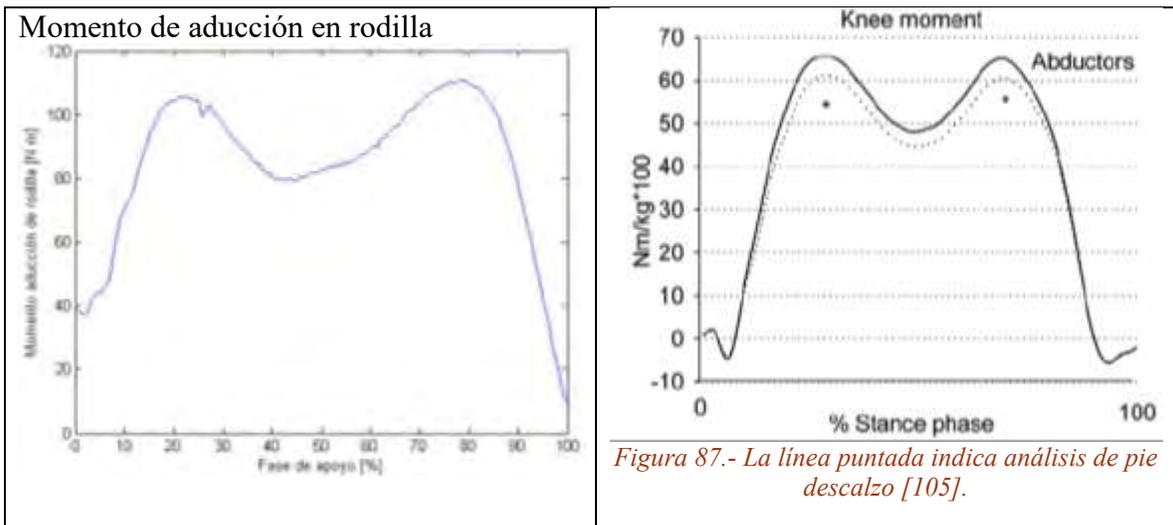


Figura 87.- La línea puntada indica análisis de pie descalzo [105].

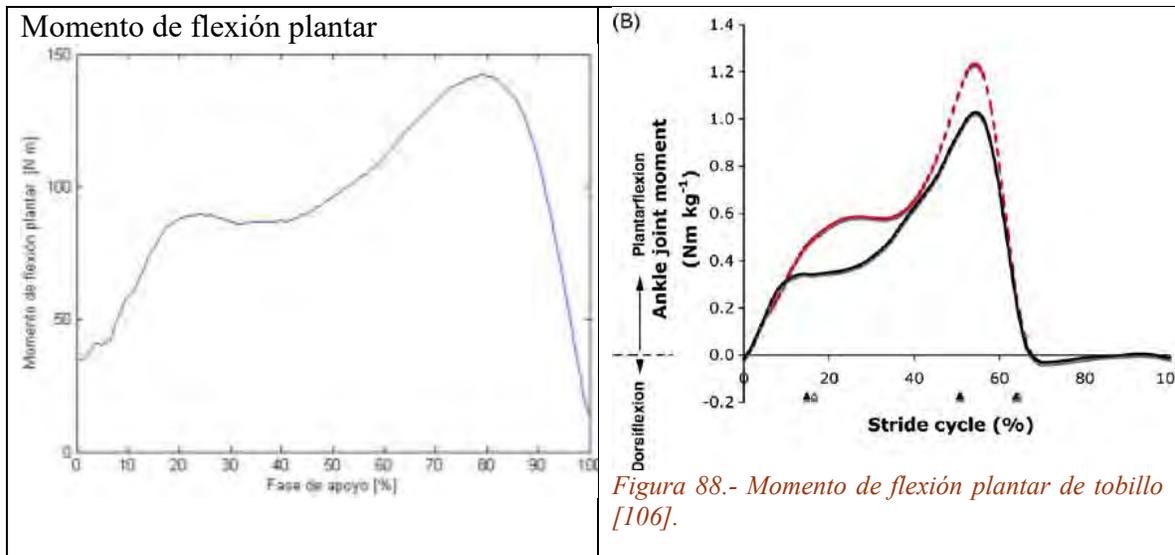
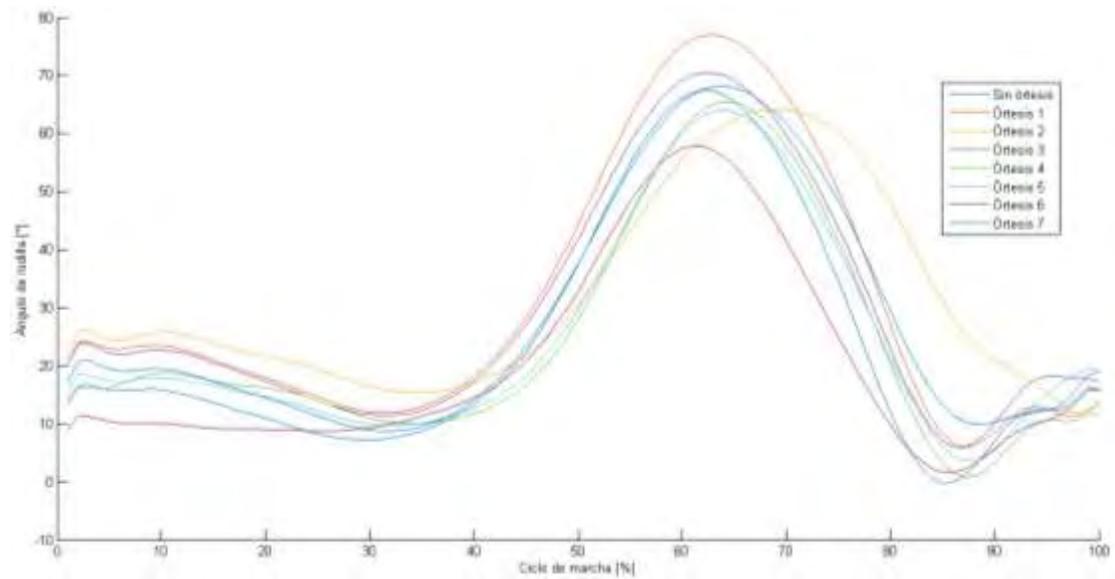
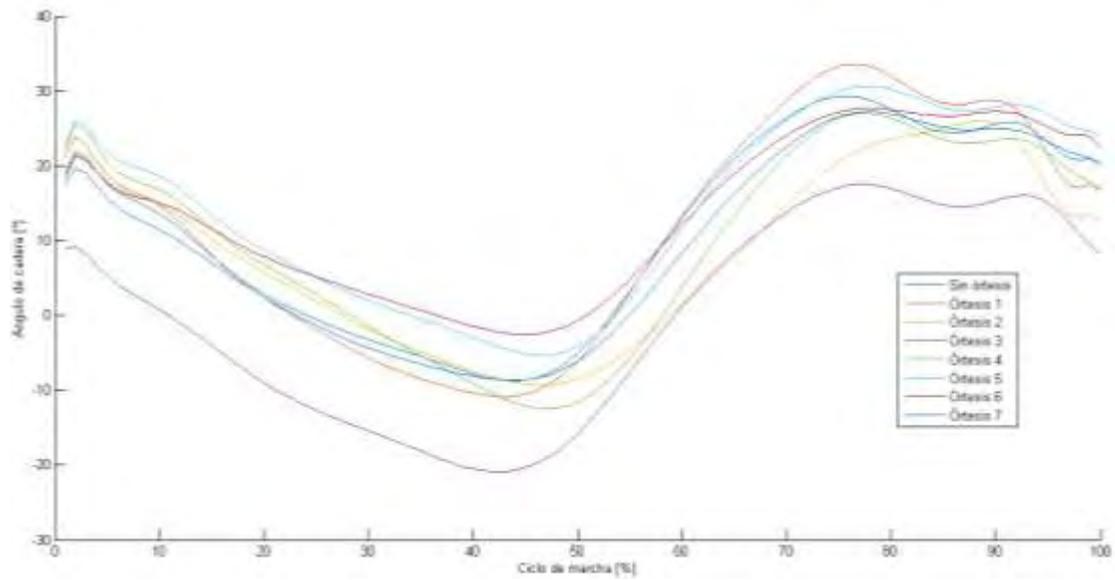


Figura 88.- Momento de flexión plantar de tobillo [106].

Comparando los resultados obtenidos con los reportados en literatura, podemos determinar que la obtención de la dinámica inversa se realizó de manera satisfactoria y que este modelo de HH puede emplearse para validar la función de la órtesis de rodilla compensatoria para reducir el momento de aducción de rodilla y, por ende, reducir el dolor en las personas con OA (como se estableció en los capítulos anteriores).

Protocolo julio 2016

En la primera prueba de alteración inmediata de la movilidad de una órtesis, se evaluó la flexión-extensión de cadera, rodilla y tobillo, obteniendo los siguientes resultados:



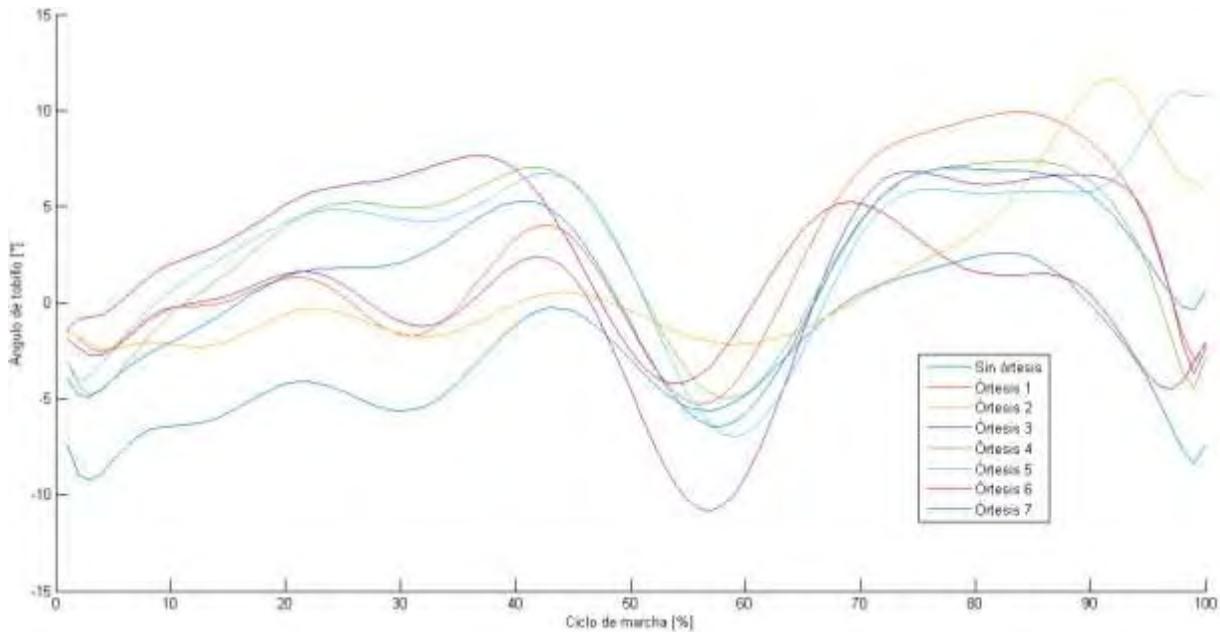


Figura 89.- Resultados del análisis de marcha de los desplazamientos angulares con y sin órtesis.

Estos resultados demuestran la dificultad para analizar las gráficas del desempeño de la movilidad en función de su gráfica. Las órtesis realizan modificaciones en toda la cadena cinemática, dificultando la determinación de que si una órtesis mejora o empeora la movilidad articular. Por ejemplo, una órtesis genera modificaciones en cadera que pueden considerarse disminuciones en la movilidad, mientras que aumenta la flexión en rodilla. Se requiere un análisis más profundo y cuantitativo que mida la movilidad generada por cada órtesis en cada articulación. No obstante, debido a que los resultados de la flexión en tobillo son aquellos que presentan más variaciones, se comprueba la consideración de que el tobillo tiene que estar correctamente orientado para brindar una compensación dinámica correcta. Considerando lo anterior, podemos concluir que, para el tobillo, la órtesis que mejora más la movilidad es la 6 y la que menos movilidad ofrece es la 2. La órtesis 3 no generó modificaciones circunstanciales en la biomecánica del tobillo.

En lo referente a la segunda prueba (baropodometría estática), se presentaron resultados muy similares a los obtenidos en la prueba anterior. Cada dispositivo ortopédico genera correcciones muy similares que no pueden analizarse de manera intuitiva. No obstante, todos los análisis de las rodilleras presentaron mejoras significativas en el apoyo plantar, demostrando que cada dispositivo ortopédico permite una corrección baropodométrica apreciable. Considerando lo anterior, se realizó un prototipo rápido de una órtesis de tipo abrazadera sin el empleo de un mecanismo de bisagra ni los eslabones, es decir, solamente enfocándonos en la sujeción de la rodilla para fines de estabilidad de la articulación. El prototipo se muestra a continuación:

Este contenido se considera confidencial. Para acceder a éste, favor de ponerse en contacto con la Dra. María del Pilar Corona Lira y el Dr. Alejandro C. Ramírez, del Centro de Diseño e Innovación Tecnología (CDMIT), Facultad de Ingeniería, UNAM.

Figura 90.- Prototipo rápido de encapsulamiento de rodilla para estabilización rotuliana.

Los resultados obtenidos al evaluar la baropodometría fueron los siguientes:

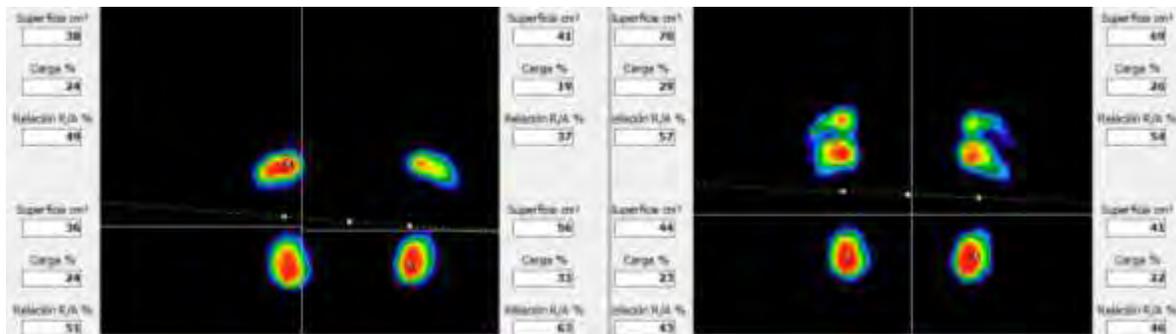


Figura 91.- Resultados de una baropodometría sin órtesis (izquierda) y con el prototipo rápido (derecha).

Como puede observarse, al realizar la estabilización de la articulación mediante la acción de correas que tensionan tela que envuelve a la rodilla y una abertura para la alineación rotuliana, es suficiente para cumplir una corrección significativa.

La superficie plantar se incrementó muy cercana al doble (generando una reducción en la presión máxima). Los ortijos recuperaron su función de apoyo y las relaciones de carga se regresaron a valores aceptables.

Para la tercera prueba, se repitió el problema identificado en las pruebas anteriores. Las variaciones entre cada órtesis no eran muy significativas para el vector de reacción del piso. Su variación no permite una clara determinación de la descarga de la articulación con la

evaluación directa de la gráfica. Se encontró que las órtesis solamente ocasionaban una variación en el primer máximo de la gráfica (cercana a 70 N) y la variación era inexistente para el segundo máximo.

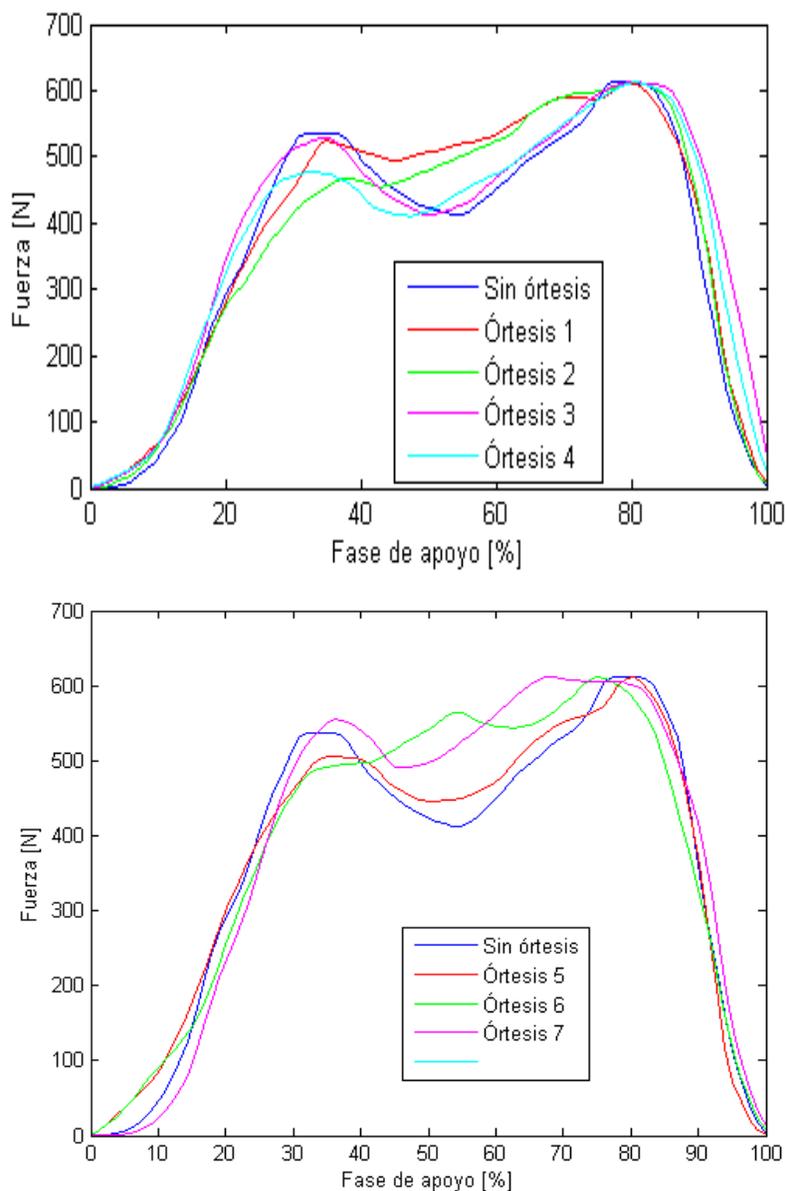


Figura 92.- Comparación del vector de reacción del piso con y sin órtesis.

Considerando lo anterior, se encontró que la órtesis 2 y 4 fueron las mejores rodilleras que descargaba la articulación en 7.13 [kg] en su componente vertical. La órtesis que presentó menos descarga de la articulación fue la 3, mientras que la 7 aumentaba la carga en la componente vertical.

Finalmente, los resultados obtenidos en las tres pruebas hacen presente que mejoras en la movilidad no tienen relación directa con las mejoras en el apoyo plantar estático ni en el vector de reacción del piso. Asimismo, se hace evidente que se requiere un criterio más

selectivo de las variables a evaluar para determinar que órtesis realiza mejor cada función en particular. El diseño de una órtesis de rodilla tiene que considerar tanto variables estáticas como dinámicas y la mejor rodillera será aquella que mejore el desempeño en cada función particular sin que necesariamente sea la mejor en una función particular.

Conceptos generados

De las pruebas de marcha y de baropodometría se obtuvieron las siguientes consideraciones de diseño:

- 1.- La abertura rotuliana es necesaria para una correcta alineación de la patela durante la marcha y con ello evitar las alineaciones incorrectas de la cadena cinemática.
- 2.- La estabilidad de rodilla se resuelve tensando con correas que abracen la articulación. No obstante, se tiene que evitar tocar zonas de la rodilla que cause dolor o malestar en el paciente.
- 3.- El correcto apoyo baropodométrico se corrige mediante la fuerza de compensación que genera los eslabones sobre la rodilla, sin necesidad de un mecanismo de bisagra que transmita la fuerza.
- 4.- La función del mecanismo de bisagra consiste en transmitir los movimientos correctos de alineación de toda la cadena cinemática para impedir una concentración excesiva de esfuerzos en la articulación, principalmente en la zona afectada durante la marcha y en la bipedestación, su función consiste en impedir que el fémur se apoye totalmente sobre la tibia.
- 5.- La movilidad es el efecto de los factores dinámicos que intervienen en toda la cadena cinemática. Es más importante la compensación dinámica y para ello, es más fácil la manipulación de la orientación de los segmentos antes de una manipulación de las fuerzas.
- 6.- Los dispositivos ortopédicos generan la imposición de una biomecánica. Esta biomecánica difiere de la biomecánica natural del paciente y genera inconformidad al momento de la colocación del dispositivo. Este problema surge debido a que las órtesis fueron diseñados en tallas, considerando una antropometría que puede diferir de la persona afectada y no hay garantía que la biomecánica impuesta por la órtesis sea una biomecánica que realice la compensación a nivel dinámico.

Los anteriores conceptos realzan la diferencia existente entre una corrección y una compensación biomecánica. Una corrección biomecánica (para este tema de investigación) consiste en la imposición de un patrón de marcha y/o apoyo plantar con la finalidad de que estas variables se asemejen lo más posible a los resultados obtenidos de un grupo control. La compensación biomecánica consiste en la modificación de ciertas variables para eliminar un problema particular de la persona, respetando en lo más posible los patrones individuales de la persona.

La mayoría de las órtesis comerciales van a generar una imposición biomecánica con la finalidad de corregir la concentración anómala de carga en rodilla. No obstante, una rodillera compensatoria es inexistente. Una rodillera compensatoria para el desgaste de cartílago tiene que respetar por completo la cinemática del usuario mientras que, al mismo tiempo, reduce

la concentración de esfuerzo perjudiciales en rodilla. Lo anterior se resumen en el siguiente cuadro.

Tabla 19.- Diferencia entre corrección y compensación biomecánica.

Corrección biomecánica	Compensación biomecánica
Busca asemejar los patrones biomecánicos a un grupo control.	Busca reducir en lo más posible la variable crítica.
Pondera la reducción de movilidad con la finalidad de una mejora dinámica.	Entiende la movilidad como una consecuencia de las variables dinámicas.
No respeta los parámetros individuales del paciente.	Antepone los parámetros individuales del paciente.

Este contenido se considera confidencial. Para acceder a éste, favor de ponerse en contacto con la Dra. María del Pilar Corona Lira y el Dr. Alejandro C. Ramírez, del Centro de Diseño e Innovación Tecnología (CDMIT), Facultad de Ingeniería, UNAM.

Este contenido se considera confidencial. Para acceder a éste, favor de ponerse en contacto con la Dra. María del Pilar Corona Lira y el Dr. Alejandro C. Ramírez, del Centro de Diseño e Innovación Tecnología (CDMIT), Facultad de Ingeniería, UNAM.

Este contenido se considera confidencial. Para acceder a éste, favor de ponerse en contacto con la Dra. María del Pilar Corona Lira y el Dr. Alejandro C. Ramírez, del Centro de Diseño e Innovación Tecnología (CDMIT), Facultad de Ingeniería, UNAM.

Este contenido se considera confidencial. Para acceder a éste, favor de ponerse en contacto con la Dra. María del Pilar Corona Lira y el Dr. Alejandro C. Ramírez, del Centro de Diseño e Innovación Tecnología (CDMIT), Facultad de Ingeniería, UNAM.

Este contenido se considera confidencial. Para acceder a éste, favor de ponerse en contacto con la Dra. María del Pilar Corona Lira y el Dr. Alejandro C. Ramírez, del Centro de Diseño e Innovación Tecnología (CDMIT), Facultad de Ingeniería, UNAM.

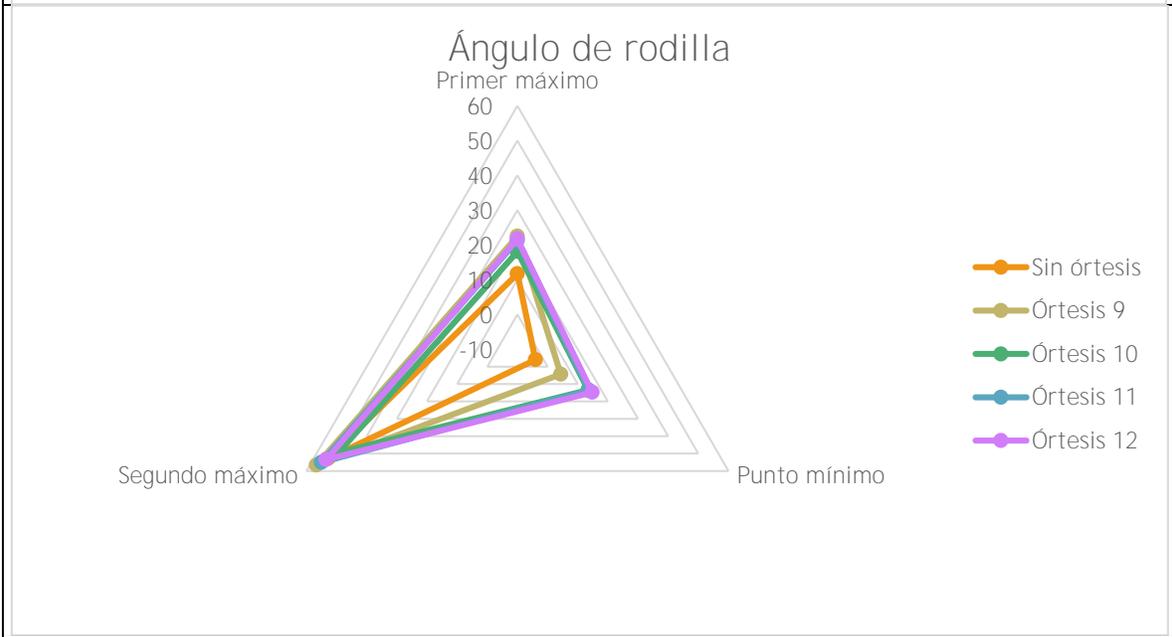
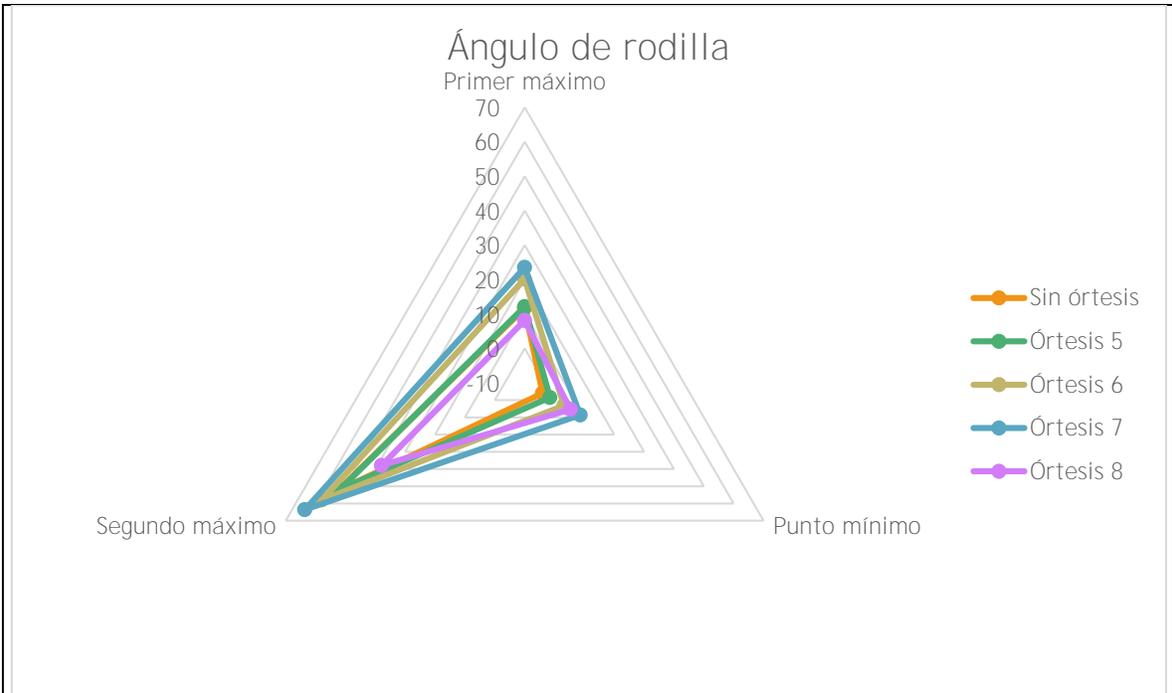
Pruebas de validación de órtesis

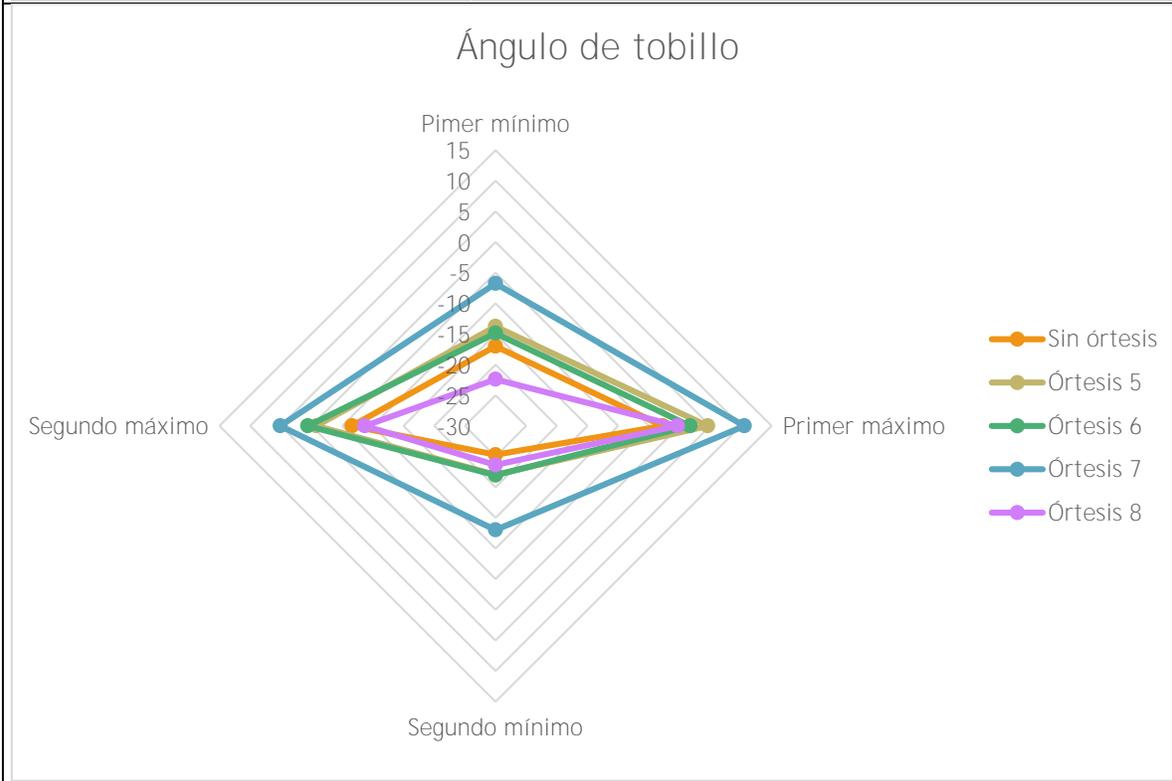
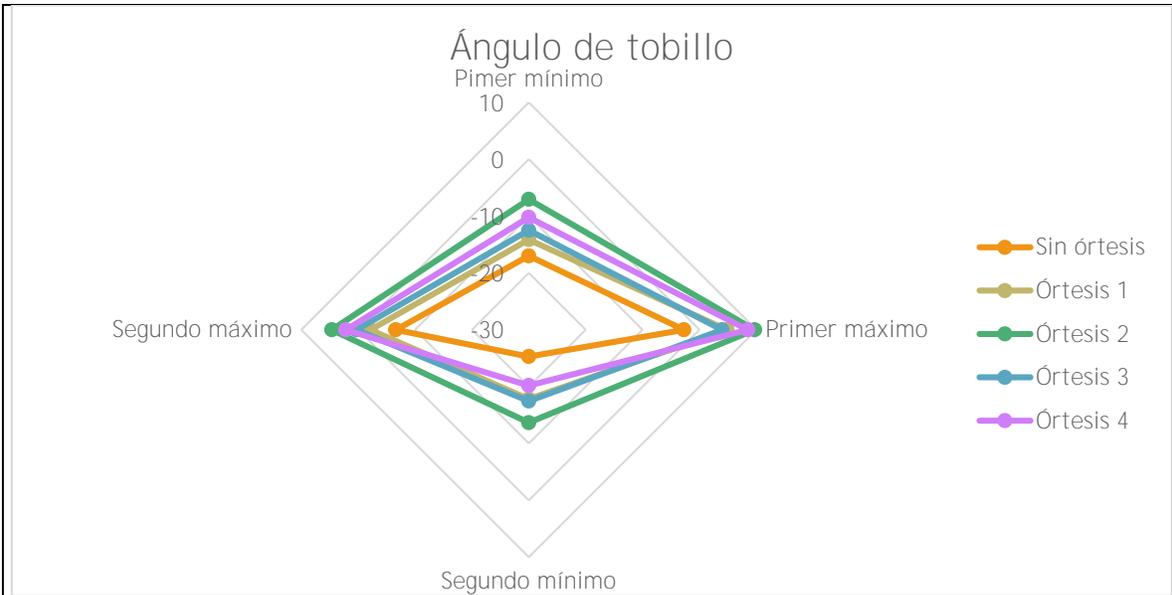
Mejorar la movilidad

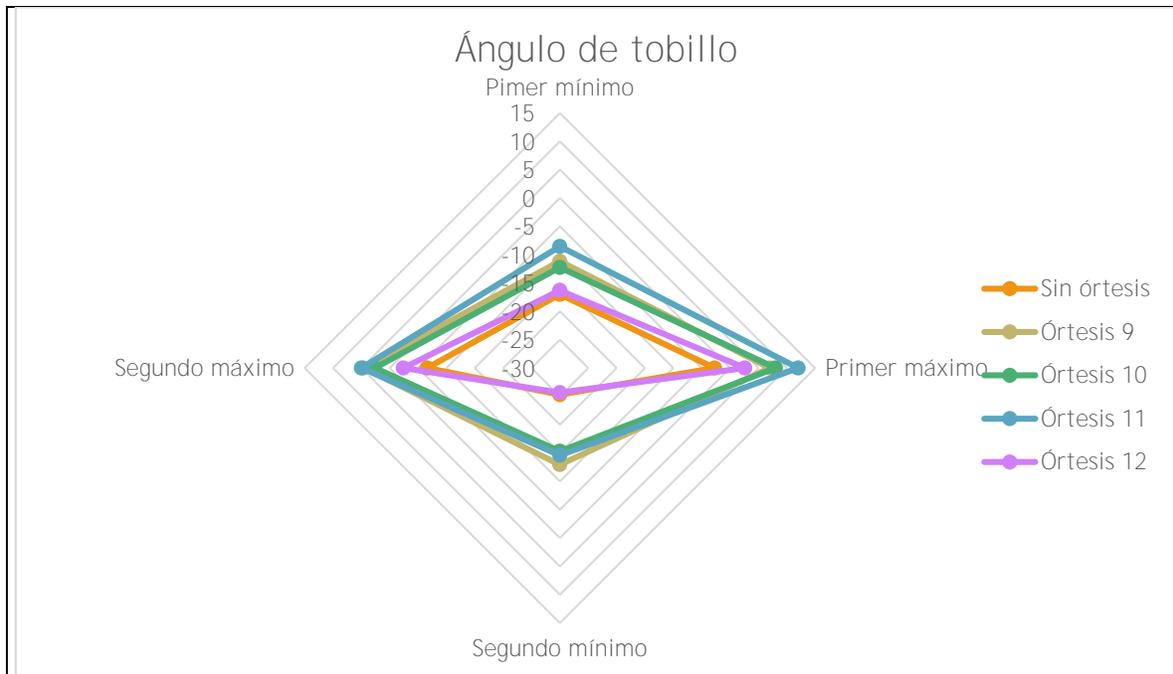
A continuación, se muestran las variaciones en las flexiones de rodilla y tobillo (al ser los elementos que presentan más desviación). Se graficaron los puntos máximos y mínimos de los desplazamientos angulares. Esto genera una superficie al unir los puntos. Entre más área tenga la figura, esto significa una mejora en la movilidad. Una mejora positiva genera un aumento en los puntos máximos y mínimos, de tal manera, que el dispositivo ortopédico que genera más movilidad es el de mayor área.

Tabla 20.- Resultados de la movilidad de diferentes órtesis







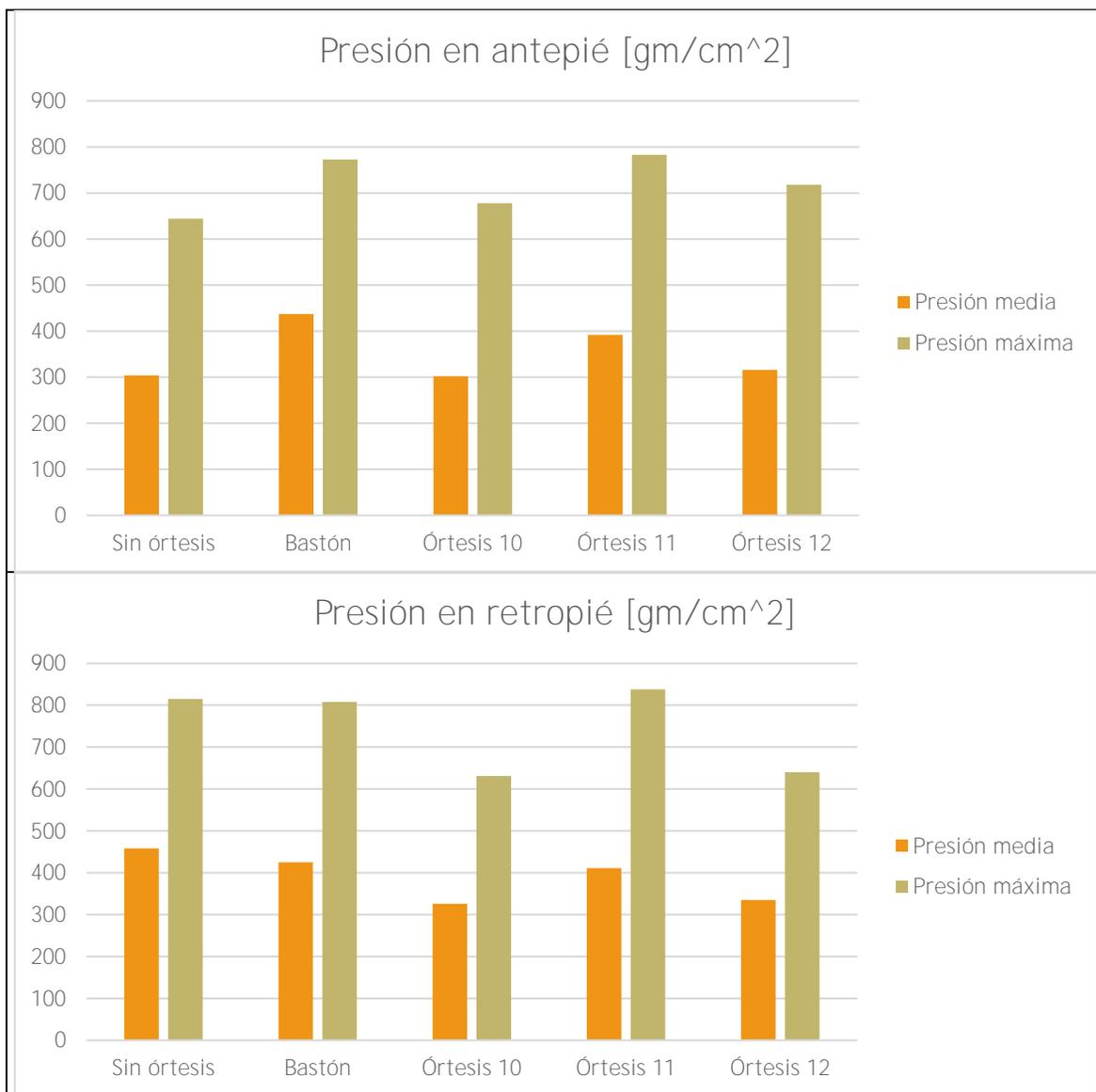


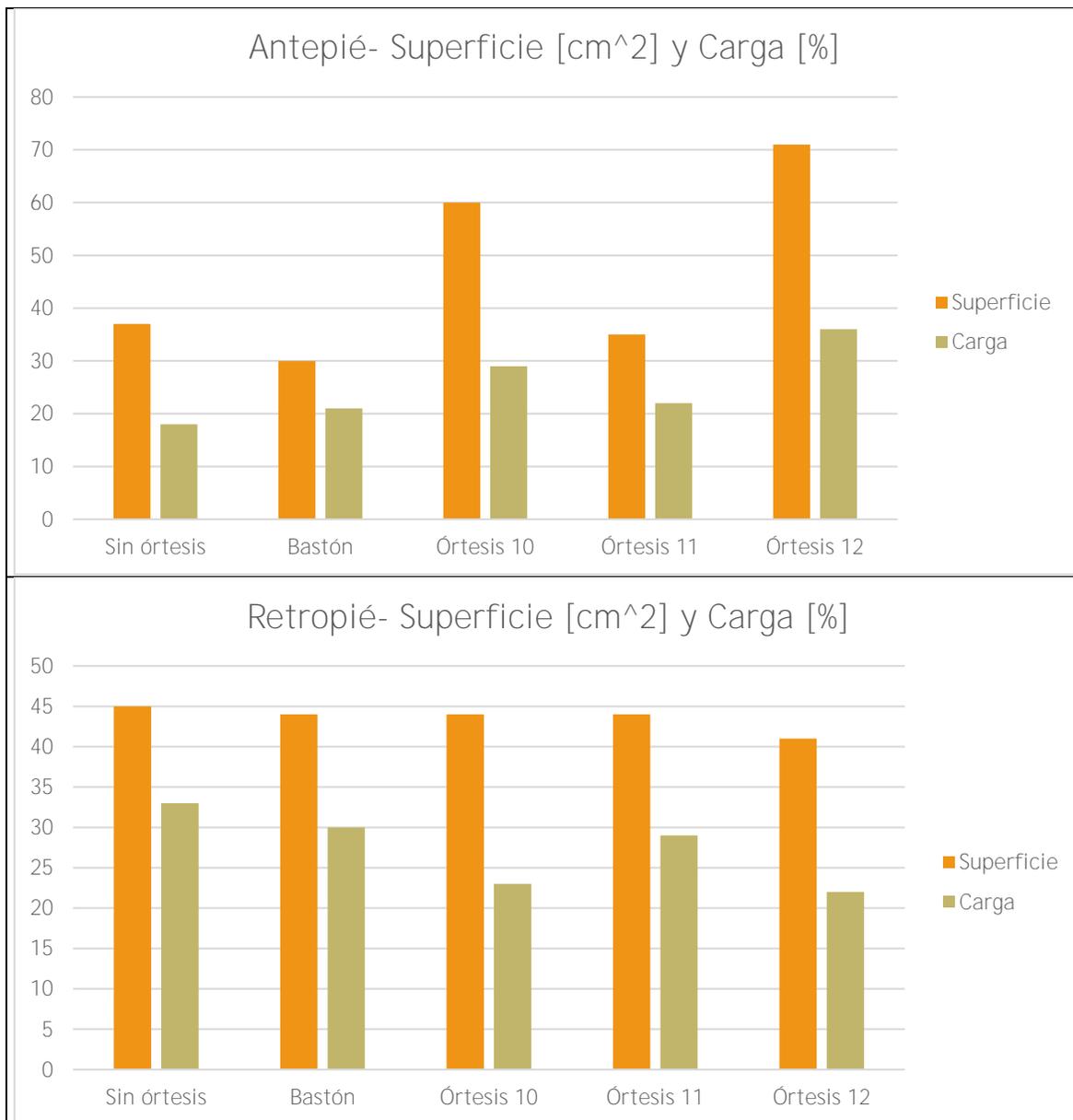
Los resultados anteriores demuestran que las órtesis que mejoran la movilidad fueron la 11, la 7, seguidas de la 10, 9 y la 5. Es interesante destacar el comportamiento de la órtesis 10, la cual presenta un comportamiento en tobillo muy cercano al del bastón (órtesis 9). Esto demuestra que la órtesis en fines de movilidad genera un comportamiento similar al del empleo de un bastón, el dispositivo ortopédico por excelencia. A su vez, la órtesis 12, presenta la particularidad de generar una modificación escasa en la movilidad, a tal grado, que su patrón es muy similar al del sujeto de estudio sin órtesis. Una posible explicación de esto se debe a que, con una compensación dinámica, la persona automáticamente regresará a los patrones de movimiento más cómodos para él, es decir el patrón de movimiento de toda su vida.

Corregir

Los resultados de la baropodometría entregaron los siguientes resultados. Como se mencionó anteriormente, para realizar una corrección es necesario que la persona apoye más el área del antepié para con ello empiece a utilizar el arco y los ortejos como apoyo, y con esto, disminuir la presión en el retropié. Esto genera una estabilización de la carga total del pie izquierdo de tal manera que se encuentre cercana al 50%.

Tabla 21.- Resultados de la corrección baropodométrica.





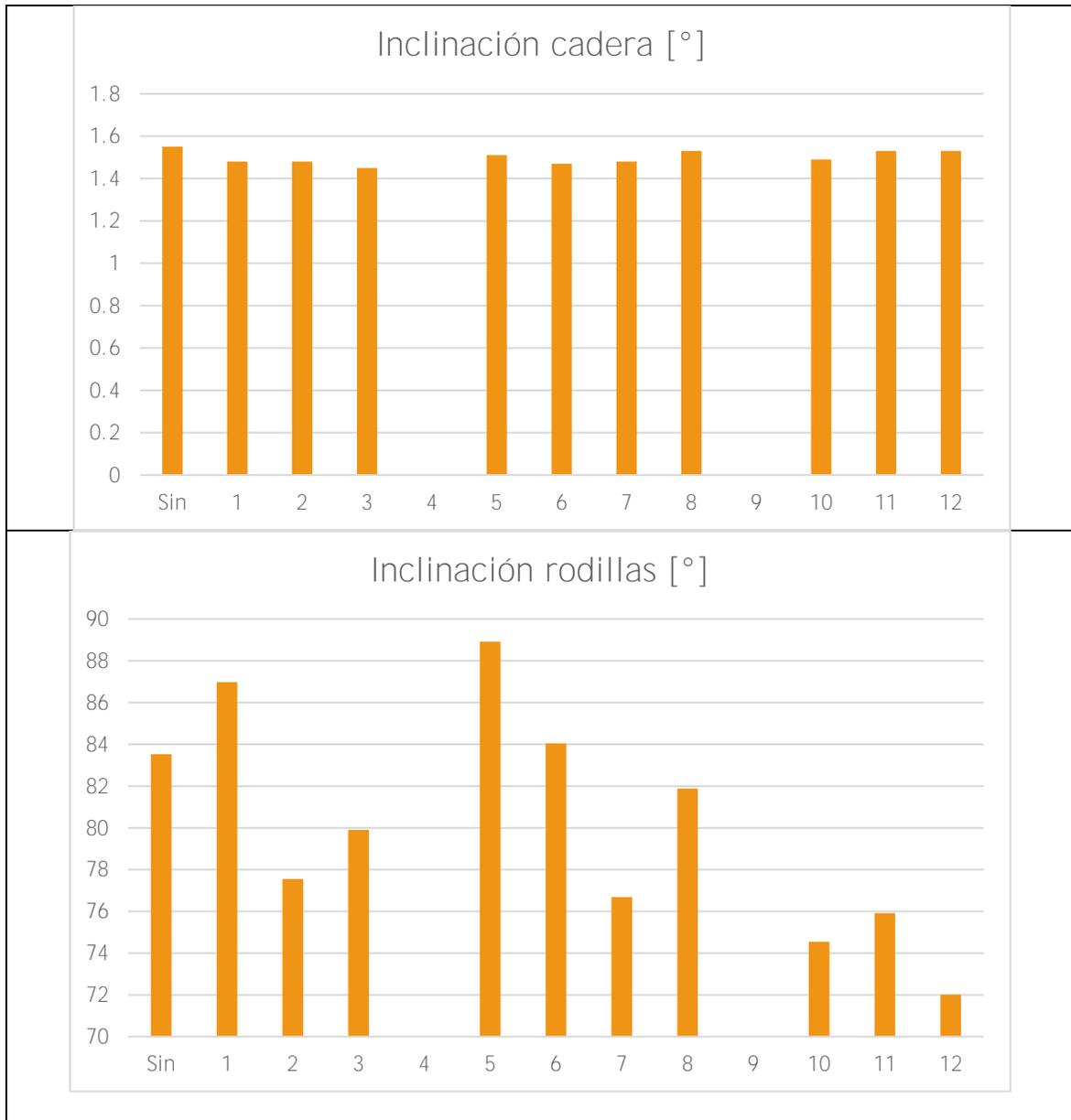
Los resultados de la baropodometría demostraron que las mejores órtesis para corregir el apoyo plantar fueron la órtesis 12 y 10. Esto se debe a que aumentan la superficie del antepié (debido a que la persona ahora emplea los ortejos para apoyarse) y al mismo tiempo la carga. Esto genera una disminución en el retropié en términos de la presión existente, realizando una corrección significativa en el apoyo plantar.

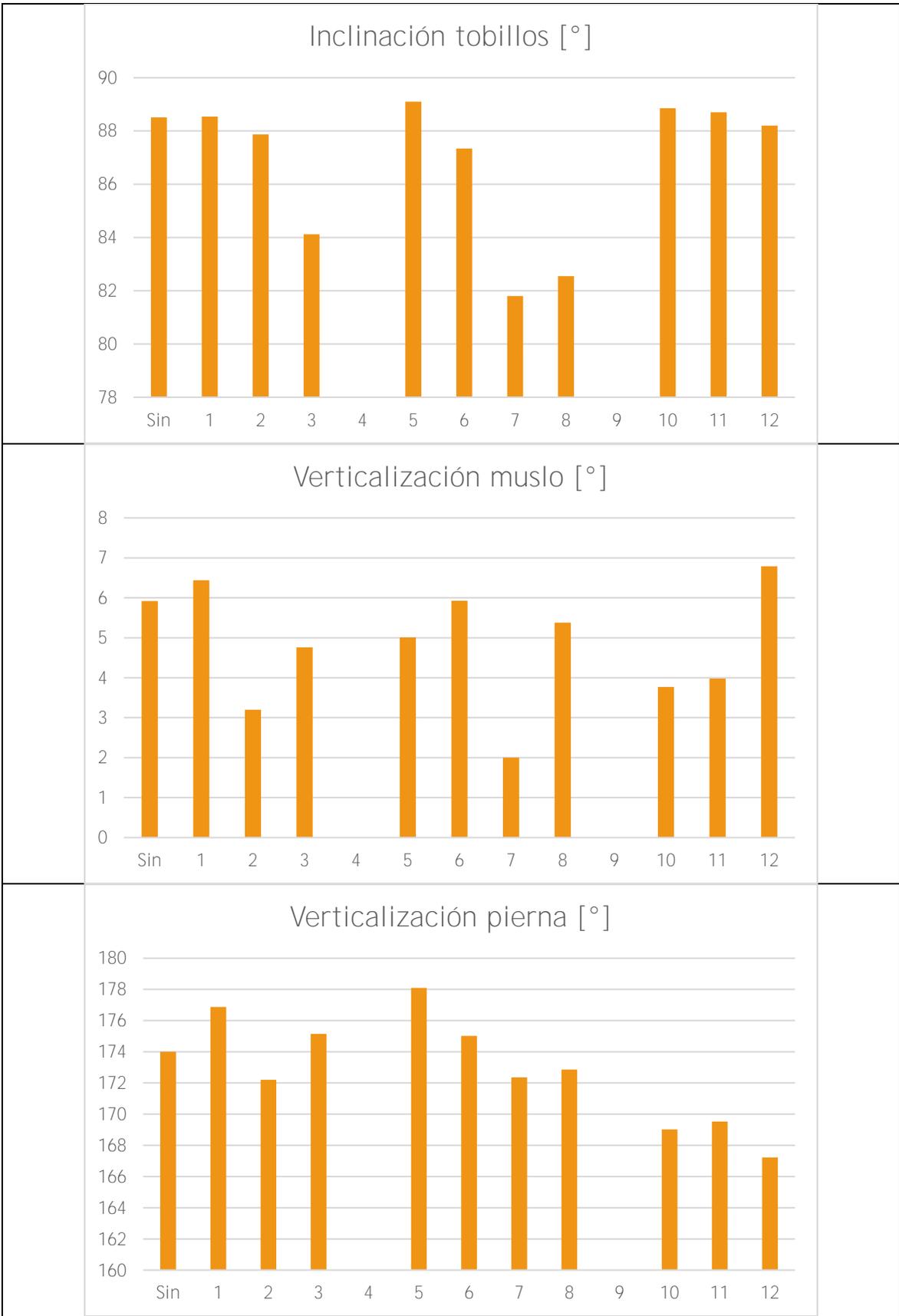
Alinear

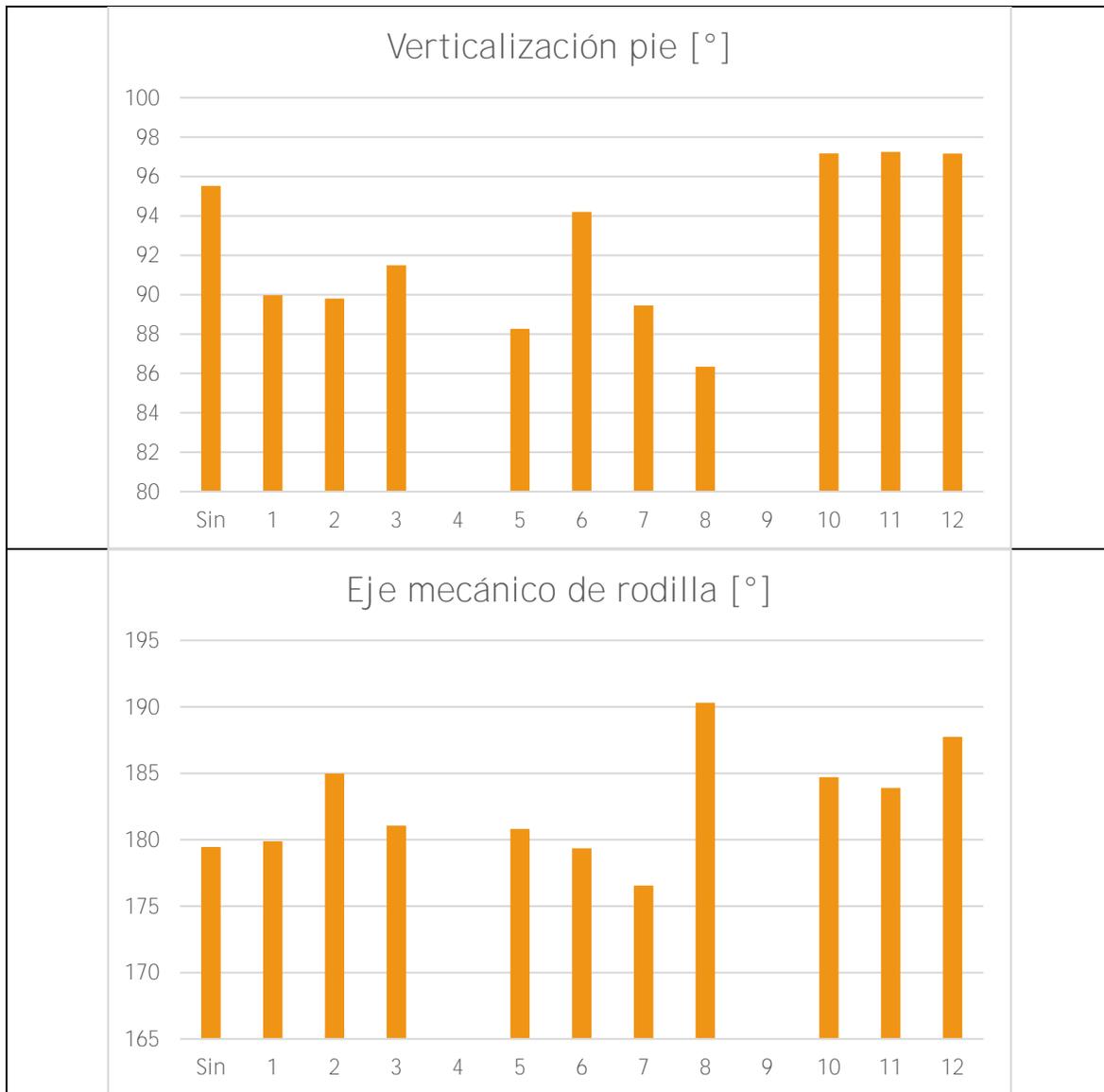
Para este caso, se va a realizar una evaluación de la variación de la postura en bipedestación con motivo de la mejora baropodométrica de la órtesis. La órtesis deben de generar modificaciones en la alineación natural de la persona para redirigir los esfuerzos en las

articulaciones. Aun así, el mejor dispositivo es aquel que acerque los ángulos medidos a los valores correctos.

Tabla 22.- Resultados de la alineación postural del sujeto de estudio.







El ángulo de inclinación de las caderas no muestra alteración alguna, lo cual demuestra que, a nivel de alineación, ninguna órtesis es perjudicial en la postura. En cuanto a la rodilla, las órtesis que presentaron más variación fueron la 7, 11, 10 y 12 en ese orden, las cuales son las órtesis que presentaron mejoras en la movilidad. Esto demuestra que la movilidad y la alineación son fenómenos mutuamente excluyentes, para mejorar la movilidad se tiene que generar una nueva alineación que no necesariamente coincidirá con la del grupo control, pero para el paciente en particular, es la mejor alineación. Esto se ve apoyado con un aumento en el ángulo de verticalización del pie (el cual es mayor en las órtesis que generan una mejor corrección plantar), es decir, la persona aumenta el ángulo existente entre el piso y la tibia, para con ello, redistribuir la carga a nivel plantar.

Proteger

Para proteger a la articulación de la rodilla de una concentración excesiva de fuerza, la órtesis tiene que reducir el momento de aducción en rodilla. A continuación, se muestran las gráficas de momento de aducción de rodilla sin órtesis y con órtesis.

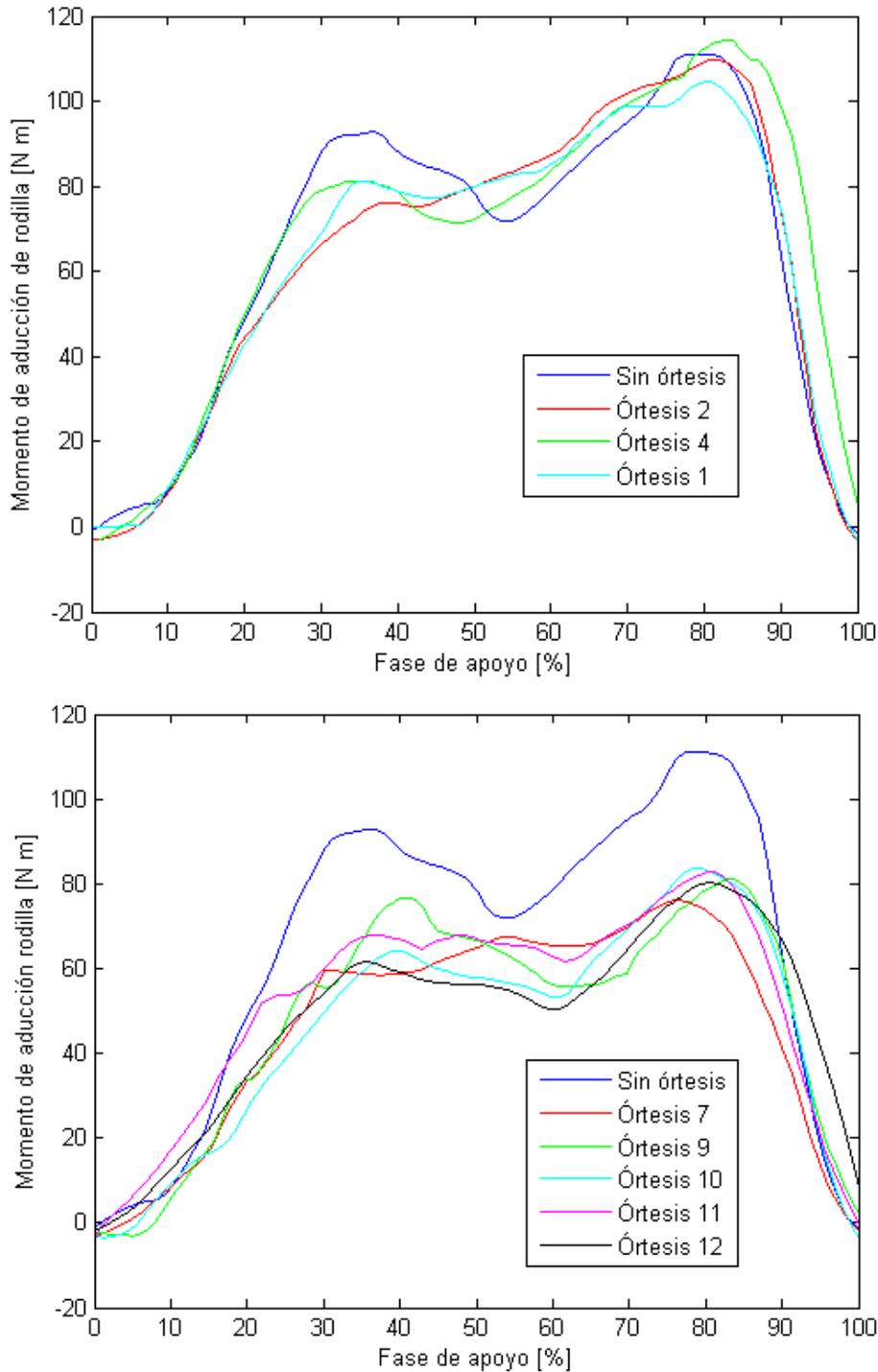


Figura 99.- Momentos de aducción de las diferentes órtesis.

Como se muestra en la figura 22, los mejores dispositivos que realizan la función de proteger la articulación son la 7, 10, 11 y 12, validando la función principal de reducir la concentración de momento en rodilla.

Capítulo 7

Conclusiones

Conclusiones

A lo largo de este trabajo se explicaron los fundamentos y antecedentes que ocasionan un desgaste de cartílago en rodilla. Asimismo, se compararon diferentes órtesis comerciales de rodilla para determinar las características benéficas de cada diseño. Estos resultados muestran una diferencia significativa entre corregir y compensar el desgaste de cartílago. Una corrección biomecánica busca asemejar los comportamientos de las variables a aquellos patrones observados en un grupo control. En cambio, una compensación biomecánica pretende identificar la variable crítica afectada para solucionar y con ello, respetar en lo más posible el comportamiento de las variables biomecánicas propias del paciente. Desde un enfoque biomecánico, el diseño de una órtesis de rodilla tiene como función principal compensar. Para ello, es necesario emplear modelos biomecánicos, de robótica y de mecanismos para la correcta evaluación de las variables y determinar las variables que necesariamente requieren ser manipuladas.

Asimismo, es necesario entender la importancia de la dinámica en la funcionalidad de los dispositivos ortopédicos. La movilidad de una persona, es decir, la cinemática, es consecuencia de las variables dinámicas que están interactuando en una persona. La resolución de las ecuaciones dinámicas genera concentraciones anómalas de energía en las articulaciones. Esta energía genera una alteración en el movimiento (variables cinemáticas) de todos los elementos de la cadena cinemática. Lo anterior es la justificación de que todos los dispositivos ortopédicos generarán alteraciones en los movimientos de toda la cadena (cadera, rodilla y tobillo). Esto debe de considerarse dentro del estudio para la generación de mejores diseños ortésicos. Hay que destacar que no existe una órtesis perfecta. Cada una presenta diferentes objetivos a satisfacer y la mejor órtesis es aquella que tiene un buen desempeño en determinadas funciones, sin ser necesariamente la mejor en una categoría particular. Hay que destacar también la importancia del diseño personalizado de esta clase de dispositivos. Como los resultados en este trabajo demostraron, es muy complicado que un dispositivo ortopédico comercial, normado y vendido en tallas, pueda resolver a la perfección la patología particular de una persona. Esto realza la importancia de tomar en consideración las variables inherentes de cada individuo.

Este contenido se considera confidencial. Para acceder a éste, favor de ponerse en contacto con la Dra. María del Pilar Corona Lira y el Dr. Alejandro C. Ramírez, del Centro de Diseño e Innovación Tecnología (CDMIT), Facultad de Ingeniería, UNAM.

Este contenido se considera confidencial. Para acceder a éste, favor de ponerse en contacto con la Dra. María del Pilar Corona Lira y el Dr. Alejandro C. Ramírez, del Centro de Diseño e Innovación Tecnología (CDMIT), Facultad de Ingeniería, UNAM.

Capítulo 8

Trabajo a futuro

Trabajo a futuro

Los prototipos funcionales desarrollados y analizados en este trabajo, específicamente hablando, las dos órtesis basadas en el eje policéntrico de rodilla interepicondilar, cumplen las funciones para las que fueron diseñadas de manera satisfactoria. La siguiente etapa consiste en la generación de un producto final que pueda someterse a estudios clínicos longitudinales con una mayor cantidad de personas afectadas y con la posibilidad de una valoración por radiometría para analizar una reducción en el desgaste de cartílago. Dentro de la generación del producto final, se debe realizar la explotación comercial de las órtesis con la finalidad de que el dispositivo pueda ser empleado por las personas que lo necesiten.

Un trabajo a mediano plazo será el desarrollo de una órtesis biomecánica, ahora sí con la consideración de todos los elementos que integran a un sistema biomecánico. El desarrollo de esta órtesis inteligente es una evolución natural y necesaria de esta clase de productos. Los dispositivos ortopédicos llevan demasiado tiempo compuestos solamente de componentes mecánicos y están alcanzando su frontera natural, donde tarde o temprano, los beneficios que estos dispositivos generen se estanquen por la naturaleza de su limitante tecnológica y para lograr mejores tiempos de respuesta y mayor precisión, será necesaria la incorporación de la mecatrónica. Esto permitirá que las órtesis puedan emplearse en el ámbito deportivo donde las fuerzas, momentos e inercias son demasiado elevadas para un dispositivo ortopédico mecánico. También es necesario que las órtesis no suplan la labor de los músculos. Es decir, la órtesis biomecánica tiene que identificar al músculo que no está realizando su función y complementarlo mediante un actuador que auxilie al músculo, brindando con ello soporte y estabilidad a la articulación, mientras al mismo tiempo, pueda contribuir a la activación muscular del elemento atrofiado.

Considerando lo anterior, se está desarrollando el siguiente prototipo de órtesis inteligente.

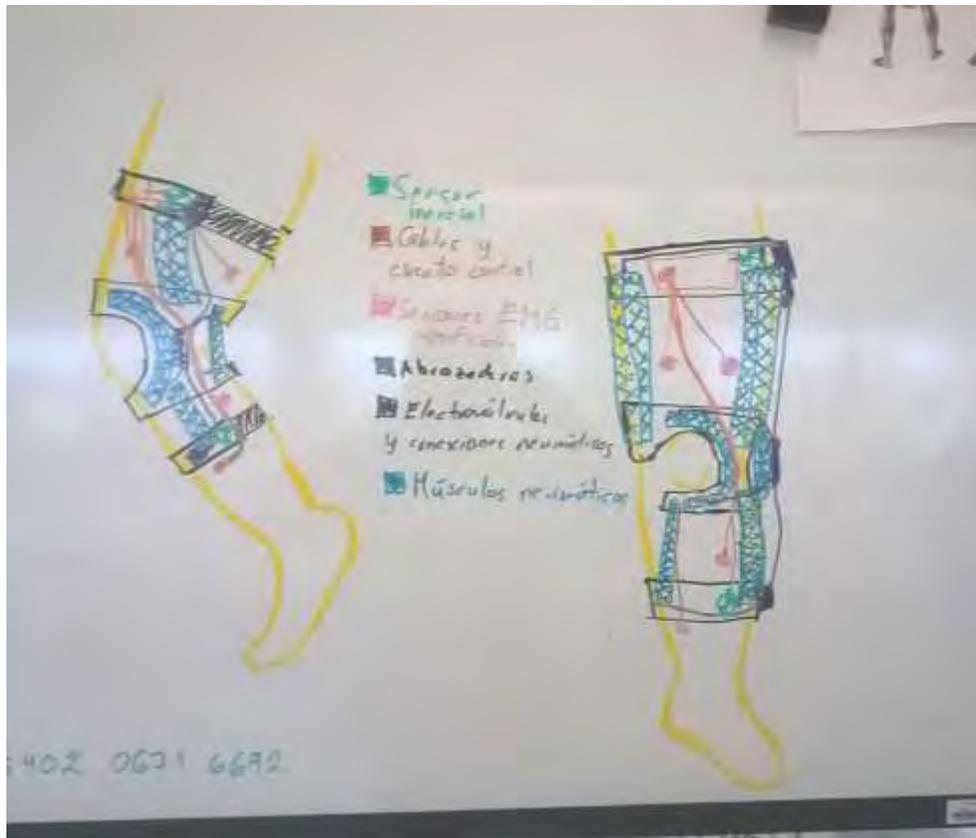


Figura 100.- Concepto de órtesis mecatrónica para compensar el desgaste de cartilago.

Este concepto emplea sensores inerciales para determinar la orientación del miembro inferior, para que en conjunto con electromiógrafos se realice una compensación dinámica en tiempo real mediante el accionamiento de músculos neumáticos (a través de un sistema de control) para que un músculo neumático complemente la función que un músculo no pueda realizar y reducir la concentración anómala de esfuerzos en rodilla. Este dispositivo podría ser empleado en pacientes con un desgaste articular significativo o pacientes que practiquen deportes de alto impacto.

Conceptos similares al mencionado anteriormente permitirán que la brecha entre dispositivo ortopédico y dispositivo de rehabilitación se acorte, donde la órtesis por sus capacidades de compensación de fuerza, control de posición-orientación y estabilización de la articulación, se convierta en un dispositivo de rehabilitación in situ, donde una persona pueda realizar rehabilitación a medida que continúa desempeñando sus actividades cotidianas.

Referencias

- [1] Panesso María Claudia et al., "Biomecánica clínica de la rodilla", Facultad de rehabilitación y desarrollo humano, Bogotá: Editorial Universidad del Rosario, 2009.
- [2] Girard, Leonardo, "Diseño y construcción de prototipo de prótesis de rodilla", Departamento de Computación, Electrónica y Mecatrónica, Escuela de Ingeniería y Ciencias, Universidad de las Américas Puebla, 2008.
- [3] Noyes Frank R., "Bowed Leg (Varus) and Knock-Knee (Valgus) Malalignment: Everything You Need to Know to Make the Right Treatment Decision-Understanding lower limb malalignment-Tibial osteotomy for bowed legs", Noyes Knee Institute, Kindle edition, 2013.
- [4] Figura. Disponible en: <http://slideplayer.es/slide/26356/>
- [5] Behnke R. "Kinetic anatomy". 2ª ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2006.
- [6] Cook C. "Orthopedic manual therapy an evidence based approach". 1 ed. New Jersey: Pearson Prentice Hall, 2007.
- [7] Kaltenborn F. "Fisioterapia manual extremidades". 2ª ed. Madrid: McGraw Hill Interamericana, 2004.
- [8] Williams P. "Anatomía de Gray. Bases anatómicas de la medicina y la cirugía." 38 ed. Madrid: Harcourt Brace, 2001.
- [9] <http://www.definicionabc.com/salud/tendones.php>
- [10] Nordin M. "Basic biomechanis of the musculoskeletal system". 3 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [11] Figura. Disponible en <http://www.slideshare.net/pablodolce/osteocinematica-38720089>
- [12] Scott N. "Lesiones de los ligamentos y del aparato extensor de la rodilla. Diagnóstico y tratamiento." Nueva York: Mosby, 1992.
- [13] Figura. Disponible en <http://pt.slideshare.net/anatomiamacro/rodilla-55804070>
- [14] Figura. Disponible en <http://es.slideshare.net/ChrisBacchus/artrologa-10177245>
- [15] Figura. Disponible en:
http://accessphysiotherapy.mhmedical.com/data/Books/dutt3/dutt3_c001f008.png
- [16] Nokin C, Levangie P. "Joint structure & function". 4º edition. Philadelphia. F.A.: Davis; 2005.
- [17] <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00607>

[18] Arthritis Research UK, Osteoarthritis of the Knee, Arthritis Research UK Organization, 2013.

[19] Fitzgerald R., "Ortopedia", Ed. Médica Panamericana, 2004.

[20] D. Pereira et al., "The effect of osteoarthritis definition on prevalence and incidence estimates: a systematic review", Osteoarthritis Cartilage, vol. 19, pp. 1270-1285, November 2011.

[21] E. de Pavía-Mota, M. G. Larios-González y G. Briceño-Cortés, "Manejo de la osteoartrosis en Medicina Familiar y Ortopedia", Archivos en Medicina Familiar, vol. 9, pp. 93-98, septiembre 2005.

[22] Figura. Disponible en:

<http://www.bupa.co.uk/~media/Images/HealthManagement/Topics/osteoarthritis.ashx>

[23] J. H. Kellgren and J. S. Lawrence, "Radiological assessment of osteo-arthrosis", Annals of the rheumatic diseases, vol. 16, pp. 494-502, December 1957.

[24] C. W. Hayes et al. "Osteoarthritis of the Knee: Comparison of MR Imaging Findings with Radiographic Severity Measurements and Pain in Middle-aged Women". Radiology. 2005 Dec; 237(3):998-1007.

[25] Servicio Canario de la Salud, "Recomendaciones Clínico-Asistenciales sobre el abordaje integral de la artrosis de cadera y rodilla." Gobierno de Canarias, agosto 2012.

[26] <http://artrosisaldia.com/osteofitos-causas-diagnostico-tratamineto/>

[27] Figura. Disponible en:

<http://www.medicalnewstoday.com/kc/osteoarthritis-causes-symptoms-treatments-27871?page=2>

[28] Figura. Disponible en:

<http://www.thno.org/ms/getimage.php?name=thnov02p0198g02.jpg&type=thumb>

[29] Brouwer RW, Raaij van TM, Bierma-Zeinstra SMA, Verhagen AP, Jakma TSC, Verhaar JAN. "Osteotomía para el tratamiento de la osteoartritis de rodilla" (Revisión Cochrane traducida). Biblioteca Cochrane Plus, 2008, número 4.

[30] T.E. McAlindon et al. "OARSI guidelines for the non-surgical management of knee osteoarthritis." Osteoarthritis and Cartilage, March 2014 Volume 22, Issue 3, Pages 363–388.

[31] Beer & Johnston, "Vector Mechanics for Engineers". 9th edition, McGraw-Hill, 2009.

[32] Hibbeler Russell, "Engineering Mechanics: Statics". 12th edition, Pearson, 2015.

[33] Bedford & Fowler, "Mecánica para ingeniería. Dinámica". 5º edición, Person, 2012.

[34] Knudson Duane, "Fundamentals of Biomechanics". 2nd edition. Springer, 2007.

- [35] Winter David, "Biomechanis and Motor Control of Human Movement". 4th edition, John Wiley & Sons, 2009.
- [36] Bradley David & Russell David, "Mechatronics in Action". Springer, 2010.
- [37] Pons José L., "Wearable Robots: Biomechatronics Exoskeltons". John Wiley & Sons, 2008.
- [38] Rocon Eduardo & Pons José L., "Exoskeletons in Rehabilitation Robotics". Springer Tracts in Advanced Robotics, Volume 69, 2011
- [39] http://tuxchi.iztacala.unam.mx/cuaed/relacion_y_control/unidad1/index.html
- [40] Inman V. T., Ralston H.J. & Todd F., "Human Walking". Baltimore: Williams & Wilkins, 1981.
- [41] Tortora F., Derrickson Bryan, "Introducción al Cuerpo Humano: Fundamentos de Anatomía y Fisiología." 7º edición, Editorial Médica Panamericana, Ciudad Autónoma de Buenos Aires, 2014.
- [42] Figura. Disponible en: <https://sites.google.com/site/odontologiaunivesidad/project-updates/theresultsofoursurvey>
- [43] McLester John & St Pierre Peter, "Applied Biomechanics: Concepts and Connections". Brooks Cole Pub Co., 2007.
- [44] Sanjuan Cerveró R. "Biomecánica de la rodilla", Patología del Aparato Locomotor, 2005; 3 (3): 189-200.
- [45] Apuntes del Cuerpo Rígido, profesor Antonio J. Barbero García, Univerisad Castilla-La Mancha.
- [46] Beer Ferdinand P., Johnston E. Russell y CornwellBeer Phillip J., "Mecánica vectorial para ingenieros: Dinámica". 9na Edición. Editorial MCGraw-Hill, 2013.
- [47] Proubasta I., Gul Mur J. y Planell J. "Fundamentos de biomecánica y biomateriales." Madrid: Ergon SA; 1997.
- [48] Norton Robert, "Diseño de Maquinaria", 4º ed. McGraw-Hill.
- [49] http://www.mecapedia.uji.es/ley_de_Grashof.html
- [50] Figura. Disponible en: <http://biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=2486692>
- [51] Biscevic Mirza, "Knee joint models and techniques for measurement of joint motion". D. Acta Inf Med 2006; 14(2):67-6.
- [52] Figura. Disponible en: <http://clinicalgate.com/the-scientific-basis-for-examination-and-classification-of-knee-ligament-injuries/>

- [53] Figura. Disponible en: https://www.researchgate.net/figure/8132358_fig5_Fig-5-Helical-axes-of-motion-corresponding-to-nine-increments-of-knee-flexion-from-0-to
- [54] Figura. Disponible en: https://andreacollo.files.wordpress.com/2012/07/axis_knee.png
- [55] Figura. Disponible en: <https://www.jrheum.com/subscribers/07/09/images/2006-1271.fig.1.gif>
- [56] Gelfman M. "Valores de genu valgo en varones argentinos de 2 a 12 años." Archivos Argentinos de Pediatría. 1998 96: 103-107.
- [57] Figura. Disponible en: <http://www.pediatriapractica.com.ar/note.php?id=50>
- [58] The Australian Orthotic Prosthetic Association, "About Orthoses and Prostheses", The Australian Orthotic Prosthetic Association, 2015.
<https://www.aopa.org.au/careers/what-are-orthoses-and-prostheses>
- [59] Cantón Hernández José Carlos, "Principales productos de apoyo en la dependencia (Características y necesidades de las personas en situación de dependencia)".
- [60] Fitzgerald Robert H., Kaufer Herbert, Malkani Arthur L., "Orthopaedics". Mosby, 1 edition, 2002.
- [61] Canchola-Hernández Carlos. "Consideraciones biomecánicas para la comparación y validación del diseño de órtesis de rodilla para OA". MEMORIAS DEL XXI CONGRESO INTERNACIONAL ANUAL DE LA SOMIM, 23 al 25 DE SEPTIEMBRE DE 2015 COATZACOALCOS, VERACRUZ, MÉXICO.
- [62] Iijima et al. "Effects of knee orthoses on walking capacity and biomechanics in patients with knee osteoarthritis: A critical review." OA Musculoskeletal Medicine 2014 Jul 10; 2(2):13.
- [63] Self Brian et al. "A Biomechanical Analysis of a Medial Unloading Brace for Osteoarthritis in the Knee". Arthritis Care Res. 2000 Aug; 13(4):191-7.
- [64] Dessery Y, Belzile EL, Turmel S, Corbeil P. "Comparison of three knee braces in the treatment of medial knee osteoarthritis". The Knee. 2014 Dec; 21(6):1107-14.
- [65] Singer J.C. & Lamontagne M. "The effect of functional knee brace design and hinge misalignment on lower limb joint mechanics". Clininal Biomechanics (Bristol, Avon). 2008 Jan;23(1):52-9.
- [66] Moyer R.F. et al. "Biomechanical effects of valgus knee bracing: a systematic review and meta-analysis". Osteoarthritis and Cartilage. Volume 23, Issue 2, February 2015, Pages 178–188
- [67] Esrafilian Amir et al., "Design and Evaluation of a New Type of Knee Orthosis to Align the Mediolateral Angle of the Knee Joint with Osteoarthritis". Advances in Orthopedics, Volume 2012 (2012), Article ID 104927, 6 pages.

[68] Gaasbeek DA, Groen BE, Hampsink B, et al. "Valgus bracing in patients with medial compartment osteoarthritis of the knee." *Gait Posture* 2007;26:3-10.

[69] Figura. Disponible en :

http://cdn3.bigcommerce.com/s-ndsjmeln/product_images/uploaded_images/3-point-off-loading-1-f-.jpg?t=1464836221

[70] Figura. Disponible en :

<http://www.necksolutions.com/wp-content/uploads/2015/05/knee-traction.jpg>

[71] US8057414 patent

[72] US0054-43444A patent

[73] Figura. Disponible en :

http://brace.supportsusa.com/brace/pc/catalog/429-hingenew_726_detail.jpg

[74] Vaughan Christopher et al., "Dynamics of Human Gait". 2nd, Kiboho Publishers, Cape Town, South Africa, 1999.

[75] Kirtley Christopher, "Clinical Gait Analysis". Churchill Livingstone, 2005.

[77] Cámara Jesús, "Análisis de la marcha: sus fases y variables espaciotemporales." *Unilibre Cali, Fisiología del ejercicio*. Vol.7 No. 1, 2011.

[77] Whittle Michael W., "Gait Analysis, An Introduction". 4th, Elsevier, 2007.

[78] <http://sabia.tic.udc.es/gc/Contenidos%20adicionales/trabajos/Peliculas/Mocap/tecnol.htm>

[79] Figura. Disponible en: <https://www.vernier.com/products/sensors/gnm-bta/>

[80] Figura. Disponible en: <http://www.biometricsltd.com/gonio.htm>

[81] Figura. Disponible en: <http://longshortreport.com/wp-content/uploads/2016/11/3D-Motion-Capture-System-Market.jpg>

[82] Figura. Disponible en: <https://www.vboxautomotive.co.uk/images/products/IMU04-with-xyz.jpg>

[83] Figura. Disponible en: <http://www.lightstoneanimation.com/motion-capture.html>

[84] Baker Richard W. "Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis". John Wiley & Sons, 2013.

[85] Figura. Disponible en:

<http://www.biomechanicalolutions.de/dateien/bms/produkte/messplattformen/Kistler%20Messplattform%209260AA.jpg>

- [86] Barea Navarro, Rafael. "Tema 5: Electromiografía". Instrumentación Biomédica, (Departamento Electrónica. Universidad Alcalá). Consultado el 12 de abril de 2016.
- [87] Gowitzke, Barbara. "El cuerpo y sus movimientos - bases científicas". Editorial Paidotribo, 1999.
- [88] Forward, Edna "Patient Evaluation with an Audio Electromyogram Monitor: The Muscle Whistler". Physical Therapy 52 (4): 402-403.
- [89] <http://www.clinicalgaitanalysis.com/faq/sets/>
- [90] Brand RA: "Can Biomechanics contribute to clinical orthopaedic assessments." Iowa Orthopaedic Journal 1987. 9:61-64.
- [91] Ge Wu et al. "ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine". Journal of Biomechanics, May 2005; Volume 38, Issue 5, Pages 981–992.
- [92] Cappello A, Cappozzo della Croce U, Leardini A (1997). "Bone position and orientation reconstruction using external markers, Three Dimensional Analysis of Human Locomotion". John Wiley and Sons, New York, Chapter 8, pp: 147-171.
- [93] Valero Cabello Esperanza, "Antropometría". Centro Nacional de Nuevas Tecnologías, Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo. Ministerio de Trabajo e Inmigración. España.
- [94] Crowninshield, R. D., Johnston, R. C., Andrews, J. G., & Brand, R. A. "A biomechanical investigation of the human hip". Journal of Biomechanics. 11 (1): 75–85, 1978.
- [95] Apuntes de la materia de Robótica, Prof. Alessandro De Luca, Universidad de Roma.
- [96] Gagey PM, Weber B. Posturología. Regulación y alteraciones de la bipedestación. Masson. Barcelona; 2001.
- [97] Lomas Vega R. y López Ruiz MC. "Stabilometry and quality of life in the spinal pain. An analytic transversal study".
- [98] Puerta Mateus, Keily Catherine "Efecto del programa de ejercicios FIFA 11+ sobre el balance postural en futbolistas juveniles del Club Deportivo Expreso Rojo -Bogotá". Universidad Nacional de Colombia, Facultad de Medicina, Departamento de Movimiento Corporal Humano, Colombia 2016.
- [99] Hurtado Padilla Antonio, "Uso de la baropodometría". Ortho-tips, Vol. 2 No. 4, 2006.
- [100] Navarete Roberto, "Guía: Evaluación Postural". Pontificia Universidad Católica de Chile
- [101] Figura. Disponible en: <https://los4angelesdealain.files.wordpress.com/2012/05/posicion-anat-mica.jpg>
- [102] Figura. Disponible en: <http://www.eorif.com/Images/Mechanical-axis2.jpg>

[103] http://eprints.qut.edu.au/15779/20/20Gait_Reports_Normal_Samples.pdf

[104] Masani Kei, Kouzaki, Motoki & Fukunaga Tetsuo, “Variability of ground reaction forces during treadmill walking”. Journal of Applied Physiology Published 1 May 2002 Vol. 92 no. 5, 1885-1890

[105] Simonsen Erik B. et al. “Walking on High Heels Changes Muscle Activity and the Dynamics of Human Walking Significantly”. Journal of applied biomechanics 28(1):20-8 · February 2012.

[106] Reeves N.D. et al. “Influence of light handrail use on the biomechanics of stair negotiation in old age”. Gait & Posture 28(2):327-36, September 2008.

Anexos

A. Instrumentación

1. Goniómetro Vernier
2. Force Plate Vernier
3. Plataforma Baropodométrica freeMed 120x50
4. Shadow Lower Body System
5. BTS Smart-DX 100
6. BTS P-6000
7. Sistema de goniometría UNAM

B. Protocolos

1. Enero 2015
2. Octubre 2015
3. Enero 2016
4. Julio 2016

C. Órtesis

1. Contacto de empresas desarrolladoras de órtesis
2. Bauerfeind GenuTrain
3. Guardian OA Rehabilitator

D. Pruebas

1. Análisis de postura
2. Ejemplo de reporte

A.1.

Data-Collection Software

This sensor can be used with an interface and the following data-collection software.

- **Logger Pro 3** This computer program is used with LabQuest 2, LabQuest, LabQuest Mini, LabPro, or Go! Link.
- **Logger Lite** This computer program is used with LabQuest 2, LabQuest, LabQuest Mini, LabPro, or Go! Link.
- **LabQuest App** This program is used when LabQuest 2 or LabQuest is used as a standalone device.
- **DataQuest™ Software for TI-Nspire™** This calculator application for the TI-Nspire can be used with the EasyLink or TI-Nspire Lab Cradle.
- **EasyData App** This calculator application for the TI-83 Plus and TI-84 Plus can be used with CBL 2, LabPro, and Vernier EasyLink. We recommend version 2.0 or newer, which can be downloaded from the Vernier web site, www.vernier.com/easy/easydata.html, and then transferred to the calculator. See the Vernier web site, www.vernier.com/calc/software/index.html for more information on the App and Program Transfer Guidebook.
- **LabVIEW™** National Instruments LabVIEW™ software is a graphical programming language sold by National Instruments. It is used with SensorDAQ and can be used with a number of other Vernier interfaces. See www.vernier.com/labview for more information.

This sensor is equipped with circuitry that supports auto-ID. When used with LabQuest 2, LabQuest, LabQuest Mini, LabPro, Go! Link, SensorDAQ, TI-Nspire™ Lab Cradle, EasyLink, or CBL 2™, the data-collection software identifies the sensor and uses pre-defined parameters to configure an experiment appropriate to the recognized sensor.

Attaching the Goniometer to a Person

1. Select one member of the group to be the test subject. Thread two 24-inch elastic straps through the slots that can be found on the stationary arm of the Goniometer.
2. Secure the stationary arm of the Goniometer to the upper leg or arm of the subject using the elastic straps, as shown in Figure 1.
3. Make sure the dial on the sensor is centered on the joint being studied. Reposition and secure the Goniometer, if necessary.
4. Using a single 14-inch elastic strap, secure the flexible arm of the Goniometer to the foreleg or forearm.
5. Verify that the subject can move freely with the Goniometer attached to the limb being studied.



Figure 1



Goniometer

(Order Code GNM-BTA)



The Goniometer measures the angle of a joint, such as the knee or elbow. Use it to measure the range of motion of a joint. A set of elastic straps can be used to secure the sensor to the subject for dynamic measurements of joint angle during different types of physical activity. You can also use it with a Vernier EKG Sensor to measure muscle activity during different phases of limb motion. In addition, the sensor head can be detached from both arms of the sensor for use in STEM and engineering activities.

What is Included with the Goniometer

- One Goniometer; joint angle sensor attached to metal stationary arm
- One 12-inch flexible joint arm (comes attached to sensor)
- One 10-inch flexible joint arm
- One 8-inch flexible joint arm
- Two 24-inch elastic hook and loop straps
- Two 14-inch elastic hook and loop straps

NOTE: Vernier products are designed for educational use. Our products are not designed nor recommended for any industrial, medical, or commercial process such as life support, patient diagnosis, control of a manufacturing process, or industrial testing of any kind.

Collecting Data with the Goniometer

This sensor can be used with the following interfaces to collect data.

- Vernier LabQuest™ 2 or original LabQuest as a standalone device or with a computer
- Vernier LabQuest Mini with a computer
- Vernier LabPro™ with a computer or TI graphing calculator
- Vernier Go!™ Link
- Vernier EasyLink®
- Vernier SensorDAQ®
- CBL 2™
- TI-Nspire™ Lab Cradle

Here is the general procedure to follow when using the Goniometer.

1. Connect the Goniometer to the interface.
2. Start the data-collection software.
3. The software will identify the Goniometer and load a default data-collection setup. You are now ready to collect data.

Collecting Data

1. Connect the Goniometer to the data-collection interface.
2. Start the data-collection software. The software will identify the sensor and load a default data-collection setup.
3. Zero the sensor to report positive and negative joint angles from the subject's starting position.
 - Computer Users: Choose Zero from the Experiment menu.
 - LabQuest Users: Choose Zero from the Sensors menu on the Meter screen.
4. Start data collection.

Optional Calibration Procedure

Calibrating the Goniometer may not be necessary for some activities. If you are evaluating the range of motion of a joint, such as the knee or elbow, then the stored calibration should work well. For dynamic analysis of a joint you may want to calibrate the sensor before attaching it to a subject.

The instructions for calibration are dependent on the data-collection software you are using.

Calibrating the Goniometer with a Computer

1. Choose Calibrate from the Experiment menu.
 - Click Calibrate Now in the Sensor Settings dialog box.
2. Select the box marked One Point Calibration.
 - Click the Calibrate Now button.
3. Rotate the flexible arm of the Goniometer until it is positioned 180° from the stationary arm, as shown in Figure 2.
4. Verify that the set screw on the side of the dial is aligned with the silver dot on the baseplate.
 - Reposition the dial if necessary.
5. Enter 180° for Value 1. Click Keep, and then click OK.



Figure 2

Calibrating the Goniometer with LabQuest App

1. Choose Calibrate from the Sensors menu. Select the box marked One point calibration. Tap the Calibrate Now button.
2. Rotate the flexible arm of the goniometer until it is positioned 180° from the stationary arm. Verify that the set screw on the side of the dial is aligned with the silver dot on the baseplate of the sensor.
3. Enter 180° for Value 1. Tap Keep, and then tap OK.

Helpful Hints

You can easily reverse the reporting direction of the Goniometer using the data-collection software. This is very useful for comparing joint activity from left and right limbs. The instructions for reversing direction are dependent on the data-collection software you are using.

- Computer Users: Choose Set Up Sensors from the Experiment menu, then select your interface (LabQuest, LabPro, etc.). Click the image representing the Goniometer. Select Reverse Direction, and then close the dialog box.

- LabQuest Users: Tap the angle reading on the Meter screen. Choose Reverse Direction. Select the box for the Goniometer.

You can easily increase the length of the 14-inch strap if it is too short to comfortably wrap around the foreleg or forearm. Thread the second 14-inch strap through the cyclet of the first strap. Fold the second strap over itself so that the hook and loops lock. This will increase the length of the strap by 8 inches.

Changing the Flexible Arm of the Goniometer

The Goniometer comes with a set of flexible arms that vary in size. For subjects with smaller limbs, you may want to use one of the smaller joint arms on this sensor. To change the flexible arm, simply loosen and remove the screw that secures the arm to the dial. Select the appropriate joint arm and fasten it to the sensor with the screw provided. Verify that the terminal edge of the joint arm is aligned with the set screw on the side of dial. Reposition the flexible arm of the Goniometer, if necessary. Follow the directions for calibrating the sensor.

Specifications

Range	0–340° (or ±170°)
Accuracy	±3° ±1° (with calibration)
Resolution	0.06° 0.12°
13-bit (SensorDAQ)	
12-bit (LabPro, LabQuest, LabQuest 2, TL-Nspire™ Lab Cradle, LabQuest Mini)	
10-bit (CBL 2™)	0.5°
Stored calibration values	slope intercept
	90°/V –45°

How the Goniometer Works

The flexible arm of the Goniometer is attached to a metal dial on the sensor head that can rotate 360°. A magnet inside the sensor rotates with this dial. A magnetic encoder is used to report the position of the magnet. As the magnet rotates, the encoder produces a voltage that is converted into the position (angle) of the dial by the data-collection software.

Suggested Experiments

Measure the range of motion of various anatomical joints

Students measure the range of motion of different anatomical joints in this exercise. The knee, elbow, hip, wrist, ankle, and hand can all be measured using the Goniometer. Standard bony landmarks are used to mark the axis of rotation for each joint. As a result, the Goniometer does not need to be attached to the subject for this exercise.

Measure the range of motion of the elbow or knee during physical activity

In this type of activity, the Goniometer is attached to the subject's arm or leg. The range of motion of the joint is then recorded during physical activity. Standard weight lifting exercises can be used for the leg and arm, such as squats, leg extensions, bicep curls, dips, and triceps extensions. As shown in Figure 3, dynamic range of motion can be studied during running. Dynamic range of motion can also be studied while cycling.

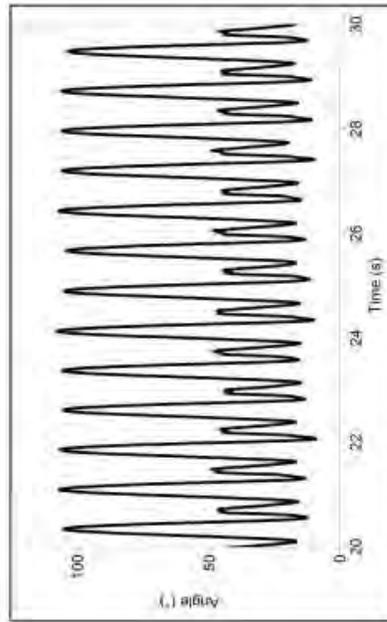


Figure 3 Goniometer data from knee while running

Measure the activity of different muscle groups during limb movement

In this type of activity, the Goniometer is used with one or more EKG Sensors to measure the electrical activity of different muscle groups during physical activity. Standard weight lifting exercises can be used for the leg and arm. The bicep curl is an excellent exercise for this lab. As shown in Figure 4, bicep activity increases during flexion and will decrease during extension.

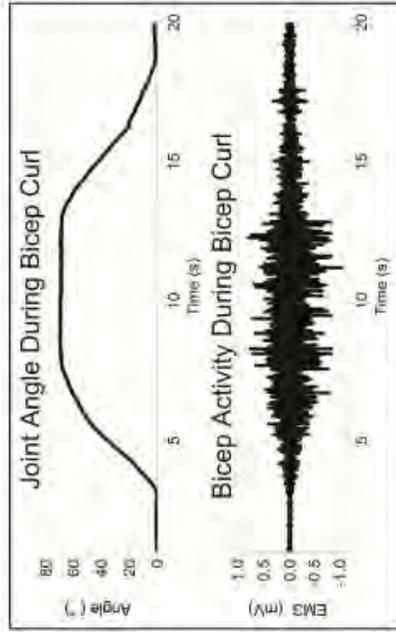


Figure 4

Measure heart rate and dynamic motion of the knee during physical activity

In this type of activity, an Exercise Heart Rate Monitor and the Goniometer are used to measure heart rate and dynamic range of the knee during physical activity. As shown in Figure 5, a standard exercise bike work well for this exercise. Treadmills and rowing machines can also be used in this type of activity.

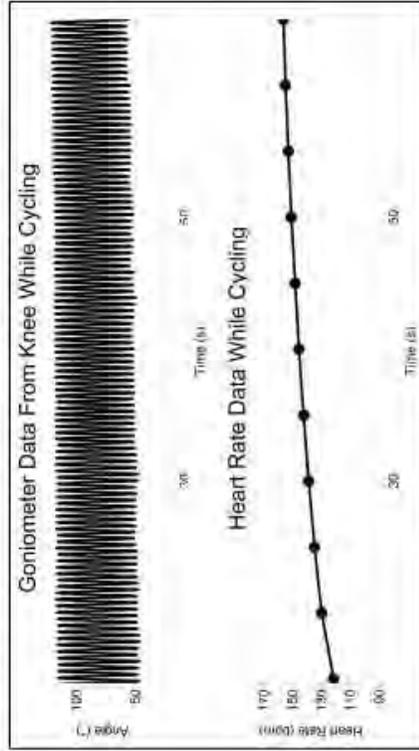


Figure 5

Replacement Parts

Name	Order code
Goniometer Replacement Arms (3 flexible arms)	GNM-ARMS
Goniometer Replacement Straps (4 elastic straps)	GNM-STRAPS

Warranty

Vernier warrants this product to be free from defects in materials and workmanship for a period of five years from the date of shipment to the customer. This warranty does not cover damage to the product caused by abuse or improper use.



Measure. Analyze. Learn.™

Vernier Software & Technology

13979 S. W. Millikan Way • Beaverton, OR 97005-2886

Toll Free (888) 837-6437 • (503) 277-2299 • FAX (503) 277-2440

info@vernier.com • www.vernier.com

Rev. 1/7/2013

Logger Pro, Logger Lite, LabQuest, LabQuest Mini, Vernier LabPro, and other marks shown are our trademarks or registered trademarks in the United States.

TI-Nspire, CBL 2 and CBL, TI-GGRAPH LINK, and TI Connect are trademarks of Texas Instruments.

All other marks not owned by us that appear herein are the property of their respective owners, who may or may not be affiliated with, connected to, or sponsored by us.



Printed on recycled paper.

Force Plate (Order Code FP-BTA)



Designed for much higher forces than the Dual-Range Force Sensor, the Force Plate can measure the forces developed during stepping, jumping, and other human-scale actions. For example, you can perform the following kinds of experiments:

- Observe the change in normal force during an elevator ride.
- Measure the impulse delivered by the floor during a jump.
- Measure the reaction force as a student leans against a wall.

Parts included with the Force Plate

The Force Plate includes one pair of handles. They can be attached either to the top or the bottom of the Force Plate. Do not step on the Force Plate when the handles are attached.

Collecting Data with the Force Plate

This sensor can be used with the following interfaces to collect data.

- Vernier LabQuest[®] 2 or original LabQuest[®] as a standalone device or with a computer
- Vernier LabQuest[®] Mini with a computer
- Vernier LabPro[®] with a computer or TI graphing calculator
- Vernier Go! Link[®]
- Vernier EasyLink[®]
- Vernier SensorDAQ[®]
- CBL 2[™]
- TI-Nspire[™] Lab Cradle

Here is the general procedure to follow when using the Force Plate:

1. Connect the Force Plate to the interface.
2. Start the data-collection software.
3. The software will identify the Force Plate and load a default data-collection setup. You are now ready to collect data.

Data-Collection Software

This sensor can be used with an interface and the following data-collection software:

- **Logger Pro 3.** This computer program is used with LabQuest 2, LabQuest, LabQuest Mini, LabPro, or Go! Link.
- **Logger Lite.** This computer program is used with LabQuest 2, LabQuest, LabQuest Mini, LabPro, or Go! Link.
- **LabQuest App.** This program is used when LabQuest 2 or LabQuest is used as a standalone device.

A.2.

- **DataQuest[™] Software for TI-Nspire[™].** This calculator application for the TI-Nspire can be used with the EasyLink or TI-Nspire Lab Cradle.
- **EasyData App.** This calculator application for the TI-83 Plus and TI-84 Plus can be used with CBL 2[™], LabPro, and Vernier EasyLink. We recommend version 2.0 or newer, which can be downloaded from the Vernier web site, www.vernier.com/easy/data.html, and then transferred to the calculator. See the Vernier web site, www.vernier.com/calc/software/index.html for more information on the App and Program Transfer Guidebook.
- **DataMate program.** Use DataMate with LabPro or CBL 2[™] and TI-73, TI-83, TI-84, TI-86, TI-89, and Voyage 200 calculators. See the LabPro and CBL 2[™] Guidebooks for instructions on transferring DataMate to the calculator.
- **LabVIEW[™]** National Instruments LabVIEW[™] software is a graphical programming language sold by National Instruments. It is used with SensorDAQ and can be used with a number of other Vernier interfaces. See www.vernier.com/labview for more information.

NOTE: Vernier products are designed for educational use. Our products are not designed nor recommended for any industrial, medical, or commercial process such as life support, patient diagnosis, control of a manufacturing process, or industrial testing of any kind.

Zeroing

In some situations you may want to zero the Force Plate, because changing the physical orientation of the sensor will change the reading when no force is applied. After you have set up your experiment, use your data-collection software to zero the sensor. Also, in the case of experiments involving large impact forces, you may need to zero the reading *after* one impact has taken place.

Specifications

Force range: -850 to +3500 N or -200 to +850 N, where positive value is a compression force
Maximum non-damaging force: 4500 N (1000 lb) compression or 900 N (200 lb) pull evenly distributed

12-bit resolution (LabQuest 2, LabQuest, LabQuest Mini, LabPro, Go! Link, TI-Nspire[™] Lab Cradle, ULD): 1.2 N or 0.3 N

10-bit resolution (CBL 2[™]): 4.8 N or 1.2 N

Dimensions: 28 cm by 32 cm by 5 cm

Calibration function

slope (gain): 1000 N/V or 250 N/V
intercept (offset): -1000 N or -250 N

Force = $V_{out} * 1000 \text{ N/V} - 1000 \text{ N}$ (3500 N range)

Force = $V_{out} * 250 \text{ N/V} - 250 \text{ N}$ (850 N range)

This sensor is equipped with circuitry that supports auto-ID. When used with LabQuest 2, LabQuest, LabQuest Mini, LabPro, Go! Link, SensorDAQ, TI-Nspire™ Lab Cradle, EasyLink, or CBL 2™, the data-collection software identifies the sensor and uses pre-defined parameters to configure an experiment appropriate to the recognized sensor.

The Two Switch Settings – Resolution and Range

As with any instrument, there is a trade off between resolution (the smallest force that can be measured) and the range of forces that can be measured. In general, you should use the 850 N range if you can. If the forces exceed 850 N, you will need to use the 3500 N range. In normal use, the resolution with the different switch settings when used with a LabPro or LabQuest will be 1.2 N for the $-1000/+3500$ N range and 0.3 N for the $-200/+850$ N range.

The Handles – Pushes and Pulls

The Force Plate includes two handles with captive screws. You can attach the handles to either the top or bottom of the plate. Threaded holes for the handles are available on the bottom. For use on the top, you must remove four screws. We recommend attaching the handles by the bottom of the Force Plate.

With handles in place, you can support the unit by hand for pushing on a wall or other large object, or you can attach an optional second pair of handles for pulling experiments (order code FP-HAN). **Note:** the maximum force in extension is much less than the maximum force in compression.

Optional Calibration Procedure

You should not have to perform a new calibration when using the Force Plate. You can use the appropriate calibration file that is stored in your data-collection program from Vernier.

In many cases, you can simply load an experiment file that is designed for use with the Force Plate and you are ready to collect data. Select the correct file (3500 N or 850 N) to match your selected range setting on the sensor.

If you want to improve the calibration, it is easy to recalibrate following the same procedure used in calibrating most Vernier probes—a two-point calibration. One point is your zero, with no force applied to the sensor. Set the Force Plate on a level surface. Select the calibration option of the program you are using and remove all force from the Force Plate. Enter **0** (zero) as the first known intensity. Now apply a known force to the Plate. The easiest way to do this is to put an object of known weight on the Plate. The weight should be at least 25% of the range used for the plate (200 or 850 N); for example, exercise weights could be used. Enter the weight of the mass (**Note:** 1 kg weighs 9.8 N). Do not exceed the selected range setting during the calibration.

Calibrations are usually retained only for the current session. Restarting the software, opening a new file, or choosing New from the File menu will reset the calibration to the default calibration. To retain calibrations across sessions, consult the instructions or help files appropriate to your software. See also www.vernier.com/ti/234/

Suggested Experiments

- Analyze a crouched jump. Start with knees bent, hands on hips. Do NOT lower your body further; jump up only. Do not move arms. This very artificial jump is easier to analyze than a natural jump.
 - a. Use the impulse of the force to find the change in momentum; find the jumper's velocity at take-off to estimate the jump height.
 - b. Use the flight and kinematics to find the jump height.
 - c. From the force vs. time graph, determine an acceleration vs. time graph. Integrate to find velocity and position vs. time graphs. Construct a plot of force vs. position, and use that to determine the work done on the jumper's center of mass by the floor. Since that work shows up as kinetic energy, use the energy to find the velocity at take-off.
- Repeat the above analysis for a natural jump, beginning with standing straight, crouching down, and then jumping. You will be able to jump higher this way, but the analysis will be more complex.
- Investigate the forces involved during the technique known as "unweighting" during ski or snowboard turns. Can you easily cut your apparent weight?
- Take the Force Plate on an elevator ride. Stand on the Force Plate, and record the force of the elevator floor on your feet as a function of time. Explain. Can you determine the speed of the elevator from the data?

References

1. R. Cross, "Standing, Walking, Running, and Jumping on a Force Plate," *Am. J. Phys.* 67(4), 304-309 (1999).
2. N.P. Linthorne, "Analysis of Standing Vertical Jumps Using a Force Platform," *Am. J. Phys.* 69(11), 1198-1204 (2001).
3. Haugland, "Physics Measurements for Sports," *Phys. Teach.* 39, 350-353 (Sept. 2001).

Warranty

Vernier warrants this product to be free from defects in materials and workmanship for a period of five years from the date of shipment to the customer. This warranty does not cover damage to the product caused by abuse or improper use.

Vernier Software & Technology

13979 S.W. Millikan Way • Beaverton, OR 97005-2886
Toll Free (888) 837-6437 • (503) 277-2299 • FAX (503) 277-2440
info@vernier.com • www.vernier.com

Rev 6/5/2012

Logger Pro, Logger Lite, Vernier LabQuest 2, Vernier LabQuest, Vernier LabQuest Mini, Vernier LabPro, Go! Link, Vernier EasyLink, SensorDAQ, and other marks shown are our trademarks or registered trademarks in the United States. TI-Nspire, CBL 2 and CBL, TI-GRAPIH LINK, and TI Connect are trademarks of Texas Instruments. All other marks not owned by us that appear herein are the property of their respective owners, who may or may not be affiliated with, connected to, or sponsored by us.



Printed on recycled paper.

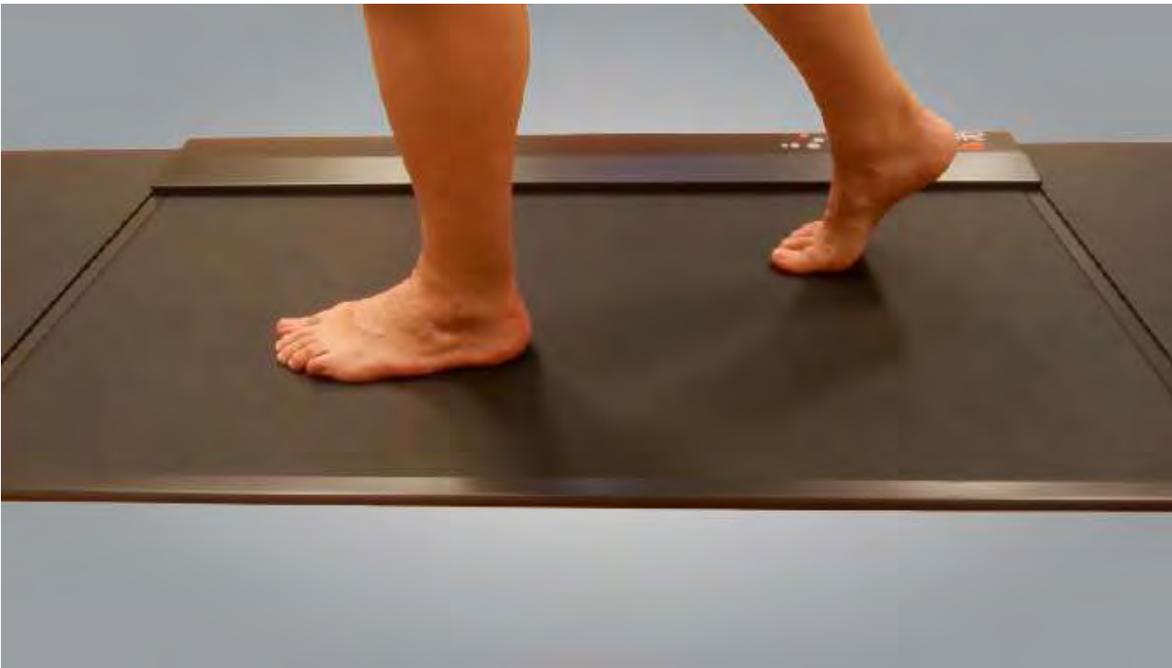
A.3.



FreeMED 120x50 Maxi

The new paropodometry platform of Medica feet from aluminum, weighing only 8.5 kg and sampling frequency of 300 Hz, provided to health professionals with carry bag.

Technical characteristics



- Sampling Frequency : 300 Hz
- Material: aluminum
- Carry bag
- 24 K gold sensors from elastic rubber
- Thickness: 8 mm
- Connection type USB 2.0
- Power Supply: 15 Vcc
- Power consumption: 300 mA
- Analysis: 2.5 dpi XY, 8 bit Z

- Matrix scan
- 10 bit independent calibration
- Operating temperature : 0 ° C - 55 ° C
- Maximum pressure: 150 N / cm²
- Product certification: CE
- EMC standards : EN 6240-1-2-3.

A.4.



Tech Specs

Sensors

17 precision inertial measurement units
3-axis accelerometer, gyroscope, and magnetometer
2 pairs pressure insoles

Sample rate

100, 200, or 400 Hz output data rate
1000 Hz internal update rate

Orientation

Drift free, static 3D rotation accuracy
0.5°
2° dynamic accuracy

Size

33 x 18 x 6 mm miniature sensors

Weight

1.1 kg (2.4 lbs) wearable
6.5 kg (14.3 lbs) travel case

Battery

3.5 hours capacity
6700 mAh
2 packs and dual charger

Wireless

Wi-Fi 802.11n
Indoor Range 32 m (105 ft)
Outdoor Range 95 m (310 ft)

Controller

16 GB storage
Status LED

Latency

20 ms wireless (Wi-Fi)
5 ms wired (USB)

Sensors

Each Shadow sensor is a precision inertial measurement unit (IMU) consisting of a high resolution, low noise accelerometer, gyroscope, and magnetometer.

Our sensors are made in the USA from U.S. and imported parts. We use only the highest quality miniature inertial sensors in our products.

	Full Scale Range	Resolution
Accelerometer	±2, 4, 8, 16 g	0.18 mg
Gyroscope	±4000 °/s	0.12 °/s
Magnetometer	±1.3 gauss	0.92 mG

Operating System

Operating System

Works on Windows, macOS, Linux, iOS, and Android devices.

Connectivity

Requires a device with Wi-Fi 802.11n support or a USB Standard-A port.

Modern Web Browser

Some features require a browser with HTML5 support.



BTS SMART-DX

High-precision
optoelectronic system
for the biomechanical
motion analysis

High Performances 4 Megapixel - 500 Hz


BTS Bioengineering

High-precision optoelectronic system for the biomechanical motion analysis



BTS SMART-DX is the 4th generation high-precision optoelectronic systems that confirms BTS world leadership in the development of advanced motion analysis solutions.

A new standard for innovative motion analysis

With SMART-DX, BTS offers researchers and doctors a new set of high definition systems improving their investigation ability. These features make the SMART-DX line able to satisfy any analysis requirements, even under the most critical conditions.

Each version is based on new-designed digital video cameras featuring high sensitive sensors with innovative and functional illuminators. The high radiation power, combined with the camera high resolution (up to 4 Megapixels), increase the working volume and make this device able to capture extremely rapid and imperceptible movements.

BTS SMART-DX represents an evolutionary leap in the development of multifactorial motion analysis, now made even more accurate, integrated, fast and more productive. The system integrates, synchronizes and manages in real time all kinematic, kinetic, electromyographic and video data originated by the connected devices (such as force platforms, electromyographs, treadmills, etc.).

Designed for the biomechanical motion analysis

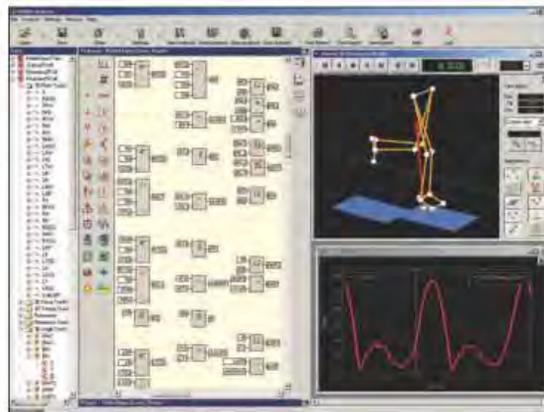
The system is equipped with BTS SMART-Suite, a module-based software for the data capturing and visualization.

Alternatively the following software are available in option:

BTS SMART-Analyzer
Advanced software for multifactorial motion analysis. It allows for the protocols customization through an innovative object-based interface. Reports can be designed as required and can be printed out, exported or shared over the internet.

BTS SMART-Performance
The best tool for sport movements analysis. It helps to better investigate and improve athletes' performances, by optimizing their trainings and preventing injuries. It includes predefined analysis protocols for different sports (i.e. football, golf, cycling, tennis and baseball).

BTS SMART-Clinic
This solution is devoted to clinical assessment. Based on protocols validated by the international scientific community, it is a powerful tool for total body analysis or single body districts evaluations.



Technical features of the system:

Speed and accuracy

- Accurate marker identification
- High frequency acquisition up to 2000 Hz
- Resolution up to 2048x2048 pixels
- Real Time processing

Quick and easy calibration

- Requires less than 180 secs
- Multivolume (work also with obstacles)

Use in critical light conditions

- Any loss of precision and accuracy
- Automatic elimination of any reflections
- Can be installed outdoor

Data synchronisation and integration

- A single datastation for data acquisition, processing and analysis of different analogical and digital devices
- All the kinematic, kinetic, EMG and video data acquired are synchronised even in the event of long-lasting acquisitions.

Development tool

For integration with third party systems: BTS SDK for access to 3D data in real time, trigger events management, external synchronisation clock management, kit for isokinetic dynamometers.



BTS SMART-DX

High-precision optoelectronic system for the biomechanical motion analysis

BTS SMART-DX is available in 5 different versions with different performances designed to meet the differing motion analysis demands. All models use the new IR high-efficiency illuminator with a wide range of action.

BTS SMART-DX 100

Compact, portable system that makes motion analysis easy and flexible, as it can be carried out directly in the rehabilitation gymnasium and on the training field. Ideal for use in assessing individual body districts and local movements.

BTS SMART-DX 400, 700 and 6000

Extremely versatile systems that are well able to meet all analysis laboratory demands, both in routine use, typical of the clinical field, and in experimental use under the scope of sport and research.

BTS SMART-DX 7000

An extremely high performance system designed for laboratories needing maximum performance for the analysis of complex, very fast movements that require large spaces for execution and multiple simultaneous body segmental assessments.



TECHNICAL SPECIFICATIONS *

	BTS SMART-DX 100	BTS SMART-DX 400	BTS SMART-DX 700	BTS SMART-DX 6000	BTS SMART-DX 7000
Infrared Digital Cameras	Up to 4 TVCs for each datastation	Up to 16 TVCs for each datastation	Up to 16 TVCs for each datastation	Up to 16 TVCs for each datastation	Up to 16 TVCs for each datastation
Multiple workstations connection capability	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
Sensor resolution	640x480 (0.3Mpixel)	1366x768 (1.1Mpixel)	1500x1000 (1.5Mpixel)	2048x1088 (2.2Mpixel)	2048x2048 (4Mpixel)
Acquisition frequency at maximum resolution	140fps	100fps	250fps	340fps	500fps
Maximum acquisition frequency	280fps	300fps	1000fps	2000fps	2000fps
Accuracy	<0.2mm on a volume 2x3x2m	<0.3mm on a volume 4x3x3m	<0.1mm on a volume 4x3x3m	<0.1mm on a volume 4x3x3m	<0.1mm on a volume 6x6x3m
Preprocessing	-	on Cameras	on Cameras	on Cameras	on Cameras
Preview	Full frame				
LED illuminator wavelength	850nm	850nm	850nm	850nm	850nm
Number of markers detected simultaneously	Unlimited	Unlimited	Unlimited	Unlimited	Unlimited
Data transmission technology	Gigabit Ethernet				
TVC power	Directly supplied by the Datastation				
Lenses	Interchangeable C-mount				
Case	Slim	High Profile	High Profile	High Profile	High Profile
Analog acquisition board	I-PORT EXPANDER	32-80	32-80	32-80	32-80
Passive and retro-reflecting markers	Ø from 1 to 20 mm	Ø from 3 to 20 mm			
The installed software ***	BTS SMART-Suite				

**For all models, BTS SMART-Analyze, BTS SMART-Clinic and BTS SMART-Performance softwares are available in option.



BTS Bioengineering

WWW.BTSBIOENGINEERING.COM
SALES@BTSBIOENGINEERING.COM

BTS BIOENGINEERING CORP.
147 PRINCE STREET - SUITE 11
11201 BROOKLYN NY USA
INFO: +1 347.204.7027
HELPDESK: +1 484.575.1404

BTS S.P.A.
VIALE FORLANI 40
20094 BARBAGNATE MILANSE (MI) ITALY
TEL: +39 02 36549000
FAX: +39 02 36649024



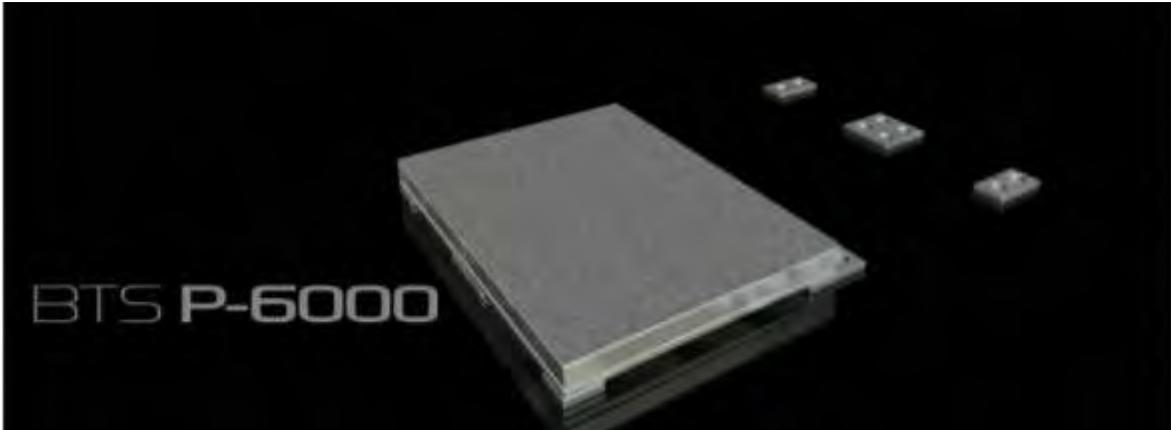
BTS COMMERCIAL PARTNER NETWORK



A.6.



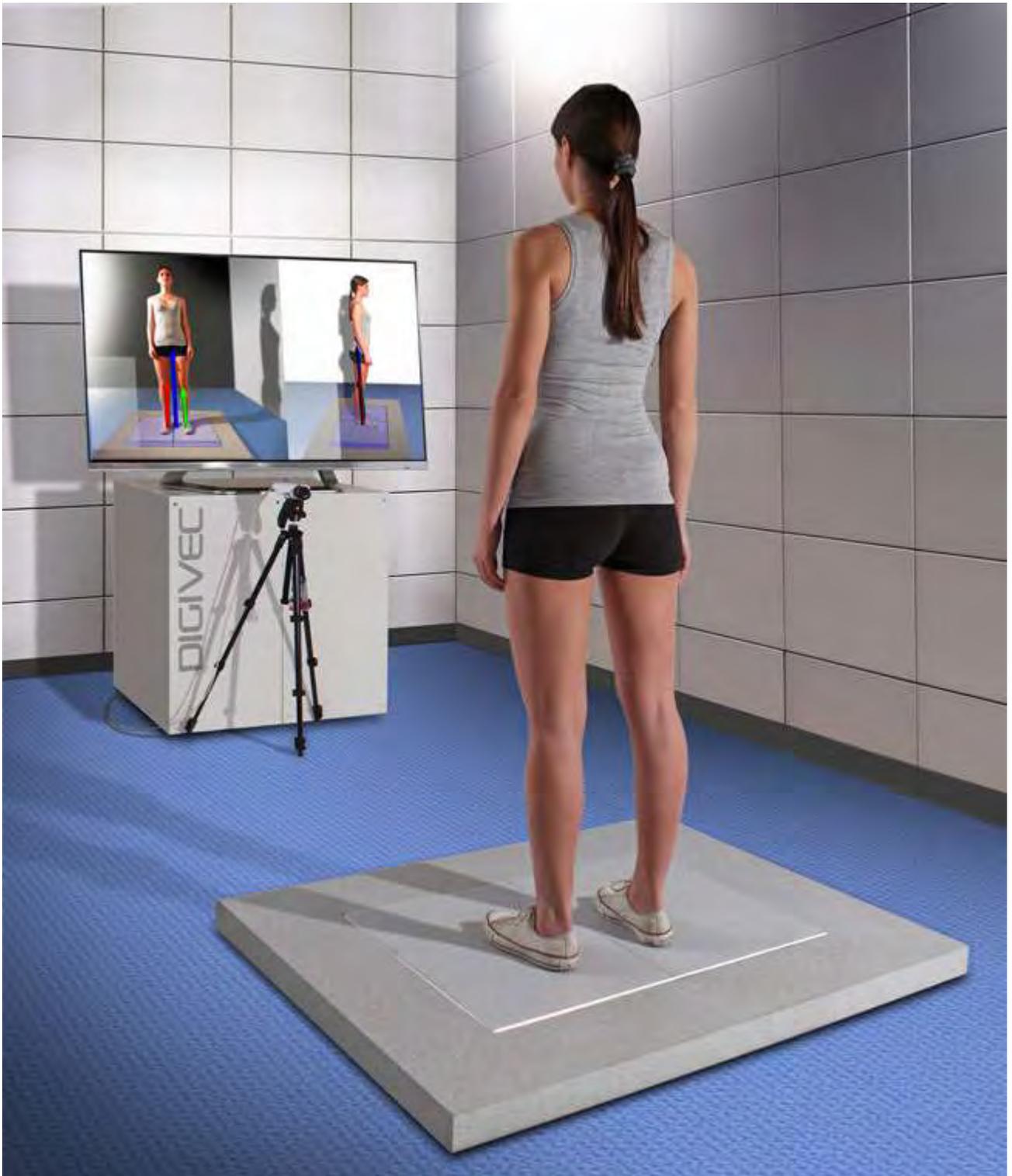
BTS P-6000



The very first digital modular floor for the jumping, walking and running strength analysis.

BTS P-6000 is a modular sensory floor which measures ground reaction forces throughout its surface, allowing a deep analysis of a subject's static postural condition and dynamic postural condition. The subject can move freely on BTS-P6000 and any contact to floor is used for the dynamic analysis of movement. This feature makes it an essential, one of a kind tool for the diagnosis and comprehension of complex conditions suffered by patients with severe neuro-motor dysfunctions. It can also be used for the performance of biofeedback training for posture and for maximizing sports professionals' athletic performance.

BTS P-6000 is a highly reliable, accurate and versatile system and it replaces all the other traditional analog platforms.



How it works

BTS P-6000 is a high performance force platform, it's fully digital and equipped with twelve sensors (transducers) for each platform which break force into its different components and perform an accurate, high-frequency analysis. By adding optional video cameras (up to four) it's possible to watch and record the subject from different angles, give a superimposed representation (augmented reality) of direction and intensity of force vectors: knowledge about the direction of reactive force in relation to the joints allows the evaluation of functional overload, injury prevention, the detection of possible load asymmetries, and the adoption of the most successful rehabilitation therapy.

Applications

BTS P-6000 is highly recommended in order to:

- choose and validate orthosis and prostheses;
- analyze load symmetry and plan medication or surgery treatments in orthopedics
- perform postural evaluations and/or neurological investigations (stabilometric)
- consider postural re-education therapy
- prevent injuries and enhance sports performance

BTS P-6000 Industrial

This version of the platform measures ground reaction forces throughout its surface, allowing the impact evaluation of robotic machine or small material handling machinery.

Technical features

Interface	LAN (10/100 Ethernet)
Signal Output	Digital
Power Supply	PoE with proprietary switch
Weight and Dimension (equivalent to 1 traditional platform)	Single Module 28Kg, sensitive area 60 x 40 cm minimum height 5,7 cm
Capacity (X and Y) for each sensor	Up to ±2000 N
Capacity (Z) for each sensor	Up to 2000 N
Sensitivity/Resolution	16bit over selected range
Sensitivity deviation over plate surface	<1,0% Full Scale Output
Hysteresis	<0,2% Full Scale Output
Linearity	<0,2% Full Scale Output
Sensing elements	Patented strain gauge architecture
Amplifier	Built-in
Mounting Hardware	Not required
Protection degree	IP42
Compliance to Standards	Safety: EN 60601-1 EMC: EN 60601-1-2

A.7.

DISEÑO DE UN SISTEMA DE GONIOMETRÍA PARA TREN INFERIOR

Participantes

Saúl Artemio García Duque

Daniel Marcial Díaz

Ing. Carlos Jaime Canchola Hernández

Objetivos generales

- Desarrollar un sistema de goniometría para obtención de variables biomecánicas.

Objetivos específicos

- Garantizar la correcta alineación en planos de movimiento para la obtención de ángulos.
- Establecer un protocolo de adquisición de datos confiable

Metodología

- Identificación de planos de movimiento
- Caracterización, calibración y selección de sensores.
- Diseño y ensamble del sistema mecánico
- Desarrollo e implementación del protocolo de comunicación
- Pruebas piloto realizadas con la finalidad de validar el instrumento

Resultados

Se realizó el diseño de un sistema de 6 goniómetros de miembro inferior para adquisición de datos en tiempo real. Este sistema posee un protocolo de comunicación inalámbrico con capacidad de muestreo a una frecuencia de 270 Hz.

La validación de la instrumentación desarrollada se realizó con pruebas de visión en plano sagital y sistemas de medición inercial (IMUs) así como con el sistema de captura de movimiento BTS del Laboratorio Universitario de Biomecánica bajo la coordinación del responsable del laboratorio M. en C. Otto Braulio García Garibay.

Las especificaciones finales del equipo de goniometría fueron:

Alimentación	Emisor: Batería 9[V]; Transmisor: 5V (USB).
--------------	---

Frecuencia de muestreo	270 Hz
Frecuencia de transmisión	2.4 GHz
Resolución	10 bits
Rango de medición	30°-330°
Comportamiento del goniómetro	Lineal
No linealidad	+/- 1%
Error máximo	1°

Estado actual

El sistema de goniometría fue entregado al responsable del Laboratorio Universitario de Biomecánica, el M. en C. Otto Braulio García Garibay. La entrega del sistema comprendió:

- Entrega física de los 6 goniómetros para la captura del tren de miembro inferior.
- Entrega digital de software necesario para el funcionamiento del sistema.
- Capacitación brindada al responsable del laboratorio para el correcto empleo, mantenimiento y solución de errores al momento de la ejecución.
- Entrega digital de manual de usuario.

Los planos finales, esquemáticos y diagramas de conexión y de flujo están protegidos por la Dra. María del Pilar Corona Lira, responsable del proyecto y tutora de la tesis de maestría.



Ilustración 1 Goniómetros previos al ensamble final



Ilustración 2.- Colocación del sistema en usuario para adquisición de datos.



Ilustración 3.- Pruebas de sincronización del sistema

B.1.

Objetivo general

Empleando un sistema de captura de movimiento y el modelo Helen Hayes, se obtendrá la biomecánica de una persona con OA tipo 1.

Objetivo particular

Obtener los vectores de referencia y validar de acuerdo a la literatura.

Obtener los centros de rotación de cada articulación

Obtener los ángulos de flexión de cadera, rodilla y tobillo y validar con literatura.

Validar el ángulo de flexión en rodilla con goniometría.

Validar el vector de reacción del piso con una plataforma uniaxial.

Lugar de Pruebas

Unidad de Biomecánica, del Instituto de Neurobiología de la UNAM, campus Juriquilla.

Metodología

Para validar o refutar la hipótesis anteriormente expuesta, se contó con un sujeto de estudio con las siguientes características:

- Genu varo en rodilla derecha de 185.2 y 181.9 en izquierda.
- Alineación pélvica correcta.
- Sin patología en columna asociada.

Equipo a emplear

Goniómetro digital (Vernier)

Sistema de captura de movimiento BTS Engineering (12 SMART DX-7000 cámaras a 250 [Hz])

2 plataformas de fuerza triaxiales (P-6000 a 1000 [Hz])

Plataforma de fuerza uniaxial (Vernier)

Cinta métrica

Pelvímetro

El protocolo de marcha consta de los siguientes elementos:

Componente de la prueba	Instrumentos empleados	Duración [minutos]
0) Calibración	Báscula, Force Plates, goniómetros digitales, calibradores, Motion Capture	10-60

	System, sensores EMG, Data logger	
1) Preprueba	-	10
2) Examinación clínica	Goniómetros	30-45
3) Posicionamiento de marcadores de movimiento		15-20
4) Colección de datos de movimiento	Motion System Analysis, ForcePlates	30-60
5) Reducción de datos	Computadora	30-90
6) Interpretación de datos	Computadora	20-30
7) Generación del reporte	Computadora	120-180

Descripción de los elementos de la prueba

Calibración

Los elementos a calibrar en esta etapa son las plataformas de fuerza a emplear. Para calibrar, se realizará el “zeroing” y después se validará con respecto al peso de una persona medido por las ForcePlates y comparado con la báscula.

El goniómetro se calibrará con ayuda del Datalogger de Vernier y se validará con un goniómetro de plástico.

Se calibra el Vernier digital con el sistema incorporado y se valida con respecto a una hoja milimétrica.

Elemento a calibrar	Factores a considerar
ForcePlates	Oscilaciones en la lectura de fuerza sin carga. Diferencias entre las lecturas de cada una de las fuerzas obtenidas.
Goniómetro	El goniómetro no debe de dar una vuelta completa después de calibrado.
Motion Capture System	Diferencias en la lectura de una trayectoria fija. No se deben de mover las cámaras por ningún motivo una vez hecha la calibración.

Preprueba

Se le explica a la persona a evaluar y sus acompañantes, las etapas de la prueba: el registro de antropometrías, la evaluación clínica y el análisis de marcha. La persona se prepara para cada una de las pruebas (pies y piernas totalmente descubiertas, sin calcetines ni zapatos y

solamente con un short de tal manera que las posiciones anatómicas a colocar los marcadores no se estén cubiertas por la ropa).

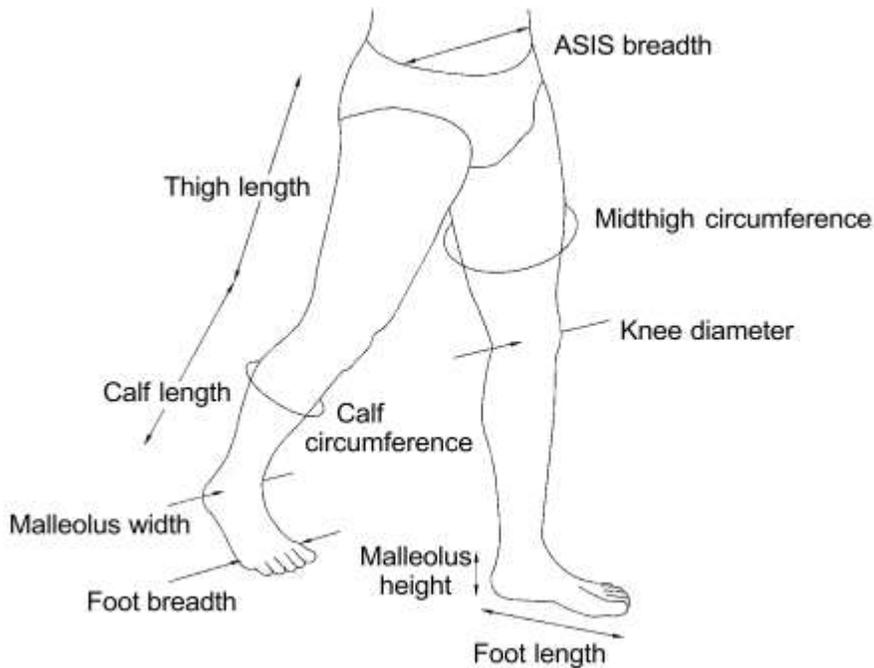
La persona es medida, pesada y se le pregunta por su edad y un correo electrónico en caso de que acepte que se le entreguen los resultados de las evaluaciones.

Dato recolectados
Nombre
Sexo
Edad
Correo de contacto

A su vez, se realiza la medida de 20 antropometrías, las cuales son:

Medida Antropométrica
Masa
Amplitud de crestas ilíacas
Longitud de muslo derecho
Longitud de muslo izquierdo
Circunferencia media de muslo derecho
Circunferencia media de muslo izquierdo
Longitud de pierna derecha
Longitud de pierna izquierda
Circunferencia media de pierna derecha
Circunferencia media de pierna izquierda
Diámetro de rodilla derecha
Diámetro de rodilla izquierda
Longitud de pie derecho
Longitud de pie izquierdo
Altura de maléolo derecho
Altura de maléolo izquierdo
Ancho de maléolo derecho
Ancho de maléolo izquierdo
Ancho de pie derecho
Ancho de pie izquierdo

Lo anterior se realiza considerando la siguiente figura:



Examinación Clínica

La evaluación clínica consiste de dos evaluaciones, una que evalúa los grados de movimiento del miembro inferior y otra enfocada a la valuación clínica del valgo.

Ángulos de Movimiento.- Se evalúan los grados de los arcos de movimiento en miembro inferior con ayuda de un terapeuta y se enfocan en 3 grandes elementos del cuerpo:

Cadera	1) Flexión-Extensión 2) Abducción-aducción 3) Rotación
Rodilla	1) Flexión-Extensión 2) Rotación
Tobillo y pie	1) Dorsiflexión y flexión plantar 2) Inversión y eversión

Ver .pdf para más detalle.

Valuación clínica del valgo.- Se evalúa la persona de pie, se marca el centro de tobillo y tibia-peroné en la posición posterior. Se mide la distancia que hay entre las líneas trazadas entre tobillos y entre rodillas. Se toma una fotografía.



2.- La persona junta sus rodillas en una posición no forzada y se mide la distancia entre los centros de sus tobillos. Se toma una fotografía.



3.- La persona junta sus pies en una posición no forzada y se mide la distancia entre los centros de sus rodillas. Se toma una fotografía.



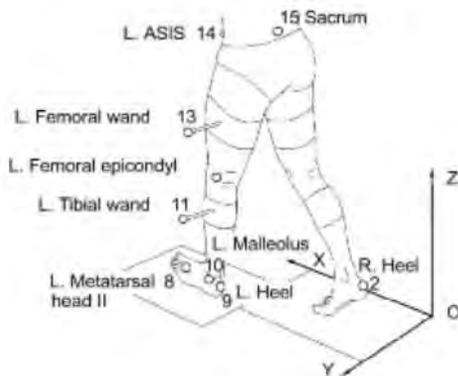
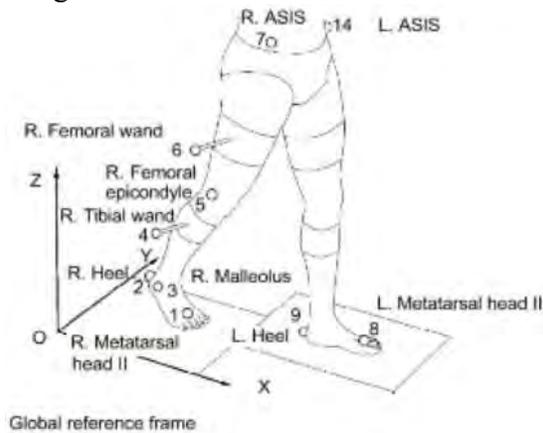
Cuadro resumen de la evaluación clínica de valgo

Postura	Distancia medida	Ángulo a obtener
Natural	Separación tobillos Separación rodillas	Ángulo natural
Valgo	Separación tobillos	Ángulo Valgo

Varo	Separación rodillas	Ángulo Varo
------	---------------------	-------------

Posicionamiento de marcadores de movimiento

Se colocan 15 marcadores en arreglo Helen Hayes de acuerdo a lo mostrado en la siguiente imagen.



Marcador	Ubicación
1	Cabeza de segundo metatarsiano derecho
2	Tobillo derecho
3	Maléolo derecho
4	Varita femoral derecha
5	Epicóndilo femoral derecho
6	Varita femoral derecha
7	Espina iliaca anterior superior derecha
8	Cabeza de segundo metatarsiano izquierdo
9	Tobillo derecho
10	Maléolo izquierdo
11	Varita femoral izquierda
12	Epicóndilo femoral izquierdo

13	Varita femoral izquierda
14	Espina ilíaca anterior superior izquierda
15	Sacro

Prueba

Postura

Se colocan los 15 marcadores acorde al modelo Helen Hayes. La persona se coloca en postura natural neutra dentro del cubo de visión con la característica de que su plano anteroposterior coincida lo más posible con un plano global del marco de referencia inercial.

Se realiza una captura de por lo menos 30 segundos en esa posición.

Marcha

La persona se coloca con pies juntos en el centro de una plataforma de fuerza triaxial. El pie contrario al que se va analizar se desplaza un paso hacia atrás y nuevamente se hace hacia atrás un paso más con el pie a analizar.

El pie contrario se coloca a la misma distancia del pie más atrasado. Se coloca una línea horizontal detrás de los pies. Esa será la distancia de inicio.

La persona comenzará siempre delante de esa marca a caminar de tal manera que el pie a analizar coincida en su pisada con el centro de la plataforma de fuerza. Se registra un mínimo de 5 eventos.

Se cambia de pie y se realiza nuevamente la captura de un mínimo de 5 eventos.

El proceso se repite para la plataforma uniaxial.

Resultados a obtener

La prueba de postura nos permite visualizar de manera gráfica la correcta obtención de los centros de rotación y las bases de segmentación del miembro inferior. Asimismo, con la postura, podemos validar el eje mecánico de rodilla en una persona previamente diagnosticada.

En la prueba de marcha se obtendrán las flexiones de cadera, rodilla y tobillo tanto para las articulaciones derechas e izquierdas. El ángulo de flexión de rodilla se validará contra un goniómetro para determinar la validez de la prueba. Se comparan también los resultados obtenidos por ambas plataformas de fuerza para determinar la correcta calibración del equipo de captura de movimiento.

B.2.

Protocolo de Pruebas

Objetivo general

Adquirir la biomecánica anómala de miembro inferior para una persona con osteoartritis tipo 1 en rodilla y comparar sus patrones biomecánicos con respecto a un grupo control de características antropométricas similares para determinar las variables biomecánicas estáticas y dinámicas que ocasionan el desgaste de la articulación.

Objetivo particulares

- Determinar la correcta configuración de los ángulos de Euler para su transformación en desplazamiento angulares.
- Emplear los goniómetros diseñados por la Facultad de Ingeniería para la validación de los desplazamientos angulares medidos por las IMUs.
- Validar los ángulos obtenidos de los goniómetros mediante visión de alta velocidad.
- Obtener el centro de presiones plantar y la fuerza de presión plantar para validar con el vector de reacción del piso.

Lugar de las pruebas

Sótano del Centro de Ingeniería del Anexo de Ingeniería, de la Universidad Nacional Autónoma de México, C.U.

Fecha de prueba

28 de octubre de 2016.

Equipo a emplear:

Lower Body Motion Shadow System (7 sensores inerciales, concentrador y plantillas)

Sistema de Goniómetros (6 goniómetros y concentrador)

Sistema de Visión (3 cámaras de alta velocidad)

FreeMed 120x50 (plataforma baropodométrica)

Módulos

Para la realización de las pruebas se cuenta con 5 módulos, los cuales estarán orientados a la realización de actividades exclusivas para realizar un circuito de pruebas para atender a un sujeto de estudio en 45 minutos.

- 1) Clínico.- Encabezado por la Dra. Blanca Meses. Consiste en la elaboración de un historial clínico corto. Se registra nombre, edad, talla, masa y sexo. Las variables fisiológicas a medir son: frecuencia cardíaca, presión arterial y porcentaje de saturación de oxígeno. En este módulo se debe medir las siguientes características antropométricas de la persona.

Datos generales

Nombre			
Edad		Talla	
Masa		Sexo	

Tobillos juntos

Distancia rodilla-rodilla		Distancia primer metatarso-primer metatarso	
---------------------------	--	---	--

Pies separados

Distancia primer metatarso-primer metatarso		Distancia calcáneo-calcáneo	
---	--	-----------------------------	--

Variables fisiológicas

Frecuencia Cardiaca		Presión Arterial	
Saturación de oxígeno			

Número mínimo de personas en el módulo: 2

Persona que tome lectura y persona que registre los datos.

Participantes:

Dra. Blanca Meneses Guevara

Dr. Hugo Seacatl Aguilar Talamantes

1 chico de servicio social

Instrumentos de medición

Vernier

Cinta métrica

Oxímetro

Manómetro

Estetoscopio

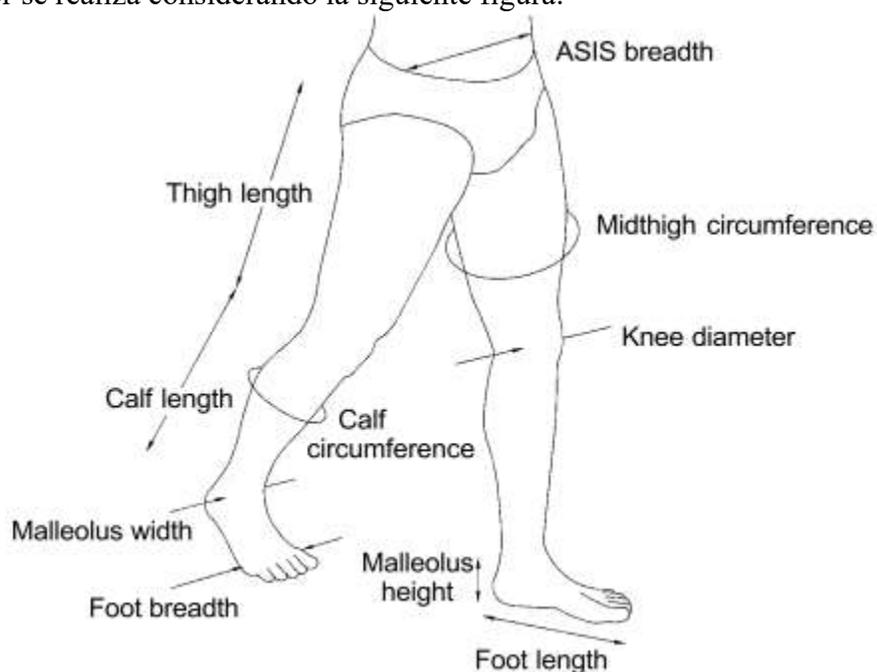
Tiempo estimado de prueba: 4 minutos

2) **Antropometría.-** Consta de tres etapas.

1.- *Obtención de las siguientes medidas:*

Medida Antropométrica	Valor [cm]
Masa	
Amplitud de crestas ilíacas	
Longitud de muslo derecho	
Longitud de muslo izquierdo	
Circunferencia media de muslo derecho	
Circunferencia media de muslo izquierdo	
Longitud de pierna derecha	
Longitud de pierna izquierda	
Circunferencia media de pierna derecha	
Circunferencia media de pierna izquierda	
Diámetro de rodilla derecha	
Diámetro de rodilla izquierda	
Longitud de pie derecho	
Longitud de pie izquierdo	
Altura de maléolo derecho	
Altura de maléolo izquierdo	
Ancho de maléolo derecho	
Ancho de maléolo izquierdo	
Ancho de pie derecho	
Ancho de pie izquierdo	

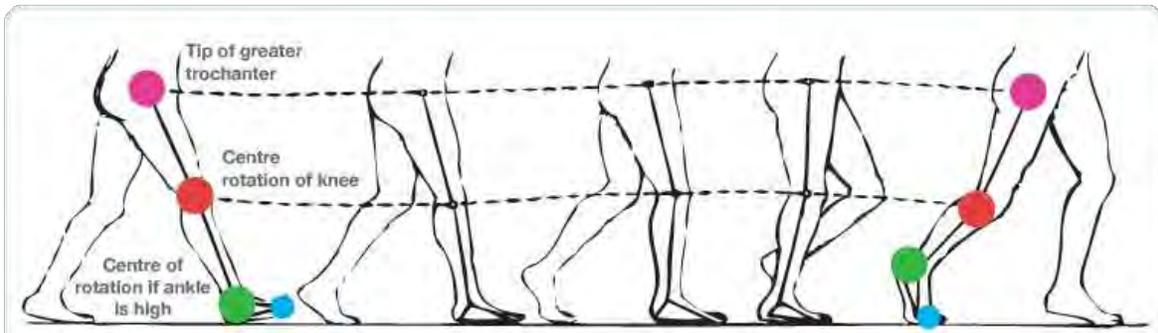
Lo anterior se realiza considerando la siguiente figura:



Para el diámetro de rodilla, ancho de maléolo y pie se cuenta con un calibrador Vernier. Las medidas restantes son obtenidas con cinta métrica.

2.- Colocación de marcadores visuales en cresta iliaca antero superior, trocánter mayor, epicóndilo femoral, maléolo lateral y cabeza lateral de quinto metatarsiano.

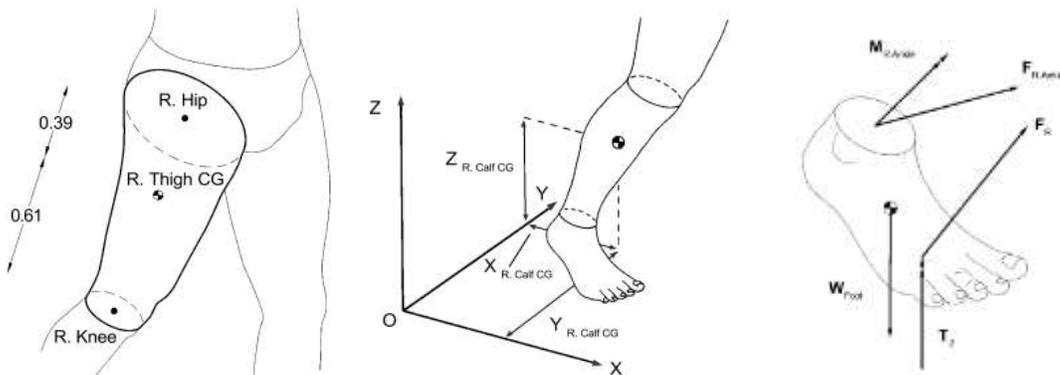
Estos marcadores serán círculos adheribles de color rojo para el miembro derecho y azul para el miembro izquierdo.



3.- Determinación de centros de masa.

Se necesita determinar el centro masa de fémur, tibia peroné y pie.

Los centros de masa identificados se marcan empleando etiquetas visuales adheribles de color azul para el miembro izquierdo y verde para el miembro derecho.



Número mínimo de personas en el módulo: 2

Persona que tome lectura y persona que registre los datos.

Participantes:

M. I. Rodolfo Vilchis

Lic. en Fisioterapia Marisella Arismendi

2 chicos de servicio social

Instrumentos de medición:

Vernier

Cinta métrica

Tiempo estimado de prueba: 6 minutos

3) Goniometría.- Es el primer módulo de ingeniería. Consta de un sistema de goniómetros desarrollado por la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional Autónoma de México. Es un sistema de 6 goniómetros que permiten capturar la flexión y extensión de cadera, rodilla y tobillo para el miembro derecho e izquierdo.



Sobre los centros de rotación identificados previamente por el módulo de antropometrías, se coloca el centro de rotación de los goniómetros. El brazo fijo se coloca de tal manera que siga el eje anatómico del elemento proximal y el brazo móvil el eje anatómico del elemento distal. Lo anterior nos permite reconstruir la cadena cinemática de miembro inferior. Con dicha cadena, se pretende validar la información obtenida de las IMUs a emplear en el siguiente módulo.



Número mínimo de personas en el módulo: 4
Cuatro personas para la colocación de los goniómetros (2 por lado).
Una persona para la captura de datos vía remota.

Equipo: Sistema de goniómetros.
Computadora para captura de datos de los goniómetros.

4) IMUs y Equipo Baropodométrico

El siguiente módulo requiere de dos sistemas. El primer sistema consiste en un sistema comercial de movimiento inercial a base de IMUs, Lower Body Motion Shadow System, el cual consiste de 7 sensores colocados en la parte posterior del sacro y en los centros de masa aproximados de muslo, pierna y pie. Para ello, los sensores se colocan sobre los centros de masa previamente identificados en el módulo de antropometría.



A su vez, para complementar la información dinámica de la persona, se cuenta con una plataforma baropodométrica de la empresa SensorMedica con capacidad de sensado de un área de 120x50 [cm].



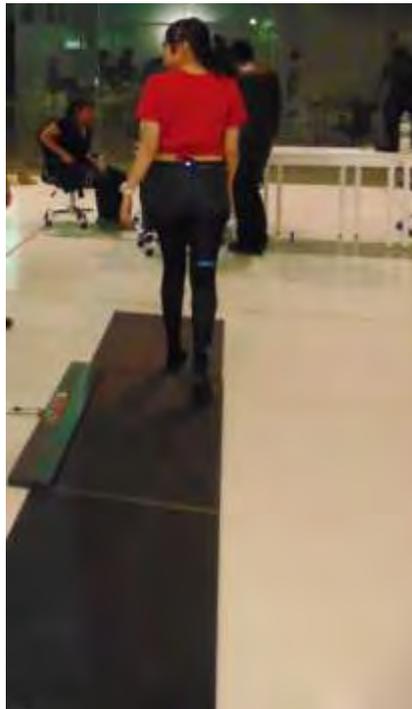
La plataforma nos permite determinar el centro de presiones del pie y obtener la magnitud y distribución de la componente vertical del vector de reacción del piso durante un análisis postural o de marcha.

La prueba consiste en la colocación de las IMUs en la parte posterior de la pelvis y en los centros de masa aproximados de pierna, muslo y pie tanto derechos como izquierdos. Después de esto, contamos con dos pruebas:

Análisis de Postura.- En el análisis de postura, la persona se coloca en postura natural sobre la plataforma y permanece de manera estática por 30 segundos. Antes de comenzar la prueba, se le solicita a la persona que se coloque de puntas por 5 segundos.



Análisis de Marcha.- Con los sensores inerciales colocados, se le solicita a la persona que camine sobre la plataforma. Se dejan pasar 5 eventos de marcha y se graban 5 eventos completos de un ciclo de marcha de manera seguida del movimiento de la persona. La plataforma baropodométrica registra la información dinámica de la persona para los mismos 5 eventos.



Número mínimo de personas en el módulo: 3
Dos personas para la colocación de las IMUs (1 por lado).
Una persona para la captura de datos vía remota de la plataforma baropodométrica.

Una persona para la captura de datos vía remota de las IMUs.

Equipo: Plataforma Baropodométrica freeMed 120x50

Lower Body Motion de Shadow System

Computadora para adquisición de datos de IMUs.

Computadora para adquisición de datos de freeMed.

5) Módulo de Visión

El módulo consta de un sistema de identificación visual de 5 puntos optoelectrónicos para miembro inferior. Estos puntos corresponden a crestas ilíacas antero-superior, trocánter mayor, epicóndilo femoral, maleólo derecho y cabeza de quinto metatarsiano lateral. Con las posiciones de estos marcadores se generan vectores cuyas proyecciones determinan la flexión y extensión de cadera, rodilla y tobillo.

Para ello, se emplean 2 cámaras Ambarella 750s a 60 fps y una resolución 1920x1080. Una cámara se realizará para la captura del plano sagital y otra para el plano coronal.



Una cámara Phantom con capacidad de 3000 fps fue utilizada para validar el plano coronal de las cámaras empleadas.

Asimismo, para permitir la compensación de la deformación asociada al lente, se realizaron la impresión de tres mantas en patrón de ajedrez.



Número mínimo de personas en el módulo: 4

Tres personas para el control remoto e individual de cada cámara empleada.

Persona para colocación de los marcadores optoelectrónicos.

Equipo: 2 Cámaras Ambarella 750s

Cámara Phantom

Computadora para adquisición de la imagen de la IMUs.

2 tabletas para conectar las cámaras Ambarella a Wifi para control remoto.

Participantes:

Facultad de Ingeniería

Responsable de las pruebas

Ing. Carlos Jaime Canchola Hernández

Egresados

Ing. Anahí Velázquez Silva

M. en I. Gersaín Barrón Velázquez

Lic. Diana Inés Ramírez García

M. I. Rodolfo Vilchis

Tesistas

Luis Darío Reyes Delgado

Ing. Carlos Jaime Canchola Hernández

Servicio Social

Rafael Alonso Nava Gómez

David Negrete Rojas

Oscar García Martínez

Saúl Artemio García Duque

Daniel Marcial Díaz

Dan Emmanuel González Cabrera

José Arturo Ruiz Díaz

Facultad de Medicina

Dra. Blanca Angélica Meneses Guevara

Dr. Hugo Seacatl Aguilar Talamantes

Lic. Marisella Arismendi

Unidad de Biomecánica

Lic. Felipe Martínez Matehuala

Carlos Fernando Aranda González

B.3.

Objetivo general

Empleando un sistema de captura de movimiento y el modelo Helen Hayes, se obtendrá la variables cinemáticas y dinámicas (empleando dinámica inversa) de una persona con OA tipo 1.

Objetivo particular

Validar el vector de reacción del piso con una plataforma uniaxial.

Obtener los desplazamientos angulares (flexiones, lateralizaciones y rotaciones) para cadera, rodilla y tobillo de cada miembro inferior.

Obtener los ángulos de euler para cada segmento del cuerpo (pie, pierna y muslo).

Obtener las posiciones, velocidad lineal y aceleración lineal de cada centro de gravedad de miembro inferior.

Obtener las velocidades y aceleraciones angulares para cada miembro inferior.

Obtener y validar el momento de aducción de rodilla.

Obtener y validar el momento de flexión de tobillo.

Lugar de Pruebas

Unidad de Biomecánica, del Instituto de Neurobiología de la UNAM, campus Juriquilla.

Equipo a emplear

Goniómetro digital (Vernier)

Sistema de captura de movimiento BTS Engineering (12 SMART DX-7000 cámaras a 250 [Hz])

2 plataformas de fuerza triaxiales (P-6000 a 1000 [Hz])

Plataforma de fuerza uniaxial (Vernier)

Cinta métrica

Pelvímetro

Metodología

Para validar o refutar la hipótesis anteriormente expuesta, se contó con un sujeto de estudio con las siguientes características:

- Genu varo en rodilla derecha de 185.2 y 181.9 en izquierda.
- Alineación pélvica correcta.
- Sin patología en columna asociada.

El protocolo de marcha consta de los siguientes elementos:

Componente de la prueba	Instrumentos empleados	Duración [minutos]
--------------------------------	-------------------------------	---------------------------

0) Calibración	Báscula, Force Plates, goniómetros digitales, calibradores, Motion Capture System, Data logger	10-60
1) Preprueba	-	10
2) Examinación clínica	Goniómetros	30-45
3) Posicionamiento de marcadores de movimiento		15-20
4) Colección de datos de movimiento	Motion System Analysis, ForcePlates	30-60
5) Reducción de datos	Computadora	30-90
6) Interpretación de datos	Computadora	20-30
7) Generación del reporte	Computadora	120-180

Descripción de los elementos de la prueba

Calibración

Los elementos a calibrar en esta etapa son las plataformas de fuerza a emplear. Para calibrar, se realizará el “zeroing” y después se validará con respecto al peso de una persona medido por las ForcePlates y comparado con la báscula.

El goniómetro se calibrará con ayuda del Datalogger de Vernier y se validará con un goniómetro de plástico.

Se calibra el Vernier digital con el sistema incorporado y se valida con respecto a una hoja milimétrica.

Elemento a calibrar	Factores a considerar
ForcePlates	Oscilaciones en la lectura de fuerza sin carga. Diferencias entre las lecturas de cada una de las fuerzas obtenidas.
Goniómetro	El goniómetro no debe de dar una vuelta completa después de calibrado.
Motion Capture System	Diferencias en la lectura de una trayectoria fija. No se deben de mover las cámaras por ningún motivo una vez hecha la calibración.

Preprueba

Se le explica a la persona a evaluar y sus acompañantes, las etapas de la prueba: el registro de antropometrías, la evaluación clínica y el análisis de marcha. La persona se prepara para

cada una de las pruebas (pies y piernas totalmente descubiertas, sin calcetines ni zapatos y solamente con un short de tal manera que las posiciones anatómicas a colocar los marcadores no se estén cubiertas por la ropa).

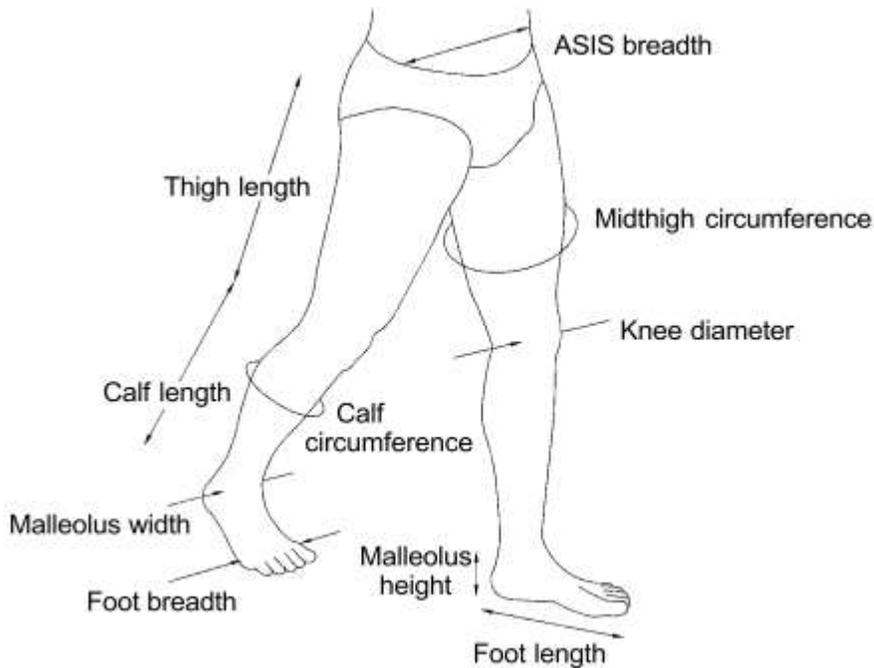
La persona es medida, pesada y se le pregunta por su edad y un correo electrónico en caso de que acepte que se le entreguen los resultados de las evaluaciones.

Dato recolectados
Nombre
Sexo
Edad
Correo de contacto

A su vez, se realiza la medida de 20 antropometrías, las cuales son:

Medida Antropométrica
Masa
Amplitud de crestas ilíacas
Longitud de muslo derecho
Longitud de muslo izquierdo
Circunferencia media de muslo derecho
Circunferencia media de muslo izquierdo
Longitud de pierna derecha
Longitud de pierna izquierda
Circunferencia media de pierna derecha
Circunferencia media de pierna izquierda
Diámetro de rodilla derecha
Diámetro de rodilla izquierda
Longitud de pie derecho
Longitud de pie izquierdo
Altura de maléolo derecho
Altura de maléolo izquierdo
Ancho de maléolo derecho
Ancho de maléolo izquierdo
Ancho de pie derecho
Ancho de pie izquierdo

Lo anterior se realiza considerando la siguiente figura:



Examinación Clínica

La evaluación clínica consiste de dos evaluaciones, una que evalúa los grados de movimiento del miembro inferior y otra enfocada a la valuación clínica del valgo.

Ángulos de Movimiento.- Se evalúan los grados de los arcos de movimiento en miembro inferior con ayuda de un terapeuta y se enfocan en 3 grandes elementos del cuerpo:

Cadera	1) Flexión-Extensión 2) Abducción-aducción 3) Rotación
Rodilla	1) Flexión-Extensión 2) Rotación
Tobillo y pie	1) Dorsiflexión y flexión plantar 2) Inversión y eversión

Ver .pdf para más detalle.

Valuación clínica del valgo.- Se evalúa la persona de pie, se marca el centro de tobillo y tibia-peroné en la posición posterior. Se mide la distancia que hay entre las líneas trazadas entre tobillos y entre rodillas. Se toma una fotografía.



2.- La persona junta sus rodillas en una posición no forzada y se mide la distancia entre los centros de sus tobillos. Se toma una fotografía.



3.- La persona junta sus pies en una posición no forzada y se mide la distancia entre los centros de sus rodillas. Se toma una fotografía.



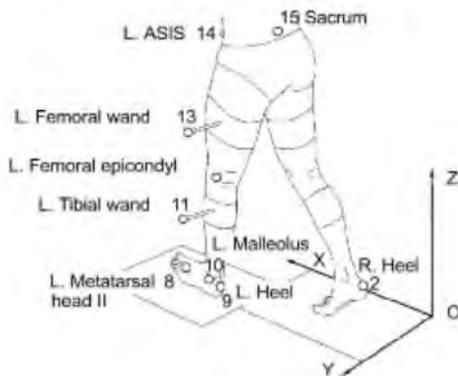
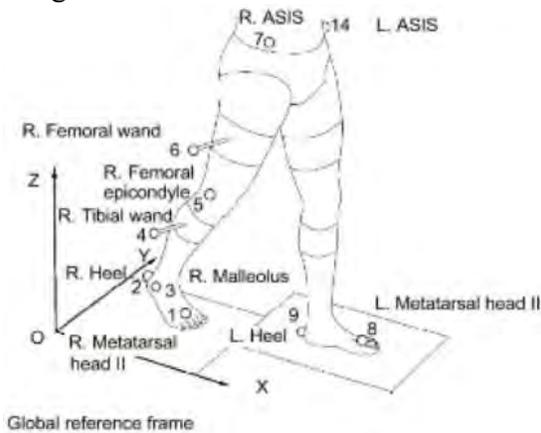
Cuadro resumen de la evaluación clínica de valgo

Postura	Distancia medida	Ángulo a obtener
Natural	Separación tobillos Separación rodillas	Ángulo natural
Valgo	Separación tobillos	Ángulo Valgo

Varo	Separación rodillas	Ángulo Varo
------	---------------------	-------------

Posicionamiento de marcadores de movimiento

Se colocan 15 marcadores en arreglo Helen Hayes de acuerdo a lo mostrado en la siguiente imagen.



Marcador	Ubicación
1	Cabeza de segundo metatarsiano derecho
2	Tobillo derecho
3	Maléolo derecho
4	Varita femoral derecha
5	Epicóndilo femoral derecho
6	Varita femoral derecha
7	Espina iliaca anterior superior derecha
8	Cabeza de segundo metatarsiano izquierdo
9	Tobillo derecho
10	Maléolo izquierdo
11	Varita femoral izquierda
12	Epicóndilo femoral izquierdo

13	Varita femoral izquierda
14	Espina iliaca anterior superior izquierda
15	Sacro

Prueba

Postura

Se colocan los 15 marcadores acorde al modelo Helen Hayes. La persona se coloca en postura natural neutra dentro del cubo de visión con la característica de que su plano anteroposterior coincida lo más posible con un plano global del marco de referencia inercial. Se realiza una captura de por lo menos 30 segundos en esa posición.



Después de 30 segundos, se solicita a la persona que asuma la postura en valgo. En esta postura la persona junta las rodillas en un ángulo máximo de valgo. Se realiza una captura de 30 segundos.



Finalmente, se le solicita a la persona que asuma la postura de varo. En esta persona, la persona debe juntar los tobillos, de tal manera que el ángulo de la rodilla en varo sea el máximo.



Marcha

La persona se coloca con pies juntos en el centro de una plataforma de fuerza triaxial. El pie contrario al que se va analizar se desplaza un paso hacia atrás y nuevamente se hace hacia atrás un paso más con el pie a analizar.

El pie contrario se coloca a la misma distancia del pie más atrasado. Se coloca una línea horizontal detrás de los pies. Esa será la distancia de inicio.

La persona comenzará siempre delante de esa marca a caminar de tal manera que el pie a analizar coincida en su pisada con el centro de la plataforma de fuerza. Se registra un mínimo de 5 eventos.

Se cambia de pie y se realiza nuevamente la captura de un mínimo de 5 eventos.

El proceso se repite para la plataforma uniaxial.

Resultados a obtener

La prueba de postura nos permite visualizar de manera gráfica la correcta obtención de los centros de rotación y las bases de segmentación del miembro inferior. Asimismo, con la postura, podemos validar el eje mecánico de rodilla en una persona previamente diagnosticada. La prueba de varo y valgo nos permite determinar las variaciones posturales máximas que puede realizar la persona.

En la prueba de marcha se obtendrán las flexiones de cadera, rodilla y tobillo tanto para las articulaciones derechas e izquierdas. Asimismo, se obtienen los ángulos de Euler para cada

centro de gravedad de cada segmento. Los ángulos de Euler se validarán con los obtenidos en literatura y se identificará la configuración de Euler empleada para la determinación de las velocidades y aceleraciones angulares. Las posiciones, velocidades y aceleración lineales de los segmentos corporales serán obtenidas y comparadas con literatura. El vector de reacción del piso será validado con apoyo de un plataforma uniaxial en su componente vertical. Finalmente, con toda la información validada se obtendrán los momentos de aducción de rodilla y de flexión plantar en tobillo. Estos momentos serán validados contra literatura, dando por concluida la validación de la obtención de la dinámica inversa de una persona empleado HH.

B.4.

Protocolo de Pruebas

Objetivo generales

Determinar la variación instantánea en la biomecánica anómala de miembro inferior debido a la incorporación de órtesis de rodilla comerciales para el desgaste de cartílago.

Objetivo particulares

- Mediante el modelo Helen Hayes, determinar la funcionalidad en movilidad de una órtesis compensatoria de rodilla.
- Empleando el sistema de BTS de Juriquilla, validar los algoritmos que permiten la correcta obtención de los desplazamientos angulares a partir de la información procesada por los sensores inerciales.
- Con el empleo del Motion Shadow System, obtener variables espaciotemporales que nos permitan determinar la frecuencia de marcha 'in situ'.
- Mediante la baropodometría estática, determinar las alteraciones posturales y plantares que ocasionan el empleo de una órtesis de rodilla comercial.
- Con la baropodometría dinámica, determinar la variación en el eje podálico, la superficie plantar y la presión máxima y valorar la funcionalidad de una órtesis comercial de rodilla.
- Con la información obtenida, determinar las consideraciones que una órtesis de rodilla tiene que satisfacer para considerarse funcional.

Lugar de las pruebas

Laboratorio Universitario de Biomecánica del Instituto de Neurobiología de la UNAM, campus Juriquilla.

Centro de Ingeniería Avanzada de la Facultad de Ingeniería de la UNAM, C.U.

Fecha de prueba

4-8 de julio de 2016 (C.U.)

13-15 de julio de 2016 (Juriquilla)

Equipo a emplear:

Lower Body Motion Shadow System (7 sensores inerciales, concentrador y plantillas)

Sistema de Captura de Movimiento BTS (11 cámaras Smart DX-700)

Plataforma baropodométrica SensorMedica freemed 120x50

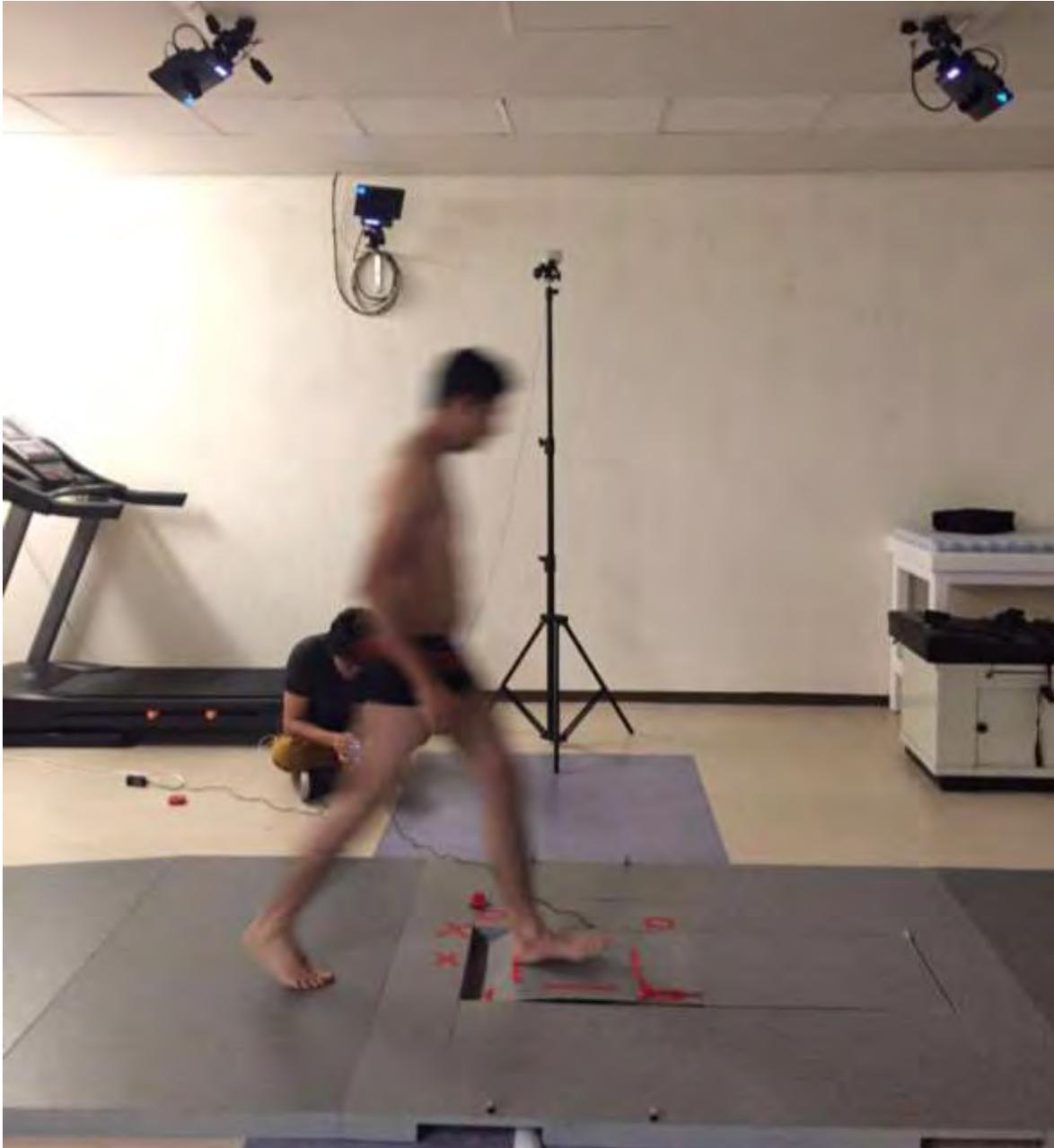
Pruebas

Este protocolo consta de la incorporación de tres pruebas diferentes orientadas a una línea de investigación en particular.

- 1) Identificación de la compensación inmediata de la rodilla en movilidad por órtesis de rodilla comercial (Juriquilla)

A un sujeto de estudio con desgaste de cartílago en rodilla y previamente analizado, se le realiza la prueba normal de análisis de marcha con ayuda de una plataforma de fuerza y bajo el protocolo Helen Hayes.

El análisis de marcha se realiza con pie desnudo y sin la incorporación de ningún dispositivo ortésico. Se registran 5 eventos de marcha donde la persona hace contacto con el pie sobre la plataforma de fuerza.



Una vez realizados los cinco eventos, se realiza la captura de otros 5 eventos con el empleo de una órtesis de rodilla. Para esta prueba fueron seleccionados 7 diferentes rodilleras comerciales.

Las órtesis seleccionadas fueron las siguientes:



Las 7 órtesis fueron seleccionadas de acuerdo a una línea funcional de diseño.

La primer órtesis es la tradicional rodillera elástica que brinda estabilidad a la articulación. Su evolución natural fue la rodillera deportiva, la órtesis 2, que incluía una abertura para la alineación rotuliana. Su evolución natural fue la órtesis 3, con la incorporación de varillas laterales para brindar soporte a la articulación. Las órtesis 4 y 5 presentan las mismas características que las rodilleras 2 y 3, con la diferencia que se aumenta la envergadura del área de contacto con la articulación. La órtesis 6 es una órtesis de rodilla tipo abrazadera para OA de la empresa Guardian, en la talla de la persona y con la corrección para varo requerida

por el sujeto de estudio. Finalmente, la órtesis 7 es una órtesis tipo manga para OA de la empresa Bauerfield para la talla de la persona.

- 2) Prueba de modificación inmediata de la baropodometría estática de una persona por empleo de órtesis de rodilla (C.U.)

Se coloca la persona sin órtesis y con calzado sobre la plataforma baropodométrica y se realiza la captura de su baropodometría.

Posteriormente, se coloca una órtesis y se repite la evaluación. Se realiza la obtención de la baropodometría para las 7 rodilleras.



- 3) Prueba de modificación inmediata de la baropodometría de una persona en marcha por empleo de órtesis de rodilla (C.U.)

La persona realiza un ciclo de marcha sobre la plataforma baropodométrica con calzado y si órtesis de rodilla. Se toma la lectura de por lo menos 5 ciclos de marca.



Posteriormente, se coloca una órtesis de rodilla y se realiza la captura del ciclo de marcha con la plataforma baropodométrica.

Resultados a obtener

La primera prueba permite obtener la flexión-extensión de cadera, rodilla y tobillo de cada pierna y evaluar su modificación debido a la incorporación de diferentes órtesis. La mejor órtesis es aquella que asemeje la biomecánica del tobillo (principalmente) y de rodilla a una biomecánica sana.

La segunda prueba determina la variación de la baropodometría en bipedestación para cada órtesis. La mejor órtesis es aquella que nos incremente la superficie de apoyo plantar y con ello, reduzca a su vez la máxima presión ejercida. Asimismo, la órtesis de rodilla debe ocasiona una distribución muy cercana al 50% de la carga en el elemento afectado y generar una distribución de carga muy similar a una persona sana.

La tercera prueba está enfocada en el análisis de la fuerza del vector de reacción del piso. La mejor rodillera tiene que generar una reducción en los puntos máximos y en el rango de esta fuerza en caso de que la rodillera genere una descarga de la articulación benéfica o en el mejor de los escenarios, la distribución fuerza medida tiene que asemejarse lo más posible a las gráficas de fuerza de una biomecánica sana.

Participantes

Facultad de Ingeniería

Tesistas

Ing. Carlos Jaime Canchola Hernández

Rogelio Guzmán

José Arturo Ruiz Díaz

Servicio Social

Dan Emmanuel González Cabrera

Laboratorio Universitario de Biomecánica

M. en C. Otto Braulio García Garibay

Carlos Fernando Aranda González

C.1.

Órtesis comerciales existentes para el tratamiento de OA

Actualmente hay más de 50 órtesis de rodilla diseñados por diferentes marcas comerciales, orientados al tratamiento de la OA. Dentro de las marcas comerciales podemos encontrar a:

Tabla.- Empresas diseñadoras de órtesis de rodilla.

Empresa	Contacto
PhysioRoom 	PhysioRoom.com Limited, Group First House, 12a Mead Way, Padiham, Lancashire, BB12 7NG, England
DJO Global 	1430 Decision Street Vista, CA 92081 +760.727.1280
Bauerfeind 	Av. Ejército Nacional 418 local 1A, Polanco V Sección, Ciudad de México, C.P. 11520 Tel. (55) 7159 1686 y (55) 7159 2056
Medi 	mediUSA, 6481 Franz Warner Pkw, Whitsett, NC 27377
Push Braces 	Nea International P.O. Box 305 6199 ZN Maastricht-Airport The Netherlands

<p>Mueller</p> 	<p>Mueller Sports Medicine, Inc. One Quench Drive Prairie du Sac, Wisconsin 53578 United States</p>
<p>Ultimate performance</p>	<p>Ultimate Performance, Unit N, Penfold Trading Estate, Imperial Way, Watford, WD24 4YY.</p>
<p>Vulkan</p> 	<p>A Patterson Medical Company. info@vulkansupports.com 08444 124 331</p>
<p>McDavid</p> 	<p>United Sports Brands 11488 Slater Avenue Fountain Valley, CA 92708 (952)-767-2300 customerservice@mcdavidinc.com</p>
<p>Neo G</p> 	<p>Unit 8, Killinghall Stone Quarry, Ripon Road, Harrogate, HG3 2BA, UK info@neo-g.co.uk + 44 (0) 1423 507 309</p>
<p>VQ OrthoCare</p> 	<p>18011 Mitchell South Irvine, CA 92614-6007 Email: info@vqorthocare.com (800) 266-6969</p>
<p>Pro Orthopedic Devices</p> 	<p>Pro Orthopedic Devices, Inc. 2884 East Ganley Road Tucson, AZ 85706 520-294-6116 info@proorthopedic.com</p>
<p>Townsend Design</p> 	<p>Townsend Design 4615 Shepard Street</p>

	<p>Bakersfield, CA 93313</p> <p>661-837-0613</p> <p>Townsend@TownsendDesign.com</p>
<p>De Puy OrthoTech</p> 	<p>39 avenue Gambetta</p> <p>94100 Saint-Maur-des-Fossés</p> <p>Tél 01 48 85 60 50</p> <p>Fax 01 48 85 77 68</p> <p>Email contact@orthotech-net.fr</p>
<p>Trulife</p> 	<p>Corporate HQ and International Marketing</p> <p>Trulife Airton Road, Tallaght</p> <p>Dublin 24</p> <p>Phone: +353 1 4511755</p> <p>info@trulife.com</p>
<p>Breg</p> 	<p>Breg</p> <p>2885 Loker Ave E</p> <p>Carlsbad, CA 92010</p> <p>800-897-BREG</p>
<p>Comfortland Medical</p> 	<p>709 A O Smith Rd, Mebane, NC 27302</p> <p>1-866-277-3135</p> <p>info@comfortlandmed.com</p>
<p>Össur</p> 	<p>Össur Americas</p> <p>Tel.: 949-382-3883</p> <p>ossurusa@ossur.com</p>
<p>DeRoyal</p> 	<p>1-800-251-9864</p> <p>customerservice@deroyal.com</p>

C.2.

BAUERFEIND®

SUPPORTS

GenuTrain® NEW

Experience a new kind of movement.



The new generation with
Omega pad.



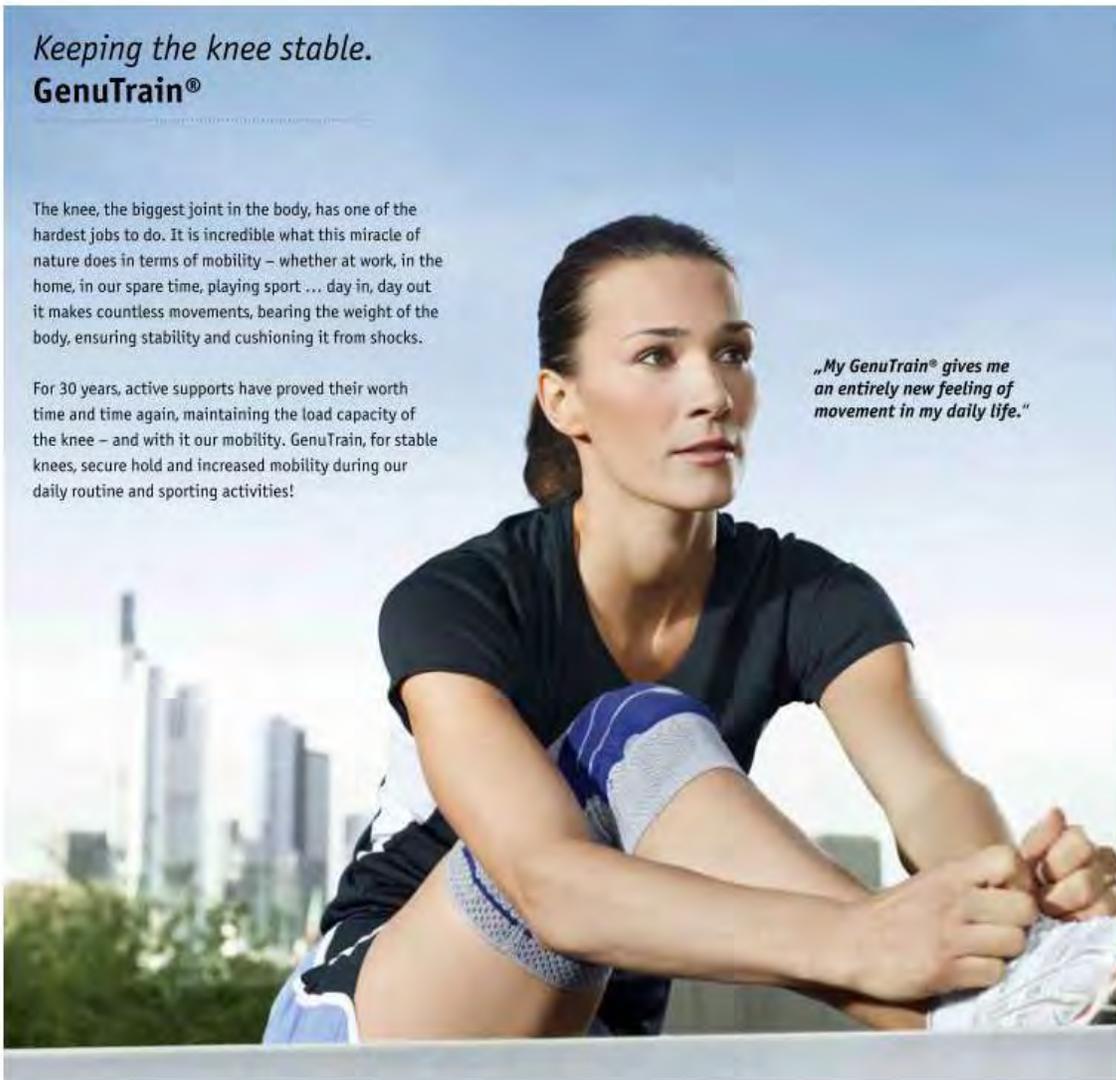
Motion is Life: www.bauerfeind.com

Keeping the knee stable.
GenuTrain®

The knee, the biggest joint in the body, has one of the hardest jobs to do. It is incredible what this miracle of nature does in terms of mobility – whether at work, in the home, in our spare time, playing sport ... day in, day out it makes countless movements, bearing the weight of the body, ensuring stability and cushioning it from shocks.

For 30 years, active supports have proved their worth time and time again, maintaining the load capacity of the knee – and with it our mobility. GenuTrain, for stable knees, secure hold and increased mobility during our daily routine and sporting activities!

*„My GenuTrain® gives me
an entirely new feeling of
movement in my daily life.“*



For greater wearing comfort.

GenuTrain®

*A perfect fit for a daily routine
free of discomfort*



NEW



Donning aid

The built-in donning aid makes it easy to put on with little effort using just two fingers.



Spiral stays

Flexible spiral stays make sure the support does not lose its shape.

NEW



Easy on the hollow of the knee

The active knit at the hollow of the knee, which has undergone further technical development, is very fine, making it gentle on the sensitive skin there.



Edges

The compression applied by the support eases off at the elasticated edges. This makes it comfortable to wear.



Elastic

The high elasticity molds itself to the shape of your leg, so ensuring a secure fit.



Breathable

The breathable Train active knit is gentle on your skin and regulates moisture levels, creating a pleasant climate around the leg.

NEW



Customized fit

Development of the Train active knit is based on years of experience. We have measured a countless number of legs. Analysis of this data guarantees that your support will be a perfect fit.

„The new GenuTrain® is easy to put on, getting my day off to a perfect start.“

For an optimum effect.

GenuTrain®

*Omega pad and Train active knit for
less pain and more activity*

*relief and stability
for the knee*

*stability and
massage with
the Omega pad*

*reduction in pain
at the meniscus*

*pressure relief for
the kneecap*



„GenuTrain® gives me back the feeling of stability I need in my knees, allowing me to fully concentrate on my sporting activities.“

Omega pad and Train active knit for less pain and more activity

NEW



Omega pad

The unique Ω pad, a pressure cushion that is highly elastic, reduces pain thanks to its massage effect.

NEW



Intermittent compression

Pain relief for the meniscus thanks to two lateral wings that produce intermittent compression massage.

NEW



Metered pressure

Two newly developed pressure points relieve strain on the kneecap, reducing pain levels.

Train active knit



The beneficial compression effect of the Train active knit supports sensorimotor function for a stable knee.

The Train active knit molds itself perfectly to the shape of your leg, interacting with the Ω pad to:

- *relieve pain in the knee region*
- *ensure a secure hold in your daily life and during sport*

GenuTrain®

Stimulation of the body's sensors – to stabilize the knee and relieve pain

It has been medically proven that the GenuTrain® stimulates special sense organs of the nervous system at the knee joint. This is similar to rubbing a painful area to make it feel better or the massage techniques applied by physiotherapists to relieve pain. This massage effect is perceived by the body's sensors, which then communicate the stimulation to the brain. The brain responds by sending activating impulses to the muscles. The interaction between GenuTrain® and these sensors, the brain and the muscles improves the control of knee movements. The knee joint is relieved of strain and stabilized, and the level of pain is reduced.



Train active knit

1 The Train active knit guarantees a secure hold whether you are walking, standing or playing sport, and relieves pain at the same time.

Omega pad

2 The Ω pad exerts systematic intermittent compression at the kneecap, acting like a massage to dispel accumulated fluid and effusions more quickly. Helps to relieve pain.

3 Metered pressure applied at specific points relieves strain on the kneecap. Contributes to pain relief.

4 Moderate pressure applied by lateral wings keeps the menisci in the proper position during movement.



„The GenuTrain® active support stabilizes my knee so I can complete my training program outside again without pain.“

Study

The study focused on the knee joint. It looked at the coordinative abilities of patients whose osteoarthritis was interfering with their control of movements.

This means that these patients were suffering from reduced stability of the knee; good stability is essential if they are to walk or run without discomfort.

Results:

GenuTrain® allows the coordinative ability for moving the leg to be improved by 24 percent.



Conclusion: GenuTrain® ensures movement of the knee without any discomfort

*Optimum care
for improved mobility*
GenuTrain®

NEW



GenuTrain®
Helps during your daily routine – be it leisure, work or sport – when the knee becomes painful.



GenuTrain® P3
For pain particularly affecting the front knee joint region – especially for active patients.



GenuTrain® A3
Comfort support featuring a very soft knit, specially designed for age-related knee joint problems such as osteoarthritis of the knee.

Whenever we go upstairs or are running, the knee joint has to bear six to eight times the weight of the body. Stabilization of the knee with GenuTrain® helps to deal with such excessive loads, thus reducing pain levels.



Bauerfeind – *Innovation plus tradition for the benefit of patients*

„**Motion is Life**“ – under this motto, Bauerfeind is fulfilling its mission: ensuring people can live an active life without discomfort whatever their age. Our supports, orthoses, medical compression stockings and orthopedic orthoses are used by physicians and physiotherapists to prevent, treat and aid recovery after injury.

Best-seller GenuTrain® is celebrating its 30th birthday!

Bauerfeind is regarded as the inventor of the modern knee support with all its active components. One milestone in the company's history was the development of GenuTrain® in 1981. Here, the principle of functional therapy was transferred from compression stockings to supports. Since then, GenuTrain®, which has undergone continuous development, has proved its worth time and time again. It is now moving to another dimension with new features in time for the 2011 anniversary!

Quality that can be measured - and made to measure

With Bauerfeind's pioneering „Bodytronic“ measurement and care platform, supports, compression stockings, foot orthoses and shoes can be customized on a highly personal basis. This system also allows GenuTrain® supports to be produced as custom-made solutions with a perfect fit – individually tailored to the patient's knee.

Holistic health care concepts

With its products, Bauerfeind offers holistic health care concepts for speedy rehabilitation and the active prevention of injuries. The combined use of medical aids optimizes their stress-relieving and regenerating effect for each load situation.



MalleoTrain® S NEW
Stability for the ankle.

The MalleoTrain® S ankle support gives stability to the foot without limiting mobility, and offers protection against twisting.



VenoTrain® sport
Actively effective - the next generation

VenoTrain® sport compression stockings have an activating effect, thus helping to improve endurance during sport.



TRIactive®
Durable. Powerful. Efficient.

The perfect foot orthosis for athletes, featuring PowerWave® technology.



SUPPORTS AND ORTHOSES

MEDICAL COMPRESSION STOCKINGS

INSOLES AND SHOES

MEASUREMENT TECHNOLOGY

Bauerfeind AG

Triebeser Straße 15
07937 Zeulenroda-Triebes
Phone +49 (0) 36628-66-40 00
Fax +49 (0) 36628-66-44 99
E-mail info@bauerfeind.com

USA

Bauerfeind USA, Inc.
3005 Chastain Meadows Parkway
Suite 700
Marietta, GA 30066
Phone 1 800 423 3405
Phone (770) 429 8330
Fax (770) 429 8477
E-mail info@bauerfeindusa.com

United Kingdom

Bauerfeind UK
Phyllis House
229 Bristol Road
GB-Birmingham B5 7UB
Phone +44 (0) 121 446 53 53
Fax +44 (0) 121 446 54 54
E-mail info@bauerfeind.co.uk

Galien

1200 Bergar
Laval, Quebec, Canada
H7L 5A2
Office Local (450) 629-9889
Office Toll Free 1-877-629-9889
Fax Local (450) 629-9895
Fax Toll Free 1-877-629-9895
www.galiengroup.com

Singapore

Bauerfeind Singapore Pte Ltd.
Blk 41 Cambridge Road
#01-21 Singapore 210041
Phone +65 6396 3497
Fax +65 6295 5062
E-mail info@bauerfeind.com.sg

Motion is Life: www.bauerfeind.com

File: 0 - 09/11_Motion0912001

C.3.



GUARDIAN

OA REHABILITATOR™

The Future Standard of Care in the World of Knee Bracing

IMPROVE PATIENT OUTCOMES!

- Increases quadriceps and hamstring strength
- Reduces pain and inflammation
- Increases leg extension
- Improves gait
- Improves functional capabilities
- **IMPROVEMENTS RETAINED UNBRACED!**

800-375-0207

BRACE SELECTION	INDICATION	UNLOADS	STABILITY	PAIN RELIEF	UNBRACED PAIN RELIEF AFTER 90 DAYS	IMPROVE QUADS / HAMSTRING STRENGTH	IMPROVES KNEE EXTENSION	IMPROVES FOOT PLACEMENT	GAIT RETRAINING WITH RETAINED EFFECT
OA REHABILITATOR™	Delay OA Progression	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
COMPETITIVE FUNCTIONAL UNLOADER	Unload Knee	✓	✓	✓					

CE U.S. Patents 7,608,051 / 7,963,933 / 8,057,414 / 8,308,669 / 8,376,947

OA REHABILITATOR™

The only brace clinically proven to be more effective than exercise alone to delay the progression of knee OA¹.

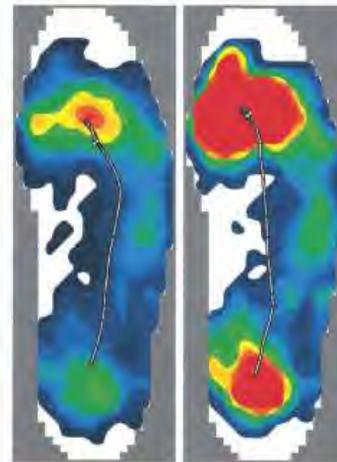
The pathological changes in OA gait biomechanics are directly linked to the progression of knee OA². The OA Rehabilitator knee brace corrects abnormal OA gait with routine brace use. With 90 days of daily use, a clinical study has demonstrated that the gait correcting features of the OA Rehabilitator re-facilitates neurological excitation of the affected quadriceps muscles leading to increased un-braced dynamic support of the knee joint. Patients on average had an increase of quadriceps strength of 47.6% and

hamstring strength of 29.3%, demonstrated significant reductions in unbraced knee pain and increased functional capabilities. Most importantly, the knee adduction moment was shown to be reduced by 48% in the unbraced knee compared to a 14% reduction in patients completing 90 days of a supervised exercise program alone¹. Thus the use of the OA Rehabilitator is believed to be more effective than exercise alone in the conservative treatment of knee OA.

Clinical Study Findings

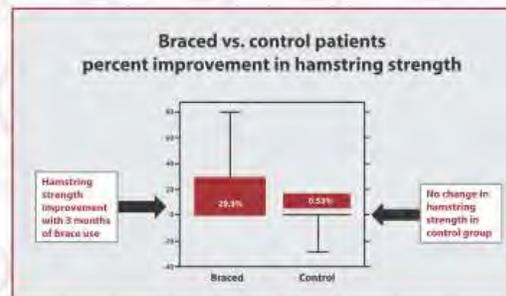
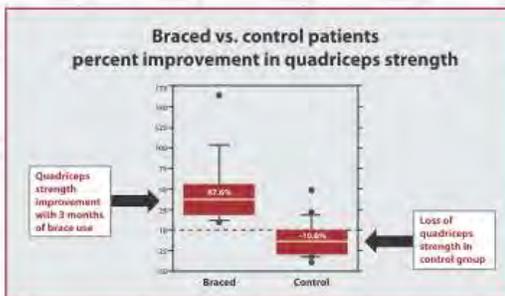
- Significant reduction in knee pain unbraced
- Average increase in quadriceps strength of 47.6%
- Average increase in hamstring strength of 29.3%
- Improved functional capabilities
- Increased gait speed and enhanced gait biomechanics
- Reduced knee adduction moment of 48% unbraced as compared to 14% reduction with OA exercise program

Call **800-375-0207**
to order or for more information.



Poor heel plant, lateral loading, and poor toe off w/varus OA gait. Medial quads and VMO have diminished excitation leading to muscle loss.

Improved heel plant, mid-line loading, and improved toe off after 90 days of brace gait restraining when UNBRACED. Quad excitation restrengthens dynamic support of the knee by simply walking in brace.



¹Gait and Clinical Improvements with a Novel Knee Brace for Knee OA, Aaron J. Johnson, MD, Roland Starr, MS, Bhaven H. Kapadia, MD, Anil Bhave, PT, Michael Mont, MD.
²Compensatory Gait Mechanics in Patients with Unilateral Knee Arthritis, McGibbon & Krebs, Rheumatology, 2002, Nov; 29 (11)

D.1.

Para el análisis postural se colocan los 15 marcadores acorde al modelo Helen Hayes.

La persona debe colocarse sobre una línea que coincida con un eje transversal, de tal manera que el eje X del sistema global sea en dirección anterior, el eje Y en dirección trasversal y el eje Z hacia arriba.

Con los 15 marcadores, se identifican los centros de rotación de miembros inferiores (cadera, rodilla, tobillo) y el punto anatómico de talón (marcador 2) y oratejo.

Para el análisis postural en plano coronal, se obtiene los vectores de inclinación para cada par de centros de rotación articulares (caderas, rodillas y tobillos).

$$\vec{u}_{caderas} = \frac{\vec{p}_{l_cadera} - \vec{p}_{r_cadera}}{|\vec{p}_{l_cadera} - \vec{p}_{r_cadera}|}$$
$$\vec{u}_{rodillas} = \frac{\vec{p}_{l_rodilla} - \vec{p}_{r_rodilla}}{|\vec{p}_{l_rodilla} - \vec{p}_{r_rodilla}|}$$
$$\vec{u}_{tobillos} = \frac{\vec{p}_{l_tobillo} - \vec{p}_{r_tobillo}}{|\vec{p}_{l_tobillo} - \vec{p}_{r_tobillo}|}$$

Considerando que el vector de referencia horizontal es el eje Y (transversal de derecha a izquierda), se emplea la propiedad del producto punto como proyección de un vector sobre otro para determinar el ángulo de inclinación del vector de inclinación de la articulación en cuestión sobre el eje Y. Esto se realiza proyectando el vector de referencia sobre el vector de articulación. Lo anterior, nos permite obtener los siguientes ángulos de inclinación:

$$\theta_{/cadera} = \cos^{-1}(\vec{u}_{caderas} \cdot \vec{Y})$$

$$\theta_{/rodilla} = \cos^{-1}(\vec{u}_{rodillas} \cdot \vec{Y})$$

$$\theta_{/tobillo} = \cos^{-1}(\vec{u}_{tobillos} \cdot \vec{Y})$$

Para la obtención del ángulo de verticalización para cada miembro inferior, se determina, primeramente, el vector de verticalización para muslo, pierna y pie. Estos vectores se obtienen de la manera siguiente para la extremidad derecha:

$$\vec{v}_{r_muslo} = \frac{\vec{p}_{r_cadera} - \vec{p}_{r_rodilla}}{|\vec{p}_{r_cadera} - \vec{p}_{r_rodilla}|}$$

$$\vec{v}_{r_pierna} = \frac{\vec{p}_{r_tobillo} - \vec{p}_{r_rodilla}}{|\vec{p}_{r_tobillo} - \vec{p}_{r_rodilla}|}$$

$$\vec{v}_{r_pie} = \frac{\vec{p}_{r_ortejo} - \vec{p}_2}{|\vec{p}_{r_ortejo} - \vec{p}_2|}$$

Y para la contraparte izquierda:

$$\vec{v}_{l_muslo} = \frac{\vec{p}_{l_cadera} - \vec{p}_{l_rodilla}}{|\vec{p}_{l_cadera} - \vec{p}_{l_rodilla}|}$$

$$\vec{v}_{l_pierna} = \frac{\vec{p}_{l_tobillo} - \vec{p}_{l_rodilla}}{|\vec{p}_{l_tobillo} - \vec{p}_{l_rodilla}|}$$

$$\vec{v}_{l_pie} = \frac{\vec{p}_{l_ortejo} - \vec{p}_9}{|\vec{p}_{l_ortejo} - \vec{p}_9|}$$

Considerando que el vector de referencia vertical es el eje Z (con dirección hacia arriba), empleando la propiedad del producto escalar como proyección de dos vectores, se proyecta el vector Z con el vector de verticalización de cada segmento del miembro inferior. Con lo anterior, se determina el ángulo de proyección entre los vectores, el cual corresponde al ángulo de verticalización del segmento del cuerpo en cuestión (cadera, rodilla y tobillo).

Para los segmentos derechos:

$$\theta_{|r_muslo} = (\vec{v}_{r_muslo} \cdot \vec{Z})$$

$$\theta_{|r_tibia} = (\vec{v}_{r_muslo} \cdot \vec{Z})$$

$$\theta_{|r_pie} = (\vec{v}_{r_muslo} \cdot \vec{Z})$$

Finalmente, para los segmentos izquierdos:

$$\theta_{|l_muslo} = (\vec{v}_{l_muslo} \cdot \vec{Z})$$

$$\theta_{|l_tibia} = (\vec{v}_{l_muslo} \cdot \vec{Z})$$

$$\theta_{|l_pie} = (\vec{v}_{l_muslo} \cdot \vec{Z})$$

D.2.

Clínica

Sujeto	2015-SP-UNAM-0001
---------------	-------------------

Datos generales

Nombre	Dan Emmanuel González Cabrera		
Edad	28	Altura [m]	1.68
Masa [kg]	62.4	Sexo	Masculino
Talla del pie	24		

Variables fisiológicas pre-prueba

Frecuencia Cardíaca	85	Presión Arterial	90/60
Saturación de oxígeno	95 %		

-

Variables fisiológicas post-prueba

Frecuencia Cardíaca	97	Presión Arterial	90/50
Saturación de oxígeno	70 %		

Observaciones:

Antropometría

Sujeto	2015-SP-UNAM-0001
---------------	-------------------

Medida Antropométrica	Valor [kg], [cm]
Masa	62.4
Amplitud de crestas ilíacas	27
Longitud de muslo derecho	41.5
Longitud de muslo izquierdo	41.5
Circunferencia media de muslo derecho	50
Circunferencia media de muslo izquierdo	49
Longitud de pierna derecha	39
Longitud de pierna izquierda	39
Circunferencia media de pierna derecha	35
Circunferencia media de pierna izquierda	34.5
Diámetro de rodilla derecha	11.5
Diámetro de rodilla izquierda	11.3
Longitud de pie derecho	26
Longitud de pie izquierdo	26
Altura de maléolo derecho	7
Altura de maléolo izquierdo	7
Ancho de maléolo derecho	7
Ancho de maléolo izquierdo	7
Ancho de pie derecho	9
Ancho de pie izquierdo	9

Observaciones:

Ángulos y arcos de movimientos

Izquierda	Cadera	Derecha
115	Flexión	117
12	Extensión	15
28	Abducción	32
16	Aducción	13
31	Rotación interna	34
45	Rotación externa	47

Observaciones:

Izquierda	Rodilla	Derecha
147	Flexión	150

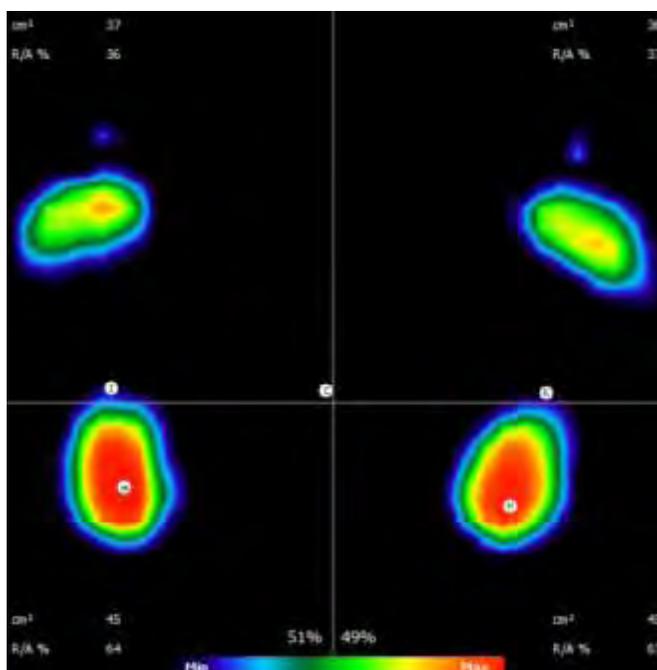
Observaciones:

Izquierda	Tobillo	Derecho
13	Dorsiflexión	10
45	Flexión plantar	42
20	Inversión	18
12	Eversión	8

Observaciones:

Baropodometría

Estática	Izquierda	Derecha
Ante pie		
Superficie [cm^2]	37	36
Carga [%]	18	18
Relación R/A [%]	36	37
P. Max [g/cm^2]	644	607
P. Media [g/cm^2]	304	312
Retropie		
Superficie [cm^2]	45	45
Carga [%]	33	31
Relación R/A [%]	64	63
P. Max [g/cm^2]	815	818
P. Media [g/cm^2]	458	433
Total		
Superficie [cm^2]	82	81
Carga [%]	51	49



Observaciones:

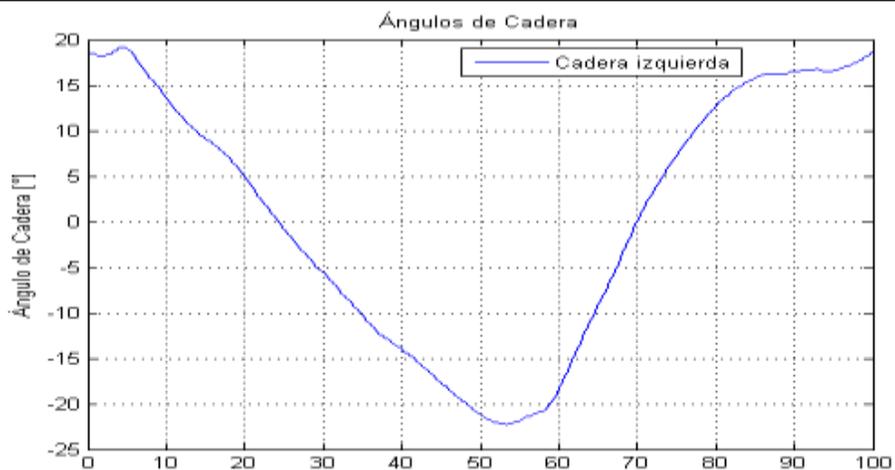
Análisis Postural

Postura	Ángulo	
Inclinación caderas	1.55	
Inclinación rodillas	83.53	
Inclinación tobillos	88.51	
	Izquierda	Derecha
Verticalización muslo	5.92	8.08
Verticalización pierna	174	176.11
Verticalización pie	95.52	94.84
Eje mecánico	Izquierdo	Derecho
Neutra	179.46	180.18
Varo máximo	181.51	179.99
Valgo máximo	169.6	171.09

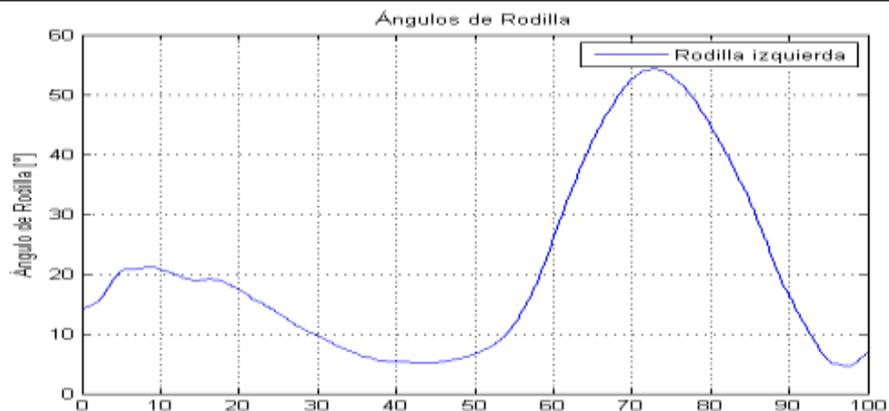
Observaciones:

Análisis de marcha

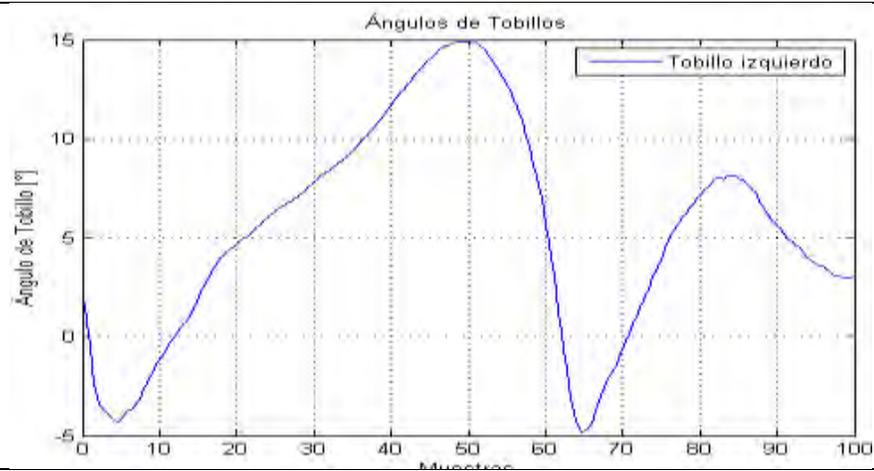
Cadera



Rodilla

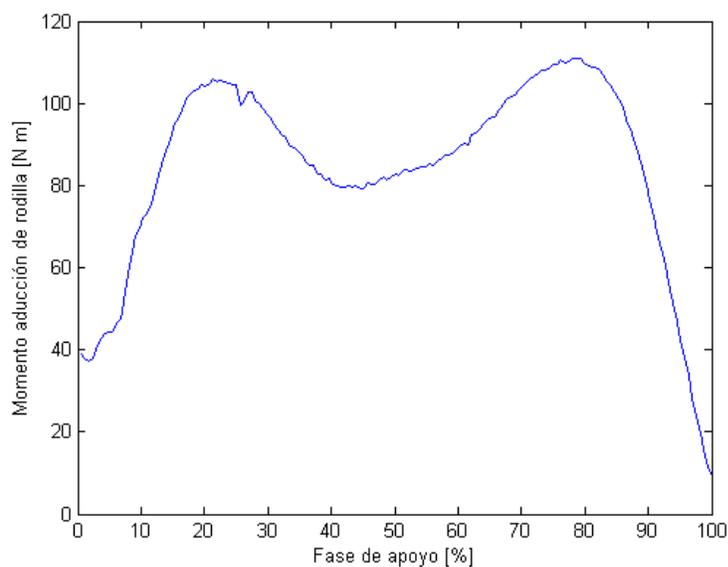


Tobillo

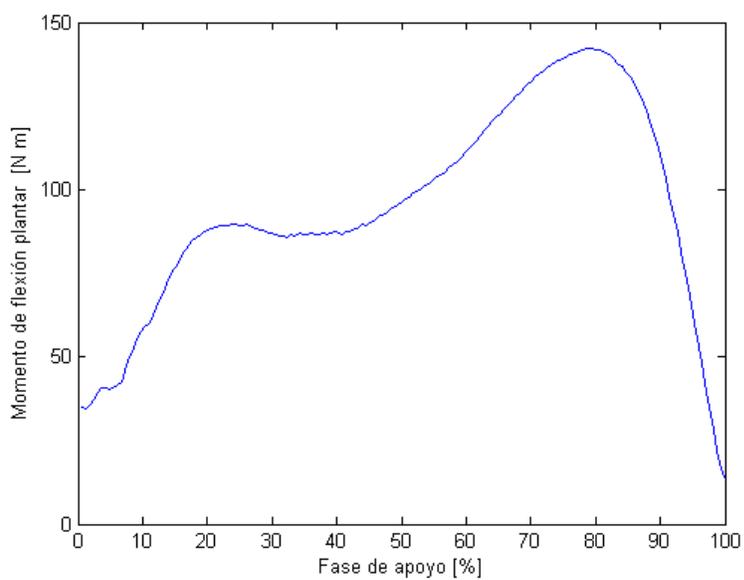


Observaciones:

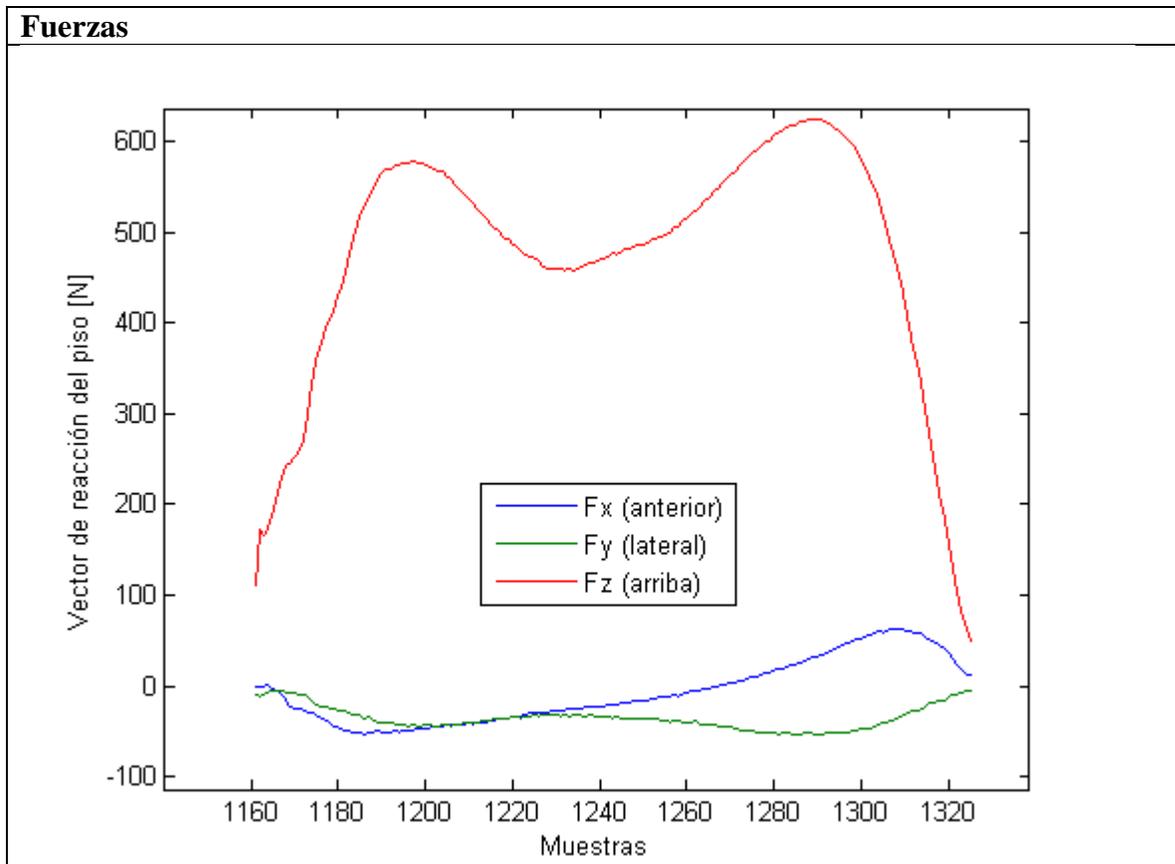
Rodilla



Tobillo



Observaciones:



Observaciones:
