



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS SUPERIORES
UNIDAD JURIQUILLA

FACULTAD DE INGENIERÍA

Prueba de valoración biomecánica de Marcha con el **sensor inercial** y **electromiografía**

Dr. Raide Alfonso González Carbonell

Dr. Igor Salinas Sánchez

Dr. Demetrio Villanueva Ayala

Dr. Jesús Manuel Dorador González

Dr. Armando Ortiz Prado

Dr. Víctor Hugo Jacobo Armendáriz



Juriquilla, 2024

Prueba de valoración biomecánica de la marcha con el sensor inercial y electromiografía.

Dr. Raide Alfonso González Carbonell, Dr. Igor Salinas Sánchez, Dr. Demetrio Villanueva Ayala, Dr. Jesús Manuel Dorador González, Dr. Armando Ortiz Prado, Dr. Víctor Hugo Jacobo Armendáriz

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional por la Universidad Nacional Autónoma de México, 2024. Avenida Universidad 3000, Coyoacán, Ciudad de México, 04510.



Se cuenta con autorización para el uso de las imágenes que contienen la tecnología y las capturas de pantalla por parte de BTS Bioengineering (Milan, Italia). Las imágenes contenidas en este documento que no especifican la fuente son de elaboración propia.

Título de la colección: Protocolos funcionales de valoración biomecánica.

ISBN de la colección: 978-607-30-9209-8.

Volumen 2.

ISBN Volumen: 978-607-30-9211-1.

Diseño de portada: Lic. Ana Karen Valadez Rodríguez.

Agradecimientos:

Trabajo realizado con el apoyo del Programa UNAM-DGAPA-PAPIME PE100121.

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

- Laboratorio de Biomecánica del Instituto de Neurobiología, Campus Juriquilla, UNAM.
- Centro de Rehabilitación Integral Querétaro.
- Centro para Rehabilitación Integral de Minusválidos del Aparato Locomotor. I.A.P.
- Fisiomechanics.
- A los alumnos de pregrado y postgrado.

A todos, muchas gracias.

Índice:

Introducción.....	1
La marcha humana.....	2
1. Subfases de la fase de apoyo.....	4
2. Subfases de la fase de balanceo.....	4
3. Apoyo unipodal y bipodal.....	5
Variables para caracterizar el ciclo de marcha.....	5
Alteraciones observadas en la marcha.....	6
Tecnología disponible para el estudio de la marcha.....	6
Sensor inercial y electromiografía de superficie.....	7
Prueba de marcha con el sensor inercial y la electromiografía.....	9
Etapas de preparación.....	9
1. Preparación del área de trabajo.....	9
2. Instalación de las cámaras de video en el final del recorrido y en lateral.....	10
3. Conectar el equipamiento a la computadora.....	10
4. Ofrecer indicaciones al paciente sobre la prueba.....	12
5. Introducir los datos del paciente y seleccionar el protocolo de prueba.....	13
6. Colocar los electrodos con las sondas en el paciente.....	15
7. Colocar el sensor inercial en el paciente.....	16
Etapas de captura.....	17
8. Iniciar proceso de grabación de video con las cámaras.....	17
9. Iniciar el proceso de captura.....	17
Etapas de creación del reporte.....	20
10. Generar reporte.....	20
Indicaciones para la aplicación del protocolo en las clases prácticas.....	27
Referencias.....	31

Introducción.

La marcha humana es un modo de locomoción en posición bípeda que origina una secuencia de movimientos coordinados y alternantes de los miembros inferiores y superiores logrando un equilibrio dinámico con desplazamiento del centro de masa (CoM) con una gran eficiencia biomecánica. Un individuo sano puede trasladarse largas distancias con un gasto mínimo de energía, esto cuando el desplazamiento vertical del CoM es el menor posible para evitar grandes trabajos de los músculos debido a la modificación de la energía potencial gravitatoria (Di Gregorio & Vocenas, 2021).

La marcha es un proceso motor complejo que se puede ver alterado por diversos factores, esto, debido a la participación de tejidos, como huesos, cartílago, tendón, músculo y el Sistema Nervioso Central. Las actividades musculoesqueléticas durante la marcha ocurren simultáneamente a diferentes niveles articulares y en diferentes planos y ejes, esto a su vez ocasiona un continuo movimiento de balanceo, Rotación y basculación del centro de gravedad. Las alteraciones en cualquiera de estas estructuras pueden determinar patrones de la marcha anómalos o no funcionales.

El protocolo valoración funcional de la marcha con el sensor inercial y electromiografía. permite realizar un análisis rápido de la marcha mediante el empleo de un sensor inercial que se ubica en la pelvis de las personas, a la altura de la vértebra S2 y de las sondas electromiográficas que se ubican en la posición anatómica de interés. De manera precisa y sencilla se puede determinar la calidad global de la marcha a partir de los parámetros de la cinemática lineal. Es posible verificar si el paciente tiene una buena coordinación y simetría del movimiento o en cambio sí, debido a trastornos neurológicos u ortopédicos, la marcha está comprometida y alterada en algunas de sus fases. Los datos resultantes del ensayo garantizan un análisis objetivo de las habilidades motoras y los resultados de la terapia seleccionada. Es posible comparar varias pruebas realizadas en el mismo paciente en diferentes momentos (previa y posterior al tratamiento) para establecer la efectividad de la rehabilitación.

Este manual se orienta a fortalecer el aprendizaje de la valoración biomecánica de la marcha con el sensor inercial. Se sugiere que durante las actividades prácticas de laboratorio o en la realización de proyectos de investigación los alumnos tengan a la mano este material, para que consulten los pasos de cada etapa de la ejecución de la prueba para su correcta ejecución. Se recomienda que los alumnos consulten el audiovisual de “Valoración biomecánica de marcha con el sensor inercial y electromiografía” antes de realizar la prueba para su preparación independiente. El profesor debe proporcionar la dirección de internet para su consulta.

La marcha humana.

Durante la marcha y para mantener el equilibrio, la línea de gravedad (proyección del centro de masa en la superficie de apoyo) se debe ubicar dentro de la base de sustentación (Devetak et al., 2019). Como se observa en la Fig. 1, el tamaño de la base de sustentación es variable, durante el simple apoyo está formada por la superficie de contacto del pie que está en contacto con el suelo, mientras que durante el doble apoyo está formada por la superficie que existe entre los pies. Durante el simple apoyo ocurre la propulsión y el centro de masa está por delante de la base de soporte para favorecer el desplazamiento hacia el frente, que luego, vuelve a estar sobre la base de soporte en el resto de las etapas del ciclo de marcha.

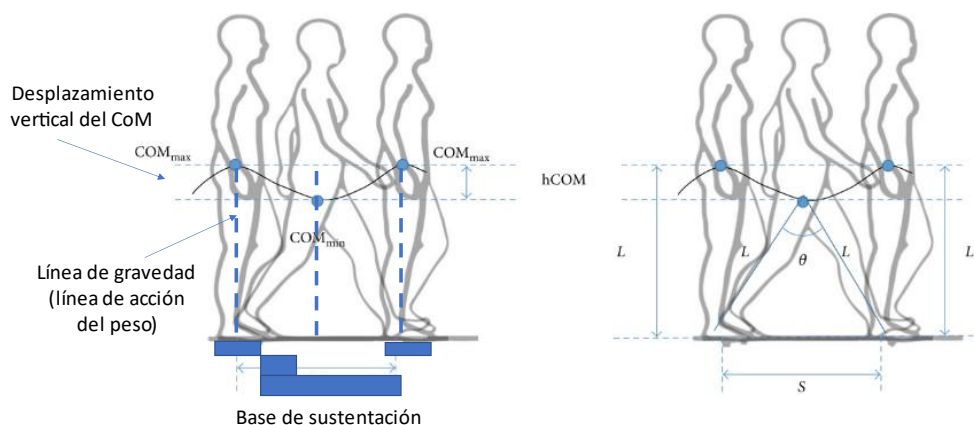
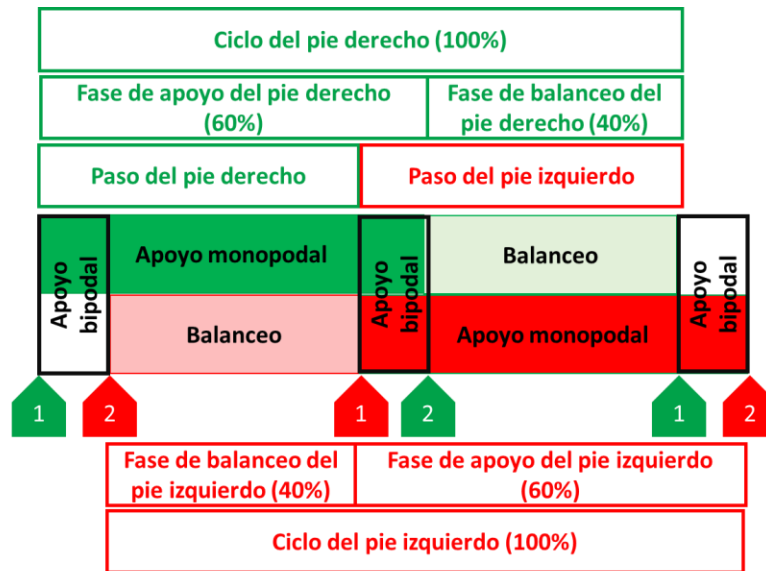


Fig. 1. Desplazamiento del centro de masa, la línea de gravedad y variación de la base de sustentación.

Fuente: Adaptación de (Fusca et al., 2018). Licencia CC-BY 4.0.

Por otro lado, el centro de masa (COM) se encuentra elevado sobre la base de sustentación, a la altura de la vértebra S2, aproximadamente al 55% de la talla del individuo (Fig. 1), lo que ocasiona que la marcha bípeda propia de los seres humanos es inherentemente inestable (Lugade et al., 2011; Mariana Haro, 2014). Los músculos anti gravitatorios mantienen el tronco erguido sobre las extremidades inferiores asegurando que la línea de gravedad se encuentre dentro de la base de soporte para mantener la estabilidad (Chastan et al., 2010).

Los movimientos durante la marcha tienen un carácter cíclico, por lo que es posible establecer un ciclo de marcha y dividirlo en dos Fases: Fase de Apoyo y Fase de Balanceo (Han et al., 2019; Ridao-Fernández et al., 2019) (Fig. 2). Estas fases se dan de manera simultánea durante el ciclo de la marcha normal de un individuo. El apoyo representa la etapa en la que existe una transferencia del peso del sujeto hacia el suelo, cuando uno de los pies se encuentra en contacto con el suelo. Mientras en uno de los pies se está desarrollando la fase de apoyo, en el otro se lleva a cabo la fase de balanceo. Para su mejor entendimiento, las dos fases se segmentan en cinco subfases para el apoyo y tres para el balanceo (Fig. 3) (Aqueveque et al., 2020; Han et al., 2019).



Eventos de la marcha

1	Choque de talón derecho	1	Choque de talón izquierdo	2	Despegue de dedos derecho	2	Despegue de dedos izquierdo
---	-------------------------	---	---------------------------	---	---------------------------	---	-----------------------------

Fig. 2. Fases de la marcha: apoyo, balanceo, apoyo bipodal y monopodal. Los eventos de apoyo de talón y despegue de dedos definen las fases de la marcha.

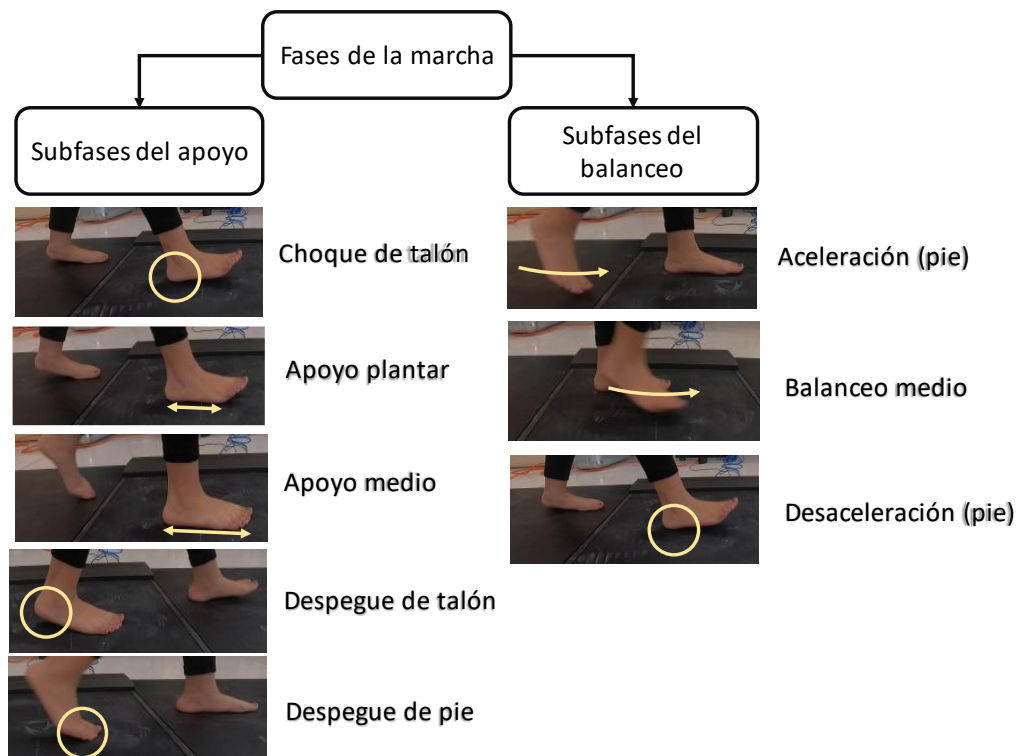


Fig. 3. Fases de la marcha: Segmentado del ciclo de marcha en cinco subfases de apoyo y tres de balanceo.

1. Subfases de la fase de apoyo.

1.1 Choque de talón/contacto inicial.

Se refiere al momento en que el talón (base del hueso calcáneo) asume contacto con el piso. Este momento de la marcha da inicio al ciclo, el cual culmina con un nuevo choque de talón del mismo pie.

La acción de los flexores dorsales del tobillo, isquiotibiales en la rodilla, tibial anterior, extensores y abductores de la cadera son necesarios para una buena ejecución.

1.2 Apoyo plantar/Fase inicial de apoyo/Respuesta a la carga.

Momento en que el borde lateral inferior (hueso cuboides y quinto metatarsiano) entran en contacto con el piso. Este es un momento breve de transición donde el centro de gravedad inicia su lateralización hacia la fase de apoyo. La participación de los músculos: cuádriceps, tibial anterior, vastos, crural, abductores de la cadera (glúteo medio y tensor de la fascia lata), aductores, isquiotibiales y glúteo mayor de la extremidad que está en la fase de apoyo son esenciales para estabilizar esta subfase de la marcha.

1.3 Apoyo Medio.

En este momento, la planta del pie entra en un contacto total con el piso, la descarga final del peso corporal radica en los tres puntos de apoyo (calcáneo, cabeza del quinto metatarsiano y cabeza del primer metatarsiano). El pie se prepara para llevar un impulso hacia el frente con la acción de sóleo, abductores de cadera, tensor de la fascia lata, tibial posterior y los tendones peroneos.

1.4 Despegue de talón/Fase final de apoyo.

Da inicio la transición del peso corporal al pie contralateral. Esta subfase se caracteriza por el despegue del talón y el choque de talón del pie contralateral, por lo que la carga se distribuye entre las cabezas metatarsianas del pie en apoyo (arco transversal) y el talón (base del hueso calcáneo) del pie contralateral. Para este momento el pie contralateral se ha ubicado al frente y el pie en apoyo está por detrás de la línea media coronal con acción del glúteo mayor, de igual manera se encuentra la predominante acción de los músculos gemelos, soleo y tríceps sural.

1.5 Despegue de pie/Prebalanceo/Preoscilación.

En este momento termina la fase de apoyo. La carga residual se encuentra ubicada en el ante pie sobre los dedos (ortejos) mientras que la mayor carga pasa a la fase de apoyo medio del pie contralateral. El primer ortejo tiene una inherente función en esta subfase, ya que su disfunción o pérdida por amputación puede modificar de manera significativa la marcha humana.

La musculatura que predominantemente actúa es la flexora de la cadera, flexores plantares, recto anterior, recto interno y el aductor mayor.

2. Subfases de la fase de balanceo.

2.1 Aceleración/oscilación inicial.

Inicia el traslado del centro de gravedad hacia delante, el individuo avanzará. La característica principal de esta subfase se observa ya que al despegar el pie del piso y con la energía acumulada por la acción del glúteo mayor, el pie se acelera en forma de péndulo hacia el frente para llegar a la línea media coronal

del cuerpo. La activación del psoas iliaco, recto anterior, bíceps crural, gemelos y el aductor mayor son preponderantes para este evento.

2.2 Balanceo medio/oscilación media.

Segundo momento de la fase de balanceo. El pie continúa su movimiento con la inercia pendular inicial, alcanza y pasa la línea media coronal del cuerpo llegando al frente. La acción del músculo tibial anterior es indispensable ya que mantiene la articulación del tobillo en posición neutral (el ángulo entre el pie y la pierna es de 90°) evitando que el individuo tropiece.

2.3 Desaceleración/refrenamiento/oscilación final.

Es el momento final del ciclo de la marcha, como se mencionó en la subfase de choque de talón, el pie está a punto de tener contacto nuevamente con el piso. En este momento la inercia del movimiento pendular de la extremidad ha terminado, la flexión de cadera está en la mejor posición con el refrenamiento de los extensores de la cadera y junto con la extensión total de la rodilla por los músculos isquiotibiales el tibial anterior mantiene la posición neutra del tobillo y los abductores de la cadera estabilizan la posición de la extremidad. En este evento se observa el nuevo choque de talón.

3. Apoyo unipodal y bipodal.

Además de la fase de apoyo (simple o unipodal) del ciclo de la marcha, existe también un momento en que ambos pies se encuentran en contacto con el piso, que se conoce como apoyo bipodal.

El apoyo bipodal es aquel evento que se da durante las subfases de choque de talón de un pie y el despegue de talón del pie contralateral, es indispensable en la transición de carga entre las extremidades y en el movimiento del centro de gravedad. Además de la velocidad, el apoyo bipodal es el evento que separa la marcha deportiva, de la carrera, ya que en la segunda no se presenta el apoyo bipodal.

A partir del ciclo de la marcha, se establecen los parámetros espacio temporales (longitud y tiempo) que permiten detectar alteraciones de esta, como es el paso, la zancada, el apoyo bipodal, apoyo unipodal y balanceo.

El paso se identifica entre el apoyo de talón del pie derecho respecto al izquierdo y viceversa, la zancada guarda relación con un ciclo de marcha, pues se identifica con el apoyo de talón del mismo pie.

Variables para caracterizar el ciclo de marcha.

Con el fin de estandarizar los eventos de la marcha y poder comparar entre individuos, la duración del ciclo se expresa en porcentajes, así el choque de talón o contacto inicial del pie representa el 0% de la marcha y el próximo contacto de talón el 100% (Willems et al., 2012).

De este modo, tomando como referencia el pie derecho, se observa que la duración de las fases de la marcha en función del porcentaje del ciclo es:

- 0-15% primer apoyo bipodal,
- 15-50% apoyo simple o unipodal, el pie izquierdo se encuentra realizando el balanceo.
- 50-65% segundo apoyo bipodal, el pie derecho está en la etapa de prebalanceo y descargando el peso hacia el pie izquierdo.
- 65-100% balanceo del pie derecho y apoyo simple del pie izquierdo.

También se pueden determinar otras variables cinemáticas como (Gouelle & Mégrot, 2017):

- Velocidad de la marcha, que tiene un valor promedio de 1.2 metros por segundo.
- Cadencia: que es lo referente a cantidad de pasos dados en un minuto y en promedio es de 90 a 120 pasos por minuto.
- Longitud del paso: que es la distancia entre el choque de talón de un pie y el choque de talón de otro, esta tiene una distancia promedio de 35 a 41 cm.
- Zancada: correspondiente a un ciclo de marcha y se observa del choque de talón a choque de talón del mismo pie y es de alrededor de 70 a 82 cm.
- Es importante saber además que existe un ángulo de rotación externa de los pies que oscila entre los 8 y 28 grados durante la marcha.
- Por último, una base de sustentación dinámica que se mide entre talón y talón durante la marcha y en promedio tiene una distancia de entre 5 y 10 cm.

Alteraciones observadas en la marcha.

La marcha es un proceso motor complejo que se puede ver alterado por diversos factores, esto, debido a la participación de tejidos, como huesos, cartílago, tendón, músculo y el Sistema Nervioso Central. Alteraciones a cualquiera de estas estructuras puede determinar patrones de la marcha anómalos o no funcionales.

El análisis cuantitativo de la marcha tiene múltiples aplicaciones clínicas entre ellas (Mariana Haro, 2014):

- Amputaciones
- Parálisis cerebral
- Desordenes degenerativos en las articulaciones
- Reemplazos articulares
- Poliomielitis
- Esclerosis múltiple
- Distrofia muscular
- Traumas cerebrovasculares
- Marcha antiálgica

Tecnología disponible para el estudio de la marcha.

Las compensaciones que el individuo emplea en su marcha pueden encubrir alguna comorbilidad o patología preexistente, además de ser difíciles de diferenciar de las alteraciones primarias a simple vista.

En las últimas décadas, se ha incrementado el uso de las tecnologías no invasivas de valoración funcional biomecánica para analizar las actividades cotidianas de las personas (Mohammed et al., 2016) y discriminar el rango de normalidad de las variaciones de los movimientos con una mayor precisión en comparación con el método de observación clínica. Las nuevas herramientas están compuestas por sistemas electrónicos y paquetería de procesamiento de las señales capturadas durante los estudios (Ridao-Fernández et al., 2019).

Entre ellas se encuentran:

- Cámaras de vídeo digitales de alta velocidad con anillos de luz infrarroja que rodean las lentes capturan imágenes de alto contraste de los marcadores reflectantes. Laboratorio de Biomecánica.
- Plataformas de fuerzas.
- Electromiografía de contacto de superficie.
- Baropodometría.
- Sensor inercial.

Es posible estudiar la marcha patológica, identificar patrones patológicos comunes y establecer sistemas de clasificación en distintas entidades clínicas que permiten analizar de manera objetiva la condición del individuo en un determinado momento, observar su evolución en el tiempo y en respuesta a los tratamientos terapéuticos.

De este modo ha sido posible entender que las desviaciones de la marcha provienen en muchos casos “patologías específicas”, siendo muy diversas las causas subyacentes y por tanto el abordaje será distinto en cada caso, no es posible aplicar los mismos principios para el tratamiento de las diversas patologías.

Sensor inercial y electromiografía de superficie.

Un acelerómetro es un dispositivo destinado a medir las aceleraciones. Basan su principio mediante la medición del cambio de capacidad eléctrica de un condensador que provoca el movimiento de una masa sísmica situada entre las placas de este, que al moverse hace cambiar la corriente que circula entre las placas del capacitor.

Al combinar el acelerómetro de tres ejes, con un giroscopio y un magnetómetro, entonces se pueden obtener la aceleración lineal en cada eje, la velocidad angular, los desplazamientos angulares con una referencia al norte magnético. Tienen incorporado un sensor de temperatura para ajustar la medición de los parámetros y reducir el efecto de esta variable física. Los dispositivos que tienen estos sensores se conocen como sensores inerciales (Fong & Chan, 2010). Se emplean cinco tipos de algoritmos para estimar la orientación o las posiciones: integración, observación de vectores, filtrado de Kalman, filtrado complementario y otros algoritmos (López-Nava & Muñoz-Meléndez, 2016).

Un equipo que complementa las pruebas que se pueden realizar con el sensor inercial es la Electromiógrafo. La prueba que se realiza con este equipo se conoce como electromiografía de superficie (EMGs) y consiste en registrar la actividad eléctrica del músculo esquelético con el propósito de evaluar la función nerviosa y muscular (Feldner et al., 2019).

Las señales EMGs se generan debido a la contracción muscular, por tanto, se requiere identificar correctamente los grupos musculares que participan en la ejecución de los movimientos. Las sondas de la electromiografía capturan la actividad eléctrica del músculo y se colocan en la superficie de la piel mediante electrodos bipolares de superficie (Papagiannis et al., 2019). La piel ofrece una elevada resistencia eléctrica al paso de la corriente (impedancia), por lo que se recomienda la aplicación de un gel que mejore su conductividad. Dicho gel aporta otros beneficios como lograr una buena superficie de contacto y adherencia de los electrodos (Kilby et al., 2016).

El sensor inercial G-Sensor de BTS Bioengineering es una técnica moderna, es compacto, de uso sencillo y además es una alternativa no tan costosa en comparación con sistemas de cámaras para identificar alteraciones ortopédicas, trastornos neurológicos, entre otras (Fig. 4a).

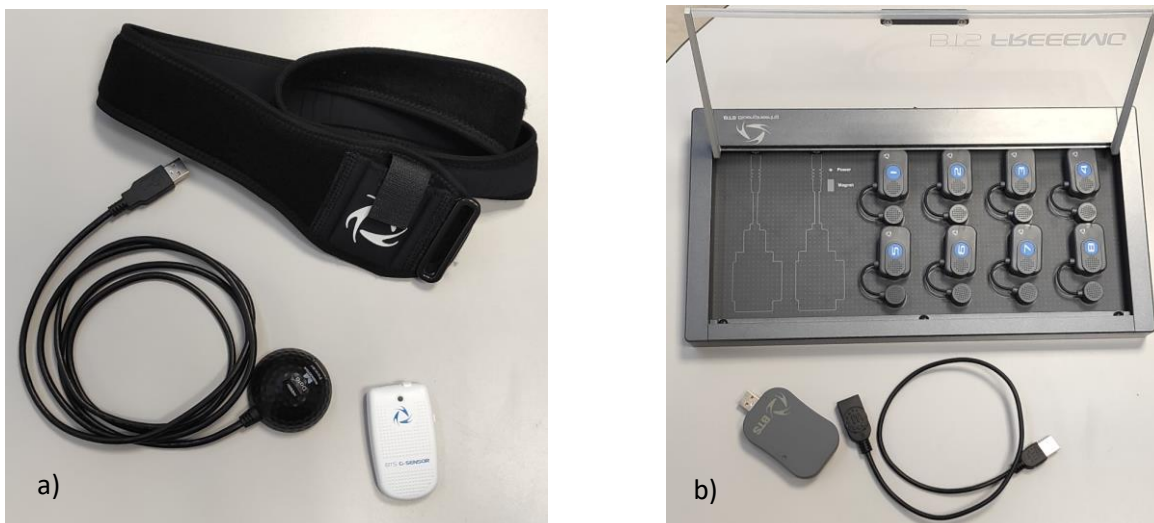


Fig. 4. Equipamiento para el análisis de la marcha: a) Sensor inercial G-Sensor con antena USD con cable de extensión cable y correa de sujeción, b) sondas electromiográficas FreeEMG en su estación de carga, antena USB y cable de extensión.

El FREEEMG 1000 de BTS Bioengineering es una tecnología avanzada para el análisis electromiográfico de superficie (Fig. 4b). La precisión de la señal, la ausencia completa de cables, la ligereza y el tamaño extremadamente pequeño de las sondas permite llevar a cabo análisis de cualquier tipo de movimiento, para cada región del cuerpo, sin alterar en modo alguno el gesto motor del sujeto examinado. Las sondas del FreeEMG tienen unos broches que se unen directamente a los electrodos pre-gelificados para recolectar la señal, sin necesidad de hardware adicional (Fig. 5).

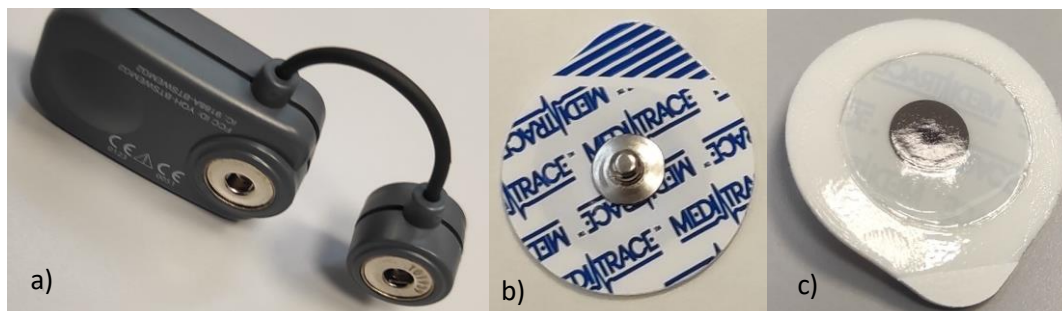


Fig. 5. Sistema de unión entre las sondas y los electrodos pre-gelificados. a) broche macho en las sondas, b) broche hembra en el electrodo, c) superficie pre-gelificada con el electrodo en la parte central del área circular.

La combinación de ambos equipos, el Sensor inercial y la Electromiografía, permite realizar el análisis instrumentado de varias pruebas de movimiento de los parámetros cinemáticos tempo-espaciales en los planos y ejes anatómicos de movimiento junto con ángulos relativos (sensor inercial) y la simetría de la

actividad muscular, coordinación y mecanismos de compensación muscular durante el estudio, así como el análisis del “timing” de activación muscular (electromiografía).

Las pruebas son fáciles de realizar y los resultados son inmediatamente comparables con el rango de normalidad. Los protocolos integrados ofrecen la posibilidad de hacer análisis completos y detallados de las principales pruebas clínicas.

Entre las pruebas que ofrece la combinación del FreeEMG y el G-Sensor se encuentran los protocolos funcionales de

- 1- Marcha.
- 2- Postura estática.
- 3- Flexión relajación de columna.
- 4- Movilidad del hombro.
- 5- Movilidad de la columna cervical.
- 6- Oclusión dental.

Prueba de marcha con el sensor inercial y la electromiografía.

El protocolo de Marcha permite realizar un análisis rápido, preciso y sencillo de la marcha. Los datos resultantes del ensayo garantizan un análisis objetivo de las habilidades motoras y los resultados de la terapia seleccionada. Es posible verificar si el paciente tiene una buena coordinación y simetría del movimiento o en cambio sí, debido a trastornos neurológicos u ortopédicos, la marcha está comprometida y alterada en algunas de sus fases. Permite comparar varias pruebas realizadas en el mismo paciente en diferentes momentos (previa y posterior al tratamiento) para establecer la efectividad de la rehabilitación.

Este protocolo ofrece los siguientes datos:

- Parámetros espacio temporales globales y diferenciados del lado derecho e izquierdo.
- Parámetros generales de la cinemática globales y diferenciados del lado derecho e izquierdo.
- Índices de simetría del movimiento.
- Desplazamientos angulares en los tres planos anatómicos de la pelvis.
- Tiempo de activación muscular.
- Índice de coactivación muscular.
- Activación muscular.

Para realizar la prueba es necesario realizar los siguientes pasos:

Etapas de preparación.

1. Preparación del área de trabajo.

Es un recorrido en línea recta hasta que complete cinco ciclos completos de marcha, lo que se logra en aproximadamente 7 metros. Por tanto, se debe preparar el punto de partida y destino, con ayuda de los conos de colores (Fig. 6).

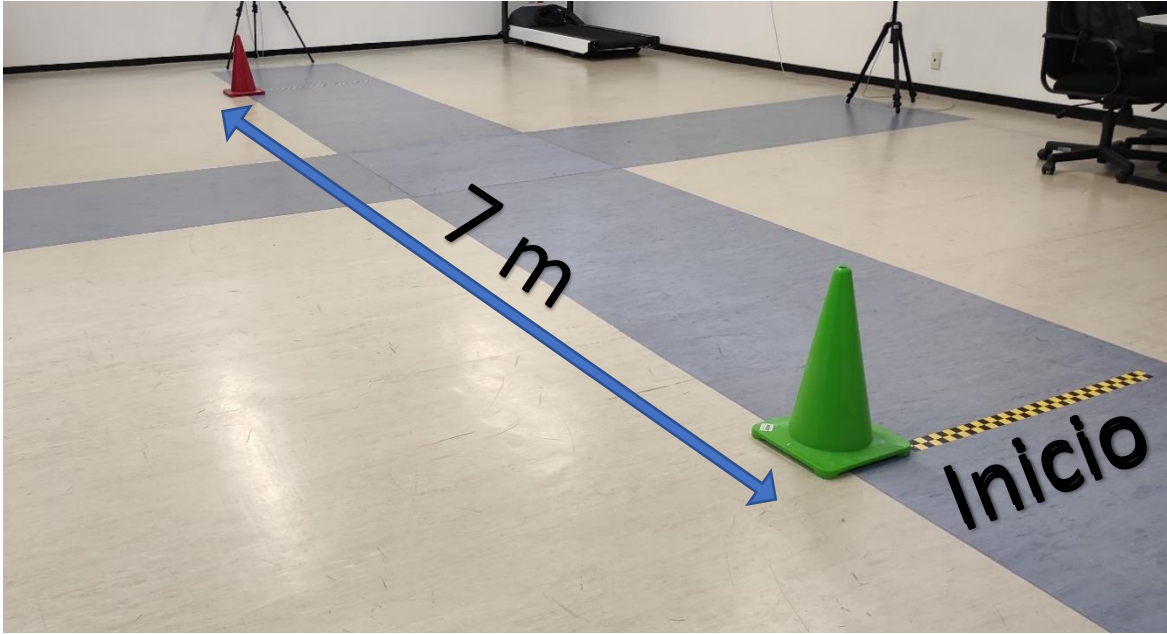


Fig. 6. Preparación del área de trabajo, el recorrido debe ser mayor a 7 m para completar los ciclos.

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

Colocar las cámaras para la captura del movimiento en el plano frontal y en el plano sagital, para analizar la relación entre las variables espacio temporales del sensor inercial, la activación muscular de la electromiografía y lo observado en el video. De este modo se podrá describir también de manera cualitativa las diferentes etapas de la marcha y las variaciones en las gráficas.

3. Conectar el equipamiento a la computadora.

Insertar la antena Bluetooth receptora del sensor inercial en el puerto USB (Fig. 7a) y prender el sensor inercial. El interruptor del sensor se encuentra, tomando como referencia la cara del logo del sensor, en el lateral derecho (Fig. 7a). La luz del indicador LED blanco comenzará a parpadear, indicando que está prendido.



Fig. 7. Conexión de la antena al puesto USB de la computadora y encendido.

Luego se debe insertar la antena USB receptora del FreeEMG, prender las sondas EMGs y abrocharlas a los electrodos. Las sondas se encienden al pasar por el área magnética de la base del equipo. Se deben prender las sondas que se van a emplear, en este caso son cuatro sondas. Observe que las sondas se identifican con números.



Fig. 8. Conexión del FreeEMG al puerto de la computadora y encendido de las sondas electromiográficas.

Abrir el programa EMG Analyzer (BTS Bioengineering, Milán, Italia) y conectar el sensor inercial. Comprobar que las sondas y el sensor se encuentran cargados. Para ello se despliega el menú Laboratory y se selecciona la opción Set EMG Device (Fig. 9).

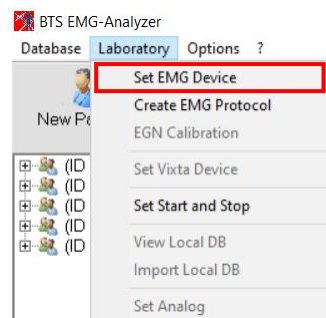


Fig. 9. Ventana para la activación del sensor inercial.

Luego aparece una ventana, en la que se debe revisar que se encuentra seleccionada la opción *Enable G-Sensor*, así como el puerto COM que asigna el sistema a la conexión Bluetooth con el sensor inercial. En la Fig. 10 aparece enmarcado en un rectángulo en la esquina inferior izquierda. Posteriormente se actualiza la conexión dando clic en *Update* antes de cerrar la ventana.



Fig. 10. Ventana para la activación del sensor inercial. Rectificar que el puerto sea el asignado por el sistema. Antes de cerrar, se debe actualizar para que se conecte el sensor inercial.

El sensor inercial también se puede conectar activando la opción *Connect GSensor* desde la barra de herramientas de funciones de uso rápido del programa (Parte superior y en el centro de la pantalla). En este momento ya estará activado el Sensor inercial, así como las sondas EMG que están encendidas. Se puede comprobar el estado de los sensores en la esquina superior derecha de la pantalla (Fig. 11).



Fig. 11. Conexión del sensor inercial desde la barra de herramientas de funciones de uso rápido.

4. Ofrecer indicaciones al paciente sobre la prueba.

Las indicaciones serán las siguientes:

La prueba biomecánica consiste en medir sus movimientos con equipamiento destinado para este fin, como es el sensor inercial y las sondas de electromiografía. A usted se le colocará el sensor inercial por medio de un cinturón elástico, abrazando la espalda baja en la región sacra, en la línea que conecta los dos hoyuelos de Venus, que corresponde a la ubicación entre las vértebras S1-S2. Se le colocarán cuatro pares de electrodos de superficie pre-gelificados sobre el tibial anterior y gastrocnemio medial de cada pierna.

Desde una posición erguida, usted caminará en línea recta aproximadamente 7 metros, hasta el otro cono (identificar con color). Al inicio de la prueba, usted debe permanecer inmóvil en posición erguida durante unos segundos, debido a que el sensor que tiene colocado en la espalda se debe estabilizar. Cuando este proceso haya concluido, se le indicará que puede caminar. Al llegar al final del recorrido, se le pedirá que permanezca inmóvil unos segundos para dar tiempo a grabar los resultados. Luego, se le indicará que se

dé vuelta y regresará de igual manera siguiendo una línea recta, esperando la orden que puede comenzar a caminar. Al completar la distancia, se da por concluida la prueba.

La trayectoria que debe seguir estará señalizada, por lo que usted no deberá preocuparse por recordar la distancia recorrida, simplemente guiarse por la trayectoria, la que no está obligado a seguir forzosamente, al contrario, realice los gestos de movimiento de la manera más natural posible.

Antes de la colocación del electrodo, la piel se debe afeitar, limpiar con alcohol al 5% y con un papel abrasivo suave para reducir la impedancia de la piel, siguiendo las recomendaciones de las directrices para el empleo de electromiografía de superficie para la evaluación no invasiva de los músculos (SENIAM).

En todos los casos, la información que usted proporcione al personal que participa en las pruebas será de carácter estrictamente confidencial, se utilizará exclusivamente por el personal involucrado en los estudios, y no estará disponible para ningún otro propósito. Usted y la información que nos proporcione quedarán identificados con una clave y no con su nombre, de tal manera que ninguno de los integrantes del equipo de investigación ni ninguna otra persona pueda conocer su identidad. Los resultados de este estudio serán publicados únicamente con fines científicos y docentes. El equipo de investigación y la UNAM se comprometen a proteger sus datos personales.

Los beneficios de participar en este estudio son: usted recibirá por correo electrónico un reporte detallado y la interpretación de las pruebas biomecánicas que realizó, también recibirá orientación médica sobre las posibles asimetrías del movimiento y la estrategia para su corrección. De manera indirecta usted contribuirá al desarrollo científico y tecnológico del país, que optimizará la atención integral de personas con amputaciones para su rehabilitación.

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

5. Introducir los datos del paciente y seleccionar el protocolo de prueba.

Para introducir los datos del paciente, seleccione el ícono de nuevo paciente en la barra de herramientas (Fig. 12).



Fig. 12. Opción para la creación de un nuevo paciente en la base de datos del programa.

Se desplegará una ventana para capturar los datos del paciente, como nombre, apellidos, fecha de nacimiento, datos del clínico, código del paciente, dirección, número telefónico y notas donde se podrán agregar los motivos del estudio, entre otras (Fig. 13).

Fig. 13. Ventana para capturar los datos del paciente.

Una vez definido el paciente, se agregará a la lista de pacientes de la base de datos.

Definir una sesión de trabajo.

Luego de definir los datos del paciente, el siguiente paso es crear una nueva sesión de trabajo. La sesión de trabajo es una forma de organizar los estudios. Como, por ejemplo, cuando se realiza una sesión de diagnóstico y una posterior para evaluar la efectividad de la estrategia de rehabilitación de una lesión. La sesión de trabajo está vinculada a un paciente, razón por la que se selecciona primero el paciente antes de definir la sesión de trabajo. Luego, en la barra de herramientas, se define una nueva sesión (Fig. 14).



Fig. 14. Opción de creación de la sesión de trabajo, que servirá para ordenar los estudios, se acuerdo al momento que se realice la prueba, como, por ejemplo, antes o después de una terapia.

Se abrirá una ventana para indicar el nombre de la sesión, la patología del paciente, el protocolo y dos espacios para colocar notas que puedan ayudar a identificar algún dato del paciente (Fig. 15).

Fig. 15. Ventana para la creación de la sesión de trabajo.

Una vez creada la sesión de trabajo, se podrá visualizar desplegando la lista de pacientes en la parte izquierda del programa.

Seleccionar el protocolo funcional a realizar, en este caso el Walk Fixed con 4 sondas. Antes de realizar la prueba de marcha, se requiere indicar el protocolo a emplear. Desde el menú Laboratory, seleccione la opción *Create EMG Protocol* (Fig. 16).

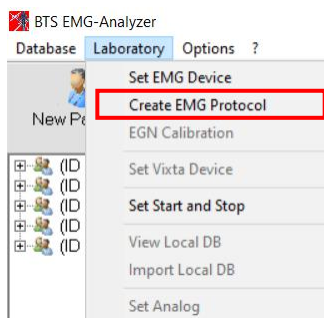


Fig. 16. Ventana para la selección del protocolo.

Aparecerá una ventana, en la que se listan todos los protocolos disponibles. Para la prueba de marcha el protocolo es el Walk_FIXEDSetup_2RT_2LF.pro. Una vez seleccionado, se debe activar el protocolo en el ícono Set Active. El programa ofrecerá un mensaje diciendo que se activará el protocolo (Fig. 17).

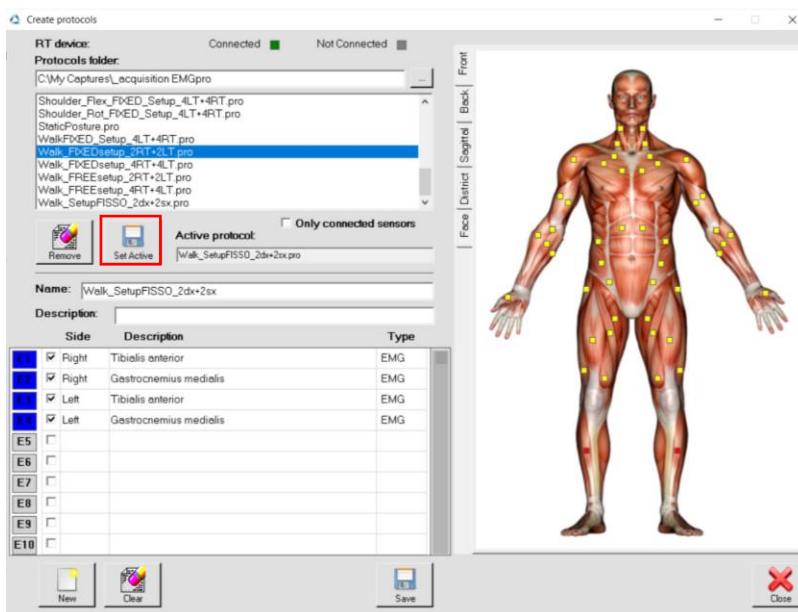


Fig. 17. Ventana para activar el protocolo seleccionado. En esta venta se listan los músculos que se deben colocar los electrodos y las sondas.

6. Colocar los electrodos con las sondas en el paciente.

Identifique los músculos a evaluar, en este protocolo se evalúan los músculos tibial anterior y gastrocnemio medial de cada pierna. En la ventana del programa se indican los músculos (Fig. 17). Se debe tener especial cuidado de que el número de las sondas corresponda con el músculo a estudiar. Por ejemplo, la sonda 1 (E1) es asignada al tibial anterior de la pierna derecha. En la parte derecha aparecen identificados la parte anatómica del cuerpo donde se deben colocar los electrodos.

Para ayudar a identificar los músculos se pide al paciente a realizar la flexión dorsal del pie para activar el tibial anterior y la flexión plantar o ponerse en puntillas de pie para activar el gastrocnemio medial. Colocar la parte madre y satelital de la sonda alineada en dirección de la fibra muscular. Debe palpar con los dedos la contracción muscular. Puede servir de guía donde colocar los electrodos. La separación entre los electrodos de la parte madre y satelital debe ser simétrica y de aproximadamente de 2 a 3 cm.



Fig. 18. Colocación de los electrodos en los músculos a analizar en la prueba de marcha.

7. Colocar el sensor inercial en el paciente.

Primeramente, se inserta el sensor en el bolsillo de la correa. El logo de BTS del sensor debe quedar apuntando hacia la parte externa de la correa, con el indicador de luz del sensor parpadeando. El sensor se ubica en la región sacra entre las vértebras S1-S2. Identifique la posición anatómica antes mencionada y coloque, bien ajustada, la correa, con el sensor centrado sobre la columna. Garantice que el sensor no se mueva y que el paciente no sienta una sensación de compresión en la zona.

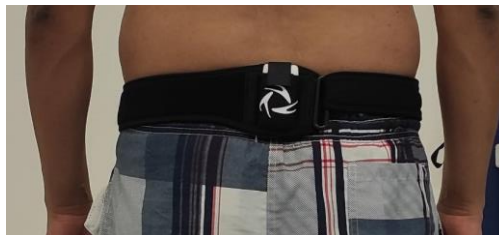


Fig. 19. Colocación del sensor inercial en el paciente, a la altura de la vértebra S2.

Etapa de captura.

8. Iniciar proceso de grabación de video con las cámaras.

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

9. Iniciar el proceso de captura.

Comprobar que la numeración de las sondas corresponde con las del protocolo seleccionado.

Comprobar que el protocolo activo corresponde con el de marcha con 4 sondas.

Seleccionar adquirir una nueva prueba. Para ello se selecciona la opción New Trial.



Fig. 20. Opción para definir una nueva prueba.

Aparecerá una ventana en la que el programa solicitará que se nombre la prueba. Comprobar que la casilla G-Sensor events se encuentre activa, así como la opción de marcha. Luego, hacer clic sobre el botón Adquirir para iniciar la captura (Fig. 21).

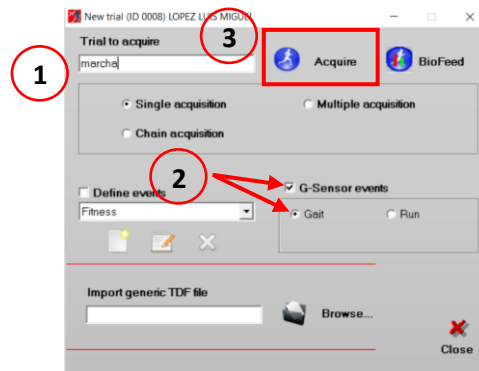


Fig. 21. Ventana para nombrar la captura, debe estar seleccionado el sensor inercial. La captura iniciará al dar clic en *Acquire*.

Acto seguido aparecerá una ventana en la que se debe seleccionar visualizar la prueba, en esta pantalla podrá comprobar si las sondas están midiendo la actividad muscular. Puede solicitar al paciente que haga flexión de tobillo, para que se activen los músculos (Fig. 22).

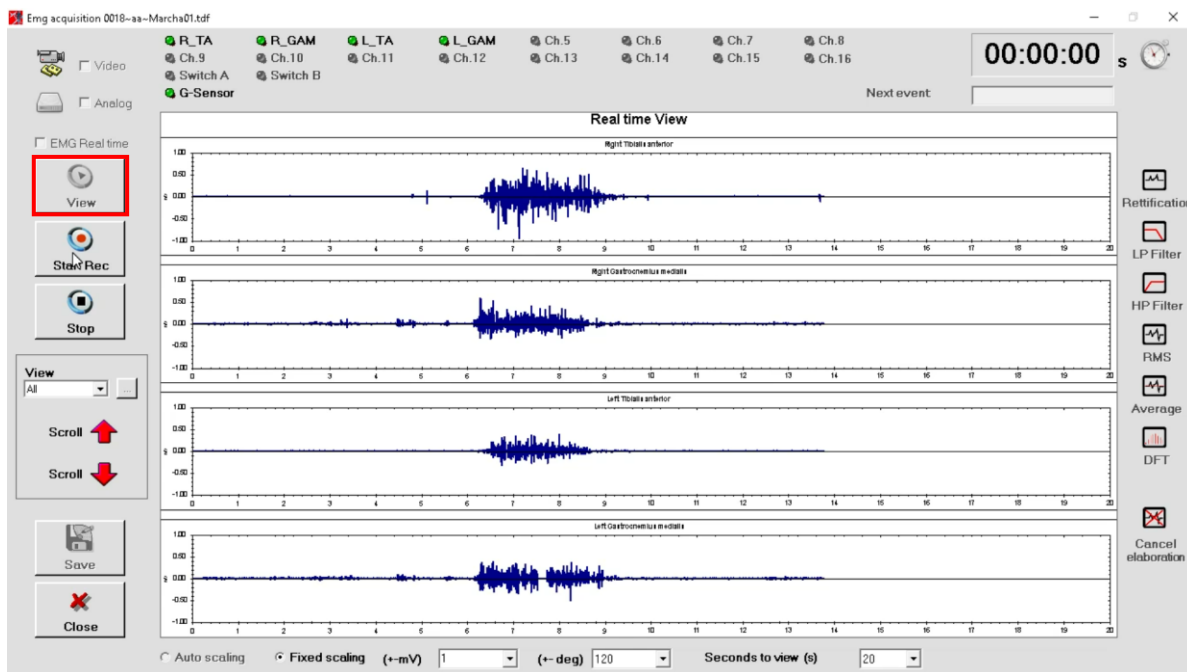


Fig. 22. Visualización de la actividad muscular antes de comenzar la prueba.

Antes de iniciar la captura, el programa requerirá estabilizar el sensor. Por tanto, es necesario indicar al paciente que se coloque en posición ortostática al lado del cono que indica la partida hasta terminar la estabilización y cuando este proceso termine, indique al paciente que puede comenzar la prueba (Fig. 23).

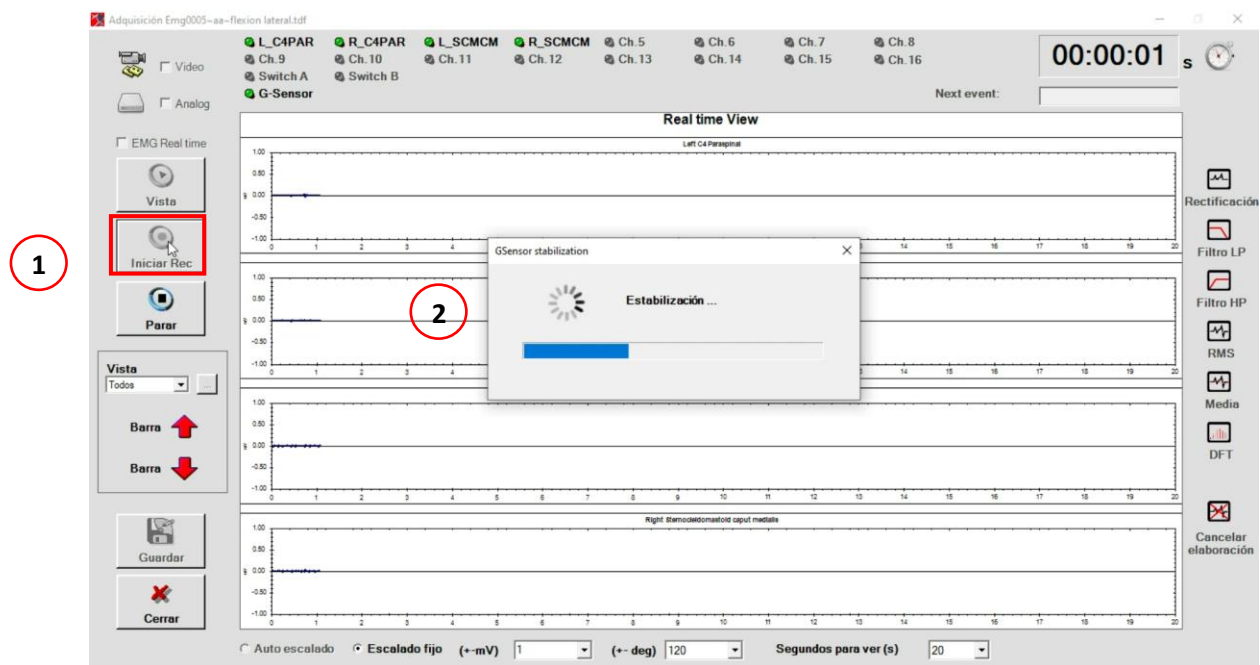


Fig. 23. Inicio de la estabilización del sensor inercial, cuando se cierre esta ventana, se podrá indicar al paciente que inicie la prueba.

Una vez que el paciente haya completado la línea recta, se solicita al paciente que se mantenga en posición ortostática y seleccione detener la prueba. El programa iniciará el proceso de descarga de los datos desde las sondas EMGs hacia la computadora (Fig. 24).

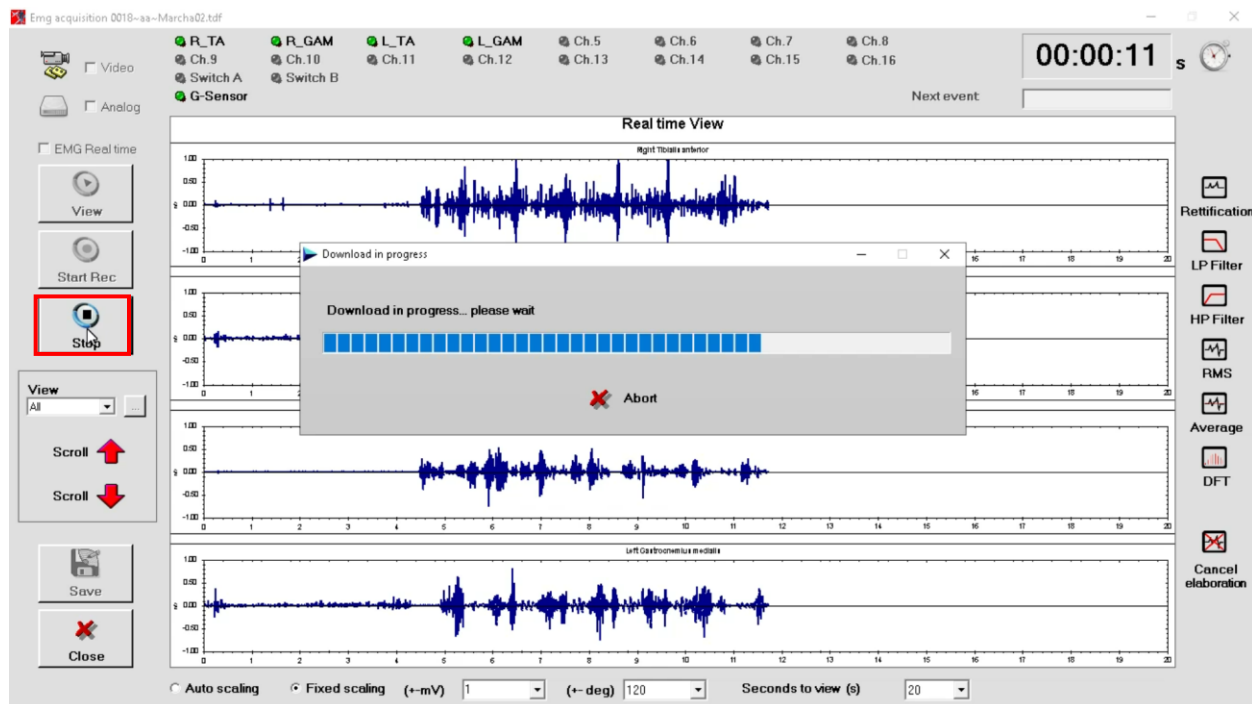


Fig. 24. Proceso de descarga de la información de las sondas y el sensor inercial a la computadora.

Se podrán observar en la pantalla los eventos de apoyo de talón y despegue de talón de ambos pies, así como la activación muscular. Una vez completada la descarga, seleccione guardar (Fig. 25).

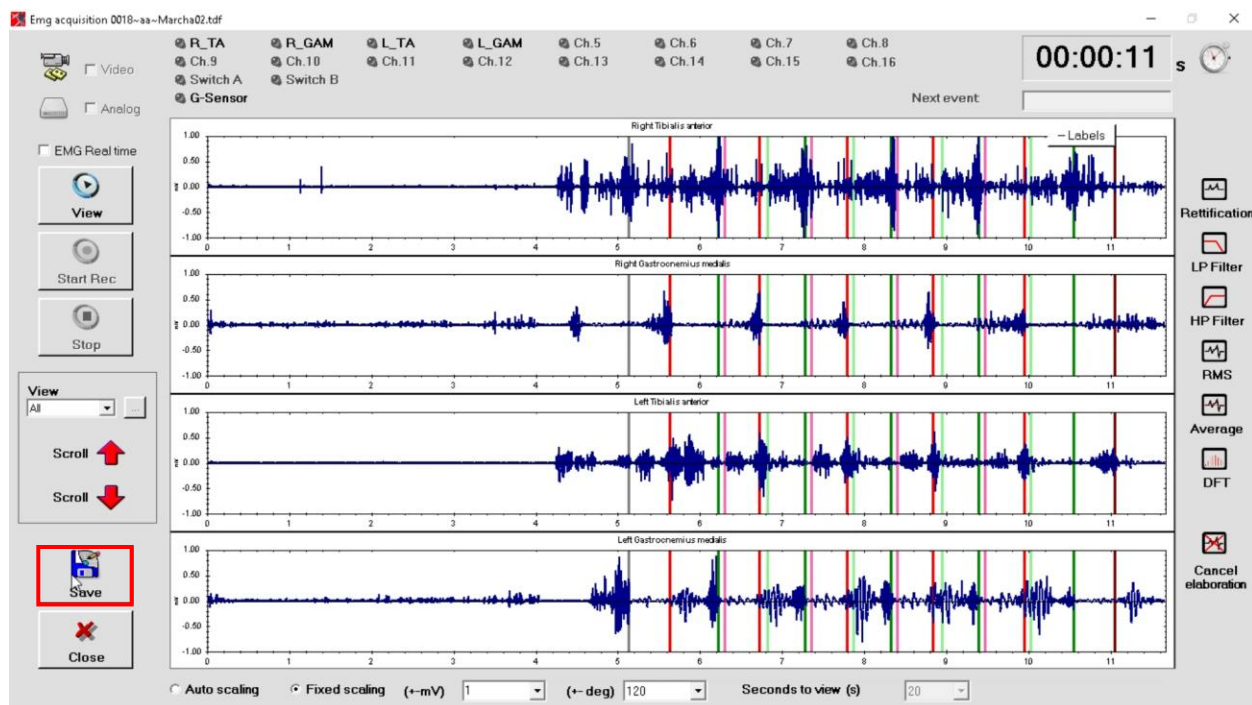


Fig. 25. Ventana donde se observa la actividad de los músculos y los eventos de la marcha.

Si se requiere realizar otras capturas, se repite el proceso. Indicar al paciente que se dé vuelta. El programa solicitará nuevamente que nombrar la prueba y se repetirán los pasos: seleccionar visualizar la prueba, iniciar la captura, estabilización del sensor y cuando este proceso termine, indicar al paciente que puede comenzar el ciclo. Una vez que el paciente haya completado la línea recta, seleccione detener la prueba y guarde los resultados.

Etapas de creación del reporte.

10. Generar reporte.

Para generar el reporte, deben estar activas todas las pruebas que se incluirán en el informe. Para realizar su activación se realizarán los siguientes pasos (Fig. 26):

- a) Seleccionar el paciente.
- b) Seleccionar la sesión en la que se grabaron los movimientos.
- c) Activar las pruebas al hacer doble clic sobre las capturas que se quieren incluir. Las capturas que se seleccionen aparecerán en la parte central de la pantalla.
- d) Seleccionar la normativa que tiene los datos de comportamiento de la norma.
- e) Seleccionar el ícono del protocolo de Marcha Fija con 4 sondas.

GLOBAL SYMMETRY INDEX

		Normal Values
GSI (%) =	100	75 < GSI < 100

Fig. 28. Índice global de simetría.

Índice de simetría.

Es el porcentaje de diferencia entre la duración de la fase de apoyo y balanceo de la extremidad inferior derecha e izquierda. Cuando ambas extremidades tienen exactamente la misma duración, el índice es 0. Los valores normales deben ser inferiores a 3.6%. Como se aprecia, el sujeto de estudio tiene simetría en la duración de la fase de apoyo y balanceo de la extremidad izquierda y derecha. Tiene 1.2% de diferencia entre ambas extremidades (Fig. 29).

SYMMETRY INDEX

		Normal Values
SI (%) =	1.2	SI < 3.6

Fig. 29. Índice de simetría de la marca.

Índice de calidad del ciclo de marcha.

Este índice evalúa la habilidad del sujeto de realizar de manera balanceada el ciclo de marcha con la extremidad inferior derecha en color verde e izquierda en color rojo. Los colores verde y rojo no necesariamente indican que el parámetro sea correcto o exista una alteración, simplemente se emplean para diferenciar una extremidad de la otra (Fig. 30). El índice ideal de 100% se obtiene cuando el sujeto realiza la fase de apoyo en un 60% y la de balanceo en un 40%. El rango de normalidad es de 90 a 100%.

GAIT CYCLE QUALITY INDEX

Right Side (%):	95.1	Normal Values
Left Side (%):	96.2	90 - 100

Fig. 30. Índice de calidad del ciclo de marcha.

Parámetros temporales.

En esta parte del reporte se obtiene la duración de las fases del ciclo de marcha descritas en la Introducción. En la primera columna de la tabla se indica el parámetro, en la segunda el valor del parámetro para la extremidad inferior derecha en color verde, y en la tercera columna para la extremidad inferior izquierda en color rojo, y la última columna los valores de normalidad (Fig. 31).

TEMPORAL PARAMETERS

	RIGHT	LEFT	<i>Normal values</i>
Stance Phase (% Gait Cycle) :	60 ± 2	60.3 ± 3	59 ± 2
Swing Phase (% Gait Cycle) :	40 ± 2	39.7 ± 3	40 ± 3.6
Single Support Phase (% Gait Cycle) :	40.2 ± 2.3	39.5 ± 2.4	38.9 ± 2.6
1st Double Support Phase (% Gait Cycle) :	9 ± 2.5	10.8 ± 2.1	10.3 ± 3.1
Stride Time (s) :	1.19 ± .02	1.21 ± .04	1.1 ± .09
Stance Time (s) :	0.72 ± .03	0.73 ± .06	0.65 ± .07
Swing Time (s) :	0.48 ± .03	0.48 ± .03	0.44 ± .05
Cadence (steps/min) :	99.9 ± 2.2		114 ± 4.2

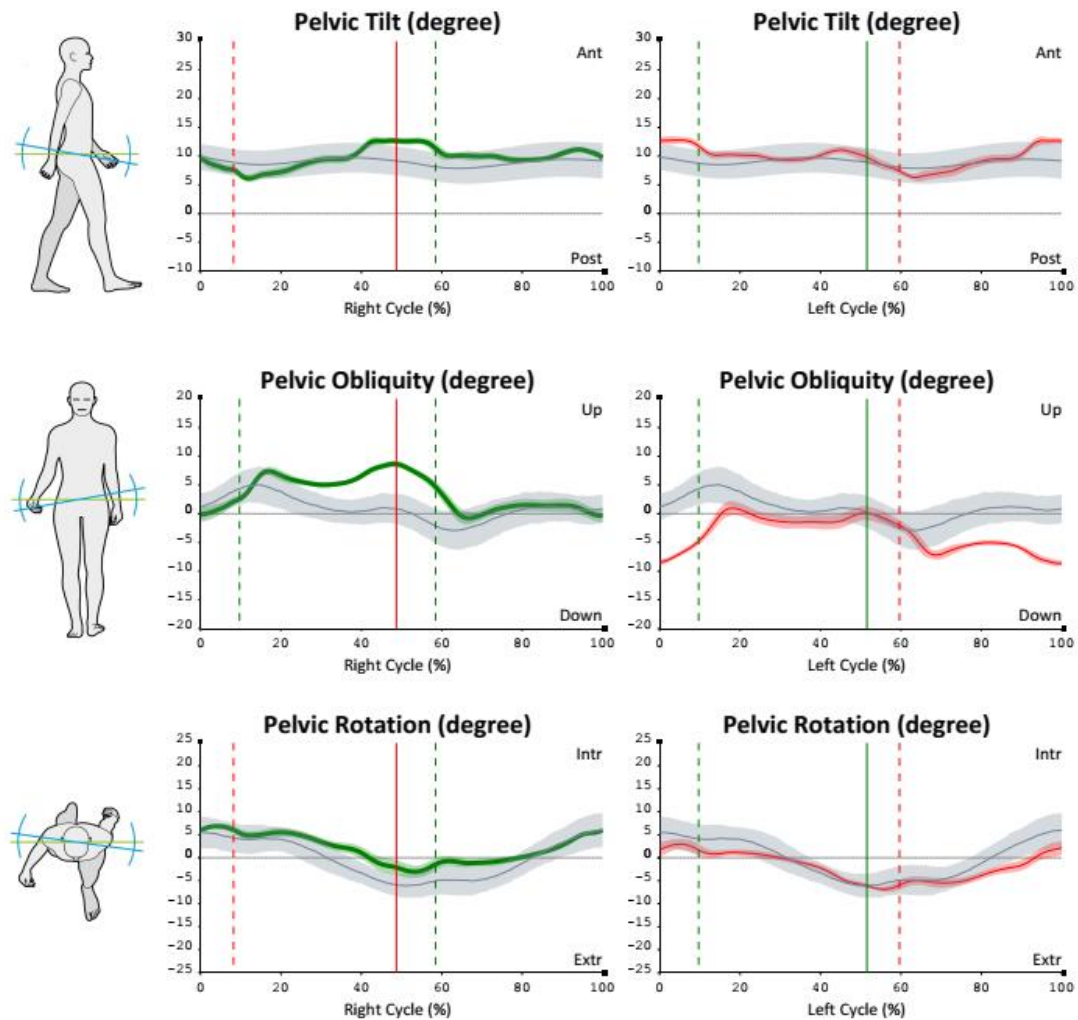
Fig. 31. Parámetros espacio temporales de la pisada.

En esta tabla se pueden visualizar la duración de las fases de apoyo y balanceo, apoyo simple y apoyo bipodal. El sujeto de estudio, tal como se apreció en los índices de simetría global y de simetría, no existe una diferencia significativa entre la duración de la fase de apoyo y balanceo. Se aprecia que la duración de la subfase de apoyo simple es superior en el pie derecho, por tanto, es ligeramente inferior la subfase de apoyo bipodal de este mismo pie.

Cinemática de la Pelvis.

En cuanto a la cinemática de la pelvis, se muestran los movimientos de inclinación, basculación u oblicuidad y la rotación. El paciente estudiado a nivel de la pelvis tiene una alteración en la basculación de la cadera cuando el pie izquierdo inicia la fase de apoyo. Se aprecia que el ángulo es menor a la norma cuando ocurre el primer apoyo bipodal. En esta subfase, la basculación de la pelvis para el pie derecho se incrementa. El ángulo vuelve a disminuir en la fase de balanceo del pie izquierdo.

PELVIC KINEMATICS



PELVIC KINEMATIC graphs allow the evaluation of pelvis movement in the frontal, sagittal and transversal planes.

The green lines represent the pelvis movement during the right cycle.

The red lines represent the pelvis movement during the left cycle.

LEGEND



Fig. 32. Cinemática de la pelvis.

Tiempo de Activación muscular.

Las últimas secciones del reporte se destinan a la actividad muscular. Aparecen resaltados en gris en qué etapa del ciclo deberían activarse los músculos y en cuáles no (Fig. 33). El sujeto que se tomó como

referencia para el estudio tiene una activación adecuada de los músculos dentro de las franjas en gris. Sin embargo, también tiene activación donde el músculo no debería estar activo.

MUSCLE ACTIVATION TIMING

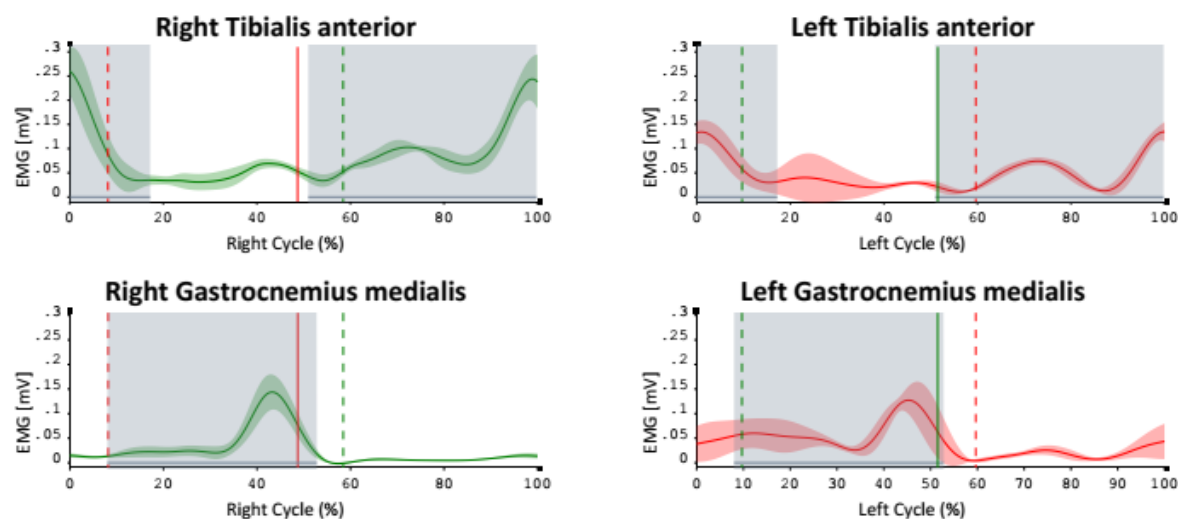


Fig. 33. Tiempo de activación muscular según las subfases de la marcha que debería presentarse la actividad muscular. Las franjas grises señalan donde debe estar activado el músculo.

Índice de Coactivación muscular.

El reporte también ofrece la coactivación muscular, que guarda relación con momentos en que deberían activarse los músculos, que se indican en la franja gris en Fig. 33. Para el caso del sujeto en estudio, como resultado de que los músculos se activan fuera de las franjas grises, entonces se observa una coactivación superior a la norma en la fase de apoyo (Fig. 34). La pierna izquierda es la que mayor coactivación presenta. Para la fase de balanceo, ambas piernas tienen un índice inferior a la norma.

MUSCLE COACTIVATION INDEX

	RIGHT	LEFT	Normal values
Stance Phase (%) :	47.8	57.7	< 30
Swing Phase (%) :	8.5	31	< 55

Fig. 34. Coactivación muscular para la fase de apoyo y balanceo.

Activación muscular.

Por último, el reporte ofrece la señal sin procesar filtrada de la activación muscular. En este gráfico se pueden identificar los eventos que marcan el inicio de las fases de apoyo, con la línea vertical continua, la de balanceo con la línea discontinua y la actividad muscular de color verde y rojo según sea la pierna (Fig. 35). Para el sujeto en estudio se aprecia que la actividad muscular de las piernas difiere ligeramente para el gastrocnemio medial, la activación de la pierna izquierda es más prolongada que en la pierna derecha.

MUSCLE ACTIVATION (Filtered Raw Signal)

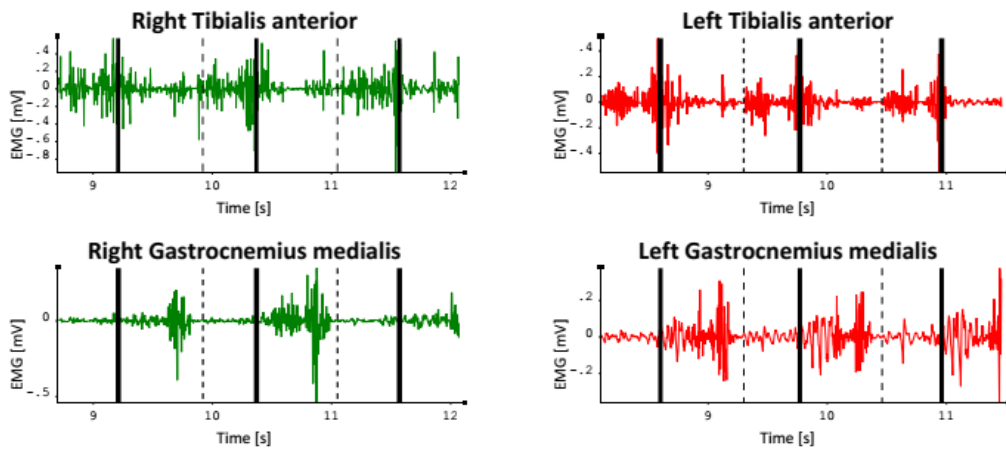


Fig. 35. Señal de la actividad muscular filtrada y sin procesar para el tibial anterior y el gastrocnemio medial. Las líneas verticales continuas indican el apoyo de talón y las discontinuas el despegue del pie.

Indicaciones para la aplicación del protocolo en las clases prácticas.

El protocolo contiene la secuencia lógica de operaciones que debe realizar el estudiante (o investigador), como ente activo en el proceso de construcción del conocimiento, para la aplicación práctica de las técnicas de valoración biomecánica. Mediante las clases prácticas, el docente buscará contribuir al desarrollo de habilidades profesionales para “identificar las alteraciones de los movimientos ocasionados por daños del sistema musculoesquelético de los pacientes”. De este modo, los alumnos estarán en mejores condiciones para diseñar la intervención ortoprotésica de acuerdo con las necesidades del paciente (Fig. 36).

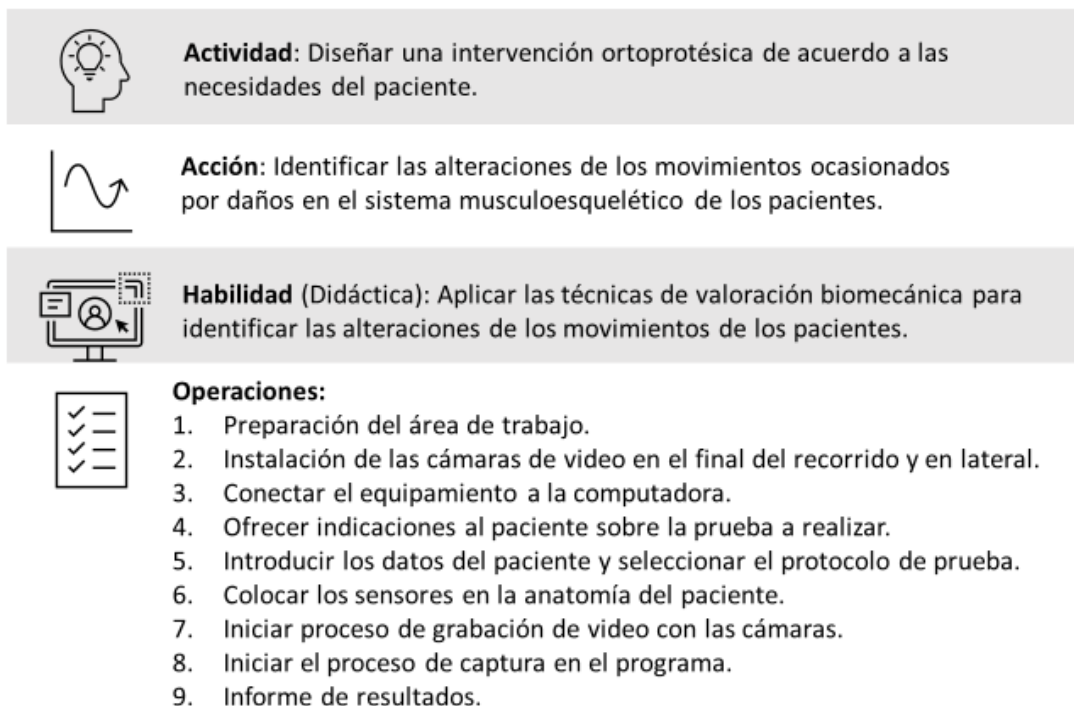


Fig. 36. Relación entre la actividad, acción, habilidades y operaciones que se requieren desarrollar en la actividad práctica.

Después de abordar temas relacionados con la valoración de los movimientos con la tecnología, se debe orientar la práctica de laboratorio. Para ellos se sugiere que los docentes pongan a disposición de los estudiantes el documento en PDF con las instrucciones detalladas de la prueba, así como los audiovisuales. Ambos materiales contienen información para la autopreparación de los alumnos. En las guías de las prácticas se ponen a disposición tres casos de estudio. El docente puede escoger otros casos de estudios de acuerdo a la dinámica con la que se desarrolle el tema o la necesidad de abordar nuevos casos.

La evaluación de la práctica se desarrollará en tres momentos, al inicio, durante y al final (Fig. 37). Esto con la finalidad de comparar la formación de conocimiento mediante el proceso enseñanza-aprendizaje. En la guía de la práctica se pone a disposición del estudiantado las indicaciones para desarrollar la práctica y de las evaluaciones.

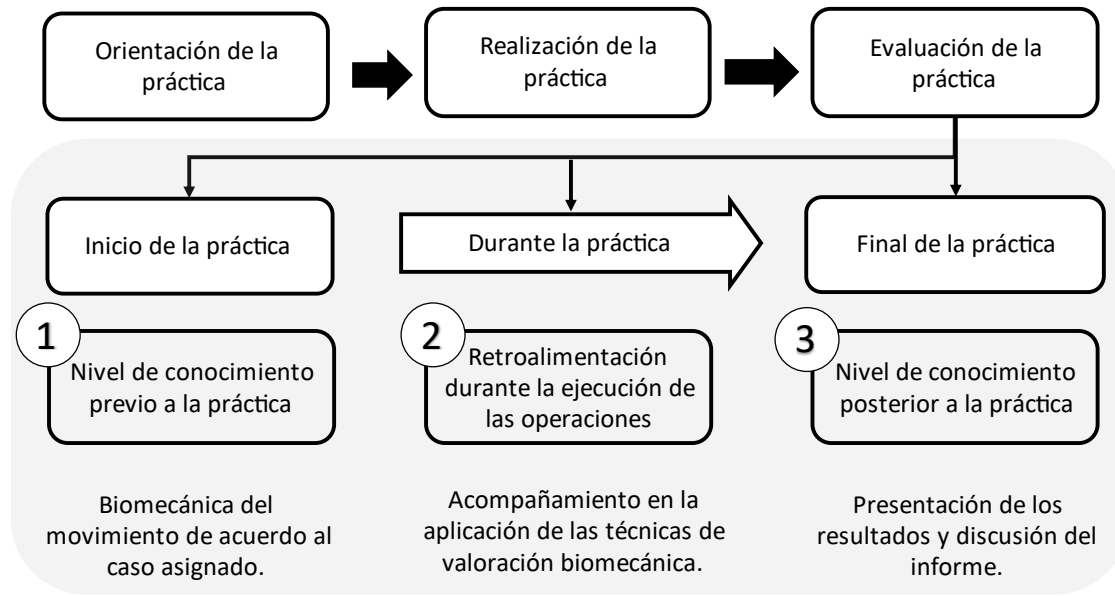


Fig. 37. Esquema de la evaluación del proceso de enseñanza-aprendizaje en tres momentos de la práctica.

Guía de la práctica.

Objetivo:

Identificar las alteraciones de la marcha provocadas por daños al sistema musculoesquelético mediante el empleo del sensor inercial y electromiografía.

Caso 1:

Paciente que presenta alteraciones durante la marcha. Durante la exploración física se observa claudicación con dificultad a la dorsiflexión, presencia de pie caído y marcha en estepage.

Caso 2:

Se trata de paciente masculino de 9 años con Dx de PCI, el cual es enviado por el servicio de Neurología para evaluar el balance y eficiencia de la marcha post risotomía bilateral y tratamiento fisioterapéutico (10 sesiones)

Caso 3:

Se trata de paciente masculino de 15 años el cual se presenta con proceso post movilización por esguince grado 2 de extremidad pélvica derecha. Se solicita valoración de la marcha y activación muscular para implemento de tratamiento fisioterapéutico.

Si usted fuera a evaluar la marcha, indique:

- ¿Qué condiciones debe cumplir el lugar o laboratorio para realizar un examen de marcha?
- ¿Cuál es la fase de marcha que se describe en el párrafo en el que el paciente no puede realizar la flexión dorsal del pie?
- ¿Cuáles son los músculos que participan en cada una de las fases?
- ¿Cuál es el músculo responsable de realizar la flexión dorsal del pie?
- ¿Cuál es el comportamiento esperado de la aceleración del baricentro en cada fase de marcha?
- ¿Cuáles son las variables espaciales que se determinan durante la prueba de marcha?
- ¿Cómo y con qué equipamiento se podría realizar una prueba objetiva de valoración de la marcha?
- En la prueba de marcha con el sensor inercial y electromiografía, ¿cuáles son las variables espacio temporales que se podrán analizar? ¿Qué gráficas se pueden obtener en cuanto a la evaluación de los músculos?
- ¿Qué maniobras sugiere para identificar los músculos tibial anterior y gastrocnemio medial?

Instrumentos:

- Cinta métrica de 10 m.
- Conos de tránsito de 16 pulgadas.
- Cinta adhesiva reflejante.
- Laptop con el sistema EMG-Analyzer.
- Sensor inercial G-Sensor.
- Cinturón.
- 4 canales de sondas electromiográficas.
- Bolsa de electrodos para sondas electromiográficas.
- Torundas o algodón.
- Alcohol grado medicinal.
- Dos cámaras de video y trípodes.

Técnica operatoria.

1. Preparación del área de trabajo.
2. Instalación de las cámaras de video en el final del recorrido y en lateral.
3. Conectar el equipamiento a la computadora.
4. Ofrecer indicaciones al paciente sobre la prueba a realizar.
5. Introducir los datos del paciente y seleccionar el protocolo de prueba.
6. Colocar los electrodos con las sondas en el paciente.
7. Colocar el sensor inercial en el paciente.
8. Iniciar proceso de grabación de video con las cámaras.
9. Iniciar el proceso de captura.
10. Generar reporte.

Informe de la clase práctica de laboratorio.

Elabore un informe en el que incluirá la descripción de la patología descrita en la introducción, así como las posibles causas. Incluya las gráficas del reporte que ofrece el programa del sistema de medición y realice un comentario sobre lo que está observando. A manera de conclusión, recomiende un dispositivo para apoyar la marcha de este paciente.

Estructura del reporte:

En la primera página deberá incluir los datos de la institución, la materia y semestre que cursa, su nombre y el de los profesores. Además, deberá estructurar el trabajo con una Introducción, el Desarrollo, las Conclusiones y Referencias.

Prepare una presentación para la discusión de la práctica en el salón de clases.

Referencias.

- Aqueveque, P., Germany, E., Osorio, R., & Pastene, F. (2020). Gait Segmentation Method Using a Plantar Pressure Measurement System with Custom-Made Capacitive Sensors. *Sensors*, 20(3), 656. <https://www.mdpi.com/1424-8220/20/3/656>
- Chastan, N., Westby, G. W. M., Montcel, S. T. d., Do, M. C., Chong, R. K., Agid, Y., & Welter, M. L. (2010). Influence of sensory inputs and motor demands on the control of the centre of mass velocity during gait initiation in humans. *Neuroscience Letters*, 469(3), 400-404. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.neulet.2009.12.038>
- Devetak, G. F., Bohrer, R. C. D., Rodacki, A. L. F., & Manffra, E. F. (2019). Center of mass in analysis of dynamic stability during gait following stroke: A systematic review. *Gait & Posture*, 72, 154-166. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.06.006>
- Di Gregorio, R., & Vocenas, L. (2021). Identification of Gait-Cycle Phases for Prosthesis Control. *Biomimetics (Basel)*, 6(2), 22. <https://doi.org/10.3390/biomimetics6020022>
- Feldner, H. A., Howell, D., Kelly, V. E., McCoy, S. W., & Steele, K. M. (2019). "Look, Your Muscles Are Firing!": A Qualitative Study of Clinician Perspectives on the Use of Surface Electromyography in Neurorehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 100(4), 663-675. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.apmr.2018.09.120>
- Fong, D. T.-P., & Chan, Y.-Y. (2010). The Use of Wearable Inertial Motion Sensors in Human Lower Limb Biomechanics Studies: A Systematic Review. *Sensors*, 10(12), 11556-11565. <https://www.mdpi.com/1424-8220/10/12/11556>
- Fusca, M., Perego, P., & Andreoni, G. (2018). Method for Wearable Kinematic Gait Analysis Using a Harmonic Oscillator Applied to the Center of Mass. *Journal of Sensors*, 2018, 4548396. <https://doi.org/10.1155/2018/4548396>
- Gouelle, A., & Mégrot, F. (2017). Interpreting Spatiotemporal Parameters, Symmetry, and Variability in Clinical Gait Analysis. In B. Müller, S. I. Wolf, G.-P. Brueggemann, Z. Deng, A. McIntosh, F. Miller, & W. S. Selbie (Eds.), *Handbook of Human Motion* (pp. 1-20). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1_35-1
- Han, Y. C., Wong, K. I., & Murray, I. (2019). Gait Phase Detection for Normal and Abnormal Gaits Using IMU. *IEEE Sensors Journal*, 19(9), 3439-3448. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2894143>
- Kilby, J., Prasad, K., & Mawston, G. (2016). Multi-Channel Surface Electromyography Electrodes: A Review. *IEEE Sensors Journal*, 16(14), 5510-5519. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2016.2569072>
- López-Nava, I. H., & Muñoz-Meléndez, A. (2016). Wearable Inertial Sensors for Human Motion Analysis: A Review. *IEEE Sensors Journal*, 16(22), 7821-7834. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2016.2609392>
- Lugade, V., Lin, V., & Chou, L.-S. (2011). Center of mass and base of support interaction during gait. *Gait & Posture*, 33(3), 406-411. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.12.013>
- Mariana Haro, D. (2014). Laboratorio de análisis de marcha y movimiento. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 25(2), 237-247. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0716-8640\(14\)70034-3](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0716-8640(14)70034-3)
- Mohammed, S., Samé, A., Oukhellou, L., Kong, K., Huo, W., & Amirat, Y. (2016). Recognition of gait cycle phases using wearable sensors. *Robotics and Autonomous Systems*, 75, 50-59. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.robot.2014.10.012>
- Papagiannis, G. I., Triantafyllou, A. I., Roumpelakis, I. M., Zampeli, F., Garyfallia Eleni, P., Koulouvaris, P., Papadopoulos, E. C., Papagelopoulos, P. J., & Babis, G. C. (2019). Methodology of surface electromyography in gait analysis: review of the literature. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 43(1), 59-65. <https://doi.org/10.1080/03091902.2019.1609610>
- Ridao-Fernández, C., Pinero-Pinto, E., & Chamorro-Moriana, G. (2019). Observational Gait Assessment Scales in Patients with Walking Disorders: Systematic Review. *BioMed Research International*, 2019, 2085039. <https://doi.org/10.1155/2019/2085039>

Willems, P. A., Schepens, B., & Detrembleur, C. (2012). Marcha normal. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, 33(2), 1-29. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1293-2965\(12\)61944-6](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1293-2965(12)61944-6)