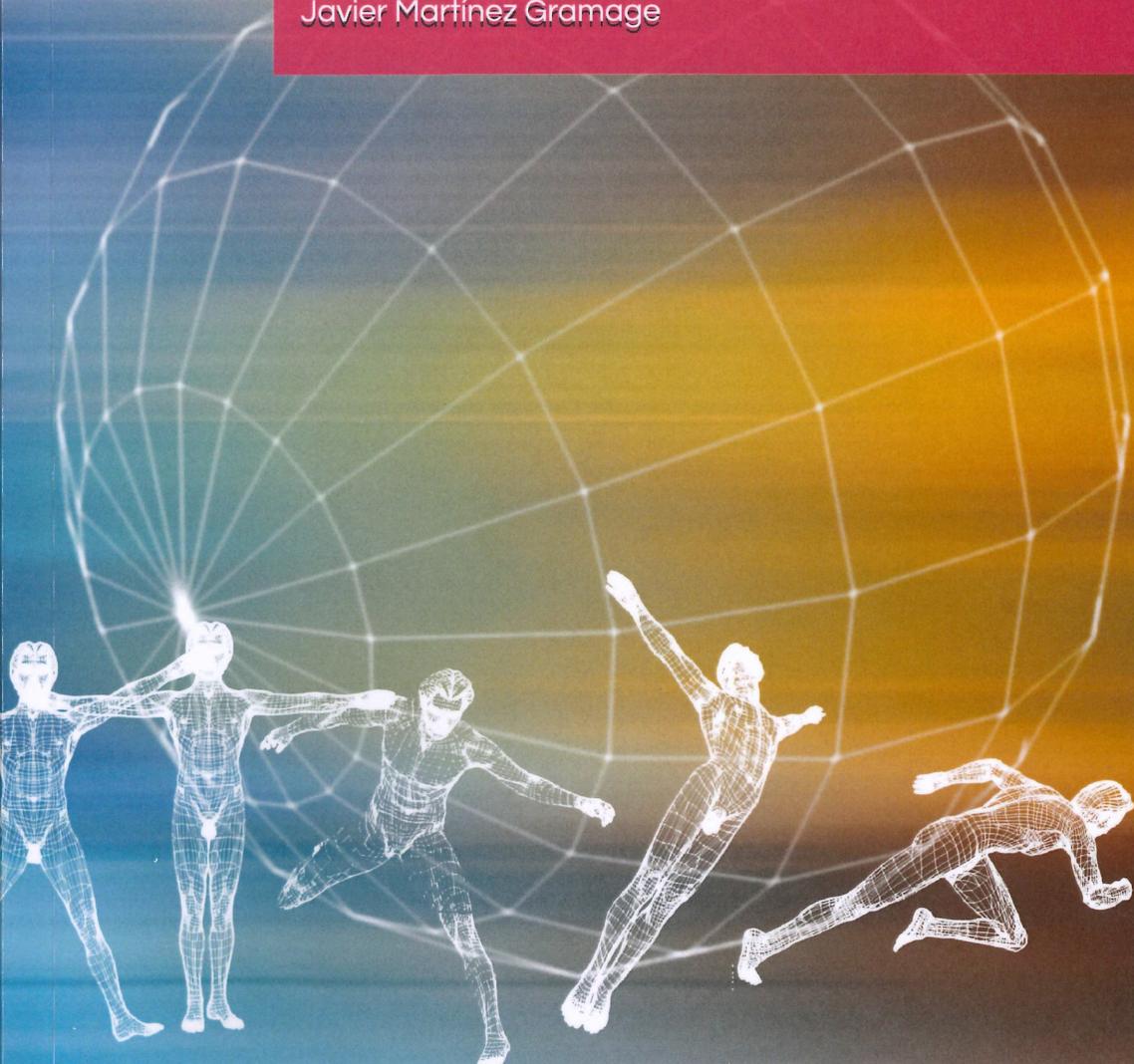


ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO HUMANO

para Profesionales de la Salud

Javier Martínez Gramage



Análisis del Movimiento Humano para Profesionales de la Salud

Dr. Javier Martínez Gramage



Copyright © 2024 Javi Martínez Gramage

Todos los derechos reservados.

ISBN: 9798321825518



Análisis del movimiento humano para profesionales de la salud

© 2024 by **Javi Martínez Gramage** is licensed under **CC BY-NC-ND 4.0**

DEDICATORIA

Dedicado a mis padres Toni e Inma,
quienes me educaron para ser quien soy.

A mi mujer Ana y a mis hijos Pablo y Hugo,
principales pilares en mi vida a quienes admiro
por ser mi principal fuente de inspiración.

A mi hermano José. A todos, gracias.

AGRADECIMIENTO

Agradezco especialmente a aquellos pacientes de quienes he podido aprender la importancia del análisis del movimiento en la mejora de su calidad de vida.

A los centenares de alumnos que desde 2009 han cursado la asignatura. Son ellos, el principal motivo de mi pasión por transmitir lo aprendido, gracias de corazón.

A Cantero de Letur, Synapse y Delivery Better Lives Foundation por confiar en las cosas importantes para poder ayudar a tantos.

PRÓLOGO

2009, aula 210 del edificio de Ciencias Sociales de la UCHCEU, allí empezó todo. Mi compañera Eva Segura fue la principal culpable de que 15 años más tarde acabase por escribir en este libro lo que llevo haciendo desde entonces.

Eva era nuestra Vicedecana de Fisioterapia y tuvo la idea de proponer una nueva asignatura dentro del plan de estudios, denominada: “Análisis del Movimiento Humano”. No teníamos espacio, tampoco equipamiento, lo único que teníamos era ilusión por crear algo novedoso en lo que confiábamos para formar mejor a los alumnos y ayudar a niños y jóvenes con diversidad funcional a mejorar su calidad de vida.

Nuestro entonces Decano Paco Bosch, nos habilitó un aula en el edificio de Sociales a la que le quitaron las sillas y las mesas para convertirla en un improvisado laboratorio de biomecánica. Recuerdo un consejo que me dio sobre la importancia de tener paciencia en este tipo de proyectos y pasados los años, me doy cuenta de que fue la clave para seguir siempre adelante pese a cualquier imprevisto.

La asignatura se empezó a impartir a alumnos de 2º de Grado de Fisioterapia, en la que tenían la oportunidad de ver pacientes reales cuando niños, jóvenes y sus familias venían a las prácticas para analizar su marcha. Eran niños a los que se les iba a administrar toxina botulínica, a colocar algún tipo de férula o a recibir cirugía ortopédica para no perder la marcha. He de reconocer que fueron las mejores clases en las yo aprendía, tanto de los niños que valorábamos, de sus familias, como de la manera en hacer llegar a los alumnos toda la información compleja que sacábamos del estudio biomecánico.

Al mismo tiempo, fue lugar para el comienzo de la investigación, en la que tuve la oportunidad de hacer mi tesis doctoral y posteriormente, ayudar a otros doctorandos.

Pasaron los años, el trabajo fue dándose a conocer y en 2018 gracias a Alicia López, Decana de la Facultad impulsó la creación del laboratorio de investigación en análisis del movimiento LIAMCEU. A ello se unió la fundación Delivering Better Lives para constituir el Aula Universitaria UCHCEU-DBL. Un proyecto universitario para atender casos de niños y jóvenes con enfermedades raras y otros trastornos neuromotrices.

En el año 2020, en plena pandemia en casa pensando cómo aprovechar las horas de confinamiento decidí crear ABIODE biomecánica deportiva. Una plataforma de formación online en la que poder compartir lo que más me apasiona. Me gusta aprender y compartir lo que hago y espero que este libro pueda ayudarte a entender la biomecánica, pero, sobre todo, a ayudar a tus pacientes. ¡Empecemos!

Javi Martínez Gramage

CONTENIDO

1. Análisis del movimiento en las ciencias de la salud.....	14
1.1. Justificación del análisis del movimiento aplicado a las ciencias la salud.....	16
1.2. Instrumentación En biomecánica.....	18
1.3. ABC del análisis del movimiento.....	26
2. Biomecánica de los tejidos corporales.....	38
2.1. Propiedades mecánicas de los tejidos... ..	40
2.1.1. Elasticidad y plasticidad.....	40
2.1.2. Rigidez y flexibilidad.....	44
2.1.3. Viscosidad y viscoelasticidad.....	45
2.2. Conceptos básicos de la mecánica de tejidos corporales.....	46
2.2.1. Carga o fuerza.....	46
2.2.2. Deformación.....	47
2.2.3. Fatiga.....	50
2.3. Biomecánica del hueso.....	50
2.4. Biomecánica del tendón.....	53
2.5. Biomecánica del músculo.....	56
2.6. Biomecánica del ligamento.....	57
2.7. Biomecánica del cartílago.....	59

3. Test funcionales, test de salto y análisis del equilibrio.....	62
3.1. Test de salto.....	63
3.1.1. Salto vertical Counter Movement Jump (CMJ)	66
3.1.2. Stiffness test 10/5.....	68
3.1.3. Drop jump.....	71
3.1.4. Squat jump.....	72
3.2. Análisis del equilibrio mediante el análisis del centro de masas (COM)	74
3.3. Test para evaluar la movilidad y elasticidad en cadena muscular posterior.....	78
3.3.1. Sentadilla de una pierna.....	78
3.3.2. Sentadilla bipodal.....	80
3.3.3. Elongación de cadena muscular posterior.....	81
4. Análisis del movimiento durante la marcha.....	85
4.1. Fases de la marcha humana.....	86
4.2. Vídeo-análisis 2D de la marcha.....	90
4.3. Cinemática tridimensional 3D durante la marcha. ¿Cómo interpretar las gráficas de cinemática 3D?	95
4.4. Electromiografía dinámica de superficie (sEMG) durante la marcha.....	101

¿Cómo interpretar las gráficas de sEMG durante la marcha?.....	101
4.5. Cinética durante la marcha.....	112
4.5.1. Análisis de las gráficas de fuerza de reacción del suelo (GRF).....	112
4.5.2. Análisis del vector de la fuerza de reacción del suelo (GRFV)	116
4.5.3. Análisis de las gráficas de potencia durante la marcha.....	117
4.5.4. Análisis de las gráficas del momento de fuerza durante la marcha.....	120
4.5.5. Análisis de la presión plantar estática y dinámica durante la marcha.....	122
4.6. Estimación del gasto energético durante la marcha (Physiological Cost Index-PCI)	123
Bibliografía.....	126

Análisis del movimiento en las ciencias de la salud

1. Análisis del movimiento en las ciencias de la salud:

Hace unos años tuve la oportunidad de participar en un congreso en la Facultad de Fisioterapia de la ONCE sobre el tratamiento de personas con parálisis cerebral infantil y recuerdo una frase de mi amiga Claudia Tegclen que marcó mi manera de atender al paciente. Decía así: *“un paciente bien tratado es un paciente bien informado”*. Desde entonces, la tomo como premisa para explicar a mis pacientes su situación y puedan comprender mejor su situación desde un punto de vista funcional basado en el análisis de sus movimientos.

En las ciencias de la salud, la biomecánica y el análisis del movimiento se centran en el estudio del movimiento humano, pero presentan diferencias que aportan identidad propia a cada término.

Por un lado, la biomecánica es una disciplina que combina los principios de la biología para analizar el movimiento con la mecánica, el estudio de las fuerzas, las estructuras y los procesos mecánicos involucrados en el.

Por otro lado, el análisis del movimiento se centra en el análisis observacional, el estudio detallado y el razonamiento clínico a partir de la biomecánica para comprender aspectos específicos como la técnica, la eficiencia, la coordinación o posibles causas principales de lesión.

Imaginemos que tenemos un atleta que refiere dolor en la rodilla al correr. La biomecánica se encargaría del estudio del movimiento de la rodilla durante la carrera con el fin de conocer la fuerza de reacción del suelo mediante una plataforma de fuerza o el movimiento angular mediante la cinemática. Además, este tipo de análisis permitiría conocer el rango de movimiento en cada una de las fases de carrera.

Por otro lado, a través del análisis del movimiento, podríamos razonar sobre la relación entre el dolor y la debilidad muscular testada en la valoración clínica, así como razonar sobre el aumento del pico de aducción y rotación interna de cadera en fase media de apoyo. En resumen, la biomecánica constituye las herramientas tecnológicas, cálculos matemáticos y físicos que permiten objetivar el movimiento para poder ser razonados a partir del análisis del movimiento.

1.1 Justificación del análisis del movimiento aplicado a las ciencias de la salud.

El análisis del movimiento establece la relación entre los datos numéricos obtenidos a partir de la biomecánica y la función y/o estructura del sistema neuro musculoesquelético, permitiendo aumentar el conocimiento del movimiento a analizar.

Se trata de una herramienta clínica para el profesional de la salud que le permite, de manera fiable y rápida, reforzar su toma de decisiones clínicas.

Tiene aplicación en diversos campos de actuación como las ciencias del deporte, la rehabilitación, la ergonomía y/o la investigación.

A modo de ejemplo, la aplicación del análisis del movimiento en patología neurológica partiría de una condición de salud determinada, como por ejemplo la parálisis cerebral infantil. El estudio de la marcha en este tipo de persona permitiría determinar sus limitaciones principales en la actividad como el grado de espasticidad en tríceps sural o el rango de movilidad articular del tobillo. Cuando esta información biomecánica es contrastada con la valoración clínica es de gran ayuda para poder tomar la mejor decisión clínica, bien a través de la Fisioterapia, fármacos, ayudas técnicas o cirugía ortopédica. El análisis del movimiento es una herramienta útil para comprobar la evolución del tratamiento en base a datos objetivos, así como para poder informar a la familia o paciente de manera más precisa.

De acuerdo con la literatura, la evidencia científica ha demostrado un retraso en el número de cirugías ortopédicas si la decisión clínica tomada se ha sustentado a partir del análisis instrumentado del movimiento versus el análisis clínico y observacional de la marcha, lo que supone un menor gasto sanitario, menor periodo escolar perdido y menor trastorno familiar generado (Õunpuu et al., 2022; Wren et al., 2009)

1.2 Instrumentación en biomecánica

Históricamente, la tecnología ha sido pieza clave para el conocimiento del cuerpo humano y en especial para su comprensión cuando nos movemos. Parece ser que todo aquello que no vemos durante un movimiento no es importante o simplemente no lo tenemos en consideración. Por ejemplo, cuando vemos correr a una persona nos fijamos en la “estética” de su forma de correr, sin conocer si es más o menos eficiente. Se puede dar el caso que algunas de las lesiones que presenta el corredor puedan estar relacionadas con su dinámica de carrera, es decir, la forma en la que está se está moviendo, como, por ejemplo, cuando corre con una elevada oscilación vertical o rebote del cuerpo y con ello, un mayor aumento de la fuerza generada contra el suelo, aunque visualmente nos puede parecer que corra “bonito”.

Si utilizamos tecnología y medimos que sucede debajo de sus pies mediante algún tipo de sensor portable, puede darse el caso que la manera menos “bonita” a la hora de correr, puede convertirse en la manera más eficiente y menos lesiva para el corredor.

Esta es la verdadera revolución tecnológica en el análisis del movimiento a partir de sensores portables que permitan evaluar a la persona en su propio entorno fuera de un laboratorio convirtiendo al análisis del movimiento en una herramienta cada vez más amigable y accesible para los profesionales de la salud.

La instrumentación en biomecánica podríamos agruparla de la siguiente manera:

Aplicaciones de vídeo-análisis 2D, utilizadas principalmente a través de una tablet o smartphome, constituyendo la principal herramienta de trabajo para el análisis del movimiento. Hoy en día existen aplicaciones en el mercado con gran potencial que permiten, incluso, exportar en archivo de texto los datos cinemáticos registrados durante el vídeo-análisis. Además, permiten analizar tanto en tiempo real como en post proceso, pudiendo importar vídeos grabados directamente desde el dispositivo (Fig 1.)

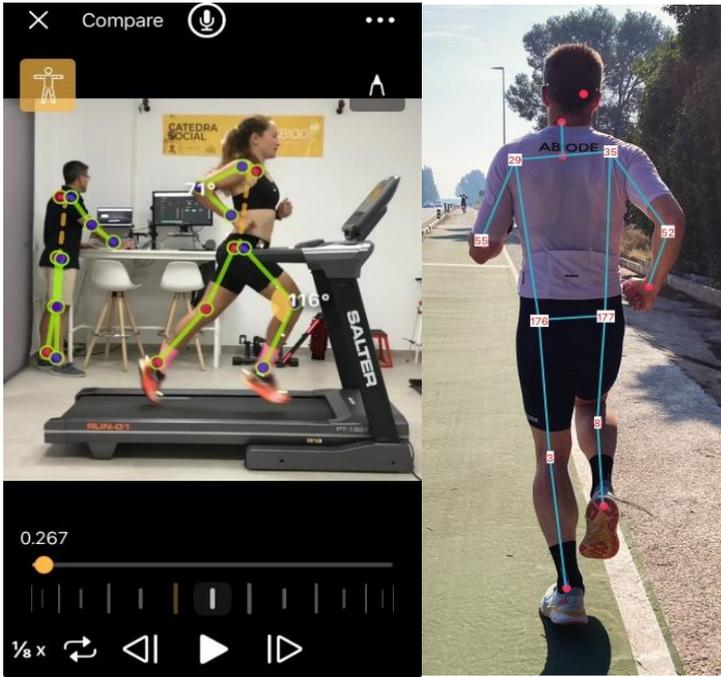


Figura 1. Izquierda - App OnForm para el vídeo análisis 2D. Derecha - App FlexiTrace

Sensores portables a partir de la unidad de movimiento inercial (IMU, singlas en inglés de *inertial measurement unit*) para obtener medidas de velocidad, rotación y fuerzas gravitacionales. Están constituidos por un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro, permitiendo estimar tanto variables cinemáticas como la detección de eventos durante cada zancada. Algunos de estos sensores se sincronizan en tiempo real mediante un software en la nube pudiendo acceder a la información del paciente desde cualquier tipo de dispositivo o lugar. Esto es de gran ayuda cuando el paciente lleva colocado el sensor portable lejos de ti, de modo que cualquier registro que se capte es subido a la plataforma quedando disponible para su análisis en cualquier momento. La inteligencia artificial incorporada en algún software permite de manera rápida ayudar a detectar, por ejemplo, posibles pacientes con alto riesgo de caídas o aquellos que se mueven poco, de modo que sin estar presente en el centro u hospital se puede tener acceso a este tipo de información.

También permiten visualizar los datos en tiempo real desde un reloj, lo que es de gran ayuda para la readaptación de la marcha o carrera (Fig. 2)



Figura 2. Sensores RunScribe para el análisis de marcha y carrera y su plataforma dashboard.

Cámaras optoelectrónicas para el análisis cinemático tridimensional (3D). Utilizadas para capturar imágenes a alta velocidad y analizar el movimiento en tres dimensiones a partir de la colocación de unos marcadores reflectantes en puntos anatómicos concretos que permiten reconstruir al paciente mediante un esqueleto para el análisis del movimiento de las diferentes articulaciones. Estos movimientos son representados en forma de gráficas que estudiaremos más adelante (Fig. 3)

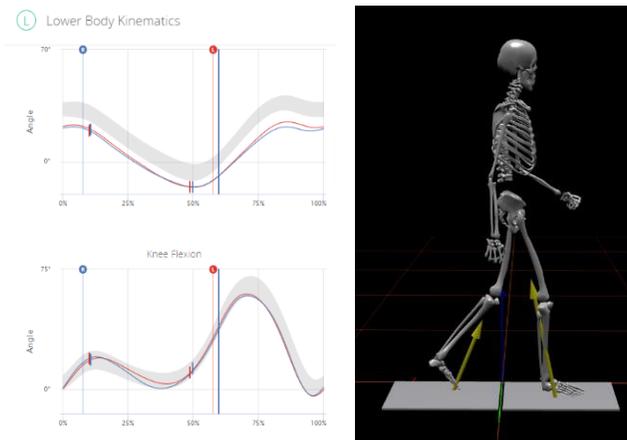


Figura 3. Sistema Qualisys para el análisis cinemático 3D. Izquierda, gráficas de cinemática. Derecha, modelo anatómico tridimensional generado por el sistema a partir de la detección de marcadores.

Plataformas de fuerza que permiten medir y analizar las fuerzas de reacción del suelo que actúan sobre el ser humano durante, la marcha, carrera o salto. Estas plataformas pueden estar colocadas en un pasillo de marcha o integradas en la propia cinta de correr (Fig. 4)

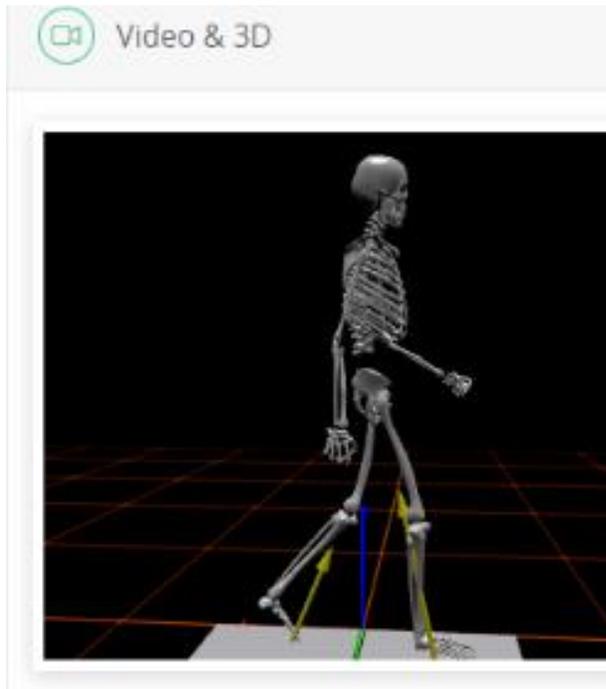


Figura 4. Plataforma de fuerza para el análisis de las fuerzas de reacción del suelo.

Plataformas baropodométricas para conocer cómo se distribuye el peso corporal a lo largo de la superficie plantar y el desplazamiento del centro de presiones (COP). Se trata de unos sensores de presión colocados sobre una plataforma o pasillo instrumentado que registran la fuerza vertical ejercida por los puntos de contacto entre los pies y la superficie, generando así un mapa de presiones plantares en tiempo real.

El color rojo indicaría la zona de mayor presión plantar y la "M", el punto de máxima presión (Fig. 5)

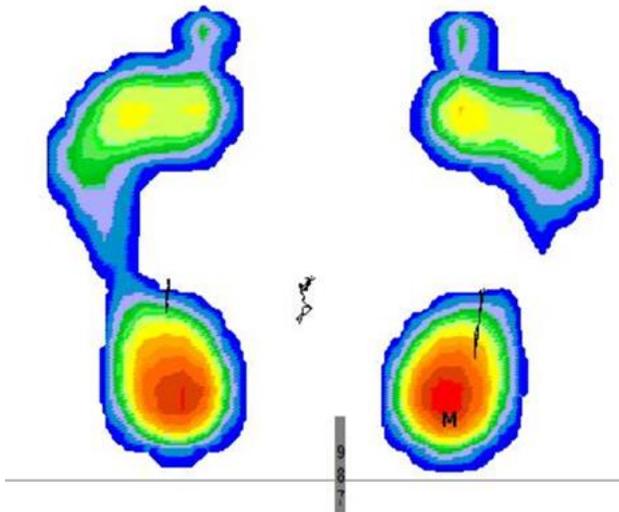


Figura 5. Análisis de la presión plantar en estática mediante plataforma baropodométrica.

Sistemas de electromiografía dinámica de superficie (sEMG) para medir la actividad eléctrica de los músculos durante el movimiento. Se emplean electrodos adhesivos de superficie colocados en la piel sobre los músculos para registrar la actividad eléctrica generada durante la contracción (Fig. 6)



Figura 6. Sistema Freemg de BTS Bioengineering para el análisis electromiográfico de superficie.

1.3 ABC del análisis del movimiento

De manera resumida, la biomecánica es una ciencia de la rama de la bioingeniería y de la ingeniería biomédica encargada del estudio, análisis y descripción objetiva del movimiento. Aplicada en el contexto del análisis del movimiento humano, explica el cómo y el por qué nos movemos a partir de las fuerzas producidas. El análisis del movimiento humano es una herramienta clínica que cuantifica la función y estructura del sistema músculo esquelético durante una tarea específica, aportando información relacionada con la antropometría de la persona, el consumo energético, la actividad eléctrica muscular, la cinética o cinemática de las articulaciones permitiendo conocer el patrón de movimiento y/o causa principal de lesión. Existen tres componentes importantes para el empleo del análisis del movimiento como herramienta clínica:

1. la validez y fiabilidad de las mediciones. Validez hace referencia a la medida en que un sistema de medición mide realmente lo que tiene que medir. Por ejemplo, la sEMG es un sistema para medir con precisión la actividad eléctrica el músculo. La fiabilidad se refiere a la consistencia y estabilidad de las mediciones a lo largo del tiempo y entre diferentes observadores o condiciones. Por ejemplo, si colocamos los electrodos de manera

diferente a como se hizo en una primera vez tendremos una medición no fiable, sin embargo, puede ser válida si los electrodos están colocados sobre el músculo al estar registrando su actividad eléctrica.

2. la rapidez de la medición es clave en lo relacionado al coste efectividad.
3. la claridad del informe para su posterior interpretación que permitan de manera didáctica interpretar los resultados.

Para poder objetivar un movimiento es necesario una magnitud física, definida como una cantidad medible de un sistema físico a la que se le pueden asignar distintos valores como resultado de una medición. Las unidades básicas o fundamentales del Sistema Internacional de Unidades (SI) relacionadas con la biomecánica son:

Longitud	metro (m)
Tiempo	segundo (s)
Masa	kilogramo (kg)
Intensidad de corriente eléctrica	amperio (A)
Fuerza	Newton (N)

La Fuerza (F): desde el punto de vista muscular, es la capacidad física de generar tensión para realizar un trabajo o un movimiento, por ejemplo, podemos realizar fuerza para extender la rodilla.

La fuerza se calcula con la siguiente fórmula: $F = m \cdot a$

Si aplicamos los valores del SI: $N = Kg \cdot m/s^2$

F: fuerza necesaria para mover un cuerpo u objeto (N)

m: masa de un cuerpo (kg)

a: aceleración (m/s^2)

Durante la marcha o carrera generamos una fuerza denominada fuerza de reacción del suelo (GRF). Esta fuerza tiene la particularidad de tener una magnitud y un sentido a partir de los vectores de fuerza (Fig. 7).

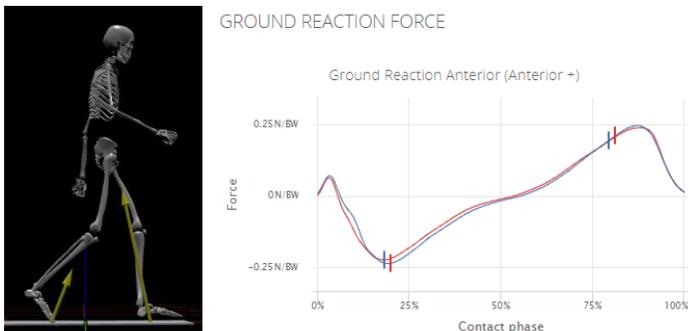


Figura 7. Izquierda, vectores de la fuerza de reacción del suelo. Derecha, gráfica de la fuerza de reacción del suelo en componente anteroposterior.

A partir del análisis de la presión plantar podemos conocer mediante un análisis dinámico y/o estático, como se distribuye la presión sobre la planta del pie mediante una escala de color y el desplazamiento del centro de presiones (COP) a través de la línea de marcha (Fig. 8).

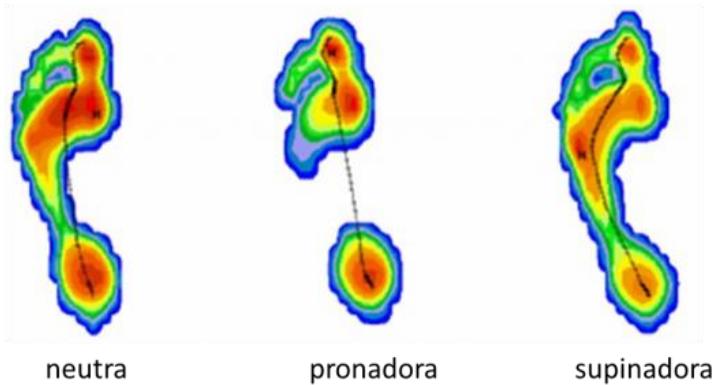
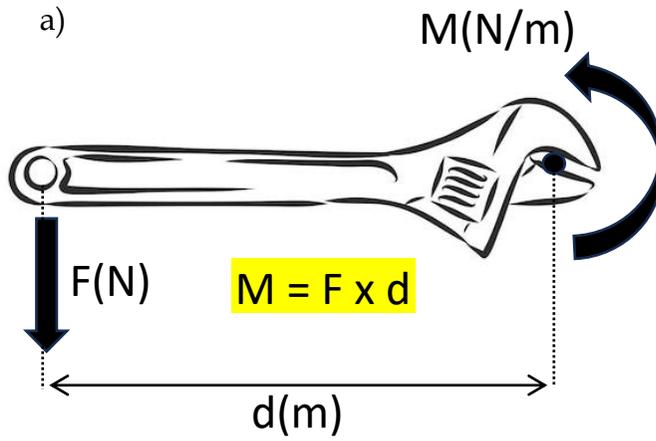


Figura 8. Huella plantar a partir del análisis dinámico mediante

El momento de fuerza (M) también se conoce en inglés como torque, derivado del latín torquere (retorcer). Representa el producto de la fuerza aplicada (F) por la distancia (d) entre el punto de aplicación y el punto de rotación o giro. El "brazo de palanca" se refiere a la longitud total de la palanca, es decir, desde el punto de apoyo hasta el punto de aplicación de la fuerza

(Fig. 9a)

Aplicado a la rodilla, por ejemplo, su momento extensor correspondería a la fuerza ejercida por los músculos extensores de la rodilla para producir su extensión. En la siguiente gráfica puede observarse como entorno al 25% de la fase de apoyo se produce el momento de mayor fuerza del cuádriceps, tanto la rodilla derecha (azul) como la izquierda (roja) (Fig. 9b)



b)



Figura 9. A) Representación del momento de fuerza (M) como resultado de la fuerza aplicada (F) por la distancia (d). B) Gráfica sobre el momento extensor de la rodilla durante la marcha.

Dicho de otro modo, el cuerpo tiende a realizar un movimiento de rotación en torno a un eje. La propiedad de la fuerza para hacer girar al cuerpo se mide con una magnitud física que llamamos torque o momento de la fuerza.

Un ejemplo aplicado a la carrera es el trabajo de Novacheck en 1998 (Novacheck, 1998), sobre la relación entre cinemática y cinética.

Entorno al 10%-15% del ciclo de carrera se genera la mayor fuerza vertical de reacción del suelo durante la fase de apoyo, ejerciendo una fuerza de 2,5 a 5 veces el peso corporal, en función de la velocidad. En esa fase del ciclo es necesaria una correcta cinemática y momento de fuerza para la absorción de carga y acumulación de energía elástica que permita posteriormente generar la potencia necesaria para la propulsión y avance.

La cinemática representa la medición geométrica del movimiento, registrando la posición y orientación de los segmentos corporales y de los ángulos de las articulaciones. A modo de ejemplo, la gráfica de la figura 10 muestra en plano sagital el posicionamiento cinemático de la cadera, rodilla y tobillo del modelo 3D de la imagen de la derecha.

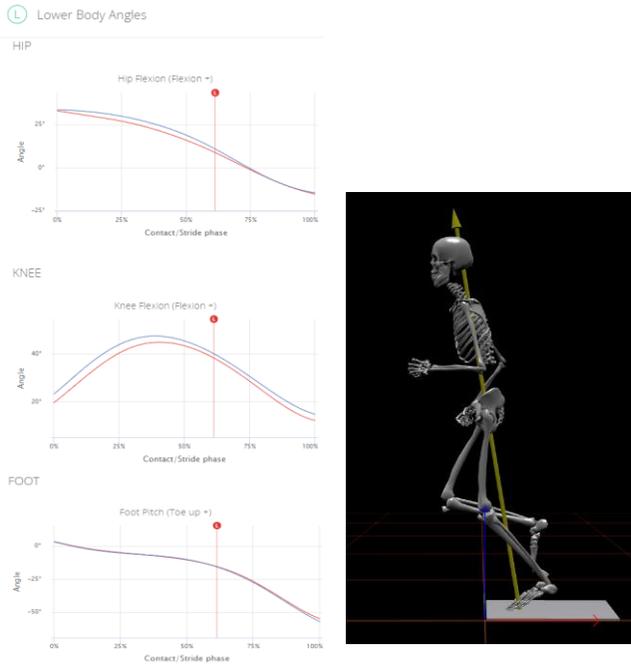


Figura 10. Gráficas en plano sagital el posicionamiento cinemático de la cadera, Rodilla y tobillo durante la fase de apoyo.

La potencia es el resultado de multiplicar la fuerza por la velocidad de ejecución:

$$\text{Potencia} = \text{Fuerza} \times \text{Velocidad}$$

Se representa mediante la unidad de medida vatios (W) y se puede indicar como valor absoluto o relativo al peso corporal (W/kg). También podemos conocer la estimación de la potencia generada durante la marcha o durante la carrera mediante sistemas portables IMU como *RunScribe* o *Stryd*, a partir de la aceleración.

La aceleración es un proceso en el que la velocidad cambia, de modo que podemos acelerar si cambiamos la rapidez, la dirección del movimiento o las dos. Es una magnitud derivada vectorial y, por lo tanto, tienen magnitud y dirección que indica la variación de la velocidad por unidad de tiempo. Su unidad de medida son m/s^2 .

Cada vez más, existen nuevas tecnologías con una gran aplicación clínica como *RunScribe*, *Stryd*, *Baiobit* o *GSensor* que bien aportan datos directamente de aceleración o a partir de algoritmos mediante estimaciones fiables sobre variables como la potencia o el pico vertical de la fuerza de reacción contra el suelo. Esto las convierte en potentes herramientas de uso clínico, tanto por su rapidez en la obtención de datos como por su precio accesible (Fig.11 y Fig.12)



Figura 11. Sistema RunScribe para el análisis de la marcha/carrera.

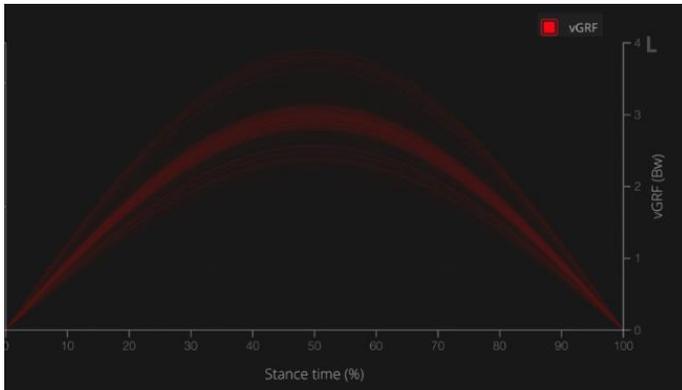


Figura 12. Estimación de la fuerza de reacción del suelo vertical (vGRF) a partir del IMU durante la carrera aportada por RunScribe

También podemos conocer otras variables con una aplicación clínica muy interesante, como la colisión o el choque del pie en el suelo, el impacto vertical o el frenado durante la marcha o carrera (Fig. 13 y 14)

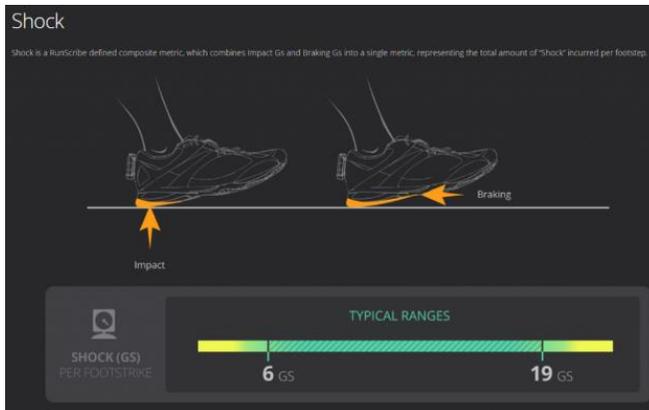


Figura 13. Shock o colisión durante la carrera aportado por RunScribe



Figura 14. Impacto o frenado durante la carrera aportado por RunScribe

Biomecánica de los tejidos corporales

2. Biomecánica de los tejidos corporales:

La biomecánica de los tejidos corporales comprende el estudio de las propiedades mecánicas y el comportamiento de los tejidos biológicos del cuerpo humano a partir de las fuerzas, las deformaciones y las tensiones. Tiene la finalidad de proporcionar un conocimiento profundo sobre como estas actúan sobre los tejidos del cuerpo humano durante el movimiento.

Dentro de las funciones principales de la biomecánica de los tejidos corporales se encuentran:

- analizar la respuesta de músculos, tendones, ligamentos y cartílagos para entender cómo se comportan frente a fuerzas externas como la recepción de un salto, andar o correr.
- determinar factores biomecánicos que puedan ser causas principales de lesión y establecer estrategias de prevención.
- optimizar el rendimiento deportivo aplicando los principios de la eficiencia mecánica del movimiento durante el gesto técnico.
- aportar información sobre las propiedades mecánicas de los tejidos en condiciones normales y patológicas, siendo parte importante en la investigación clínica.

2.1. Propiedades mecánicas de los tejidos:

2.1.1. Elasticidad y plasticidad.

Son propiedades mecánicas importantes en el movimiento humano que están relacionadas con la deformación de los tejidos a partir de las fuerzas que actúan sobre ellos. La elasticidad comprende la capacidad del tejido de volver a su forma original una vez se ha retirado la fuerza aplicada, es decir, tiene la capacidad de recuperar su forma inicial. Por ejemplo, si pellizcamos la piel del antebrazo, tiramos ligeramente de ella y soltamos, comprobaremos que vuelve de nuevo a su posición inicial debido a su capacidad elástica. Está presente en los tejidos elásticos como tendones y ligamentos que durante el movimiento presentan un funcionamiento similar al de un resorte que absorbe y libera energía. Esta función es clave cuando corremos, saltamos o andamos para contribuir mayor economía y eficiencia del movimiento. De manera práctica, muchas de las lesiones por sobre uso o repetición se producen por presentar un elevado componente de rigidez, es decir, menor elasticidad en los tejidos.

¿Cómo contribuye la elastina a la función motora durante el movimiento?

La elasticidad es crucial para la salud y el rendimiento físico. Proporciona flexibilidad y amplitud de movimiento, previene lesiones musculares y articulares, mejora el rendimiento deportivo, favorece una buena postura, contribuye a la circulación sanguínea y promueve el bienestar emocional. En los tejidos corporales, la elasticidad es proporcionada por la elastina, una proteína única de la matriz extracelular de los mamíferos que se encuentra en muchos órganos y estructuras como, pulmones, piel, vasos sanguíneos, tendones, ligamentos, cartílago o huesos. Su función principal es dotar a estos tejidos de baja rigidez, es decir, hacerles menos rígidos al proporcionarles una extensibilidad alta y a la vez reversible y una alta capacidad de almacenamiento eficiente de energía elástica (Trębacz & Barzycka, 2023). Por ejemplo, al pedalear, nadar o correr, los músculos se estiran antes de contraerse. La elasticidad permite que los músculos acumulen y almacenen energía elástica durante la fase de estiramiento. Posteriormente, esta energía almacenada se libera rápidamente, contribuyendo a una contracción más potente y rápida.

La rigidez de los tejidos se mide mediante su stiffness, es decir, la resistencia que ofrece ese tejido ante una fuerza externa al deformarlo. Por ejemplo, al realizar un salto las extremidades inferiores funcionan como un resorte acumulando energía en fase de descenso para ser liberada durante el despegue y poder desplazarse con menos esfuerzo (Roberts, 2016)

En términos más simples, una buena elasticidad en el cuerpo humano significa que los músculos y tejidos pueden estirarse y volver a su forma original de manera eficiente. Esto es crucial para tener movimientos suaves, una función muscular adecuada, una absorción efectiva de impactos y una eficiente transmisión de la fuerza entre los músculos y los huesos. Además, contribuye a una mayor estabilidad en las articulaciones. La elasticidad adecuada es clave para un rendimiento físico eficiente y para prevenir lesiones, especialmente por sobre uso. Aplicado a la fuerza, la elasticidad proporciona una ventaja biomecánica al permitir que los músculos almacenen y liberen energía de manera eficiente, facilitando una contracción muscular más rápida y potente. Esto es especialmente importante en actividades que requieren movimientos explosivos y rápidos. Si no existe una cantidad o cantidad de elastina suficiente en los tejidos del deportista, probablemente no se dará el funcionamiento más favorable en este tipo de acciones.

La plasticidad es la propiedad opuesta a la elasticidad, es decir, es la capacidad del tejido para deformarse después de aplicar una fuerza en la que no se recupera completamente su forma original. Esto es importante en tejidos como el hueso para cambiar su estructura y forma en respuesta a fuerzas y cargas aplicadas de manera repetida, permitiéndole la capacidad de mantener la integridad estructural y fuerza del esqueleto a lo largo del tiempo. Por ejemplo, si una persona comienza a realizar ejercicios de carga, como correr o levantar pesas, los huesos afectados experimentarán adaptaciones para volverse más densos y resistentes. Por otro lado, la falta de actividad física o la inmovilidad podría llevar a una pérdida de densidad ósea, disminuyendo su capacidad plástica.

2.1.2. Rigidez y flexibilidad.

Son dos características biomecánicas que influyen en el movimiento del cuerpo humano, jugando un papel importante en la eficiencia y en la calidad de movimiento.

La rigidez sería la resistencia de los tejidos corporales y articulaciones a cambiar su forma o posición bajo la aplicación de una fuerza externa. Por ejemplo, cuando corremos o andamos, generamos la mayor fuerza contra el suelo durante la fase media de apoyo en la que necesitamos aumentar la rigidez de los tejidos durante esta fase de deceleración. A la vez, es necesario proporcionar estabilidad articular a nivel de la pelvis gracias a la rigidez de las diferentes estructuras corporales y tener una elasticidad óptima en los tejidos que permita una mejor capacidad para absorber los impactos y distribuir fuerzas a través de los tendones y ligamentos.

La flexibilidad es la propiedad opuesta a la rigidez. Un tejido flexible es aquél que muestra una gran deformación en la zona elástica, sin daños o restricciones, permitiendo una amplia amplitud de movimiento con rangos articulares amplios.

Una buena flexibilidad facilita la ejecución de movimientos amplios y fluidos. Por el contrario, la falta de flexibilidad puede aumentar el riesgo de lesiones músculo-articulares

Para la prevención de lesiones en el deporte es tan importante presentar un nivel de rigidez óptimo que aporte la suficiente estabilidad, como la suficiente flexibilidad para permita la amplitud de movimiento necesaria.

2.1.3. Viscosidad y viscoelasticidad.

Son dos propiedades biomecánicas clave implicadas en el control de la velocidad de las deformaciones y disipación de energía para asegurar un movimiento suave y controlado a nivel articular.

La viscosidad amortigua los movimientos o impactos disipando la energía como si de una almohada se tratara a partir de su deformación. Va a depender de la cantidad de agua que posea el tejido ya que es una propiedad mecánica que describe la resistencia de un tejido al fluir.

La viscoelasticidad, además de disipar la energía, permite que el tejido recupere su forma inicial, de ahí, su componente de elasticidad. Esta propiedad facilita el componente de amortiguación y absorción de impactos como si de un muelle se tratara como, por ejemplo, al saltar, andar o correr. La deshidratación afectaría negativamente a la absorción de impactos.

2.2. Conceptos básicos de la mecánica de tejidos corporales:

2.2.1. Carga o fuerza aplicada.

La carga o fuerza aplicada a los tejidos corporales puede ser de diferente tipo y es un aspecto fundamental para entender el movimiento humano.

A continuación, se describen los diferentes tipos de carga:

- compresión: la carga actúa comprimiendo el tejido, por ejemplo, durante la recepción de un salto las articulaciones experimentan cargas de compresión para absorber el peso del cuerpo.
- tensión o tracción: la carga actúa para estirar o alargar el tejido, por ejemplo, durante el estiramiento de cuádriceps se ejerce tensión sobre el grupo extensor de rodilla.
- cizallamiento: la carga actúa en paralelo a la superficie articular, por ejemplo, a medida que la rodilla se flexiona, la tibia tiende a deslizarse hacia atrás con respecto al cóndilo femoral.
- flexión: la carga actúa traccionando o comprimiendo de manera combinada con la flexión del tejido, pudiendo generar una tracción y alargamiento en la parte convexa y una compresión y acortamiento en la parte cóncava. Por ejemplo, al hacer una inclinación lateral del tronco hacia la derecha se generaría una tracción-alargamiento

en la parte izquierda y una compresión-acortamiento en la parte derecha.

2.2.2. Deformación.

La deformación producida en los tejidos corporales frente a fuerzas externas genera sobre ellos un cambio de tamaño o de forma. Esta deformación puede ser de dos tipos:

- deformación elástica: tejidos como el tendón, los ligamentos o la piel presentan una deformación elástica al regresar a su forma original una vez se retira la fuerza.
- deformación plástica: el hueso tiene cierta capacidad elástica que le permite deformarse ligeramente bajo cargas leves y volver a su posición original, sin embargo, si se supera su capacidad elástica ante una caída o impacto grave, la deformación puede llegar al punto donde las estructuras óseas se rompen y no pueden recuperar su forma inicial. El punto de transición entre la región elástica y la región plástica se denomina punto de vencimiento, que corresponde con la resistencia elástica máxima y estima la capacidad de un tejido de deformarse sin sufrir microfracturas (Fig. 1). En una región determinada de la región plástica aparece el punto que corresponde con el esfuerzo máximo, a partir del cual se producen microfracturas (Fig. 2)

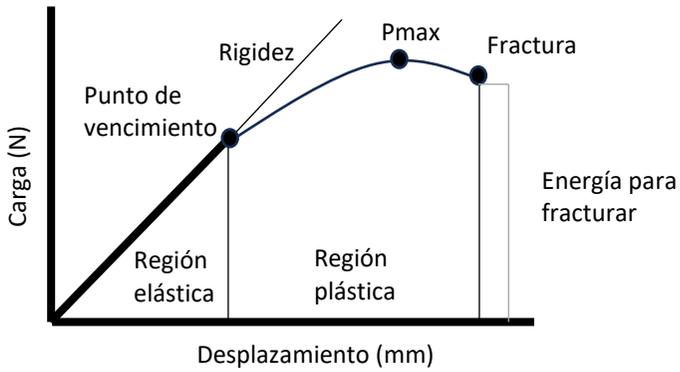


Figura 1. Gráfica de carga-deformación del tejido al aplicar una fuerza sobre el y producir una deformación.

La imagen muestra una fractura de stress tibial grado IV de Fredericson en un atleta, apreciándose una imagen lineal de fisura que atraviesa la cortical y la existencia de una hipodensidad que afecta al hueso cortical posterior de la tibia en su tercio medio (Fig. 2)

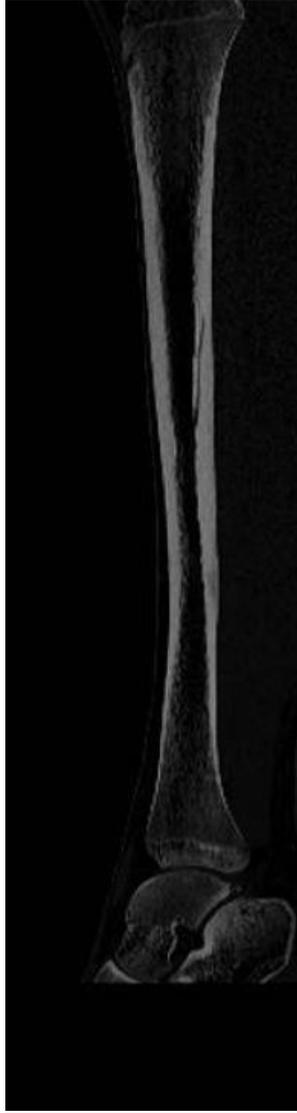


Figura 2. Fractura de stress tibial grado IV de Fredericson.

2.2.3. Fatiga.

La fatiga de los tejidos corporales está causada por acciones repetitivas o cargas excesivas durante largos periodos que terminan por debilitarlos de manera progresiva. La falta de descanso o una técnica poco eficiente del gesto deportivo puede ser causante de este deterioro, pudiendo producir micro lesiones al no tener suficiente tiempo para recuperar dando lugar a lesiones más graves como, por ejemplo, una rotura de menisco.

2.3. Biomecánica del hueso

El hueso desempeña unas funciones básicas relacionadas con la función fisiológica como el control del metabolismo del Ca, P, Mg y relacionadas con la función mecánica como el soporte del organismo y protección de órgano. Está formado por tejido conectivo y por células especializadas encargadas de mantener el equilibrio entre la formación y la resorción ósea. Estas son:

- osteoblastos: forman el nuevo tejido óseo que una vez mineralizado aporta una consistencia de hueso duro y resistente.
- osteocitos: son osteoblastos maduros, se encargan de la homeostasis del calcio y fósforo y responden a las fuerzas aplicadas al hueso.
-

- osteoclastos: se encargan de la reabsorción del tejido óseo.

También está compuesto por la matriz ósea extracelular aportándole dureza y rigidez por el componente inorgánico, flexibilidad y resistencia por el componente orgánico y agua.

El soporte mecánico y de protección es proporcionado por el hueso cortical al ser denso y compacto, mostrando mayor resistencia a la aplicación de cargas longitudinales que transversales.

La mayor resistencia a la carga de compresión es proporcionada por el conformado de trabéculas, especialmente en las epífisis. Las trabéculas se disponen de manera vertical y horizontal para aportar mayor resistencia. Si el número de trabéculas descende, disminuirá la resistencia del hueso como es el caso de la osteoporosis en la que se produce una disminución de la densidad mineral ósea y con ello una disminución de la calidad ósea.

En resumen, el hueso cortical es más resistente a la rigidez y al estrés mecánico, se da en los huesos largos y permite mayor elasticidad para soportar fuerzas de tracción, compresión o flexión. Sin embargo, el hueso esponjoso o trabecular es más resistente a la deformación o *strain*, absorbiendo la energía de los impactos como muestra la siguiente gráfica sobre carga-deformación (Fig. 3):

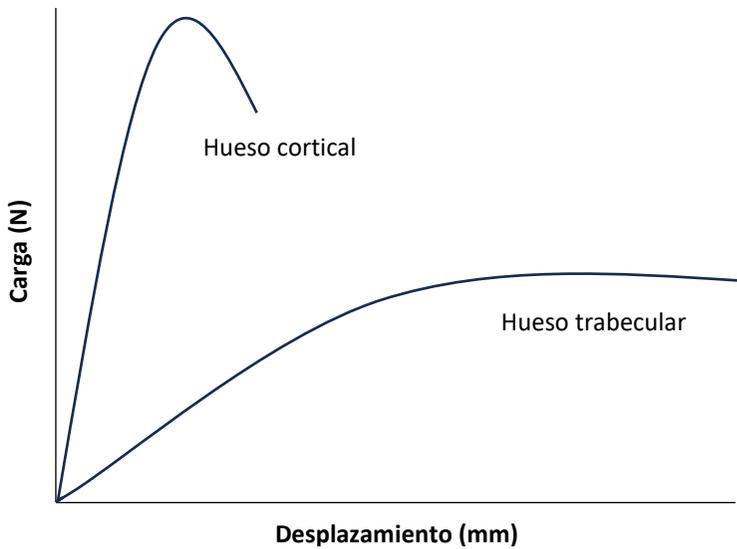


Figura 3. Gráfica carga-desplazamiento

La función biomecánica del hueso se basa en su función anisotrópica, es decir, la orientación de sus componentes (fibras de colágeno o sales minerales) le proporcionan resistencia a la compresión y a la tracción en diversas direcciones, permitiendo al hueso adaptarse a diferentes cargas y tensiones de cualquier movimiento. Por ejemplo, el colágeno le proporciona flexibilidad y resistencia ante cargas por tracción y las sales minerales, dureza, rigidez y resistencia ante cargas por compresión.

2.4. Biomecánica del tendón

La función biomecánica básica de un tendón es la de transmitir la fuerza generada por el músculo a los huesos, permitiendo el movimiento articular. Está constituido por fibras de colágeno dispuestas en forma de espiral, permitiéndole una distribución tridimensional con gran resistencia a la tracción. Debido a sus propiedades elásticas y viscoelásticas presenta una función clave en la absorción y en la liberación de energía durante cualquier movimiento como si de un resorte se tratara. Esta acumulación de energía sobre el tendón se produce durante la contracción muscular y se libera durante el movimiento. Por ejemplo, al correr se genera la mayor fuerza vertical contra el suelo de manera progresiva desde el contacto inicial hasta la fase media de apoyo, lo que permite acumular gran cantidad de energía a nivel tendinoso. Esta energía es liberada facilitando de esta manera la propulsión durante la fase final de apoyo.

Por otro lado, el tendón también presenta una función estabilizadora sobre las articulaciones proporcionándoles resistencia y/o limitaciones durante el movimiento. Imagínese un futbolista corriendo a máxima velocidad detrás del balón. La unión miotendinosa del bíceps femoral alcanza su máxima capacidad de elongación en la fase final de la oscilación debido a que la pierna alcanza su pico de máxima velocidad angular. En este caso, la unión miotendinosa de los isquiotibiales actúa como “frenador” de la pierna para limitar la extensión de rodilla.

Las lesiones sobre el tendón pueden estar relacionadas con diversos aspectos como la edad, en la que se vuelven menos elásticos, una dieta inadecuada o una actividad física que limite su capacidad elástica por encima de su límite de tolerancia. Por el contrario, el tendón puede volverse más resistente a las deformaciones a través del entrenamiento regular estimulando cambios en su estructura para mejorar su capacidad de resistencia al estrés mecánico. No olvidemos que la deformación elástica es la que le permite volver a su posición inicial liberando la energía acumulada, pero si esta deformación es mayor puede producirse una deformación plástica, es decir, no vuelve a su posición inicial, no libera de manera eficiente la energía acumulada y corre el peligro de fracasar y romperse (Fig.4)

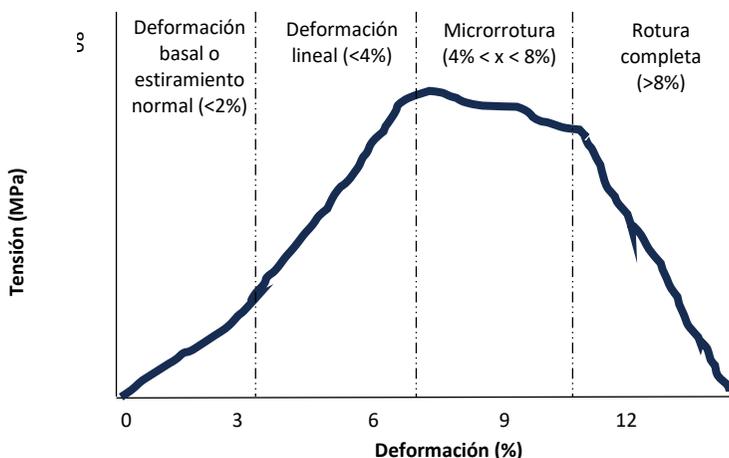


Figura 4. Gráfica tensión-deformación

El movimiento activo y controlado es necesario en el proceso de recuperación del tendón porque contribuye a la circulación sanguínea, estimula la síntesis de colágeno, mejora su elasticidad y previene la atrofia muscular.

El tendón presenta otra función muy importante durante el movimiento a partir de sus receptores sensoriales, los cuerpos tendinosos de Golgi y las terminaciones nerviosas libres que juegan un papel fundamental sobre la propiocepción y control neuromuscular, regulando la fuerza y ajustando las contracciones musculares necesarias para la coordinación de movimientos y percepción del cuerpo en el espacio.

2.5. Biomecánica del músculo

La función básica del músculo es la de generar fuerza para ser transmitida por el tendón al hueso y con ello, la realización del movimiento. La producción de esta fuerza parte de la “Ley del todo o nada”, es decir, una vez que el estímulo ha alcanzado el umbral de excitación en una unidad motora, todas sus fibras musculares se contraen. Esta unidad motora está formada por una motoneurona y por el grupo de fibras musculares que inerva. La fibra muscular es la unidad estructural, constituida de miofibrillas, que a su vez están formadas por diversos sarcómeros musculares. Estos, contienen las proteínas encargadas de la contracción muscular; la actina y la miosina. Durante la contracción la actina se desliza sobre los filamentos de miosina, reduciendo la longitud del sarcómero, ambos contenidos en la banda A. Cada unidad sarcomérica está unida a la vez por la banda Z que sirve de punto de anclaje para los filamentos de actina contribuyendo estabilidad y eficiencia de la contracción muscular.

2.6. Biomecánica del ligamento

El ligamento está formado por una proporción de fibras de colágeno y fibras elásticas diferentes, dependiendo de la función que debe realizar sobre la articulación. Principalmente soporta las fuerzas tensiles o de tracción de una articulación al unir un hueso a otro. Como se observa en la gráfica (Fig.5), presenta una gran capacidad de deformación a la tracción ante una carga mecánica de baja intensidad, pero si esta se produce de forma brusca, tiene poca capacidad para acumular energía produciéndose una rotura de manera brusca como es el caso de la rotura del ligamento cruzado anterior o del ligamento lateral externo del tobillo.

Además de esta función de estabilidad sobre la articulación también controla el rango de movilidad articular limitando movimientos excesivos que podrían dañar los tejidos. Este control de la movilidad viene determinado por su función propioceptora al contener receptores sensoriales como los corpúsculos de Ruffini, corpúsculos de Pacini, las terminaciones nerviosas libres y los cuerpos tendinosos de Golgi próximo a los ligamentos, regulando la tensión y proporcionando información sobre la fuerza aplicada a los ligamentos. En su conjunto, los receptores sensoriales del ligamento proporcionan al sistema nervioso información sobre la posición y tensión de los ligamentos, facilitando el control neuromuscular.

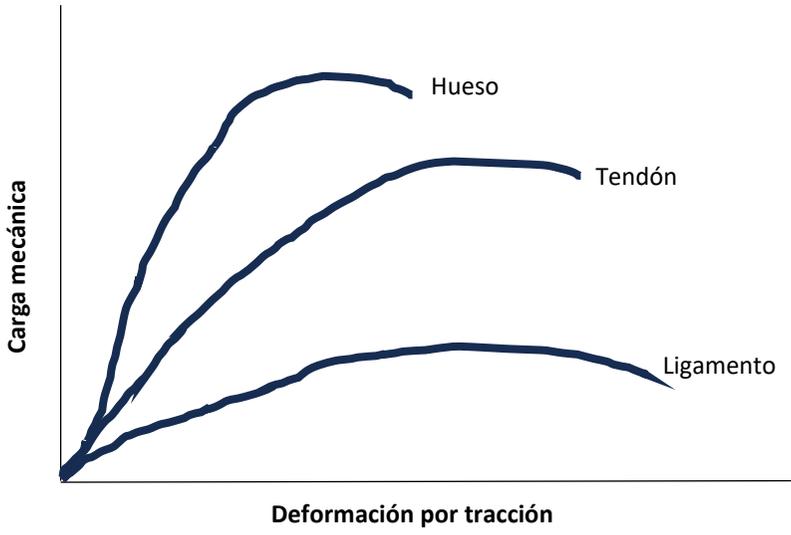


Figura 5. Gráfica carga mecánica-deformación por tracción

2.7. Biomecánica del cartílago

El cartílago está superpuesto sobre las superficies ósea de las articulaciones para proporcionar soporte estructural y movimiento articular. Su función principal es la de facilitar la congruencia articular, la propiocepción, la lubricación y la nutrición articular resistiendo el desgaste presentando un efecto condroprotector. Por ejemplo, en la artrosis se produce una degeneración y pérdida progresiva del cartílago articular que facilita el desgaste óseo (Fig. 6)

También es muy importante en la absorción de impactos, absorbiendo incluso hasta 8 veces el peso corporal. Por ejemplo, cuando pasamos de andar a correr aumentamos gradualmente la fuerza que hacemos contra el suelo con nuestros pies a medida que aumentamos la velocidad. Al andar generamos una fuerza entre 1-1.5 veces nuestro peso corporal. Si corremos lento generaríamos entre 2.5-3 veces nuestro peso corporal y si corriésemos rápido, seríamos capaces de generar una fuerza más de 5 veces nuestro peso.



Figura 6. Radiografía raquis lumbar con una artrodesis L5-S1.

Test funcionales. Test de salto y análisis del equilibrio

3. Test funcionales, test de salto y análisis del equilibrio:

3.1. Test de salto

Las pruebas de salto permiten obtener información valiosa sobre la fuerza muscular, capacidad aeróbica láctica/aláctica, reactividad, etc., de aquellos deportes que requieren saltos, lanzamientos o carreras. La finalidad es la de evaluar la capacidad de producir energía explosiva en extremidades inferiores.

Las principales variables para observar se describen la siguiente tabla (Tabla 1):

PARÁMETRO	DEFINICIÓN	MENSAJE CLÍNICO
ALTURA DEL SALTO (cm) (Lloyd et al., 2009)	Máxima altura conseguida por el atleta durante el salto.	Representa la capacidad del atleta para elevarse. Su valoración es útil en la valoración del rendimiento deportivo y para la valoración de la fatiga.
STIFFNESS (N/m) (Dalleau et al., 2004)	Representa el stiffness o rigidez de las extremidades inferiores. Cuanto mayor es el valor, mayor es la rigidez.	El comportamiento de los miembros inferiores es similar al de un resorte que, en cada apoyo bajo la carga del peso del cuerpo, almacena la fuerza a la que está sometido y luego es capaz de devolverla en

		la fase de empuje. La capacidad de producir y mantener una rigidez óptima a nivel de los miembros inferiores es considerada como un factor importante en el rendimiento máximo durante ejercicios explosivos o la carrera.
REACTIVITY INDEX (RI) (Moir et al., 2009)(Choukou et al., 2014)	Corresponde a la relación entre el tiempo de vuelo y el tiempo de contacto.	Clínicamente, cuanto más alto sea, más rápido será el sujeto en la fase de preparación del salto.
RATE OF FORCE DEVELOPMENT (N/s) (Moir et al., 2009)	Representa la pendiente de la recta que parte del comienzo de la fase concéntrica y terminando en el instante de fuerza máxima.	Es una medida de la fuerza explosiva, o simplemente qué tan rápido un atleta puede desarrollar fuerza. Se ha demostrado que los atletas con tasas más altas de desarrollo de la fuerza se desempeñan mejor durante numerosas pruebas de rendimiento físico.
TAKE OFF	Máxima fuerza	Clínicamente representa la

<p>FORCE (%BW) (Struzik et al., 2021)</p>	<p>generada en el momento del despegue de los pies. Expresada en % del peso corporal.</p>	<p>capacidad del sujeto para expresar fuerza, en relación con su peso.</p>
<p>IMPACT RATIO (Struzik et al., 2014) (Mcclymont, 2003)</p>	<p>Valor medio de la relación entre la fuerza máxima en el aterrizaje y la fuerza máxima de despegue.</p>	<p>Por lo general, el índice toma valores de alrededor de 1. Los valores mayores que uno indican que las fuerzas de impacto se desarrollan durante el aterrizaje, lo que puede presentar un mayor riesgo de lesiones.</p>
<p>REACTIVITY STRENGHT INDEX (RSI) (Mcclymont, 2003)</p>	<p>Es la ratio entre la altura del salto y el tiempo de contacto en el test Drop Jump.</p>	<p>Clínicamente muestra la potencia expresada por el sujeto en la fase propulsora, es decir, su capacidad para cambiar rápida y efectivamente de una contracción excéntrica a una concéntrica. Expresa su capacidad para utilizar el ciclo de estiramiento-acortamiento y sus capacidades explosivas durante las actividades de salto dinámico.</p>

REACTIVE STRENGTH INDEX MODIFIED (RSI_{mod}) (Ebben & Petushek, 2010)	Permite evaluar el ciclo de estiramiento y acortamiento en el CMJ dividiendo la altura máxima en metros entre el tiempo de contacto en segundos.	Determina la capacidad de un individuo para generar fuerza rápidamente.
---	--	---

Tabla 1. Variables derivadas de los test de salto, definición y mensaje clínico

3.1.1. Salto vertical Counter Movement Jump (CMJ)

Permite evaluar la calidad explosiva-elástica de la fuerza de los miembros inferiores y la elasticidad de la cadena muscular posterior.

Ejecución (Fig.1):

- el sujeto comienza la prueba en una posición erguida con los pies separados al ancho de los hombros y las manos en las caderas.
- al recibir el visto bueno del operador, el sujeto realiza el salto realizando un contra movimiento hacia abajo doblando las rodillas a 90°. Durante toda la ejecución de la prueba, el tronco debe permanecer en posición erguida y las manos en las caderas.

- esta prueba puede llevarse a cabo con o sin el uso del balanceo de brazos. La ejecución del CMJ con balanceo de brazos generalmente aumenta la altura máxima de salto en un 10% o más.



Figura 1. Fases del salto vertical CMJ.

Los resultados dependerán si el salto es realizado de manera bipodal o monopodal, pudiendo promediarlos u obtener los valores respecto al salto más alto. Además de la altura, esta prueba puede aportar otras variables como la ratio de fuerza desarrollada, stiffness vertical o potencia de salto. (Fig. 2).

En el CMJ podemos calcular el índice de fuerza reactiva modificado o *reactivity strenght index modified* (RSI_{mod}). Para ello, dividiremos la altura máxima conseguida en metros entre el tiempo de contacto en segundos. Los valores de RSI_{mod} oscilan entre 0,208 y 0,704 y entre 0,135 y 0,553 en hombres y mujeres, respectivamente (Sole et al., 2018)

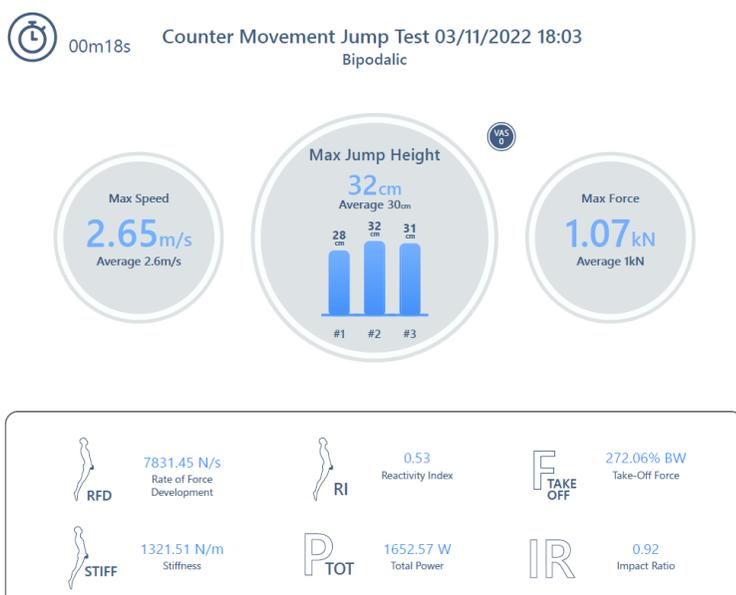


Figura 2. Variables derivadas de los test CMJ bipodal.

3.1.2. Stiffness test 10/5

Permite evaluar la rigidez o stiffness músculo-tendón del deportista.

Ejecución (Fig. 3):

- el sujeto comienza la prueba en una posición de pie con los pies separados al ancho de los

hombros y las manos en caderas. Al recibir el visto bueno del operador, el sujeto realiza 10 saltos verticales. El primer salto puede tener un contramovimiento mientras que los otros deben realizarse con las rodillas extendidas.

- es importante que el atleta permanezca en vuelo el mayor tiempo posible, minimizando los tiempos de contacto.
- durante toda la ejecución de la prueba, el tronco debe permanecer en posición erguida y las manos en las caderas.
- puede realizarse de manera bipodal y monopodal.



Figura 3. Fases del salto vertical Stiffness test realizado de manera

Se promedian los cinco últimos saltos de los diez realizados para ver el efecto de la fatiga. A continuación, se muestran los resultados del Stiffness Test realizado de manera bipodal y unipodal para el análisis de la simetría (Fig.4 y 5)



Figura 4. Variables derivadas del Stiffness test realizado de manera bipodal.



Figura 5. Variables derivadas del Stiffness test realizado de manera unipodal.

3.1.3. Drop jump (DJ)

Permite evaluar la fuerza reactiva de miembros inferiores.

Ejecución:

- el sujeto comienza la prueba en posición vertical desde una altura de 20 a 60cm con los pies separados al ancho de los hombros y las manos en las caderas. Una altura estándar utilizada en el ámbito clínico es de 30cm mediante el uso de un step.
- recibido el visto bueno del operador, el sujeto adelanta una pierna y se deja caer. Después del
- contacto del pie con el suelo, el sujeto absorbe la caída e inmediatamente se empuja a sí mismo en un salto vertical, bien de manera unipodal o bipodal.
- durante toda la ejecución de la prueba, el tronco debe permanecer en posición erguida y las manos en las caderas.

Los siguientes resultados muestran los resultados de un triatleta con una lesión crónica en el tendón de Aquiles derecho, pudiendo observar un mayor stiffness y una menor eficiencia en la capacidad de absorción y eficiencia. De manera objetiva podríamos repetir el test de manera periódica para valorar su evolución (Fig. 6)



Figura 6. Variables derivadas del Drop Jump test de manera unipodal con lesión en Aquiles derecho

3.1.4. Squat jump (SJ)

Permite evaluar la fuerza explosiva de miembros inferiores.

Ejecución:

- el sujeto comienza la prueba en una posición de pie con los pies separados al ancho de los hombros y las manos en caderas.
- recibido el visto bueno del operador, el sujeto realiza una sentadilla doblando rodillas a 90° y manteniendo la posición por un segundo.
- desde esta posición de sentadilla estática, el sujeto realiza un salto vertical sin contramovimiento para mantener la elasticidad y evaluar la capacidad de contracción concéntrica, por lo que es importante que el sujeto no realice contramovimiento hacia abajo.



Figura 7. Variables derivadas del Squat Jump test de manera bipodal.

3.2. Análisis del equilibrio mediante el análisis del centro de masas (COM)

Permite analizar las oscilaciones posturales del COM durante el equilibrio bipodálico o monopodálico, ojos abiertos o cerrados para evaluar el control postural del paciente con déficits musculares o patología neurológica.

PARÁMETRO	DEFINICIÓN	MENSAJE CLÍNICO
ÁNGULO DE OSCILACIÓN (°)	Ángulo entre el eje vertical y el eje principal de la elipse.	Un ángulo de oscilación más amplio podría indicar una menor estabilidad y una capacidad reducida para mantener el equilibrio, lo que puede estar asociado con problemas neuromusculares, vestibulares o de otro tipo. Por otro lado, un ángulo de oscilación más estrecho generalmente se asocia con un mejor control del equilibrio.
ESTATOKINESIOGRAMA	Representación	El gráfico puede

DEL CENTRO DE MASAS	gráfica que muestra la posición y el movimiento del centro de masa de un cuerpo en relación con el tiempo.	mostrar oscilaciones hacia adelante, hacia atrás, hacia los lados o combinaciones de estos movimientos. La información obtenida a partir de un estaticograma es valiosa para evaluar la estabilidad postural y para comprender cómo factores como la edad, las lesiones o las condiciones médicas afectan el control del equilibrio.
ÁREA DE ELIPSE DE 95% DE CONFIANZA (mm ²)	Gráfico elipsoidal que representa la variabilidad del desplazamiento del COM con un nivel de confianza del 95%.	Se mide en dos dimensiones (anterior-posterior y lateral) y se utiliza para caracterizar el patrón de movimiento del centro de masa del cuerpo durante tareas específicas.
RANGO DE LA OSCILACIÓN ANTERO-POSTERIOR Y MEDIO-	Amplitud de los movimientos del cuerpo en estas direcciones	Un rango de oscilación más amplio puede sugerir una menor estabilidad, mientras

LATERAL (mm)	específicas durante la ejecución del test.	que un rango más estrecho indica un mejor control del equilibrio.
VELOCIDAD DE LA OSCILACIÓN ANTERO-POSTERIOR Y MEDIO-LATERAL (mm/s)	Velocidad de los movimientos del cuerpo en estas direcciones específicas durante la ejecución del test.	Una velocidad de oscilación más alta puede sugerir una menor estabilidad, mientras que una velocidad menor indica un mejor control del equilibrio
LONGITUD TOTAL DE LA TRAYECTORIA DEL COM (mm)	Distancia total que recorre el centro de masa del cuerpo durante la ejecución del test.	Una longitud total de trayectoria del COM más grande generalmente indica una mayor variabilidad y movimientos más amplios del cuerpo durante la prueba, lo cual podría ser indicativo de una menor estabilidad o dificultades en el control del equilibrio. Por otro lado, una longitud total de trayectoria más pequeña sugiere

		movimientos más controlados y una mayor estabilidad.
FUNCIÓN DE LONGITUD DE LA SUPERFICIE O ÍNDICE DE EQUILIBRIO (LSF)	Desplazamiento total del centro de mases dividido por la superficie del área de elipse de 95% de confianza.	Un menor valor de LFS se asocia a una menor capacidad para mantener el equilibrio.

Tabla 2. Variables derivadas del test de equilibrio.

En la siguiente imagen puede observarse los resultados de un test de equilibrio durante 30'' con los ojos abiertos mediante un IMU Baiobit colocado a nivel sacro (Fig. 8)



Figura 8. Variables derivadas del test de equilibrio bipodal.

3.3. Test para evaluar la movilidad y elasticidad en cadena muscular posterior

3.3.1. Sentadilla de una pierna

Evalúa el movimiento funcional de la pierna de apoyo para analizar la fuerza, equilibrio, flexibilidad y elongación muscular.

Ejecución (Fig. 8):

- las manos se colocan en la cintura para observar el movimiento de oblicuidad y rotación de pelvis.
- se realiza un apoyo monopodal y descalzo, con la pierna contraria flexionada a 90°
- se realiza una flexión de rodilla de la pierna de apoyo entorno a los 30° - 40° y se vuelve a la posición inicial.
- se repite 3 veces con cada pierna grabando a cámara lenta en plano frontal y sagital para su posterior análisis.
- permite evaluar la elongación y movilidad de la cadena muscular posterior en una acción unilateral.

Observación:

- (frontal) alineación de la pelvis, rodilla y pie.
- (sagital) posición del tronco no más allá del paralelismo con la tibia.

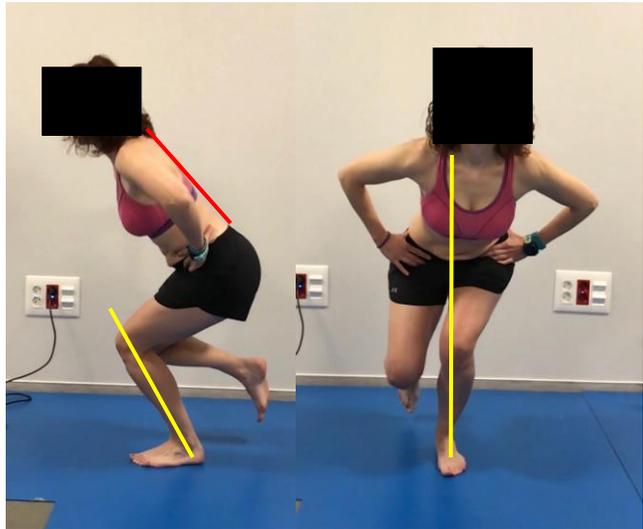


Figura 8. Test sentadilla de una pierna

3.3.2. Sentadilla bipodal

Evalúa la alineación de columna respecto a las caderas y resto de extremidades inferiores. También permite evaluar la elongación y movilidad de la cadena muscular posterior en una acción bilateral.

Ejecución (Fig. 9):

- las manos se colocan por encima de la cabeza cogiendo un palo que permita mantener la alineación respecto a la espalda.
- se realiza una sentadilla bipodal y descalzo, tratando de alinear el trocánter mayor a nivel de las rodillas.
- se repite 3 veces grabando a cámara lenta en plano dorsal y sagital para su posterior análisis centrado en la posición más baja.
- es importante que las puntas de los pies se mantengan hacia delante y exista simetría a nivel de las manos y caderas en una visión dorsal.

Cuando la posición más baja es conseguida con las puntas de los pies hacia fuera y la cadera está desalineada, se observará escasa movilidad de la cadena muscular posterior (Fig.9)



Figura 9. Test de sentadilla bipodal de un paciente con escasa movilidad de cadena muscular posterior

3.3.3. Elongación de cadena muscular posterior

La cadena muscular posterior juega un papel fundamental en la estabilidad y la movilidad del cuerpo. Además, su fortalecimiento y flexibilidad son claves para la prevención de lesiones y mantenimiento de una postura adecuada. Incluye los músculos paravertebrales, región lumbar, glúteos, isquiotibiales y tríceps sural.

Ejecución (Fig. 10):

- se debe mantenerla flexión del tronco apoyando las manos a una altura a nivel de la cabeza.

- los pies están colocados a nivel de la anchura de los hombros con las puntas mirando hacia delante.
- manteniendo las rodillas en semiflexión y con los talones sobre el suelo se realiza un tilt anterior para aumentar la lordosis lumbar.

En la siguiente imagen puede observarse un joven con escasa elongación de la cadena muscular posterior caracterizada por no poder realizar el tilt anterior y lordosis lumbar, al mismo tiempo que necesita elevar sus talones para hacer el movimiento (Fig. 10)



Figura 10. Test de elongación de cadena muscular posterior

Análisis del movimiento durante la marcha

4. Análisis del movimiento durante la marcha:

4.1. Fases de la marcha humana

La marcha humana comprende dos momentos; apoyo y oscilación, completando un ciclo de zancada cuando es realizada con la misma pierna. A su vez, se subdivide en ocho fases; contacto inicial, respuesta a la carga, apoyo medio, apoyo final, preoscilación, oscilación inicial, oscilación media y oscilación final.

La fase de apoyo corresponde a un 60% y la de oscilación a un 40% en la persona adulta. En el niño puede ir de un 60-70% durante la oscilación a un 30-40% durante el apoyo.

Cada zancada está compuesta por dos pasos. Para medir un paso bastaría con marcar el lugar donde el talón de un pie toca el suelo y luego el talón del otro pie. La distancia entre estas dos marcas correspondería a la longitud del paso. Para medir una zancada bastaría con marcar el lugar de dos contactos sucesivos con el mismo pie. La distancia entre estas dos marcas correspondería a la longitud de la zancada.

A continuación, se describen las fases de la marcha tomando como referencia la pierna derecha:

Fase	¿Cuándo se produce? Importancia
<p data-bbox="299 204 543 232">1. Contacto inicial</p> 	<p data-bbox="615 204 1037 284">0-2% del ciclo de marcha. Momento en que el pie toca el suelo.</p> <p data-bbox="615 331 1037 461">La posición de las articulaciones en esta fase determina el patrón de respuesta a la carga.</p> <p data-bbox="615 479 1037 661">El pie se coloca para iniciar el apoyo con un choque de talón, proporcionando estabilidad y absorbiendo parte del paso.</p>
<p data-bbox="299 711 590 739">2. Respuesta a la</p>  <p data-bbox="348 1048 414 1076">carga</p>	<p data-bbox="615 711 927 739">2-10% del ciclo de marcha.</p> <p data-bbox="615 786 980 866">Es la fase inicial del periodo de doble apoyo.</p> <p data-bbox="615 883 1049 1065">Se produce la deceleración del centro de masas y le corresponde el momento de mayor frenado y fuerza contra el suelo.</p> <p data-bbox="615 1083 1037 1213">Finaliza cuando el otro pie empieza a levantarse para la oscilación. Se inicia la fase de deceleración.</p>
<p data-bbox="299 1263 515 1291">3. Apoyo medio</p> 	<p data-bbox="615 1263 942 1291">10-30% del ciclo de marcha.</p> <p data-bbox="615 1308 1020 1388">Primera mitad de la fase de apoyo monopodal.</p> <p data-bbox="615 1406 976 1536">Desde el despegue del pie contralateral hasta su avance y alineación con el pie apoyado.</p> <p data-bbox="615 1583 953 1611">Se inicia la pronación del pie</p>

	<p>permitiendo al arco plantar absorber el peso corporal.</p> <p>Debe existir inercia al avance para generar menor fuerza contra el suelo.</p>
<p>4. Apoyo final</p> 	<p>30-50% del ciclo de marcha.</p> <p>Completa el apoyo monopodal.</p> <p>Empieza con el despegue de talón y finaliza con el choque de talón del pie contralateral donde se inicia el segundo doble apoyo.</p> <p>Se produce la fase de aceleración del centro de masas.</p> <p>Se produce la mayor dorsiflexión del tobillo para acumular energía elástica a nivel del tríceps sural que se contrae de manera excéntrica.</p>
<p>5. Preoscilación</p> 	<p>50-60% del ciclo de marcha.</p> <p>Se inicia con choque de talón del pie contralateral y finaliza con despegue del pie ipsilateral (toe off).</p> <p>Se contribuye la transición del peso del cuerpo hacia la pierna contralateral al mismo tiempo que la propulsión impulsan el cuerpo hacia delante al liberar la energía acumulada.</p>

<p>6. Oscilación inicial</p> 	<p>60-73% del ciclo de marcha.</p> <p>Primer tercio de la oscilación, el pie comienza a moverse hacia delante en busca del siguiente paso.</p>
<p>7. Oscilación media</p> 	<p>73-87% del ciclo de marcha.</p> <p>Segundo tercio la oscilación hasta que se coloca la tibia vertical, ya sobrepasado el miembro apoyado.</p>
<p>8. Oscilación final</p> 	<p>87-100% del ciclo de marcha.</p> <p>Último tercio de la oscilación, llegando a una posición óptima para el siguiente contacto con el suelo.</p>

Tabla 1. División de las ocho fases de la marcha.

En una zancada se realizan dos dobles apoyos, es decir, desde el contacto inicial del pie derecho hasta el despegue del pie izquierdo se produciría el primer doble apoyo. Desde el contacto del pie izquierdo hasta el despegue del pie derecho se produciría el segundo doble apoyo. Constituyen el momento de la marcha en el que los dos pies están en contacto con el suelo, a diferencia de la carrera en la que esta fase no existe por la fase de vuelo. El doble apoyo es importante para mantener el equilibrio y aportar estabilidad dinámica durante la marcha al aportar una base de apoyo amplia que permita que el centro de gravedad del cuerpo permanezca dentro del área de soporte reduciendo el riesgo de caídas. Además, facilita la transición de carga de una pierna a la otra distribuyendo el peso de manera más uniforme. Al ser fase de apoyo, se produce una desaceleración que permite acumular energía elástica para ser liberada hacia la fase media y final de apoyo y facilitar la propulsión y oscilación para el avance de la extremidad.

4.2. Vídeo-análisis 2D de la marcha

El análisis 2D de la marcha humana analiza los patrones de movimiento en plano frontal o dorsal y sagital a partir

de la grabación en cámara lenta. Para ello, se puede utilizar una tablet o smartphone con aplicaciones como OnForm o FlexiTrace que permiten analizar al detalle cada movimiento (Fig. 1)

La grabación en cámara lenta requiere una buena iluminación colocando el trípode a 2 a 3m del sujeto de manera perpendicular.

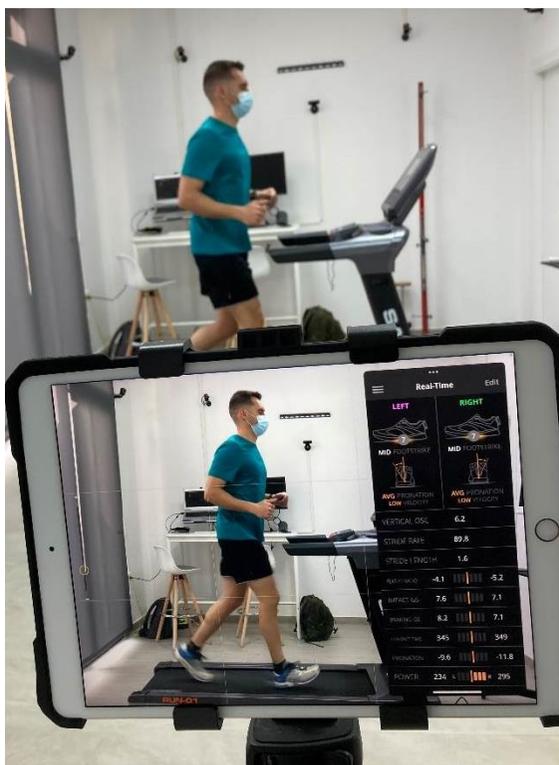


Figura 1. Sesión de vídeo análisis 2D mediante la colocación de la tablet perpendicular.

En plano sagital, centraremos el análisis en el contacto inicial, observando la posición del tronco, cadera, rodilla y contacto del pie en el suelo (Fig. 2)

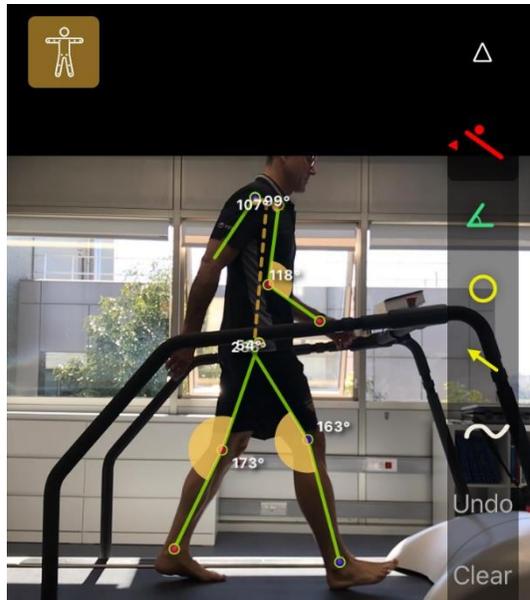


Figura 2. Vídeo análisis 2D con la app OnForm en plano sagital durante el contacto inicial.

En plano frontal es importante observar el comportamiento del pie. Durante el contacto inicial se producirá una mayor supinación y a medida que progrese hacia la fase media y final, observaremos una pronación y aplanamiento del arco plantar (Fig. 3)



Figura 3. Vídeo análisis en plano frontal durante la fase media de apoyo.

En plano dorsal centraremos el análisis en el comportamiento de la pelvis, especialmente para conocer la simetría durante la oblicuidad. Como muestra la figura 4 durante la fase media de apoyo se produce una asimetría, siendo mayor la caída de la pelvis izquierda con el apoyo del pie derecho.



Figura 4. Vídeo análisis en plano frontal desde una visión dorsal durante la fase media de apoyo para la medición de la caída de la pelvis.

En este plano también puede analizarse el comportamiento del calcáneo a partir de su alineación y para ello, es importante tener en cuenta que con el uso del calzado no estaríamos analizándolo directamente, si no la deformación propia del calzado que no tiene por qué coincidir con el valgo del calcáneo real del sujeto (Fig.5)

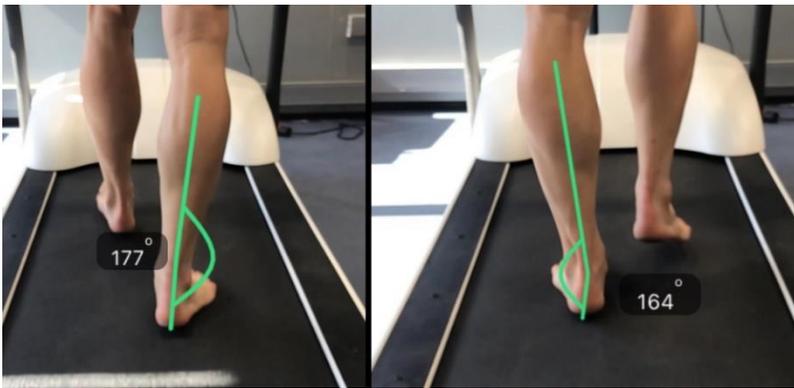


Figura 5. Vídeo análisis en plano frontal desde una visión dorsal durante la fase media de apoyo para la medición de la alineación del calcáneo.

4.3. Cinemática tridimensional (3D) durante la marcha. ¿Cómo interpretar las gráficas de cinemática 3D?

La cinemática 3D parte de la generación de un modelo anatómico tridimensional a partir del cual, podemos conocer el movimiento angular de las diferentes articulaciones implicadas durante la marcha. Como ejemplo, un protocolo clásico utilizado en el análisis de la marcha es el de Helen Hayes (Kadaba et al., 1990), en el que a partir de 22 marcadores situados en determinadas referencias anatómicas se puede conocer la cinemática del movimiento (Fig. 6).

Los movimientos generados durante cada ciclo de marcha se traducen en curvas cinemáticas como si de notas musicales se tratara, lo que nos ayuda a entender la importancia de la movilidad articular por pequeña que sea.

Helen Hayes (Full-body analysis)

Marker placement

TOTAL: 22 markers (18 of them fixed on the skin; 4 others use anatomies)

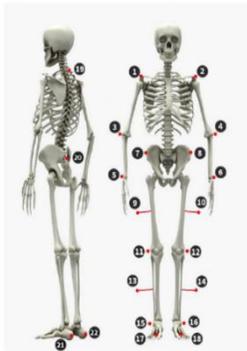


Figura 6. Protocolo Helen Hayes para el análisis de la marcha desarrollado por STSYSTEMS 3DMA.

La información captada por las cámaras optoelectrónicas se muestra mediante gráficas en un informe compuesto por tres columnas correspondientes a los tres planos de movimiento frontal, sagital y transversal y, cinco filas correspondientes al tronco, pelvis, cadera, rodilla y tobillo. También aparece una leyenda para interpretar cada extremidad y la banda de referencia (Fig. 7)

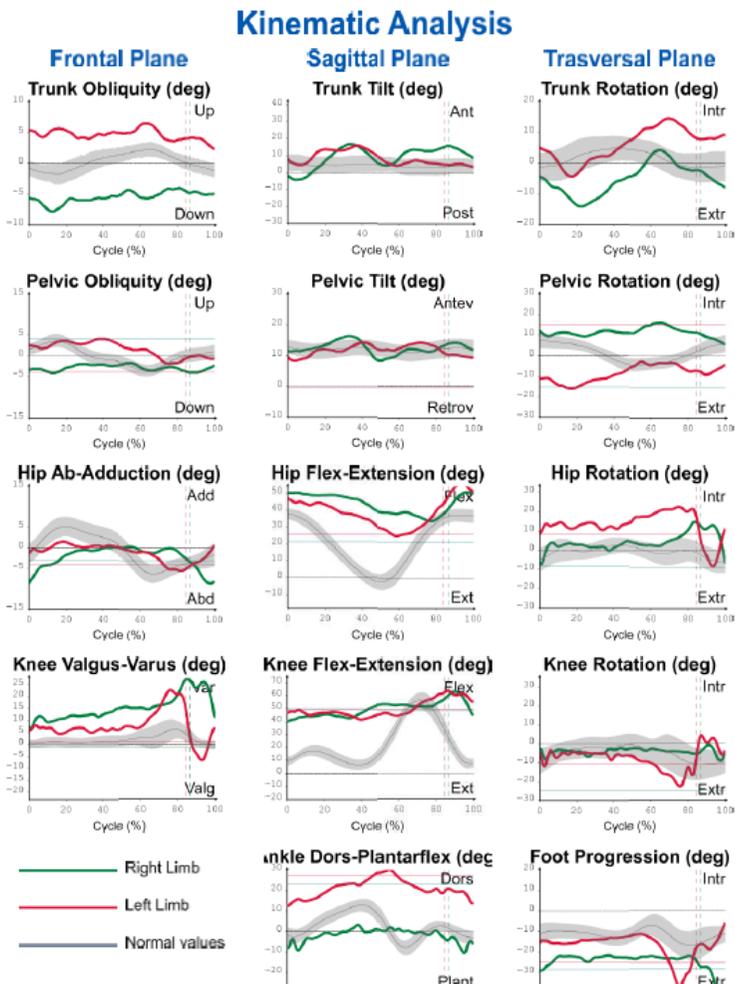


Figura 7. Análisis 3D de la marcha de un paciente con PCI. Sistema BTS

¿Cómo interpretar las gráficas de cinemática 3D?

Para interpretar la información gráfica, observemos la siguiente imagen correspondiente a la flexo-extensión de cadera (Fig.8). Los resultados se muestran en dos gráficas, una por cada extremidad. El eje horizontal corresponde al ciclo de zancada y el eje vertical a los grados de movilidad. La banda de color gris corresponde a la banda de referencia en la que debe producirse el movimiento de flexo-extensión que para la cadera izquierda corresponde a la línea roja y para la cadera derecha a la línea azul. En la parte izquierda de la gráfica aparece la leyenda del movimiento al cual hace referencia, en la que hay que localizar el 0° del eje vertical para saber dónde se produce la flexión y la extensión.

Entorno al 60% del ciclo de marcha se puede observar una línea vertical correspondiente al despegue del pie, pudiendo así conocer la fase de apoyo y de oscilación.

Observando la banda de referencia también podemos saber el rango de normalidad detectando el pico de mayor flexión y de mayor extensión. En este caso se encuentra entorno a los 55°. Para conocer el rango de movilidad de cada cadera será suficiente con identificar el pico máximo de flexión y de extensión de esa extremidad y calcular el rango dinámico (Fig. 8).

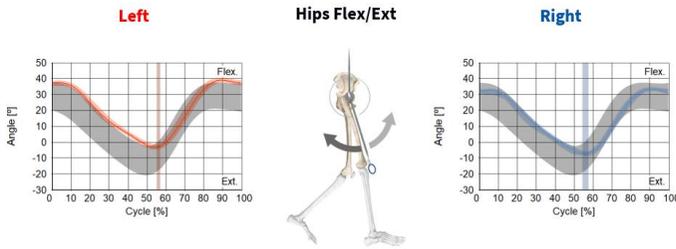


Figura 8. Flexo-extensión de cadera durante la marcha.

Para entender la cinemática durante la marcha explicaré lo siguiente en base a la banda de referencia de la figura 7. En plano sagital, el tronco permanece ligeramente inclinado hacia delante entorno a los 5° durante todo el ciclo de marcha mientras que la pelvis se posiciona en tilt anterior. La cadera parte de una flexión cercana a los 35° , al igual que la rodilla se sitúa con una pequeña semiflexión que puede ir desde los 2° a los 8° durante el contacto inicial. El tobillo se encuentra en posición neutra aumentando hacia la dorsiflexión a medida que se produce la fase de apoyo, alcanzando el pico máximo de dorsiflexión al final de esta fase. Entorno al 10% del ciclo de marcha, la rodilla realiza una primera flexión entorno a los 15° que, junto al inicio de la extensión de cadera y tilt anterior, facilita la absorción de la respuesta a la carga al inicio del apoyo monopodal. En este momento, la fuerza realizada contra el suelo es alrededor de 1-1'5 veces el peso corporal de la persona al producirse el descenso del centro de masas y fuerza contra el suelo. En el apartado 4.5 *Cinética de la Marcha* ampliaré este apartado.

Al alcanzar la fase final de apoyo, la rodilla realiza una extensión para poder facilitar la extensión de cadera y la dorsiflexión máxima del tobillo. Al despegar el pie del suelo entorno al 60% del ciclo de marcha (*toe off*), se consigue el pico máximo de plantiflexión del tobillo seguido del inicio de la dorsiflexión durante la oscilación. La rodilla aumenta progresivamente su flexión hasta alcanzar su pico máximo entorno al 70% del ciclo de marcha. Del mismo modo, la cadera facilitada por la aceleración hacia delante se va flexionando hasta conservar una posición de flexión similar a la del contacto inicial. La fase final de oscilación es crucial para frenar la pierna de avance y posicionar la extremidad inferior para el siguiente contacto inicial.

En plano frontal y durante la fase de apoyo, el tronco se inclina hacia la pierna de apoyo al mismo tiempo que la pelvis de ese mismo lado se eleva, la cadera va hacia la aducción y la rodilla se mantiene en posición neutral. A medida que avanza la fase de apoyo, el tronco se va lateralizando hacia el lado contralateral para transferir el centro de masas (COM) hacia esa pierna. La pelvis desciende progresivamente hacia la fase final de apoyo, momento en el que la cadera va hacia la abducción y la rodilla hacia la aducción.

En plano transversal, el tronco permanece en posición neutra hasta el 10% del ciclo de marcha, a la vez que la pelvis parte de rotación interna, la cadera en posición neutra, la rodilla con ligera rotación externa y el pie mirando hacia fuera. A medida que aumenta la fase de apoyo, aumenta también la fuerza realizada contra el suelo, de modo que debe aumentar también la capacidad de absorción de carga para reducir el impacto, acumular energía y liberarla posteriormente. Para ello, el tronco rota en sentido contrario a la pelvis, la cadera rota progresivamente externamente al igual que el pie. Durante la oscilación, la pelvis rota de nuevo hacia interior y el tronco hacia exterior generando un efecto similar al del movimiento de una catapulta cuando almacena energía cinética y la libera rápidamente mediante un movimiento de torsión o rotación.

4.4. Electromiografía dinámica de superficie (sEMG) durante la marcha. ¿Cómo interpretar las gráficas de sEMG durante la marcha?

La sEMG es una técnica utilizada para estudiar la actividad eléctrica de los músculos al caminar.

(Basmajian & de Luca, 1985) la describen como "una técnica experimental que se ocupa del desarrollo, registro y análisis de señales mioeléctricas. Las señales mioeléctricas se forman por variaciones fisiológicas en el estado de las membranas de las fibras musculares".

Básicamente, analiza la señal eléctrica del músculo a partir de los potenciales de acción en la membrana de la fibra muscular como resultado de la despolarización captada por electrodos adhesivos de superficie (Fig. 9).

Determina de manera precisa la acción muscular realizada analizando la activación de las unidades motoras de uno o varios músculos. Además, permite conocer la secuencia temporal de activación muscular durante la marcha, así como la fatiga neuromuscular mediante el análisis de la disminución de la amplitud de las señales o cambios en la frecuencia.



Figura 9. Electrodo adhesivo de superficie en el estudio sEMG de la marcha.

Básicamente, a la hora de interpretar la señal sEMG sobre una gráfica vamos a identificar diversos tipos de variables:

- temporales (*Onset*, *Offset* y *Timing*), medidas en milisegundos o microsegundos.
- de intensidad de activación, medidas en V, mV o expresadas en % respecto al pico máximo de activación.
- la gama o espectro de frecuencias de las señales eléctricas registradas durante la actividad muscular, medidas en Hz.

La siguiente gráfica (Fig.10) corresponde a un ciclo de zancada en la que se ha sincronizado la señal sEMG (línea de color rojo) con la cinemática del tobillo en plano sagital (línea de color verde) para facilitar la interpretación de la señal eléctrica en función del movimiento del tobillo durante la marcha (Martínez Gramage, 2012)

El inicio corresponde con el contacto inicial o primer contacto del pie en el suelo, situado en el extremo izquierdo de la gráfica. El *Onset* comprendería el tiempo desde ese instante hasta el inicio abrupto y continuado de la señal sEMG. El *Offset* comprendería el tiempo desde el inicio de la gráfica hasta el cese de la activación muscular. El *Timing* establecería el tiempo de activación desde el *Onset* hasta el final del *Offset*.

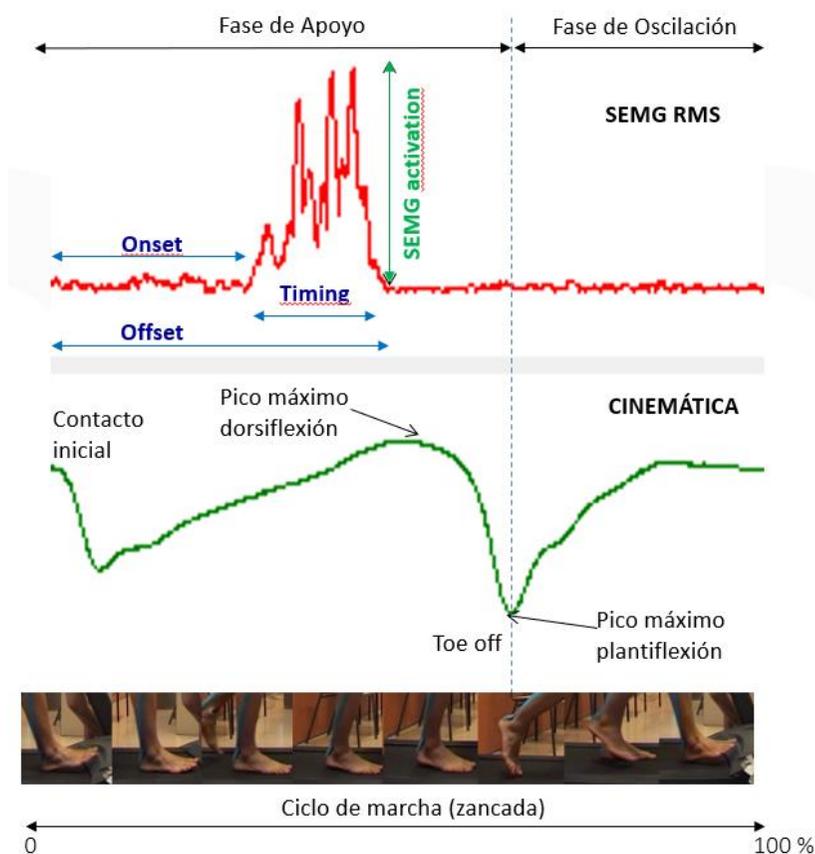


Figura 10. Onset, offset y timing de activación muscular durante el ciclo de marcha. Señal sEMG (línea roja), señal de cinemática del tobillo (línea verde). Toe off (línea azul discontinua)

La intensidad de activación muscular hace referencia a lo fuerte o débil que resulta esa activación, observándose sobre el eje vertical. Puede expresarse en V, mV, uV o en porcentaje como valor medio en relación con su actividad máxima.

La siguiente imagen muestra la relación entre la activación del gemelo derecho y la cinemática del tobillo antes y tras un año de la cirugía ortopédica en un joven con parálisis cerebral infantil. Obsérvese como se reduce la intensidad de activación tras la cirugía, al mismo tiempo que mejora la cinemática del tobillo en plano sagital (Fig. 11)

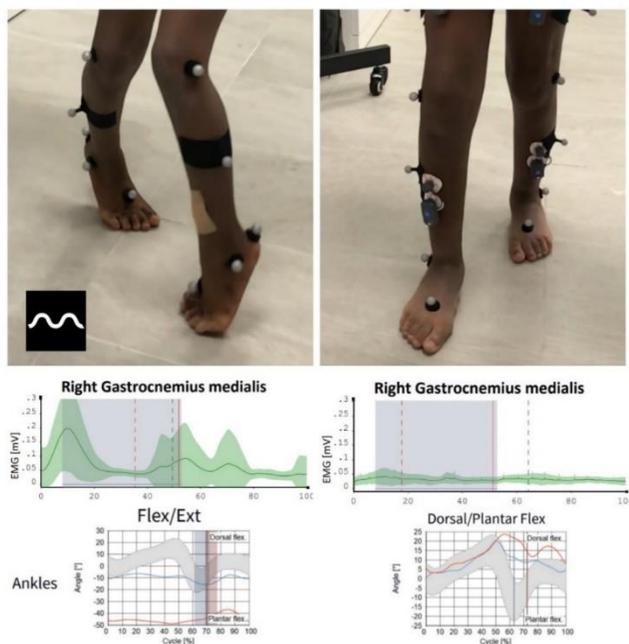


Figura 11. Activación muscular del gemelo y su relación con la cinemática del tobillo antes (izquierda) y después de la cirugía ortopédica (derecha)

El timing de referencia corresponde al momento del ciclo de marcha en el que los músculos están activados y viene representado de color negro sobre el eje horizontal (Fig. 12):

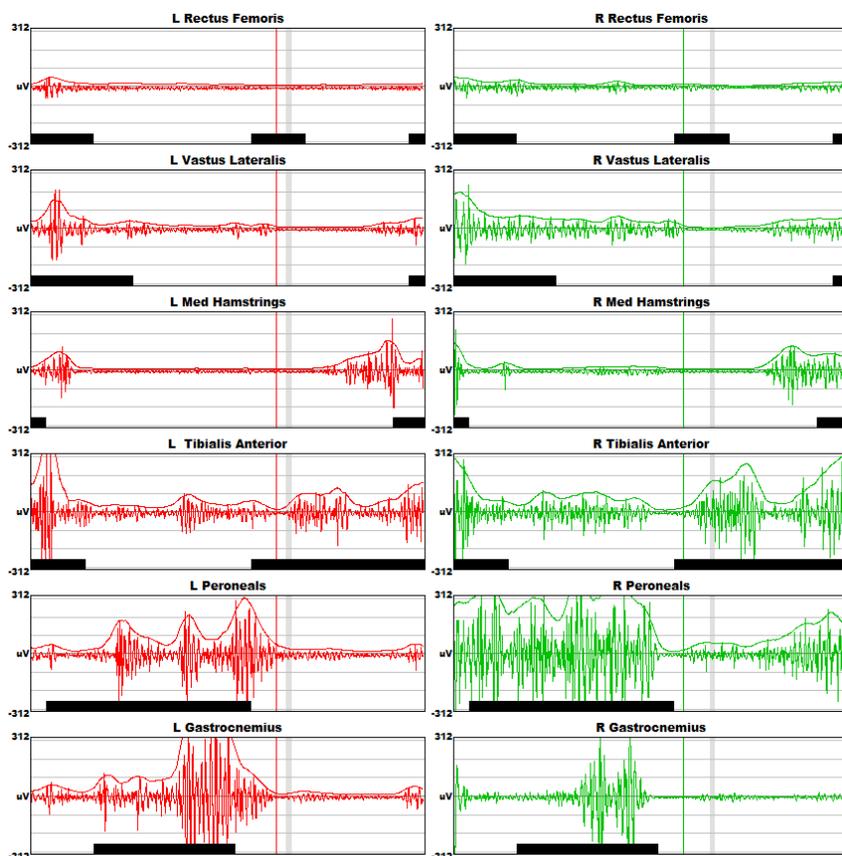


Figura 12. Activación muscular durante la marcha. L-izquierda. R-derecha.

Como puede observarse en la figura 12, antes de producirse el contacto del pie en el suelo (parte final de la gráfica), algunos músculos como el recto femoral, vasto lateral, e isquiotibial, se activan en fase final de oscilación y junto a la activación del tibial anterior durante esa misma fase posicionan a la extremidad inferior para el contacto inicial. Durante el contacto del pie en el suelo (inicio de la gráfica), se produce la fase de deceleración en la que los músculos anteriormente mencionados siguen activados para absorber la carga. El músculo peroneo lateral largo, gemelos y soleo, inician su activación al inicio de la respuesta a la carga. Especialmente, sóleo y gemelo presentan su mayor activación a medida que aumenta la dorsiflexión del tobillo mediante una contracción excéntrica para acumular gran cantidad de energía elástica. Esta es liberada cuando el talón empieza a despegarse del suelo, momento en el que estos dos músculos se desactivan. El inicio de la activación del tibial anterior da paso a la oscilación y con ello, el avance de la extremidad hasta un nuevo contacto del pie en el suelo.

Por último, otra variable que podemos conocer con la sEMG es la fatiga neuromuscular. Esta aparece con la disminución temporal en la capacidad para generar fuerza o mantener un nivel de actividad durante un período prolongado de ejercicio. La sEMG puede proporcionar información sobre los cambios en la activación muscular y la función neuromuscular que pueden estar asociados con la fatiga a partir de una disminución en la frecuencia de los potenciales de acción debido a la disminución en la capacidad de los nervios motores para enviar señales a los músculos. Para ello, se analiza el espectro o gama de frecuencias, mostrando una menor frecuencia cuando el músculo presenta una mayor fatiga neuromuscular (Tabla 1)

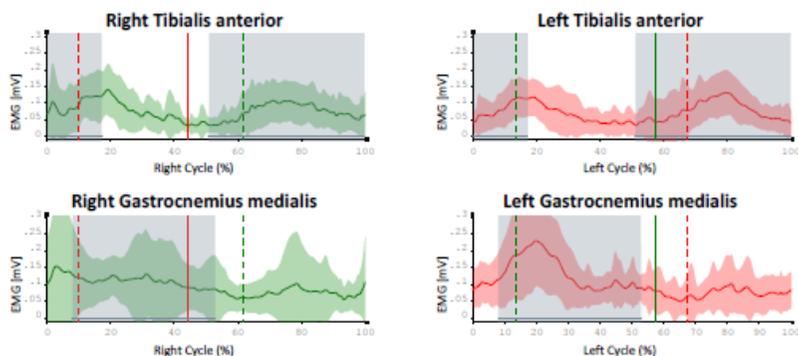
Muscle	Left (Hz)	Right(Hz)	Simmetry (%)
Biceps femoris CL	121.3	121.6	99.8
Rectus femoris	79.6	64.8	81.3
Semitendinous	99.4	94.1	94.7
Vastus medialis	80.5	75.3	93.6

Tabla 1. Análisis de la fatiga neuromuscular y simetría

Uno de los ámbitos clínicos en los que la sEMG aporta información importante es para conocer el control motor o el efecto de la toxina botulínica sobre el músculo espástico.

La siguiente imagen es de un paciente con ataxia en el que puede observarse el comportamiento de la coordinación muscular y activación entre el tibial anterior y el gemelo medial. Para establecer la capacidad sobre la coordinación entre agonista-antagonista, BTS Bioengineering desarrolló un protocolo que permite conocer el índice de coactivación, es decir el tiempo en el que dos músculos antagónicos permanecen contraídos a la vez durante la fase de apoyo y de oscilación. Lo denominan *índice de coactivación muscular* y como puede observarse, al tratarse de un paciente con problemas de coordinación, este índice es elevado (Fig. 13)

MUSCLE ACTIVATION TIMING



The EMG ENVELOPE GRAPHS highlight in which gait cycle phase the investigated muscles are ON or OFF. The light blue bands represent the areas in which the muscle should be active (normal activation). If the muscles have a good coordination, they should have a peak of activation in the light blue areas and should almost flat in the outside.

MUSCLE COACTIVATION INDEX

	RIGHT	LEFT	Normal values
Stance Phase (%) :	78.9	74.2	< 30
Swing Phase (%) :	59.6	60.2	< 55

The COACTIVATION INDEX assesses the amount of muscle coactivation, i.e. the amount of simultaneous activity of agonist and antagonist muscles crossing the same joint. A coactivation index greater than its normal value may indicate an excessive co-contraction of the muscles and consequently a mediocre or poor muscle coordination.

LEGEND



Figura 13. Índice de coactivación muscular del protocolo de marcha de BTS Bioengineering.

En el caso del efecto de la toxina botulínica sobre la espasticidad es de utilidad para conocer su efecto sobre la hiperexcitabilidad muscular (Fig. 14). Como puede observarse, a las tres semanas se produce una reducción importante sobre el nivel de intensidad de activación que perdura cuatro meses después de haber administrado toxina botulínica en el gemelo medial. Esta disminución sobre la hiperexcitabilidad permite un mejor manejo de la espasticidad para el uso de férulas, el entrenamiento de fuerza y ejercicio.

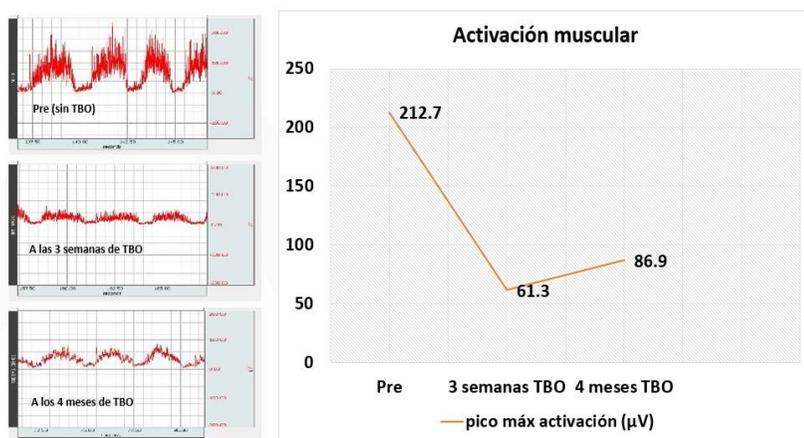


Figura 14. Efecto de la toxina botulínica (TBO) sobre la hiperexcitabilidad de la espasticidad a las 3 semanas y a los 4 meses en un niño con diplejía espástica Nivel II GMFCS.

4.5. Cinética durante la marcha:

4.5.1. Análisis de las gráficas de fuerza de reacción del suelo (GRF)

La cinética permite conocer la fuerza generada debajo del pie al andar sin aportar información sobre la posición de la extremidad ni del movimiento angular de las articulaciones.

Para ello, se utilizan plataformas de fuerza que registran los 3 componentes de fuerza: vertical, anteroposterior y mediolateral. También permite conocer la distribución del peso de cada extremidad analizando las fuerzas verticales, así como la distribución de la presión sobre la planta del pie (Fig. 15)

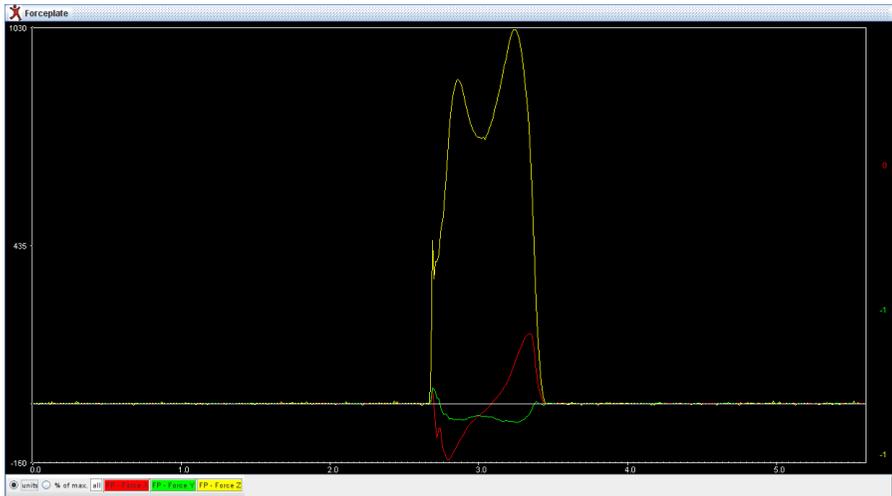


Figura 15. Fuerzas de reacción del suelo durante la marcha. Rojo (anteroposterior), verde (mediolateral) y amarillo (vertical)

La fuerza vertical (línea amarilla de la Fig. 15), representa la fuerza que se ejerce verticalmente sobre el suelo durante la fase de apoyo y proporciona información sobre la distribución del peso corporal y los cambios en la carga en diferentes fases de la marcha describiendo dos picos y un valle. Durante el primer y segundo pico se ejerce una fuerza entorno al 110% del peso corporal del sujeto, correspondientes a la respuesta a la carga o fase de deceleración durante el primer pico y a la fase de impulso durante el segundo. Durante el valle (entre los dos picos), se genera una fuerza contra el suelo entorno al 80% del peso corporal del sujeto y se reduce respecto a la fuerza generada durante los dos picos debido a la inercia al avance durante la fase media de apoyo.

El siguiente ejemplo muestra la diferencia entre andar y correr sobre la fuerza vertical (Fig. 16). Durante la marcha se multiplica por 1.2 el peso del sujeto, pero durante la carrera puede duplicar o triplicar este valor en función de la velocidad:

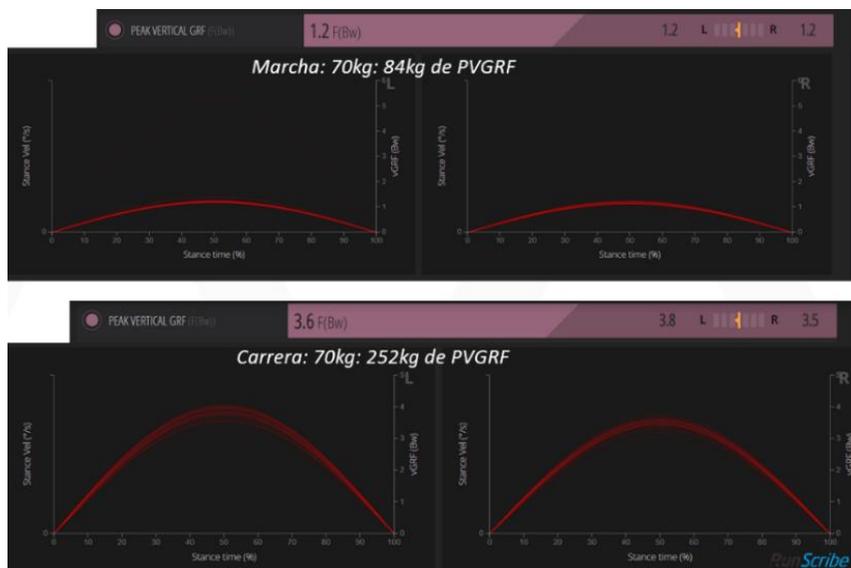


Figura 16. Estimación de la fuerza de reacción del suelo andando y corriendo mediante un IMU (unidad inercial de movimiento)

La fuerza anteroposterior (línea roja de la Fig. 15), informa del comportamiento sobre los cambios de deceleración y aceleración en la dirección de la marcha, es decir, la fuerza de frenado representada por el primer pico descendente (fase de deceleración) y la fuerza de avance representada por el segundo pico ascendente (fase de aceleración). La cantidad de fuerza ejercida está entorno al 25% del peso corporal del sujeto.

La fuerza mediolateral (línea verde de la Fig. 15), analiza las fuerzas que actúan en dirección mediolateral durante el ciclo de marcha aportando información sobre la estabilidad mediolateral. El primer pico corresponde a la fuerza lateral durante el contacto inicial que progresivamente se va desplazando hacia medial para terminar generando una fuerza neutra en el momento del despegue del pie.

4.5.2. Análisis del vector de la fuerza de reacción del suelo (GRFV)

El análisis del vector de la fuerza de reacción del suelo durante la marcha (GRFV) proporciona información sobre la magnitud de la fuerza de reacción del suelo durante la fase de apoyo, correspondiendo a una fuerza de 1 a 1.5 veces el peso corporal de la persona.

El vector proporciona información sobre el sentido hacia arriba, hacia abajo, hacia adelante o hacia atrás, permitiendo conocer la distribución de la fuerza en los tres planos del espacio. En la siguiente imagen (Fig. 17), puede observarse como transcurre el GRFV alcanzando dos picos máximos; uno durante la respuesta a la carga en la deceleración para absorber el peso corporal y otra, en fase final de apoyo para propulsar el cuerpo hacia el avance. Obsérvese como durante la fase media de apoyo genera una menor fuerza vertical de reacción del suelo debido a la inercia hacia delante. Esta fase es importante para acumular energía y liberarla posteriormente para facilitar la propulsión durante la aceleración del cuerpo. En plano frontal, puede observarse como el sentido de la fuerza cambia de lateral a medial.

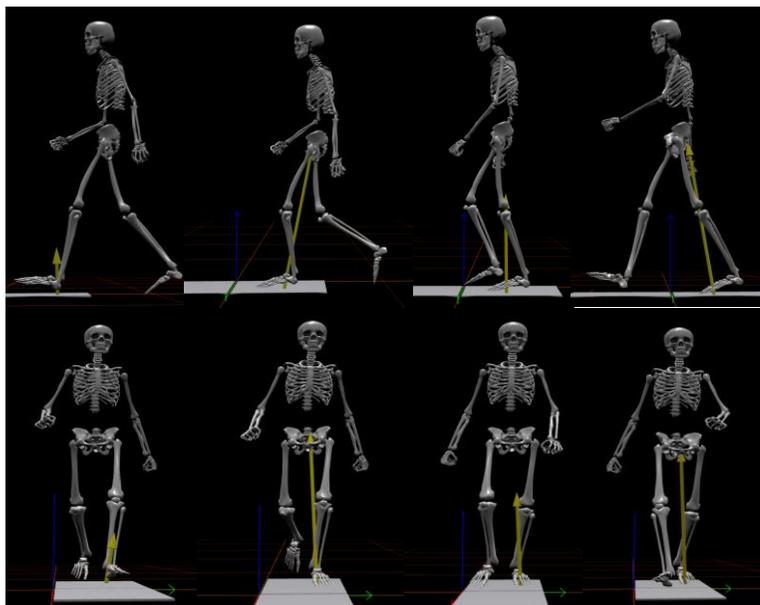


Figura 17. Representación del vector de la fuerza de reacción del suelo (GRFV) (amarillo) en plano sagital y frontal durante las fases de contacto inicial, respuesta a la carga, apoyo medio y apoyo final.

4.5.3. Análisis de las gráficas de potencia durante la marcha

El análisis de la potencia durante la marcha permite conocer la tasa de trabajo realizado por una fuerza, siendo un aspecto clave para comprender la eficiencia y la biomecánica del movimiento humano. La potencia mecánica implica medir la fuerza aplicada al suelo y la velocidad de desplazamiento del cuerpo para establecer la potencia generada en cada fase de la zancada.

La siguiente gráfica (Fig. 18), muestran la potencia generada por la cadera, rodilla y tobillo durante el ciclo de marcha. Como puede observarse, la cadera genera un pico de potencia negativa durante el contacto inicial y respuesta a la carga. En esta fase, la cadera realiza una contracción excéntrica principalmente a expensas de la activación de la musculatura glútea y aductora de cadera para absorber la carga y aumentar su estabilidad. Sin embargo, la rodilla genera el mayor pico de potencia positiva al flexionar la rodilla y activar excéntricamente el grupo extensor de rodilla con el fin de contribuir en la mejora de absorción en fase de respuesta a la carga. Finalmente, durante la preoscilación, el tobillo genera la máxima potencia para avanzar la extremidad hacia arriba y hacia delante e iniciar de este modo el avance de la extremidad durante la oscilación.

POWER

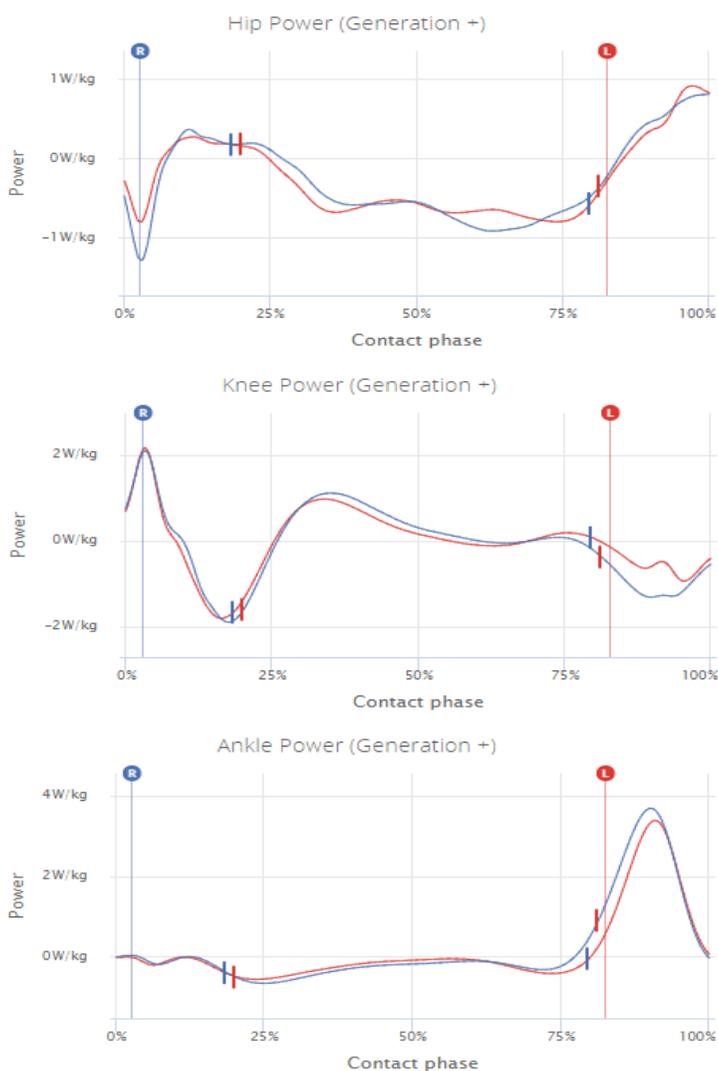


Figura 18. Potencia generada por la cadera, rodilla y tobillo durante la marcha. Rojo pie izquierdo, azul pie derecho.

4.5.4. Análisis de las gráficas del momento de fuerza durante la marcha

El momento de fuerza hace referencia al momento de torsión o torque de una fuerza aplicada a una articulación para producir una rotación alrededor de su eje. Nos permite comprender la carga que soportan las articulaciones y cómo se distribuye durante la fase de apoyo (Fig. 19)

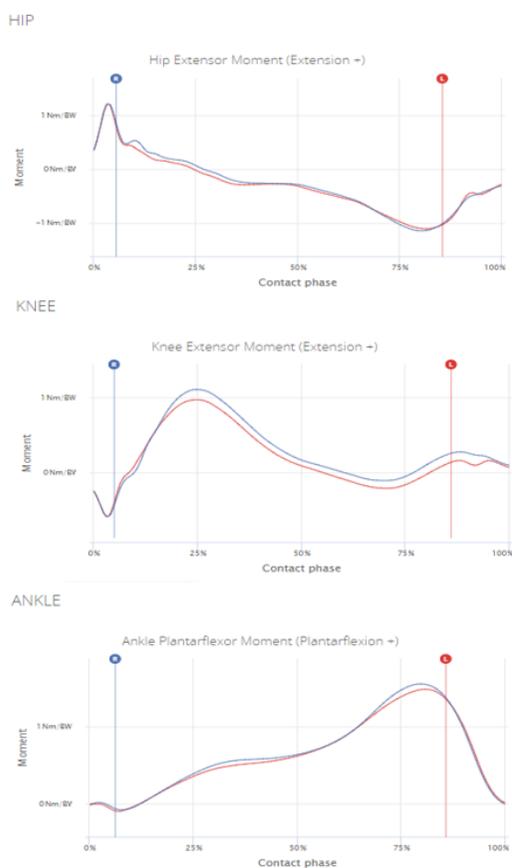


Figura 19. Momento de fuerza o torque de cadera, rodilla y tobillo durante la marcha en plano sagital. Rojo pie izquierdo, azul pie derecho.

En la Fig. 20, se muestra la relación entre momento, fuerza y potencia generada por el tobillo durante la fase de apoyo. Puede observarse que para generar el pico de mayor potencia entorno al 85% de la fase de apoyo, es importante primero que se genere fuerza contra el suelo y se produzca un momento, torque o rotación del tobillo que aumente la velocidad angular hacia la plantiflexión y con ello, la potencia durante el despegue.

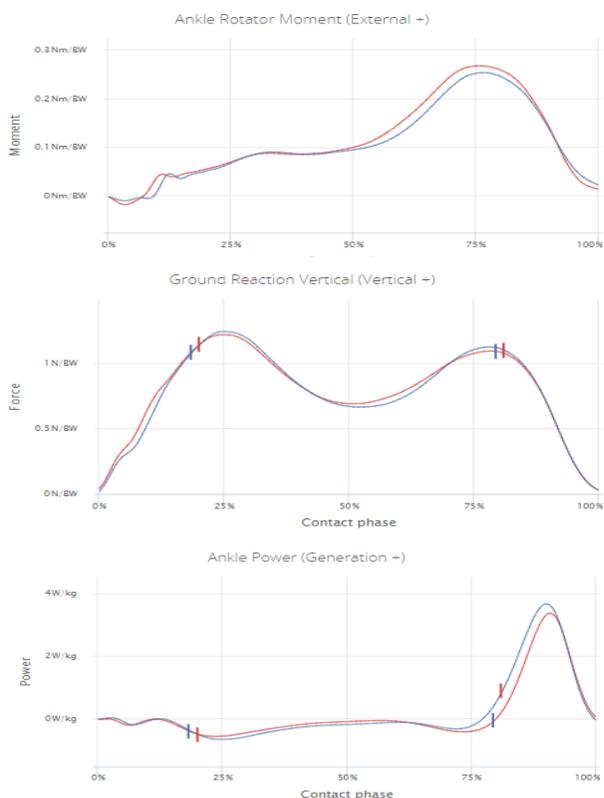


Figura 20. Momento, fuerza y potencia del tobillo durante la marcha. Rojo pie izquierdo, azul pie derecho.

4.5.5. Análisis de la presión plantar estática y dinámica durante la marcha

El análisis de la presión plantar permite conocer la distribución de la presión ejercida por los pies sobre el suelo mientras se camina, corre o se está de pie. A través de un mapa de color se representan zonas de mayor presión a zonas de menor presión, pudiendo conocer donde se localizan las mayores concentraciones de presión, forma de apoyo del pie en el suelo, así como el desplazamiento de del centro de presiones (COP) (Fig.21)

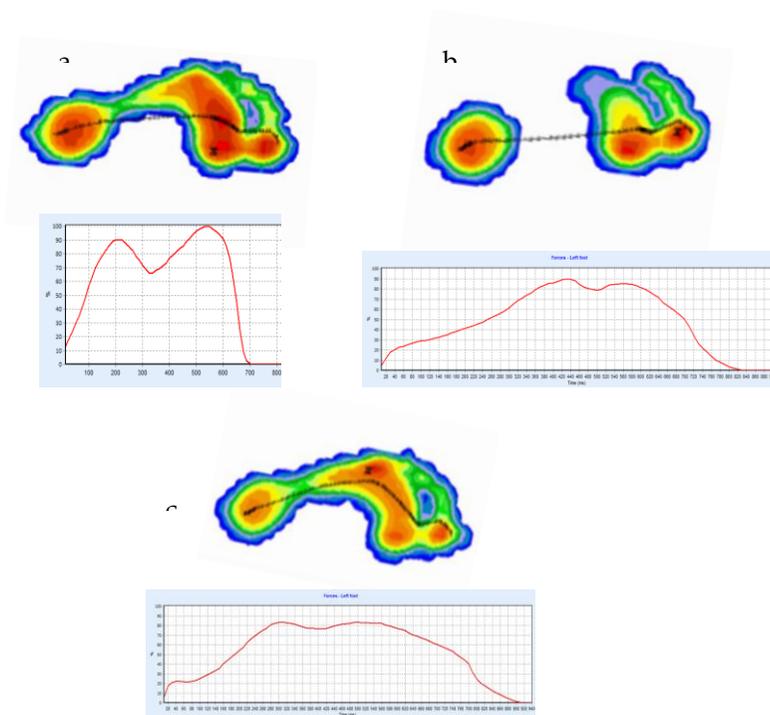


Figura 21. Diferentes formas de distribuir la presión sobre la planta de los pies (mapa de color, línea de la marcha (línea negra) y fuerza vertical (gráficas). a) pisada neutra. b) pisada medial/pronadora. c) pisada lateral/supinadora

4.6. Estimación del gasto energético durante la marcha (Physiological Cost Index-PCI)

La estimación del gasto energético durante la marcha, también conocida en inglés como *Physiological Cost Index-PCI*, es una medida que permite conocer el esfuerzo físico requerido al caminar.

Para su cálculo se necesita de un pulsómetro, un pasillo de 25m y un cronómetro. De acuerdo con (Butler et al., 1984), se emplea la siguiente fórmula:

$$PCI = \frac{\text{(frecuencia cardíaca en reposo - frecuencia cardíaca durante 25m)}}{\text{velocidad de la marcha en m/min}}$$

(Graham et al., 2004), establecieron una correlación con la Functional Mobility Scale (FMS), de modo que, a mayor afectación funcional en la parálisis cerebral, menor puntuación en esta escala. Como referencia, un joven sin diversidad funcional tendría un valor de 0,1 que correspondería a su esfuerzo físico requerido para recorrer una distancia de 25m. Un joven de la misma edad y nivel III de la Gross Motor Function Classification System (GMFCS), podría tener un valor hasta seis veces mayor.

Esta variable también es utilizada en el ámbito clínico como medida para valorar la eficiencia durante la marcha tras cirugía ortopédica o para conocer el efecto de las ayudas técnicas sobre el gasto energético durante la marcha, encontrando una disminución del PCI y con ello un aumento de la funcionalidad en la capacidad de desplazamiento de niños y jóvenes con parálisis cerebral (Raja et al., 2007)

Bibliografía

Basmajian, J. V, & de Luca, C. J. (1985). *Muscles Alive: their functions revealed by electromyography* (Williams & Wilkins, Ed.; 5th ed.).

Butler, P., Engelbrecht, M., Major, R. E., Tait, J. H., Stallard, J., & Patrick, J. H. (1984). Physiological cost index of walking for normal children and its use as an indicator of physical handicap. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 26(5), 607-612. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1984.tb04499.x>

Choukou, M. A., Laffaye, G., & Taiar, R. (2014). Reliability and validity of an accelerometric system for assessing vertical jumping performance. *Biology of Sport*, 31(1), 55-62. <https://doi.org/10.5604/20831862.1086733>

Dalleau, G., Belli, A., Viale, F., Lacour, J. R., & Bourdin, M. (2004). A simple method for field measurements of leg stiffness in hopping. *International Journal of Sports Medicine*, 25(3), 170-176. <https://doi.org/10.1055/s-2003-45252>

Ebben, W. P., & Petushek, E. J. (2010). Using the Reactive Strength Index Modified to Evaluate Plyometric Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(8), 1983–1987. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e72466>

Graham, H. K., Harvey, A., Rodda, J., Natrass, G. R., & Pirpiris, M. (2004). The Functional Mobility Scale (FMS). *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 514–520. <https://doi.org/10.1097/00004694-200409000-00011>

Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(3), 383–392. <https://doi.org/10.1002/jor.1100080310>

Lloyd, R. S., Oliver, J. L., Hughes, M. G., & Williams, C. A. (2009). Reliability and validity of field-based measures of leg stiffness and reactive strength index in youths. *Journal of Sports Sciences*, 27(14), 1565–1573. <https://doi.org/10.1080/02640410903311572>

Martínez Gramage, J. (2012). Efecto del Kinesio Tape sobre la actividad electromiográfica de superficie del músculo gemelo externo durante la marcha en sujetos sanos. Universidad CEU Cardenal Herrera, Facultad de Ciencias de la Salud.

Mcclymont, D. (2003). Use of the reactive strength index (RSI) as an indicator of plyometric training conditions. In Science and Football V: The proceedings of the fifth World Congress on Sports Science and Football (pp. 408–416).

Moir, G. L., Garcia, A., & Dwyer, G. B. (2009). Intersession Reliability of Kinematic and Kinetic Variables During Vertical Jumps in Men and Women. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 4(3), 317–330. <https://doi.org/10.1123/ijsp.4.3.317>

Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77–95. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00038-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00038-6)

Õunpuu, S., Pierz, K., Rethlefsen, S. A., & Wren, T. A. L. (2022). Cost savings for single event multilevel surgery in comparison to sequential surgery in ambulatory children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 96, 53–59. <https://doi.org/10.1016/J.Gaitpost.2022.05.005>

Raja, K., Joseph, B., Benjamin, S., Minocha, V., & Rana, B. (2007). Physiological Cost Index in Cerebral Palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 27(2), 130–136. <https://doi.org/10.1097/01.bpb.0000242440.96434.26>

Roberts, T. J. (2016). Contribution of elastic tissues to the mechanics and energetics of muscle function during movement. *Journal of Experimental Biology*, 219(2), 266–275. <https://doi.org/10.1242/jeb.124446>

Sole, C., Suchomel, T., & Stone, M. (2018). Preliminary Scale of Reference Values for Evaluating Reactive Strength Index-Modified in Male and Female NCAA Division I Athletes. *Sports*, 6(4), 133. <https://doi.org/10.3390/sports6040133>

Struzik, A., Karamanidis, K., Lorimer, A., Keogh, J. W. L., & Gajewski, J. (2021). Application of Leg, Vertical, and Joint Stiffness in Running Performance: A Literature Overview. In *Applied Bionics and Biomechanics* (Vol. 2021). Hindawi Limited. <https://doi.org/10.1155/2021/9914278>

Struzik, A., Pietraszewski, B., & Zawadzki, J. (2014). Biomechanical Analysis of the Jump Shot in Basketball. *Journal of Human Kinetics*, 42(1), 73–79. <https://doi.org/10.2478/hukin-2014-0062>

Trębacz, H., & Barzycka, A. (2023). Mechanical Properties and Functions of Elastin: An Overview. In *Biomolecules* (Vol. 13, Issue 3). MDPI. <https://doi.org/10.3390/biom13030574>

Wren, T. A. L., Kalisvaart, M. M., Ghatan, C. E., Rethlefsen, S. A., Hara, R., Sheng, M., Chan, L. S., & Kay, R. M. (2009). Effects of Preoperative Gait Analysis on Costs and Amount of Surgery. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 29(6), 558–563. <https://doi.org/10.1097/BPO.0b013e3181b2f8c2>

ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO HUMANO



"Análisis del Movimiento Humano para Profesionales de la Salud" es una guía completa dirigida a profesionales de las ciencias de la salud interesados en comprender a fondo el movimiento humano. Este libro aborda desde la justificación del análisis del movimiento hasta la biomecánica de los tejidos corporales, ofreciendo herramientas fundamentales para su estudio y aplicación práctica.

Con un enfoque práctico y detallado, este libro proporciona las herramientas necesarias para comprender y evaluar el movimiento humano, mejorando así la calidad de la atención y el tratamiento ofrecido a los pacientes.

Javier Martínez Gramage es Doctor en Fisioterapia por la Universidad CEU Cardenal Herrera (2012). Director de ABIODE (academia de biomecánica deportiva), En el ámbito de la investigación aplicada y de transferencia tecnológica, es fundador de la Cátedra Social ABIODE para la mejora de la calidad de vida de jóvenes con diversidad funcional. En la actualidad es Head of Human Motion & Biomechanics en Dawako Medtech para el desarrollo de proyectos I+D. Fue investigador principal en la World Triathlon, del proyecto: «Paratriathlon Evidence-Based Classification System», que permitió la creación del sistema de clasificación funcional en paratriatlón en los Juegos Paralímpicos de Río de Janeiro 2016. Fue responsable del Laboratorio de Investigación en Análisis del Movimiento Humano LIAMCEU desde 2009 hasta 2022 y desde 2018 a 2022 dirigió el Aula Universitaria Delivering Better Lives para la mejora de la calidad de vida de niños y con diversidad funcional a través del ejercicio. En 2017, recibió el primer Premio Emprén Sport de la Fundación Trinidad Alfonso, por el proyecto «AVANT, integración a través del deporte» y el primer Premio de Beca Varona por el proyecto para la "inclusión de la población infantil con diversidad funcional a través del Paratriatlón".

ISBN 9798321825518



90000



9 798321 825518