



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS SUPERIORES
UNIDAD JURIQUELLA

FACULTAD DE INGENIERÍA

Prueba de valoración biomecánica de **Timed Up and Go** 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 Timed Up and Go 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 11.

ISBN Volumen: 978-607-30-9321-7.

Diseño de portada: Lic. Ana Karen Valadez Rodríguez

Agradecimientos:

Trabajo realizado con el apoyo del Programa UNAM-DGAPA-PAPIIT TA101621.

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
Tecnología disponible para el estudio del riesgo de caídas.	5
Sensor inercial.	9
Prueba cronometrada de levanta y anda (TUG con el sensor inercial y electromiografía).	12
Etapa de preparación.....	14
1. Preparación del área de trabajo.	14
2. Instalación de las cámaras de video en el final del recorrido y en lateral.....	15
3. Conectar el equipamiento a la computadora.....	15
4. Ofrecer indicaciones al paciente de la prueba a realizar, que serán las siguientes: 17	
5. Introducir los datos del paciente y seleccionar el protocolo de prueba.	18
6. Definir una sesión de trabajo.....	19
7. Colocar el sensor en la anatomía del paciente	21
8. Colocar el sensor inercial al paciente.....	22
Etapa de captura.....	23
9. Iniciar proceso de grabación de video con las cámaras.....	23
10. Iniciar el proceso de captura.....	23
Etapa de creación del reporte.	26
11. Generar el reporte.....	26
Referencias.	35

Introducción.

Las personas en su día a día transitan por un constante cambio de posiciones gracias a la movilidad de sus articulaciones. Por ejemplo, para trasladarse realizan una secuencia de movimientos coordinados entre los miembros inferiores y superiores, logrando un equilibrio dinámico con desplazamiento de su centro de gravedad y procurando el mínimo gasto de energía (Di Gregorio & Vocenas, 2021). Otros ejemplos donde se requiere tener control sobre las diferentes acciones son: mantener una postura en bipedestación, sentados en una silla, de rodillas, girar, subir y bajar escaleras, entre otros.

Los trastornos degenerativos y neuro-musculoesqueléticos afectan la funcionalidad de las personas para realizar sus actividades cotidianas. Con el incremento de la edad, la presencia de patologías que causen alteraciones o daños en las estructuras antes descritas, o tras amputaciones de miembros inferiores, las personas pueden perder la capacidad de mantener el equilibrio, incrementando el riesgo de caídas (Hunter et al., 2017; Sawers & Hafner, 2020; Steinberg et al., 2019). Para evaluar la funcionalidad de las personas se emplean pruebas de valoración funcional como es el caso de la prueba cronometrada de marcha de seis minutos (6MWT, en sus siglas en inglés), la prueba de cuatro pasos en un cuadrado (FSST, en sus siglas en inglés), estabilometría, Prueba Cronometrada de Levanda y Anda (Timed Up and Go, TUG), entre otras.

La prueba TUG tiene como finalidad la determinación del tiempo que requiere una persona para completar la prueba, para lo que se emplea, generalmente, un cronómetro. A partir del tiempo que tarde una persona en completar la prueba, se puede establecer si presenta riesgo de caídas (Sawers & Hafner, 2020). Esta prueba se comenzó a emplear en personas adultas mayores (Ko et al., 2022; Mangano et al., 2020), sin embargo también se utiliza en personas con Parkinson (Kleiner et al., 2018), esclerosis múltiple (Sebastião et al., 2016), parálisis cerebral (Carey et al., 2016), con amputación de miembro inferior (Dite et al., 2007; Steinberg et al., 2019), entre otras alteraciones. Sin embargo, la medición del tiempo con un cronómetro es poco precisa debido a los errores inter e intra evaluadores. La prueba de TUG se puede realizar por medio de un sensor inercial, como es el caso del G-Sensor (BTS Bioengineering, Milán, Italia). La prueba instrumentada de Levanta y Anda (iTUG) no se limita a medir el tiempo total, sino

que permite identificar la duración de cada tarea de la prueba (levantarse, sentarse, giro medio, giro final, y de la marcha en el recorrido de ida y regreso), los parámetros cinemáticos de flexo extensión del tronco al levantarse y sentarse, así como parámetros cinemáticos de la marcha (Ortega-Bastidas et al., 2023). Adicionalmente, el empleo del sensor inercial y la electromiografía se puede obtener la activación y el timing de activación de los grupos musculares que sean de interés estudiar, de este modo la prueba garantiza un análisis objetivo de los gestos motores y los resultados de la terapia seleccionada.

Es posible obtener la estrategia motora que adopta el paciente, como es el reclutamiento muscular para verificar si el paciente tiene una buena coordinación y simetría durante el movimiento o en cambio sí, debido a trastornos neurológicos u ortopédicos, sus movimientos están comprometidos y alterados de tal manera que no logre el tiempo esperado para completar la prueba, el rango de movilidad o los parámetros cinemáticos (Vásquez-Ucho et al., 2021).

Este material se orienta a fortalecer el aprendizaje de la valoración biomecánica del riesgo de caídas en las personas aparentemente sanas o con alguna alteración como las que se enunciaron en los párrafos anteriores, mediante la prueba instrumentada TUG. Los alumnos de 3er y 4to semestre de la licenciatura en Órtesis y Prótesis deben centrar su atención en comprobar que las personas aparentemente sanas completan el protocolo en el tiempo normalizado y analizar cómo es la contribución muscular. Luego, en el octavo semestre deberán centrar su atención al comportamiento de las personas usuarias de prótesis, para determinar la funcionalidad de ellos, y observar si existen alteraciones y asimetrías. 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.

Balance y equilibrio.

Cuando el vector resultante de la suma de todas las fuerzas que actúan sobre el cuerpo es nulo, indica que no hay aceleración, este estado se conoce como equilibrio, que puede ser estático o dinámico. En el equilibrio estático no hay movimiento, mientras que en el dinámico el cuerpo mantiene una velocidad constante. Un concepto ligado con el equilibrio es el balance, este indica la capacidad de recuperar el equilibrio. Cuando debido a la modificación relativa de los segmentos del cuerpo, su centro de masa (CoM) se desplaza fuera de la base de sustentación, al encontrarse en una posición de desbalance existe un riesgo inminente de caídas, por lo que es necesario que la persona realice acciones correctivas para volver a colocar el CoM sobre el área comprendida entre los pies.

Por otra parte, la estabilidad es la capacidad de las personas de mantener el equilibrio. (En términos de biomecánica, el equilibrio hace referencia a la capacidad para mantenerse erguido y firme al estar de pie, de rodillas, sentado o en cuclillas). Una persona tiene una mayor estabilidad cuando mantiene la proyección del CoM en una menor área y el cuerpo tiene por tanto una menor oscilación.

Los movimientos en bipedestación son inherentemente inestables debido a que el centro de masa (CoM) se encuentra elevado sobre la base de sustentación, de manera más específica a la altura de la vértebra S2 (Fig. 1), o aproximadamente al 55% de la talla del individuo y dentro de la base de soporte (Devetak et al., 2019; Lugade et al., 2011; Mariana Haro, 2014). El tamaño de la base de sustentación es variable, por ejemplo, durante el simple apoyo de la marcha 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. En el simple apoyo ocurre la propulsión y el centro de masa está por delante de la base de soporte para favorecer el desplazamiento hacia el frente, que luego, vuelve a estar sobre la base de soporte en el resto de las etapas del ciclo de marcha.

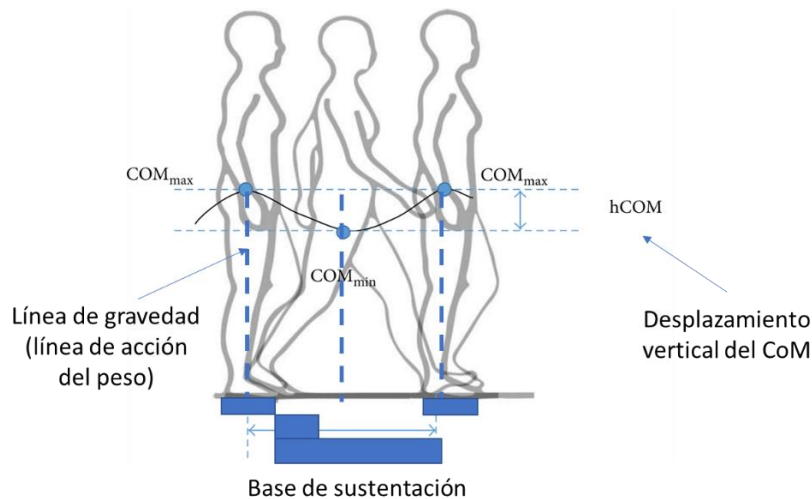


Fig. 1. Desplazamiento del centro de masa, la línea de gravedad y variación de la base de sustentación durante la marcha. Fuente: Adaptación de (Fusca et al., 2018).

Licencia CC-BY 4.0.

Los movimientos de las extremidades y del tronco alteran la posición del CoM de las personas, por lo que los músculos anti gravitatorios deben tener la capacidad de mantener y controlar las diversas posiciones. Por ejemplo, en el caso de la locomoción, el tronco se mantiene erguido sobre las extremidades inferiores asegurando que la línea del centro de masa permanezca dentro de la base de soporte para mantener la estabilidad (Chastan et al., 2010). Los músculos anti gravitatorios ajustan de manera flexible los cambios en la base de sustentación, la alineación de las líneas de carga y los cambios del entorno (Horak, 2009).

La electromiografía de superficie permite identificar la estrategia muscular del paciente para mantener una posición. En las pruebas se solicita al paciente permanecer en una posición durante un periodo de tiempo para medir la actividad muscular de ambos lados de la anatomía, tomando como referencia la línea media del plano frontal (eje longitudinal) (Duchene et al., 2021; Fleming et al., 2021; Park & Yoo, 2012). Una contracción o estiramiento inadecuado de los músculos del tronco puede provocar una alteración en la postura del paciente, dolor en la región de la espalda, así como posturas inadecuadas que pueden ocasionar la pérdida del control postural.

Varios sistemas sensoriales del cuerpo contribuyen al buen equilibrio. Los receptores de la vista, el sistema vestibular, así como el sistema propioceptivo de las articulaciones brindan una noción sobre cuál es el lugar que ocupa el cuerpo en el espacio. Por su parte el sistema neuromuscular sintetiza esta información para brindar las señales que otorgarán la estabilidad que se necesita para mantener el cuerpo erguido y con el peso distribuido de manera uniforme y la línea del centro de masa debe mantenerse dentro del área de sustentación.

Tecnología disponible para el estudio del riesgo de caídas.

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

Entre ellas se encuentran:

- Cámaras de vídeo optoelectrónicas de alta velocidad con anillos de luz infrarroja.
- Plataformas de fuerzas.
- Electromiografía de contacto de superficie.
- Baropodometría.
- Sensor inercial.

Cámaras de vídeo optoelectrónicas de alta velocidad con anillos de luz infrarroja.

Las cámaras de vídeo optoelectrónicas de alta velocidad con anillos de luz infrarroja requieren instalarse en un espacio físico como es el caso de los laboratorios de movimiento. Basan su funcionamiento por medio del seguimiento de la trayectoria de marcadores reflejantes. Es importante señalar que para establecer la posición adecuada de un marcador en el espacio se requiere que al menos dos cámaras puedan detectarlo.

Se recomienda el uso de al menos seis cámaras para realizar un análisis adecuado de un espacio. En la Fig. 2 se muestran las cámaras que se encuentran instaladas en el Laboratorio Universitario de Biomecánica del Instituto de Neurobiología, Campus UNAM Juriquilla.



Fig. 2. Sistemas optoelectrónicos de alta precisión para el análisis de movimiento.

Fuente: BTS Bioengineering. Permiso escrito de uso de imagen.

Los marcadores reflejantes se colocan en la anatomía de las personas. Se establecen protocolos para el posicionamiento de los marcadores y así realizar comparaciones entre pruebas y participantes. Los protocolos más usados son los de las pruebas de marcha, que pueden incluir los miembros inferiores y la pelvis, de forma opcional el tronco y en menor proporción las extremidades superiores. A partir de algoritmos de seguimiento y tras la identificación de los eventos que definen el movimiento, se obtienen las variables cinemáticas lineales y angulares de la marcha o la cinemática de otros movimientos.



Fig. 3. Colocación de marcadores de acuerdo con el protocolo Helen-Heyes MM.

Plataformas de fuerza.

Las cámaras pueden utilizarse simultáneamente con las plataformas de fuerzas (Fig. 4). Estas últimas se emplean para medir el vector de fuerza de reacción con el suelo. A partir de la fuerza de reacción del suelo se determinan las variables cinéticas del movimiento como los momentos y la potencia en las articulaciones. Otro equipo que se puede emplear con las cámaras y las plataformas de fuerzas son los electromiógrafos, que más adelante se comentará sobre su utilización. Es posible realizar la prueba de TUG en este ambiente especializado de análisis de movimiento, sin embargo, el principal inconveniente es que no es portable.

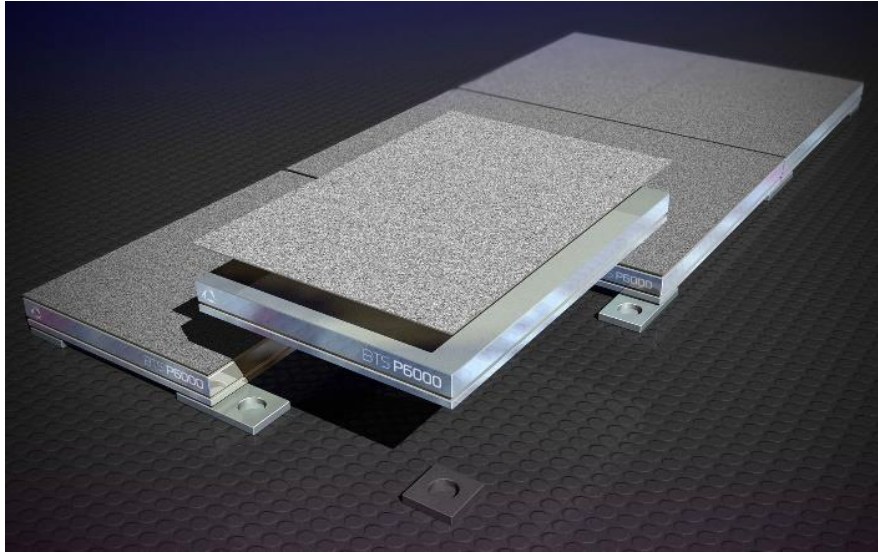


Fig. 4. Plataformas de fuerzas.

Baropodometría.

Las plataformas baropodométricas son tapetes sensorizados que permiten obtener la distribución de la presión en cualquier punto de la zona sensorizada. Estos dispositivos se usan para investigar la interacción dinámica del pie con el suelo, con mayor resolución que la de las plataformas de fuerza. En las plataformas se emplean fundamentalmente sensores de presión capacitivos o resistivos. Los sensores resistivos muestran histéresis y sensibilidad a las bajas temperaturas bajas y una mayor repetibilidad de las mediciones, los sensores capacitivos son menos costosos.

El sistema P-Walk (BTS Bioengineering, Milán, Italia) está compuesto por una o varias plataformas baropodométricas con sensores del tipo resistivos y el programa de procesamiento G-Studio (BTS Bioengineering, Milán, Italia) para la evaluación funcional de movimiento. A través de un cable USB se recibe la información del mapeo de presión en las regiones plantares que permite realizar pruebas clínicas esenciales en la rehabilitación. Es de gran ayuda para médicos y especialistas pues complementa la evaluación de la eficacia de terapias o programas de rehabilitación. Se pueden hacer pruebas estáticas para determinar la tipología del pie y la estabilometría de las personas (González Carbonell et al., 2022b) así como la pisada dinámica, las presiones en las regiones del pie y el recorrido del centro de presión (González Carbonell et al., 2022a).

Las pruebas son muy fáciles de hacer y los resultados son inmediatamente comparables con el rango de normalidad (Fig. 5).



Fig. 5. Plataforma baropodométrica del sistema P-Walk.

Sensor inercial.

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).

El G-Sensor (BTS Bioengineering, Milán, Italia) es un sensor inercial compacto, de uso sencillo y constituye una alternativa no tan costosa en comparación con otros sistemas de captura de movimiento como el de cámaras optoelectrónicas con anillo de luz infrarroja para identificar alteraciones ortopédicas, trastornos neurológicos, entre otras (Fig. 6a). Es posible usarlo fuera de ambientes especializados, por lo que permite acercar el uso de esta tecnología de valoración a ambientes clínicos o en condiciones más reales donde se realizan los movimientos.

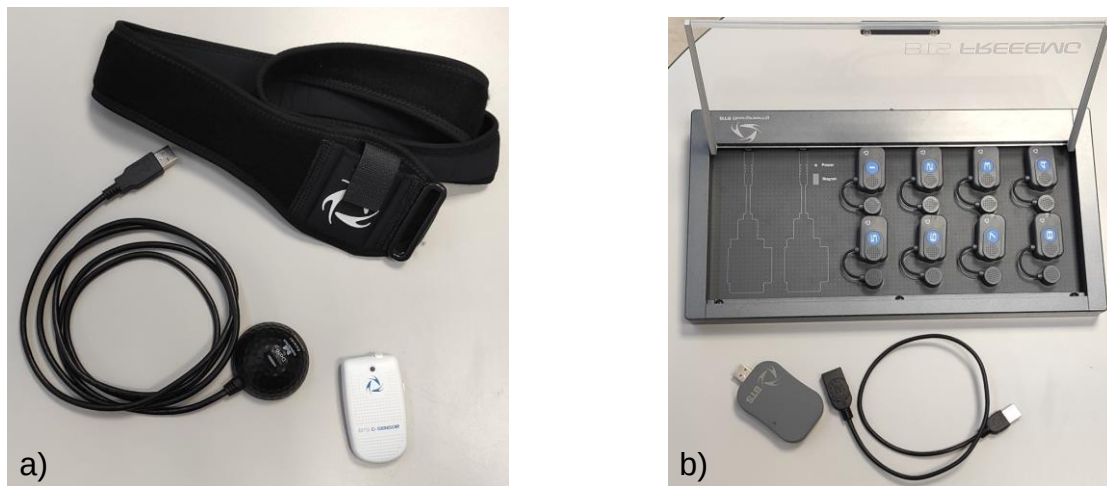


Fig. 6. Equipamiento para el análisis de la marcha: a) Sensor inercial G-Sensor con antena USB con cable de extensión cable y correa de sujeción, b) sondas electromiográficas FreeEMG en su estación de carga, antena USB y cable de extensión.

Electromiografía de contacto de superficie.

Un equipo que complementa las pruebas que se pueden realizar con el sensor inercial es el 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 FreeEMG 1000 (BTS Bioengineering) es una tecnología avanzada para el análisis electromiográfico de superficie (Fig. 6b). 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. 7). Este equipo también es portable y por ende se pueden realizar las mediciones en diversos escenarios.

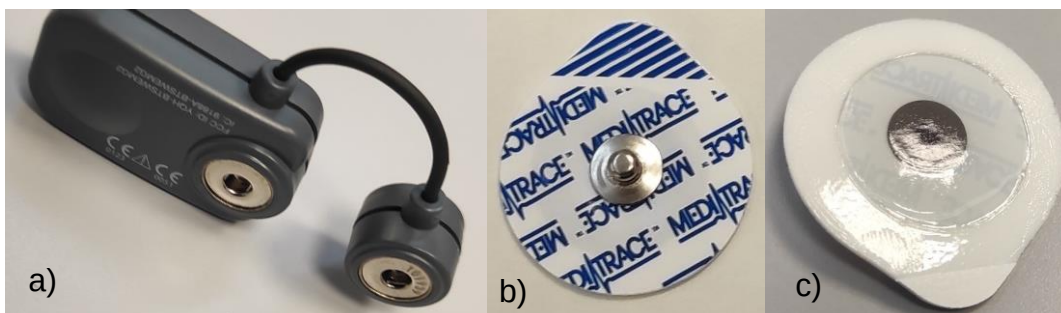


Fig. 7. Sistema de unión entre las sondas y los electrodos pre-gelificados: a) broche macho en las sondas, b) broche hembra en el electrodo, c) superficie pre-gelificada con el electrodo en la parte central del área circular.

La combinación de ambos equipos, el G-Sensor y el FreeEMG, permite realizar el análisis de varias pruebas de movimiento de los parámetros cinemáticos temporo-espaciales en los planos y ejes anatómicos 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. El software para la gestión de las capturas y procesamiento de datos del G-Sensor y el FreeEMG es el EMG-Analyzer (BTS Bioengineering, Milán, Italia), quien cuenta con algunos protocolos funcionales comúnmente usados en la práctica clínica, entre ellos se encuentran:

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

Prueba cronometrada de levanta y anda (TUG con el sensor inercial y electromiografía).

Como se mencionó en la introducción, con el incremento de la edad, la presencia de patologías que causen alteraciones o daños al sistema neuro-musculoesquelético, las personas pueden perder la capacidad de mantener el equilibrio e incrementar el riesgo de caídas. Esta prueba ha encontrado aplicación en evaluar el riesgo de caídas en personas con Parkinson, parálisis cerebral, esclerosis múltiple, amputaciones de miembros inferiores, osteoartritis severa, en adultos mayores, en accidentes cerebrovasculares y otros estudios que comparan los resultados de esta prueba con otros protocolos funcionales (Alghadir et al., 2018; Hunter et al., 2017; Sawers & Hafner, 2020; Steinberg et al., 2019).

La prueba cronometrada de levanta y anda (Timed Up and Go, TUG) es uno de los protocolos funcionales más usados para determinar el riesgo de caídas y la funcionalidad de la persona. Tiene como finalidad la determinación del tiempo que requiere una persona para completar la prueba. Desde la posición de sentado en una silla, se le pide a la persona que se levante, camine tres metros, realice un giro de 180°, regrese hacia

la silla, realice otro giro de 180° y vuelva a sentarse. La prueba instrumentada con el uso de un sensor (iTUG) colocado a la altura de la segunda vértebra lumbar permite identificar la duración de cada tarea de la prueba, los parámetros cinemáticos de flexo extensión del tronco al levantarse y sentarse, así como parámetros cinemáticos de la marcha (Kleiner et al., 2018; Ko et al., 2022; Ortega-Bastidas et al., 2023).

Aunque con el sensor inercial se puede ejecutar la prueba instrumentada (González Carbonell et al., 2021), incluir en la prueba el uso del electromiógrafo FreeEMG (BTS Bioengineering, Milán, Italia) permite complementar el estudio los datos de la actividad muscular de la musculatura de interés. Esta prueba no se encuentra entre los protocolos funcionales del *software* de captura EMG-Analyzer (BTS Bioengineering, Milán, Italia), sin embargo, se pueden generar nuevos protocolos de análisis, como es el caso del explicado en este documento. El protocolo de captura y procesamiento de los datos de la prueba cronometrada de levanta y anda (Timed Up and Go) fue elaborado por los autores empleando los comandos de programación del SEMGAnalyzer, software que viene incluido en el EMG-Analyzer para la creación de protocolos personalizados.

Los datos resultantes de la prueba garantizan un análisis objetivo de los gestos motores. El empleo de la electromiografía permite analizar el reclutamiento muscular que se realiza para realizar la prueba, comparar la activación muscular de los músculos de ambos lados del cuerpo respecto y observar si existe simetría durante el movimiento. De este modo, se pueden comparar varias pruebas realizadas en el mismo paciente en diferentes momentos (previa y posterior al tratamiento) para establecer la efectividad de la rehabilitación, si se logró el fortalecimiento de los músculos, etc. En este caso particular, el protocolo se elaboró tomando en cuenta los músculos erectores de columna y el recto abdominal, que forman parte la musculatura que estabiliza el tronco (Olson, 2010; White & McNair, 2002).

La prueba de TUG ofrece los siguientes datos:

- Duración del análisis y de cada etapa (levantarse, sentarse, giro medio, giro final, marcha adelante y marcha de regreso)
- Parámetros de flexo extensión del tronco al levantarse y sentarse.
- Activación máxima de los músculos del tronco.

Es necesario comentar que el protocolo que se presenta aquí permite medir la actividad de los músculos del tronco para cuatro sondas. Es posible realizar la medición de otros músculos. En el paso de selección de la musculatura, se pueden cambiar los músculos. Más adelante se comentará al respecto. Para realizar la prueba es necesario realizar los siguientes pasos:

Etapas de preparación.

1. Preparación del área de trabajo.

Se coloca un cono para indicar la distancia a recorrer, ubicado a tres metros de una silla con reposabrazos, que sea estable y no se mueva durante la prueba (Fig. 8).



Fig. 8. Preparación del área de trabajo, el recorrido debe ser de 3 m. El cono indica el retorno.

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

Para analizar la relación entre las variables espacio temporales del sensor inercial con información cualitativa de un video, se colocarán dos cámaras para la captura del movimiento en el plano frontal y en el plano sagital. De este modo se analizará de forma cualitativa las diferentes etapas de la prueba, los giros que realiza el paciente, los movimientos al pararse y sentarse 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. 9a) 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. 9a). La luz del indicador LED blanco comenzará a parpadear, indicando que está prendido.

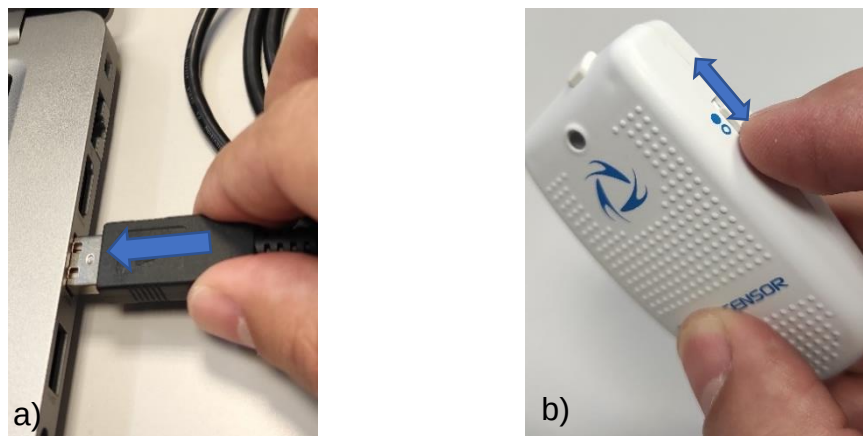


Fig. 9. Conexión de la antena al puerto USB de la computadora y encendido del sensor inercial.

Luego se debe insertar la antena USB receptora del FreeEMG, prender las sondas EMGs y abrocharlas a los electrodos. Para prender las sondas será necesario pararlas por encima del área identificada como 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. 10. Conexión del FreeEMG al puerto de la computadora y encendido de las sondas electromiográficas.

Abrir el programa EMG Analyzer de BTS Bioengineering 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. 11).

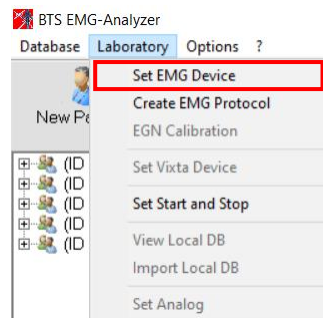


Fig. 11. Ventana para la activación del sensor inercial.

Luego aparece una ventana, en la que debe revisar que esté 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 figura aparece enmarcado en un rectángulo, en la esquina inferior izquierda. Posteriormente haga clic en *Update* antes de cerrar la ventana (Fig. 12).

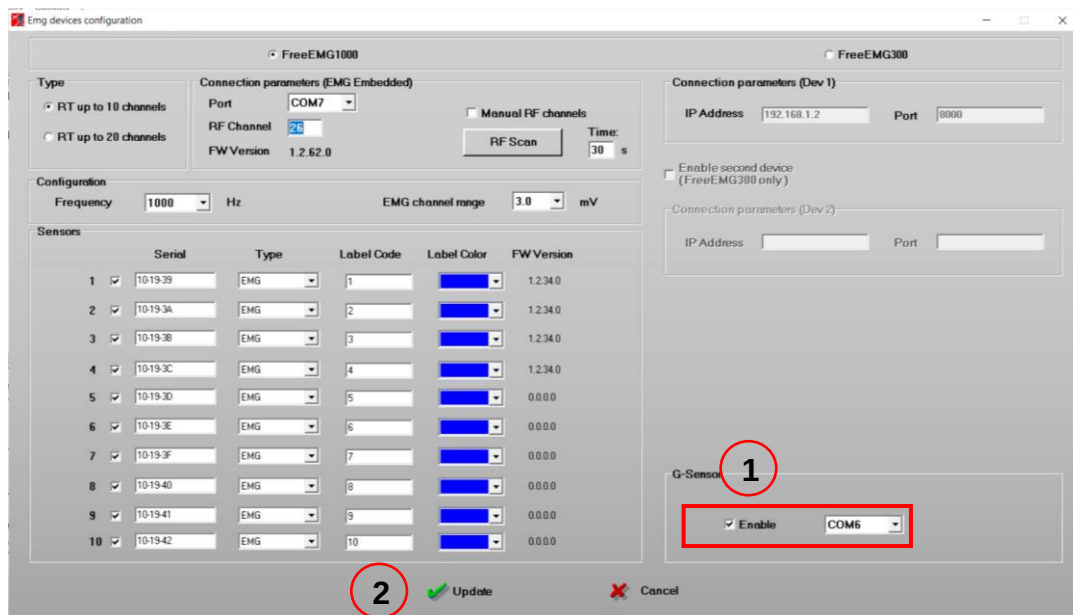


Fig. 12. Ventana para la activación del sensor inercial. Rectificar que el puerto sea el asignado por el sistema. Antes de cerrar, se debe actualizar para que se conecte el sensor inercial.

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. 13).



Fig. 13. Conexión del sensor inercial desde la barra de herramientas de funciones de uso rápido.

4. Ofrecer indicaciones al paciente de la prueba a realizar, que serán las siguientes:
La prueba biomecánica consiste en medir sus movimientos con el sensor inercial y cuatro sondas electromiográficas. El sensor inercial se colocará en la región lumbar, abrazando la espalda con la correa a la altura de la vértebra L2. Las sondas electromiográficas se

colocarán en el erector de columna multífidus a la altura de la vértebra L3-L4 y en el recto abdominal, a ambos lados del ombligo.

Desde la posición sentado en una silla y con la espalda descansando sobre el respaldo, deberá levantarse y caminar hasta cubrir una distancia de 3 m, realizar un giro de 180° caminar nuevamente en dirección a la silla y luego dar un segundo giro de 180° y sentarse. La trayectoria que debe seguir estará señalizada en el suelo y en las paredes del espacio, debe guiarse por la trayectoria para realizar los gestos de movimiento de la manera más natural posible. Al inicio de la prueba, debe permanecer inmóvil sentado en la silla durante unos segundos, esto debido a que es necesario que el sensor se estabilice.

Antes de la colocación de los electrodos, la piel deberá rasurarse y limpiarse con alcohol al 5%, siguiendo las recomendaciones de las directrices para el empleo de electromiografía de superficie para la evaluación no invasiva de los músculos (SENIAM). Nota para los realizadores de la prueba: En este paso hay que especificar al paciente el lugar donde se colocarán las sondas electromiográficas. Aquí se explica para los músculos que el autor tiene interés en estudiar.

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. 14).

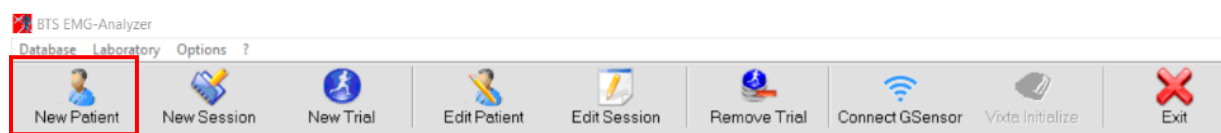


Fig. 14. Opción para la creación de un nuevo paciente en la base de datos del programa desde la barra de herramientas.

Se desplegará una ventana para capturar los datos del paciente, como nombre, apellidos, fecha de nacimiento, datos del personal clínico, código del paciente, dirección, número telefónico y notas donde se agregarán de forma opcional los motivos del estudio, entre otras (Fig. 15).

Nuevo paciente

Nombre * JUAN
 Apellido * PEREZ
 Fecha de nacimiento * 04/08/1980
☐ Varón
☒ Mujer
 Género *
 NIF
 Clínico
 Código interno
 Dirección (Calle, Raíz.)
 Ciudad
 Código ciudad
 País
 Número de teléfono
 Notas (max 255)

Importar paciente
 Añadir paciente
 Cancelar

Fig. 15. Ventana para capturar los datos del paciente.

Una vez definido el paciente, se agregará a la base de datos del programa.

6. 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 es necesario seleccionar primero el paciente para definir la sesión de trabajo. Luego, en la barra de herramientas, seleccione definir nueva sesión (Fig. 16).

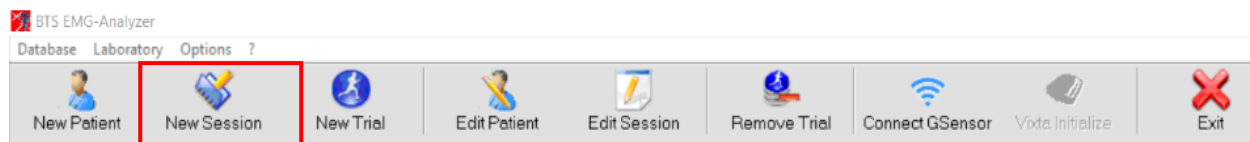


Fig. 16. Opción de creación de la sesión de trabajo desde la barra de herramientas.

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. 17).



Fig. 17. Ventana para la creación de la sesión de trabajo.

Una vez creada la sesión de trabajo, se visualizará desplegando la lista de pacientes en la parte izquierda del programa. Para definir el protocolo de captura de movimiento, desde el menú Laboratory, seleccione la opción *Create EMG Protocol* (Fig. 18).

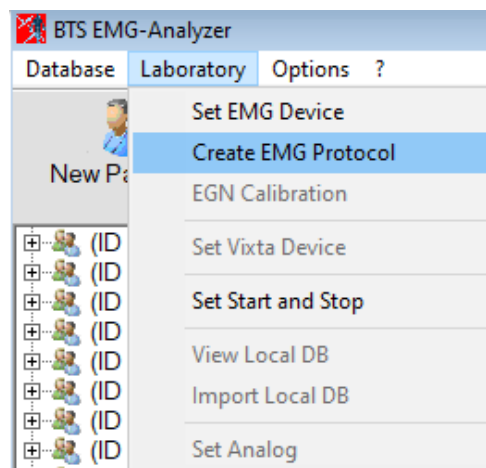


Fig. 18. Ventana para la selección del protocolo.

Aparecerá una ventana, en la que se listan todos los protocolos disponibles. Para esta prueba se selecciona el protocolo Lumbar_2LT+2RT.pro. Este protocolo es específico para medir la actividad muscular del Recto Abdominal y del Erector Espinal, que son

músculos encargados del control postural del tronco (Olson, 2010; White & McNair, 2002). Una vez seleccionado el protocolo, se debe activar en el ícono *Set Active*. El programa ofrecerá un mensaje informando que se activará el protocolo (Fig. 19).

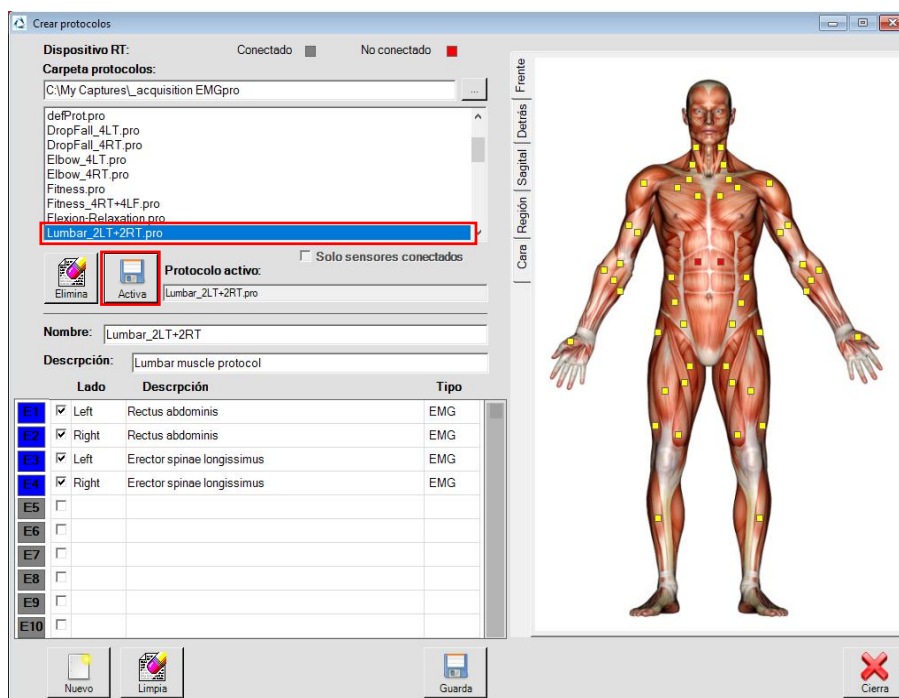


Fig. 19. Ventana para activar el protocolo seleccionado. En esta venta se listan los músculos que se deben colocar los electrodos y las sondas.

Como se aprecia en la (Fig. 19), aparece al lado derecho de la numeración de los electrodos activos (en recuadros azules) el lado y la descripción del músculo a evaluar. Usted podrá seleccionar otros músculos para realizar la prueba. Por ejemplo, si fuera de su interés analizar los músculos del muslo para analizar la flexión extensión de rodilla, pudiera seleccionar el recto femoral y el semitendinoso.

7. Colocar el sensor en la anatomía del paciente

Las sondas deberán estar cargadas, prendidas con el indicador de luz led parpadeando y abrochadas a los electrodos pre-gelificados. Identifique los músculos a evaluar, que son el músculo recto abdominal y el músculo paraespinal L3 (Fig. 19). 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 recto abdominal izquierdo. En la parte derecha aparecen identificados la parte anatómica del cuerpo donde se deben colocar los electrodos.

Se deben colocar el electrodo madre y satelital de la sonda alineada en dirección de la fibra muscular. Debe palpar con los dedos índice y medio la contracción muscular para identificar el vientre muscular. Coloque los electrodos bipolares sobre el vientre del músculo con el electrodo satelital por encima del electrodo madre con una separación entre ellos de 2 a 3 cm (Fig. 20).

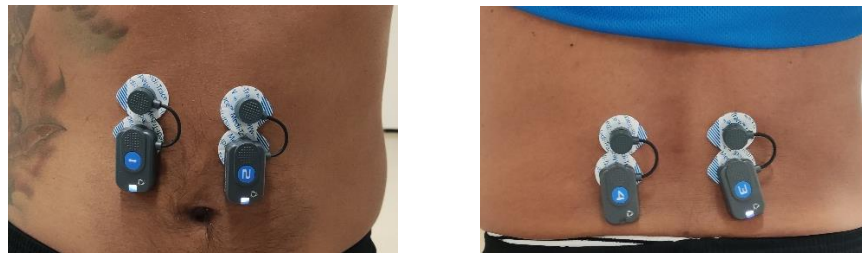


Fig. 20. La separación entre los electrodos de la parte madre y satelital debe ser entre 2 a 3 cm.

8. Colocar el sensor inercial al paciente.

El sensor se ubica en la espalda, a la altura de la vértebra L2, abrazando el tronco por medio de un cinturón elástico. Identifique la posición anatómica antes mencionada y coloque bien ajustada la correa (cuidando el flujo sanguíneo), con el sensor centrado sobre la columna vertebral. Garantice que el sensor no se mueva y que el paciente no sienta una sensación de compresión en la zona (Fig. 21).



Fig. 21. Colocación de electrodos y sensor inercial para el análisis de la movilidad del cuello a la altura de la protuberancia del hueso occipital.

Etapa de captura.

9. Iniciar proceso de grabación de video con las cámaras

Rectificar que tengan suficiente espacio para grabar la prueba.

10. Iniciar el proceso de captura.

Rectificar que el protocolo que se encuentra “activo” corresponde con el de movilidad cervical.

Rectificar que la numeración de las sondas corresponde con los músculos del protocolo. Seleccionar adquirir una nueva prueba. Para ello se da clic sobre la opción New Trial.

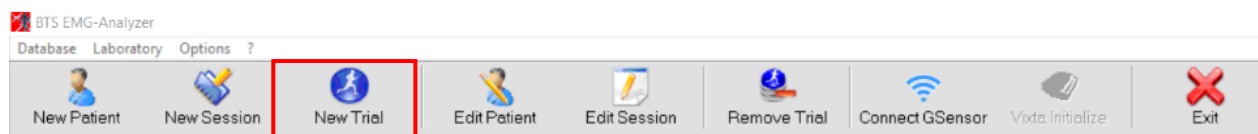


Fig. 22. Opción para definir una nueva prueba.

Aparecerá una ventana en la que el programa solicitará el nombre de la prueba. Es importante revisar que la casilla *G-Sensor events* esté desactivada. Luego, seleccione Adquirir para iniciar la captura (Fig. 23).

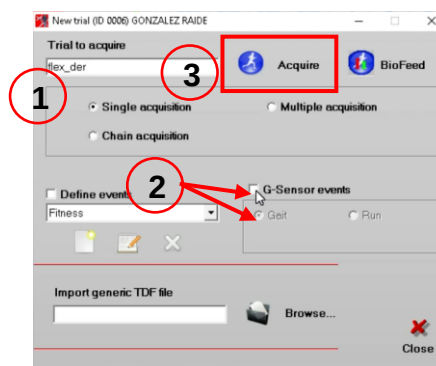


Fig. 23. Ventana para nombrar la captura, debe estar desactivado el sensor inercial, con la casilla en blanco sin la palomita.

Para comenzar el proceso de captura, deberá seleccionar visualizar la prueba, en esta pantalla comprobará si las sondas están midiendo la actividad muscular. Le puede solicitar al paciente que haga el movimiento a medir para que se activen los músculos (Fig. 24).

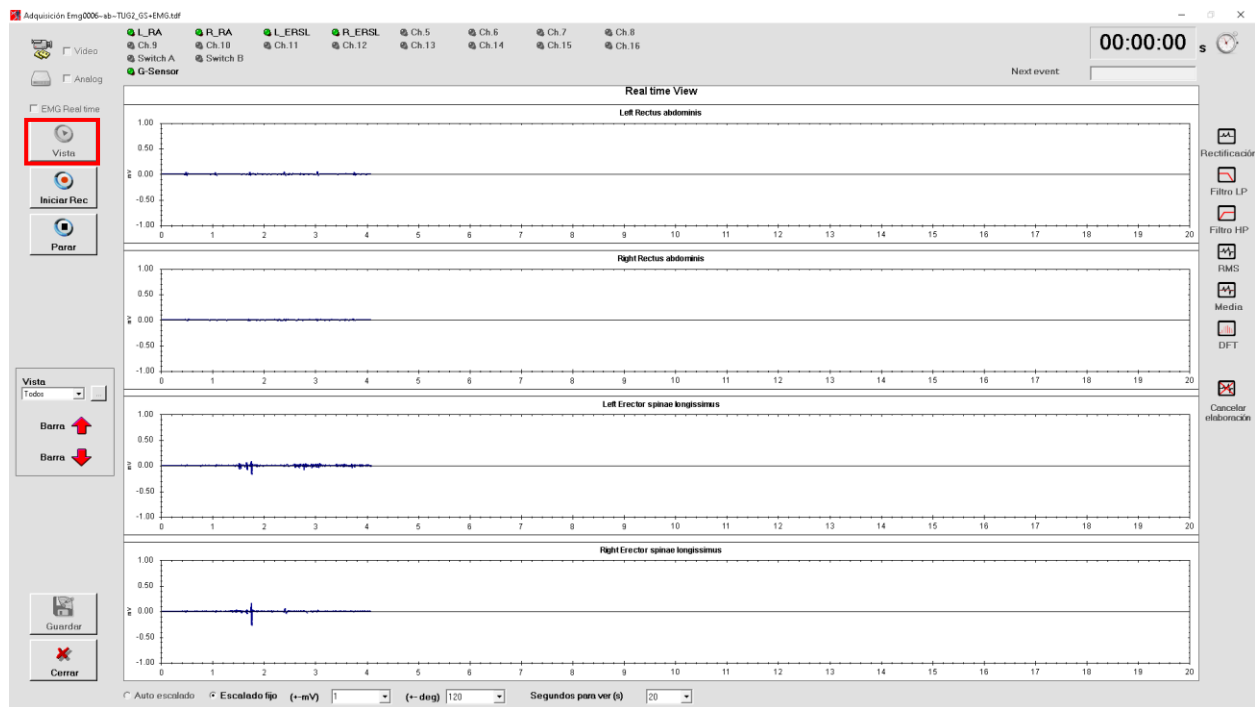


Fig. 24. Visualización de la actividad muscular antes de comenzar la prueba.

Luego, se iniciará la captura en el botón Iniciar Rec y el programa realizará la estabilización del sensor. Por tanto, es necesario indicar al paciente que permanezca inmóvil hasta terminar la estabilización y cuando este proceso termine, indique al paciente que puede comenzar la prueba (Fig. 25).

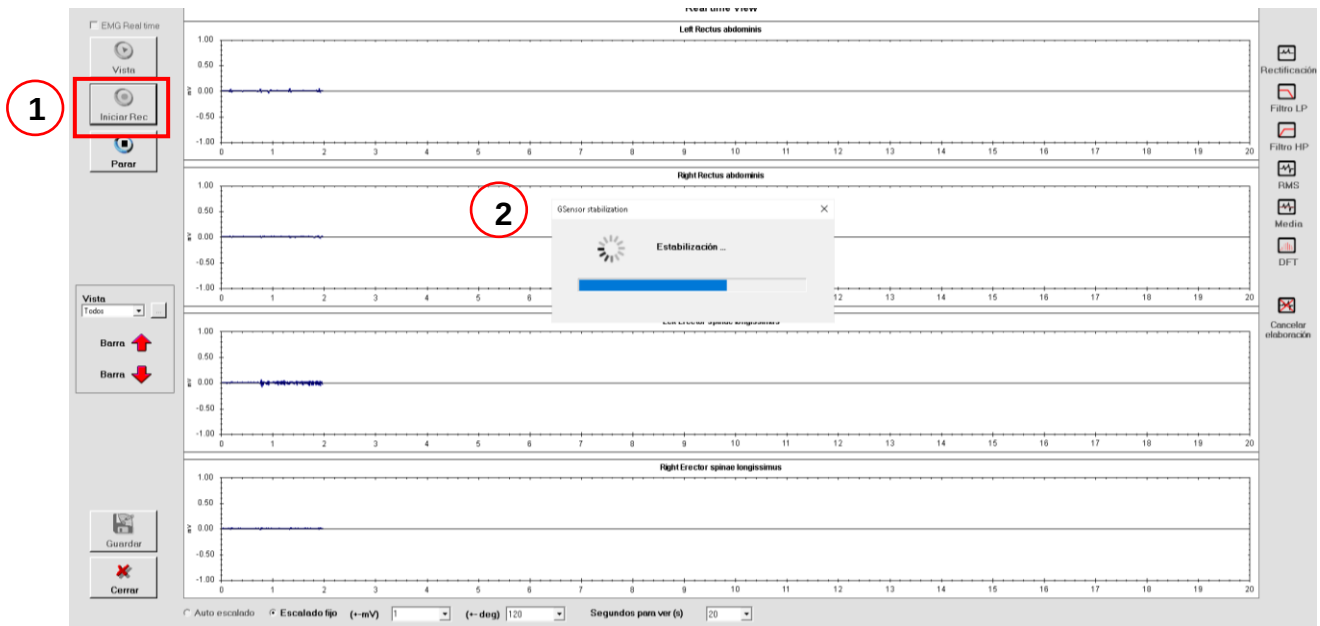


Fig. 25. Proceso de captura de datos. Una vez cerrada la ventana de estabilización del sensor inercial se indica al paciente que inicie los movimientos del protocolo.

Una vez que el paciente haya completado la prueba, seleccione Parar. El programa iniciará el proceso de descarga de los datos desde las sondas EMGs hacia la computadora (Fig. 26).

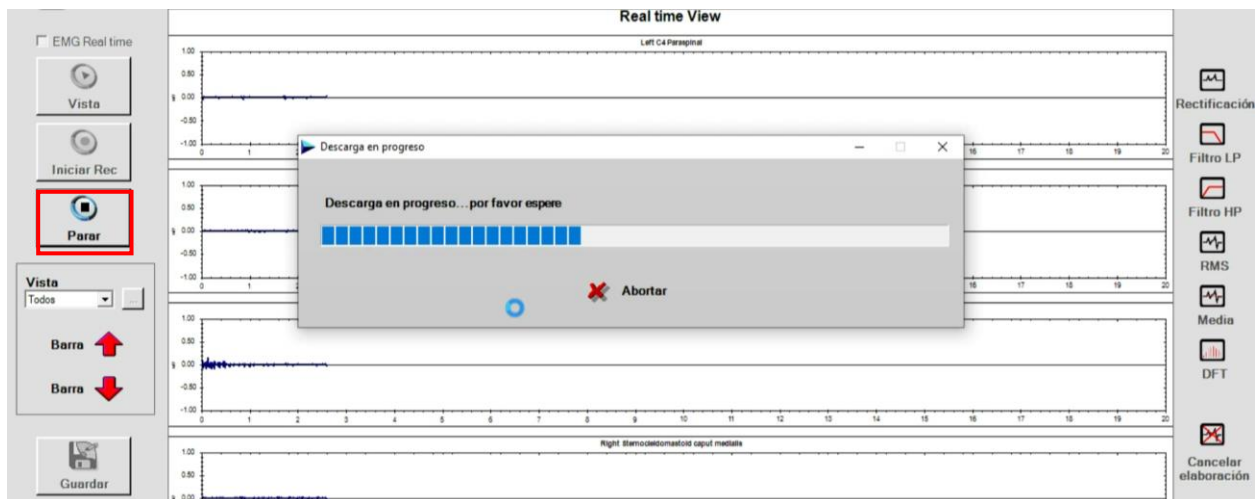


Fig. 26. Proceso de descarga de la información de las sondas y el sensor inercial a la computadora.

Una vez descargada la información de las sondas, se mostrará la activación muscular durante la prueba. Posteriormente, seleccione guardar (Fig. 27).

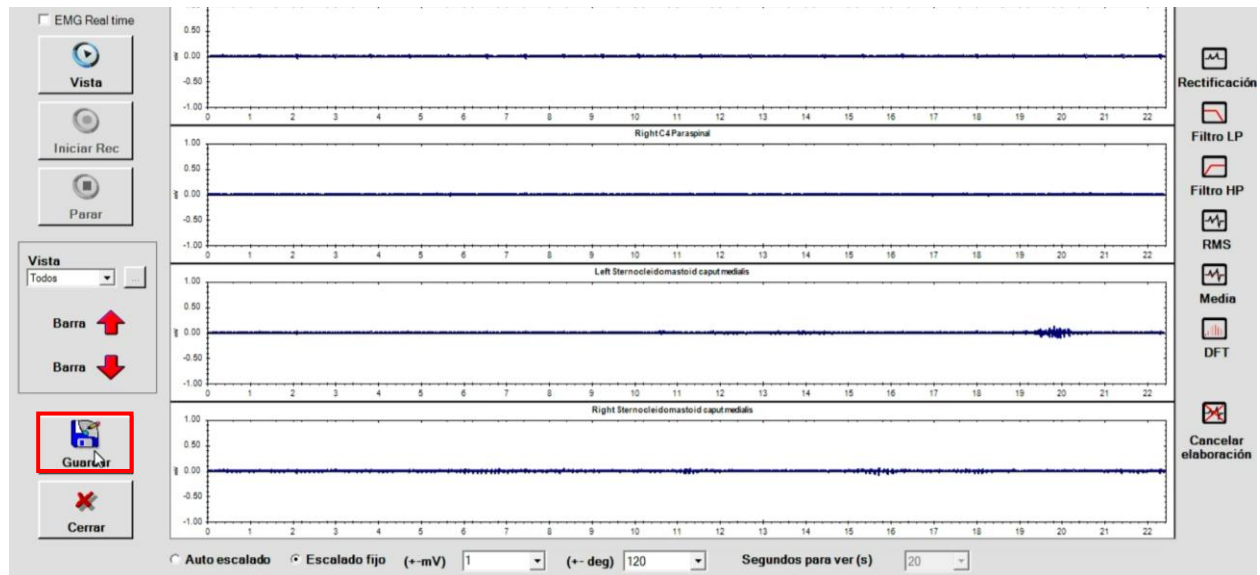


Fig. 27. Ventana donde se observa la actividad de los músculos.

Se repite el proceso para cada prueba.

Etapas de creación del reporte.

11. Generar el 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:

- Seleccionar el paciente.
- Seleccionar la sesión en la que se grabaron los movimientos.
- Activar las pruebas al hacer doble clic sobre las capturas que se quieren incluir (indicado con 1 de la Fig. 28). Las capturas que se seleccionen aparecerán en la parte central de la pantalla (indicado con 2 en la Fig. 28).
- Seleccionar el ícono para abrir el programa SEMGAnalyzer (indicado con 3 en la Fig. 28).
- Abrir protocolo para el procesamiento de los datos (indicado con 1 en la Fig. 29), buscarlo en una ubicación local de la computadora y abrir (indicado con 2 en la Fig. 29).

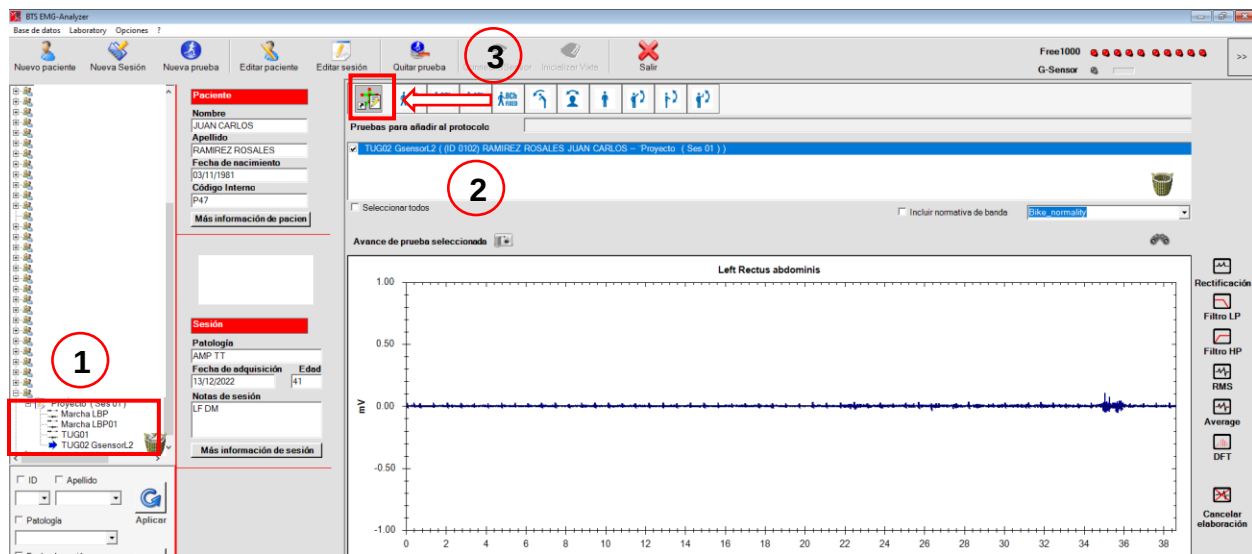


Fig. 28. Selección de las capturas para generar el reporte. El protocolo para el procesamiento de los datos de la prueba de TUG es de generación propia, por lo que debe buscarse en una ubicación local de la computadora.

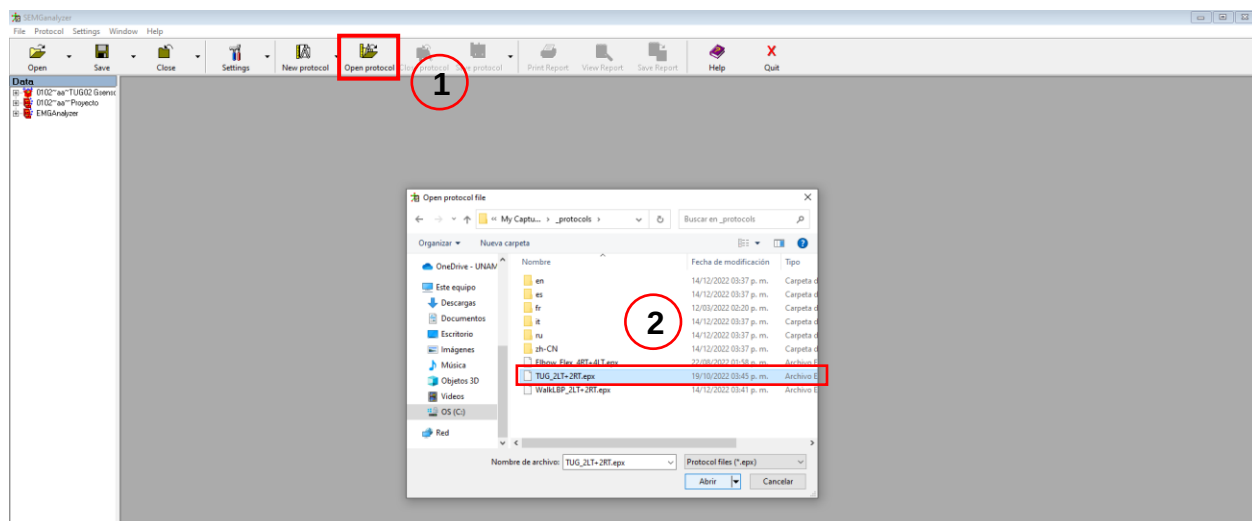


Fig. 29. Ventana del programa SEMGAnalyzer para el procesamiento de los datos de la captura. Se debe buscar el protocolo en una ubicación local.

El programa inicia el proceso de generar el reporte que incluye los datos de las etapas de las pruebas. Aparece una ventana en la que se enlaza el archivo con la información que solicita el programa. Los archivos se enlazarán en el siguiente orden: capturas de

movimiento, sesión e imágenes del reporte. Los archivos se vinculan dando clic en la flecha azul.

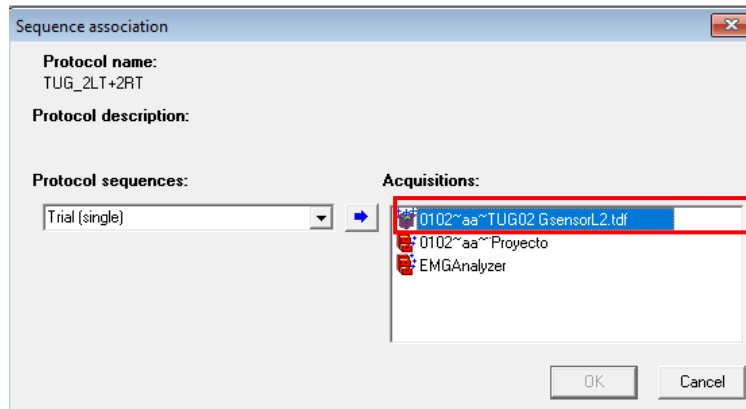


Fig. 30. Ventana para enlazar o vincular los datos necesarios para generar el reporte.

Luego aparecerán una serie de ventanas para identificar los eventos que definen el inicio y fin de cada tarea de la prueba de la prueba TUG (Fig. 31). El reporte se generará y se podrá imprimir para su análisis.

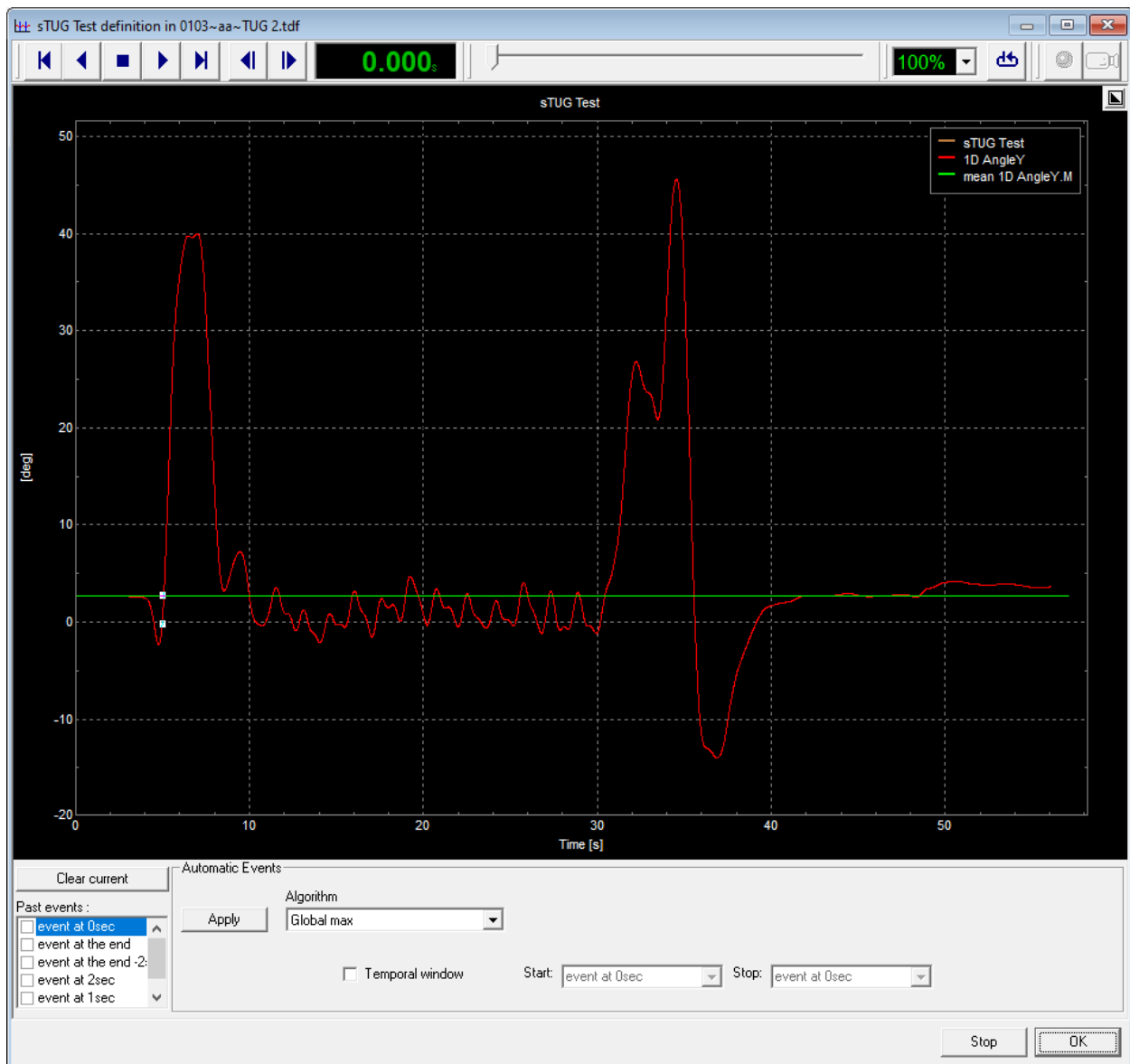


Fig. 31. Ventana para identificar los eventos de que definen el inicio y fin de cada tarea de la prueba.

Interpretación de la información del reporte:

En el reporte aparece la tabla que se muestra en la Fig. 32, donde se muestra el tiempo que tarda el paciente en ejecutar cada etapa de la prueba y el tiempo total. A partir del tiempo total se puede establecer si existe riesgo de caídas (Sawers & Hafner, 2020). Como se mencionó en la introducción y en la sección que describe la prueba y algunos ejemplos de implementación del TUG, el objetivo principal de la prueba es determinar el tiempo requerido para realizar la prueba. El uso de este protocolo para las diferentes alteraciones del sistema musculoesquelético, es necesario comparar los resultados de las pruebas con los valores límites específicos para cada alteración.

Descripción de parámetro	Valor					
Duración de la prueba [sec]	9.41					
	Levantarse	Ida	1er Giro	Regreso	2do Giro	Sentarse
Duración [s]	1.57	1	2.1	1	2	1.74
Flexión máxima [deg]	49.32					59.485
Velocidad angular [grad/s]			80.393		73.637	

Fig. 32. Tiempo de duración de la prueba, tiempo de duración de las tareas de la prueba, ángulo de flexión máxima del tronco y velocidad angular en los giros.

Por ejemplo, para personas adultas mayores sanas, pueden completar la prueba en 10 segundos para ser completamente independientes, los que pueden completar la prueba en menos de 20 segundos son independientes para realizar la mayoría de las tareas de la vida diaria, aunque pueden requerir el uso de un medio de apoyo auxiliar. Cuando el tiempo es mayor a 30 segundos, las personas son dependientes de usar un medio de apoyo.

En el caso específico de la Fig. 32, se trata de una persona con amputación de miembro inferior. Se puede observar que tardó 9.41 s para completar la prueba, por lo que se encuentra con riesgo mínimo de caídas. La afirmación anterior está sustentada por el estudio de Dite et al. (2007), quienes determinaron que el tiempo límite para no presentar

riesgo de caídas en personas con amputación transtibial unilateral fue de 19 s. Otro estudio demostró que existe relación entre el tiempo que tiene la persona de la prótesis y el tiempo que requiere para completar la prueba. Las personas con más de seis meses de uso de prótesis pueden reducir el tiempo para completar la prueba por debajo de los 10 s (Sawers & Hafner, 2020).

La flexión extensión de tronco (pendiente hacia arriba y hacia abajo respectivamente, Fig. 33) puede relacionarse con el control postural que tiene las personas y los movimientos compensatorios para realizar la prueba. En este gráfico se puede apreciar la pendiente con la que crece el ángulo de flexión de tronco, que expresa la velocidad angular de flexión o extensión de tronco, según corresponda. La flexión extensión del tronco se puede observar claramente durante las tareas de levantarse y sentarse. En algunos casos se puede observar que el paciente comienza la flexión de tronco durante la ejecución del segundo giro, esto con la finalidad de acercar el centro de masa del cuerpo al suelo y buscar un mejor balance y estabilidad, de acuerdo con uno de los principios de la biomecánica

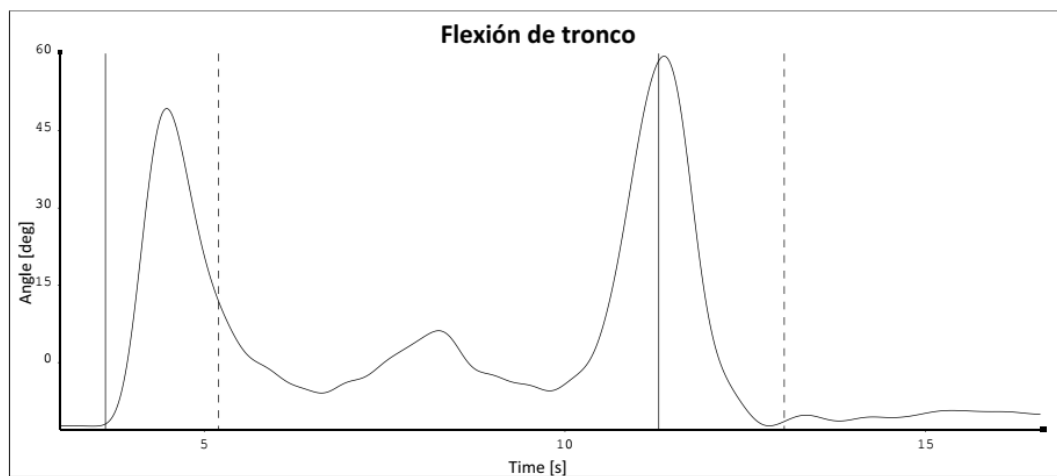


Fig. 33. Ángulo de flexión de tronco durante la prueba de TUG, los dos picos se relacionan con las tareas de levantarse y sentarse.

De la aplicación del protocolo en personas con prótesis de miembro inferior se observó que los pacientes con mayor debilidad en las extremidades inferiores son susceptibles de tener una mayor flexión de tronco. Esto con la finalidad de desplazar el centro de

masa hacia el frente para que el propio peso de este segmento corporal los ayude a iniciar el movimiento. Por otra parte, la velocidad angular indica las habilidades motoras para realizar el giro, mientras menor es la velocidad angular, puede expresar temor de caerse y bajo control motor durante esta tarea. Un signo positivo indica que el giro lo realizó hacia la izquierda, mientras que el negativo indica que lo realizó hacia la derecha (Fig. 34).

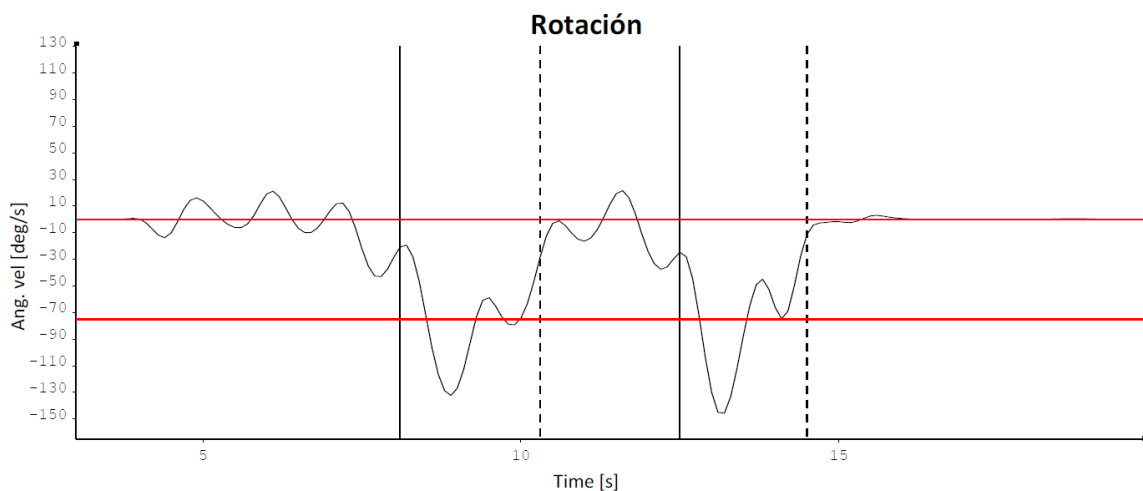


Fig. 34. Velocidad angular para la rotación, se aprecia el primer giro y el segundo giro antes de sentarse.

Como se incluyó la contribución muscular, se muestran las gráficas de los músculos erectores de columna lumbar (LES) y del recto abdominal (RAB) del lado derecho (RT) e izquierdo (LF). Como ya se ha comentado antes, se pueden medir la actividad de otros músculos. Esta es una ventaja que presenta realizar la prueba de TUG con la combinación del sensor inercial (G-Sensor, BTS Bioengineering) y la electromiografía (FreeEMG, BTS Bioengineering).

En la Fig. 35 se puede observar el timing y la amplitud de la activación muscular. Se puede apreciar que la amplitud de la actividad muscular es mayor del lado izquierdo, y el timing de la activación muscular ocurrió de forma simultánea para ambos lados. Se esperaría que los músculos erectores de columna se activarán en la fase de doble apoyo de la marcha para compensar la fuerza de desaceleración que ocurre con el choque de talón y durante las etapas de pararse y sentarse. En la etapa de pararse y sentarse

debería existir una amplitud similar si el paciente coloca ambos pies paralelos al borde anterior de la silla.

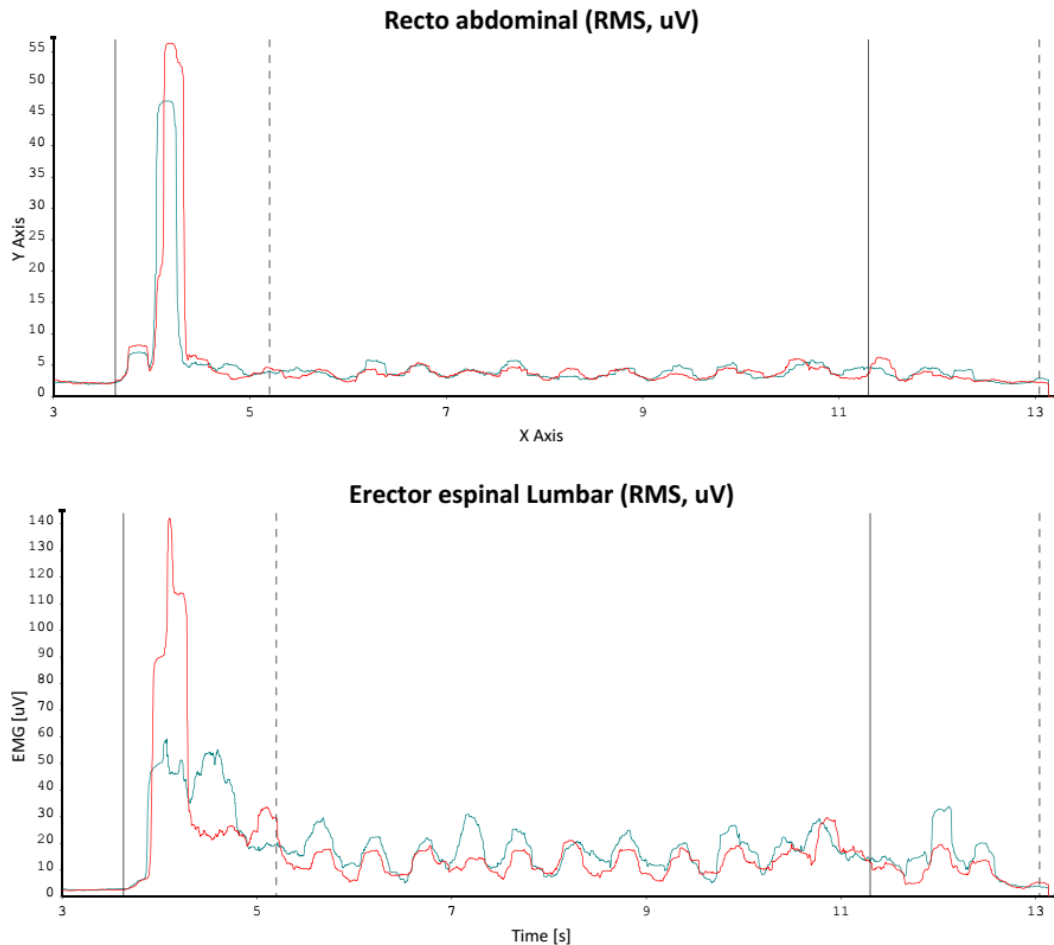


Fig. 35. Amplitud de la activación muscular expresado en RMS, uV.

Para complementar la gráfica, el reporte muestra la tabla de la Fig. 36 con las magnitudes media y máxima calculada en el intervalo de tiempo definido por los eventos que marcan el inicio y fin de cada tarea de la prueba (ej: Mean RT RAB: Media del recto abdominal derecho y Max LF LES: Máximo del erector lumbar izquierdo). De este modo, entre ambas figuras, se puede analizar si existe asimetría en la actividad de los músculos. En el caso que se ejemplifica en la Fig. 36 se aprecia una asimetría en los valores medios y máximos de los erectores de columna durante las fases de levantarse y sentarse del TUG.

La tarea de levantarse demandó mayor actividad muscular, pues las personas parten del reposo en la silla. En personas con amputación, se estudió de forma aislada las tareas de pararse y sentarse demostraron una mayor activación del lado amputado (Butowicz et al., 2019; Hendershot & Wolf, 2015). Dada la alta prevalencia de la lumbalgia en personas con amputación de miembro inferior y tomando en cuenta que presentan asimetrías en la contribución muscular de los erectores de columna, podría inferirse que esta es una de las causas de la lumbalgia.

Descripción de parámetro	Levantarse	Ida	1er Giro	Regreso	2do Giro	Sentarse
Mean RT RAB [uV]	10.593	3.753	4.036	3.455	3.277	4.106
Mean LF RAB [uV]	12.165	3.478	3.861	3.447	3.232	3.864
Mean RT LES [uV]	33.519	18.56	16.372	16.203	13.9	17.716
Mean LF LES [uV]	40.733	12.864	12.864	11.223	9.535	15.902
Max RT RAB [uV]	47.146	5.848	5.844	4.576	5.796	4.649
Max LF RAB [uV]	56.379	4.565	5.434	4.543	6.019	6.259
Max RT LES [uV]	59.291	29.599	30.96	24.974	29.242	33.853
Max LF LES [uV]	142.161	29.222	21.112	18.823	29.677	19.522

Fig. 36. Magnitudes de la activación muscular durante los eventos que definen las etapas de la prueba de TUG.

Referencias.

- Alghadir, A. H., Al-Eisa, E. S., Anwer, S., & Sarkar, B. (2018). Reliability, validity, and responsiveness of three scales for measuring balance in patients with chronic stroke. *BMC Neurology*, 18(1), 141. <https://doi.org/gd9v7z>
- Butowicz, C. M., Acasio, J. C., Silfies, S. P., Nussbaum, M. A., & Hendershot, B. D. (2019). Chronic low back pain influences trunk neuromuscular control during unstable sitting among persons with lower-limb loss. *Gait & Posture*, 74, 236-241. <https://doi.org/gq7s9p>
- Carey, H., Martin, K., Combs-Miller, S., & Heathcock, J. C. (2016). Reliability and Responsiveness of the Timed Up and Go Test in Children With Cerebral Palsy. *Pediatric Physical Therapy*, 28(4), 401-408. <https://doi.org/gf6xqm>
- 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/bkswnc>
- 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/gq5rz9>
- Di Gregorio, R., & Vocenas, L. (2021). Identification of Gait-Cycle Phases for Prosthesis Control. *Biomimetics (Basel)*, 6(2), 22. <https://doi.org/gkprdc>
- Dite, W., Connor, H. J., & Curtis, H. C. (2007). Clinical Identification of Multiple Fall Risk Early After Unilateral Transtibial Amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(1), 109-114. <https://doi.org/fdf4q9>
- Duchene, Y., Mornieux, G., Petel, A., Perrin, P. P., & Gauchard, G. C. (2021). The trunk's contribution to postural control under challenging balance conditions. *Gait & Posture*, 84, 102-107. <https://doi.org/mpfq>
- 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/mpzn>

- Fleming, A., Huang, S., Buxton, E., Hodges, F., & Huang, H. H. (2021). Direct continuous electromyographic control of a powered prosthetic ankle for improved postural control after guided physical training: A case study. *Wearable Technologies*, 2, e3, Article e3. <https://doi.org/mpfs>
- 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://doi.org/bk464f>
- 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/mpfz>
- González Carbonell, R. A., Salinas Sánchez, I., Villanueva Ayala, D., Dorador González, J. M., Ortiz Prado, A., & Jacobo Armendáriz, V. H. (2021). *Prueba de valoración biomecánica de Timed Up and Go con el sensor inercial*. Universidad Nacional Autónoma de México. <https://www.rua.unam.mx/portal/Descargas/index/87753>
- González Carbonell, R. A., Salinas Sánchez, I., Villanueva Ayala, D., Dorador González, J. M., Ortiz Prado, A., & Jacobo Armendáriz, V. H. (2022a). *Prueba de valoración biomecánica de pisada con baropodometría*. Universidad Nacional Autónoma de México. <https://www.rua.unam.mx/portal/Descargas/index/87807>
- González Carbonell, R. A., Salinas Sánchez, I., Villanueva Ayala, D., Dorador González, J. M., Ortiz Prado, A., & Jacobo Armendáriz, V. H. (2022b). *Prueba de valoración biomecánica de postura estática con baropodometría*. Universidad Nacional Autónoma de México. <https://www.rua.unam.mx/portal/Descargas/index/87806>
- Hendershot, B. D., & Wolf, E. J. (2015). Persons with unilateral transfemoral amputation have altered lumbosacral kinetics during sitting and standing movements. *Gait & Posture*, 42(2), 204-209. <https://doi.org/mpzs>
- Horak, F. B. (2009). Postural Control. In M. D. Binder, N. Hirokawa, & U. Windhorst (Eds.), *Encyclopedia of Neuroscience* (pp. 3212-3219). Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/ffz8k3>
- Hunter, S. W., Batchelor, F., Hill, K. D., Hill, A. M., Mackintosh, S., & Payne, M. (2017). Risk Factors for Falls in People With a Lower Limb Amputation: A Systematic Review. *PM and R*, 9, 170-180.e171. <https://doi.org/gqhx73>

- Kilby, J., Prasad, K., & Mawston, G. (2016). Multi-Channel Surface Electromyography Electrodes: A Review. *IEEE Sensors Journal*, 16(14), 5510-5519. <https://doi.org/f8vhnf>
- Kleiner, A. F. R., Pacifici, I., Vagnini, A., Camerota, F., Celletti, C., Stocchi, F., De Pandis, M. F., & Galli, M. (2018). Timed Up and Go evaluation with wearable devices: Validation in Parkinson's disease. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 22(2), 390-395. <https://doi.org/mpf6>
- Ko, J. B., Hong, J. S., Shin, Y. S., & Kim, K. B. (2022). Machine Learning-Based Predicted Age of the Elderly on the Instrumented Timed Up and Go Test and Six-Minute Walk Test. *Sensors*, 22(16).
- 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/ggsp26>
- 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/crfqfh>
- Mangano, G. R. A., Valle, M. S., Casabona, A., Vagnini, A., & Cioni, M. (2020). Age-Related Changes in Mobility Evaluated by the Timed Up and Go Test Instrumented through a Single Sensor. *Sensors*, 20(3). <https://doi.org/mpzr>
- Mariana Haro, D. (2014). Laboratorio de análisis de marcha y movimiento. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 25(2), 237-247. <https://doi.org/f2x4tx>
- 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/f758ss>
- Olson, M. W. (2010). Trunk extensor fatigue influences trunk muscle activities during walking gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), 17-24. <https://doi.org/d9wbq6>
- Ortega-Bastidas, P., Gómez, B., Aqueveque, P., Luarte-Martínez, S., & Cano-de-la-Cuerda, R. (2023). Instrumented Timed Up and Go Test (iTUG)—More Than Assessing Time to Predict Falls: A Systematic Review. *Sensors*, 23(7). <https://doi.org/mpqr>

- 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/mpzq>
- Park, S.-y., & Yoo, W.-g. (2012). Effect of EMG-based Feedback on Posture Correction during Computer Operation [10.1539/joh.12-0052-OA]. *Journal of Occupational Health*, 54(4), 271-277. <https://doi.org/mpgs>
- 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/gpnqsz>
- Sawers, A., & Hafner, B. J. (2020). Using Clinical Balance Tests to Assess Fall Risk among Established Unilateral Lower Limb Prosthesis Users: Cutoff Scores and Associated Validity Indices. *PM&R*, 12(1), 16-25. <https://doi.org/gpwxdd>
- Sebastião, E., Sandroff, B. M., Learmonth, Y. C., & Motl, R. W. (2016). Validity of the Timed Up and Go Test as a Measure of Functional Mobility in Persons With Multiple Sclerosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(7), 1072-1077. <https://doi.org/f8txkr>
- Steinberg, N., Gottlieb, A., Siev-Ner, I., & Plotnik, M. (2019). Fall incidence and associated risk factors among people with a lower limb amputation during various stages of recovery—a systematic review. *Disability and Rehabilitation*, 41, 1778-1787. <https://doi.org/gh387w>
- Vásquez-Ucho, P. A., Villalba-Meneses, G. F., Pila-Varela, K. O., Villalba-Meneses, C. P., Iglesias, I., & Almeida-Galárraga, D. A. (2021). Analysis and evaluation of the systems used for the assessment of the cervical spine function: a systematic review. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 45(5), 380-393. <https://doi.org/mphz>
- White, S. G., & McNair, P. J. (2002). Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. *Clinical Biomechanics*, 17(3), 177-184. <https://doi.org/d489gz>