

PROYECTO FINAL INTEGRADOR

INGENIERÍA BIOMÉDICA

DESARROLLO DE UN MÓDULO DE MEDICIÓN DINÁMICA DE FUERZAS PARA UN SISTEMA DE ANÁLISIS DE LA MARCHA SIMPLIFICADO

ESTUDIANTE: Facundo Villar Figueroa

LEGAJO: CYT-5666

SUPERVISOR: Ing. Fernando Salvucci

CO-SUPERVISOR: Bioing. Marcos Brusa

FECHA: noviembre de 2019



Índice

Agradecimientos.....	4
Resumen.....	5
Antecedentes.....	5
Objetivos.....	6
Objetivo Principal	6
Objetivos específicos	6
1. Introducción	7
1.1. Cinemática de la marcha humana	10
1.2. Actividad muscular durante la marcha.....	11
1.3. Cinética de la marcha humana	13
1.3.1. Fuerza de reacción del piso	13
1.3.2. Centro de presión	15
1.4. Plataformas de fuerza	15
1.4.1. Salto vertical	17
2. Diseño e implementación.....	22
2.1. Plataforma rígida de medición de fuerzas.....	22
2.2. Medición de fuerzas.....	23
2.2.1. Celdas de carga	23
2.2.2. Galgas extensométricas	24
2.3. Adquisición de las señales	26
2.3.1. Hardware	26
2.3.2. Comunicación.....	30
2.3.3. Acondicionamiento de las señales	30
2.3.4. Rutina de calibración.....	33
2.4. Protocolo de comunicación.....	35
2.5. Gabinete contenedor de electrónica.....	35
2.6. Pasarela.....	36
2.7. Software de procesamiento	37
2.7.1. Cálculo de las variables de interés.....	37
2.7.2. Interfaz de usuario.....	37
2.7.3. Aplicación compilada.....	41
3. Validación y análisis de datos	42
3.1. Mediciones estáticas.....	42

Desarrollo de un módulo de medición dinámica de fuerzas para un sistema de análisis de la marcha simplificado

3.1.1.	Medición estática de F_y	42
3.1.2.	Medición estática del C_oP	44
3.2.	Mediciones dinámicas	45
3.2.1.	Marcha libre.....	45
3.2.2.	Salto vertical en contramovimiento y salto “squat”	46
4.	Discusión.....	48
5.	Conclusiones.....	50
6.	Referencias	51
7.	Anexo 1: PRESUPUESTO	55
8.	Anexo 2: CERTIFICADOS DE CALIBRACIÓN	56
9.	Anexo 3: Presentación en eventos	63

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, mis hermanas y mi hermano, por su amor y apoyo incondicional durante todos estos años, gracias a ustedes logré llegar a donde estoy y ser quién soy.

A Xana, por sus constantes palabras de aliento y su compañía en los momentos difíciles.

A Hernó, mi compañero en esta aventura.

A Gianni, por las incontables tardes de estudio y su eterna paciencia.

A mis amigos y compañeros de facultad, por ayudarme a recorrer este camino.

A mis directores y mi coordinadora, por darme la oportunidad de involucrarme en este proyecto e impulsarme a terminarlo.

A Guillermo, Gustavo y Javier, de la UNSAM, que fueron mis principales guías durante el desarrollo de mi carrera en la facultad.

A todos los que de alguna forma u otra me ayudaron a realizar este proyecto

A todos ustedes:

Muchas gracias

RESUMEN

En nuestro país existe un déficit de servicios y tecnologías adecuados para *tratar* personas con discapacidades motoras (cerca de 1.3 millones de personas con discapacidad solo motora según el Censo 2010 y el Estudio Nacional sobre el Perfil de Personas con Discapacidad 2018), lo cual retrasa su rehabilitación o genera tratamientos ineficientes. El estudio y análisis de la marcha permite diagnosticar y diseñar estrategias de intervención para un sujeto dado, así como evaluar y cuantificar la evolución de los tratamientos abordados. Lamentablemente, los costos de esta tecnología limitan el alcance a la sociedad. En este trabajo se diseñó y desarrolló un sistema simplificado con el fin de obtener una caracterización cinética de la marcha a partir de la evolución temporal de la componente vertical de la fuerza de reacción del piso y la trayectoria temporal del centro de presión durante la fase de apoyo. El mismo forma parte de un sistema de análisis de la marcha completo, formado también por un módulo de análisis cinemático y un módulo de electromiografía. Se construyó una plataforma para la medición dinámica de fuerzas, conformada por una placa de aluminio de 49 cm x 49 cm, cuatro celdas de carga CD100 y una placa lógica Arduino para la adquisición, procesamiento y transmisión de datos a la PC. El sistema permite visualizar la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo (F_y) y la trayectoria del centro de presiones (CoP) en función del tiempo, y almacenar la información en una planilla de cálculo para ser analizada posteriormente. Para evaluar las características de la plataforma y validar el uso de ésta, se realizaron mediciones estáticas utilizando pesos patrón y dinámicas con sujetos sanos. Los parámetros F_y y CoP se obtuvieron con una resolución temporal y espacial aceptable. Las señales temporales de F_y y CoP obtenidas fueron repetibles para todos los sujetos y en concordancia con lo relevado en la literatura. Se logró implementar el sistema propuesto utilizando herramientas abiertas y libres, de muy bajo costo, obteniendo los parámetros mencionados con precisión y resolución aceptables. Se lograron sincronizar los 3 módulos que conforman el sistema de análisis de la marcha completo (cinética, cinemática y electromiografía).

ANTECEDENTES

La inspiración de este trabajo surge a partir de un proyecto realizado previamente por el Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI) – Tecnologías para la Salud y la Discapacidad (TSD)-, cuyo objetivo consiste en desarrollar un sistema simplificado de análisis de la marcha bajo el concepto de tecnología libre. Dicho sistema se compone de un arreglo experimental (hardware) y un software de adquisición y procesamiento que permite, mediante la técnica de videografía digital, obtener las variables cinemáticas que caracterizan la marcha de un sujeto en estudio [1].

Sin embargo, para realizar un análisis del ciclo de la marcha más completo y que permita un mayor número de aplicaciones clínicas, es necesario complementar la información cinemática con mediciones cinéticas, es decir, con la medición dinámica de las fuerzas involucradas en el proceso de la marcha.

OBJETIVOS

Objetivo Principal

Desarrollar un sistema simplificado que permita adquirir las variables cinéticas más relevantes de la marcha humana: señal temporal de la componente vertical de la fuerza de reacción del piso y trayectoria temporal del centro de presión, durante la fase de apoyo de la marcha. Adicionalmente, el sistema debe permitir procesar esta señal, almacenarla y visualizarla para su análisis.

Objetivos específicos

- I. Diseñar y construir una plataforma rígida, montada sobre celdas de carga, que permita la medición dinámica de las fuerzas aplicadas sobre ella durante la fase de apoyo de la marcha de un sujeto.
- II. Diseñar, desarrollar e implementar un sistema de adquisición y procesamiento de la información medida por las celdas de carga.
- III. Diseñar, desarrollar e implementar un algoritmo que permita obtener la componente vertical total de la fuerza de reacción del piso en función del tiempo y a lo largo de toda la fase de apoyo.
- IV. Diseñar, desarrollar e implementar un algoritmo que permita obtener las coordenadas del centro de presiones (CoP) en función del tiempo y a lo largo de toda la fase de apoyo.
- V. Diseñar y desarrollar un software que permita interpretar y graficar las señales de fuerza reacción del piso y centro de presiones en función del tiempo. El mismo deberá actuar en forma individual e integrándose a un sistema preexistente compuesto de un módulo de videografía y otro de electromiografía. A su vez, este software debe permitir sincronizar los datos de los tres módulos.

1. INTRODUCCIÓN

En nuestro país, el colectivo de personas con discapacidad motriz y alteraciones de la marcha se encuentra habitualmente ante la falta de servicios y tecnologías adecuados para rehabilitar o compensar sus funciones afectadas. En este sentido, este trabajo se enfoca en el desarrollo de tecnologías simplificadas y de bajo costo que permitan abordar el proceso de rehabilitación y hacerlo accesible a la mayor cantidad de destinatarios posible [2], [3].

En el caso de sujetos con discapacidades motrices que impliquen alteraciones del patrón de marcha, poder valorar de manera cuantitativa y objetiva dicho patrón, constituye una herramienta fundamental para evaluar, planificar y realizar el seguimiento de las intervenciones y terapias correspondientes [4], [5].

La marcha humana es un modo de locomoción bípeda con actividad alternada de los miembros inferiores, que se caracteriza por una sucesión de eventos que constituyen el ciclo de la marcha. Un ciclo de marcha (CM) es la secuencia de acontecimientos que tienen lugar desde el contacto inicial del talón del pie del miembro en estudio con el suelo, hasta el siguiente contacto del mismo talón con el suelo. Dentro de este ciclo se distinguen dos fases sucesivas: la fase de apoyo (FA) y la fase de balanceo (FB). La fase de apoyo es el intervalo en el cual el pie del miembro en estudio está en contacto con el suelo, mientras que la fase de balanceo es el intervalo en el cual dicho pie está suspendido en el aire. La secuencia de la Fig. 1 representa un CM, siendo el pie derecho el miembro en estudio [6]–[8].

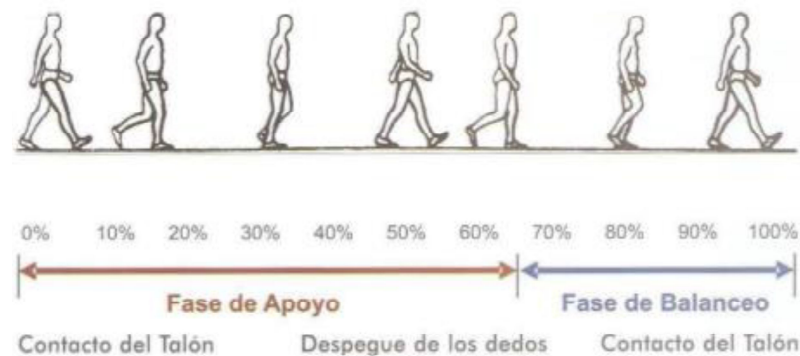


Fig. 1 Ciclo de la marcha (CM): fase de apoyo y fase de balanceo para pie derecho [9]

Los siguientes términos son utilizados para identificar los eventos principales durante el ciclo de la marcha:

1. Contacto inicial
2. Despegue del pie opuesto
3. Despegue del talón
4. Contacto inicial del pie opuesto
5. Despegue del pie
6. Pies adyacentes
7. Tibia Vertical

Desarrollo de un módulo de medición dinámica de fuerzas para un sistema de análisis de la marcha simplificado

Estos siete eventos dividen al ciclo de la marcha en siete etapas: 4 ocurren durante la fase de apoyo, mientras que los 3 restantes ocurren durante la fase de balanceo (Fig. 2).

La fase de apoyo se divide en:

1. Respuesta a la carga
2. Apoyo medio
3. Apoyo terminal
4. Pre-balanceo.

La fase de balanceo se divide en:

1. Balanceo inicial
2. Balanceo medio
3. Balanceo terminal

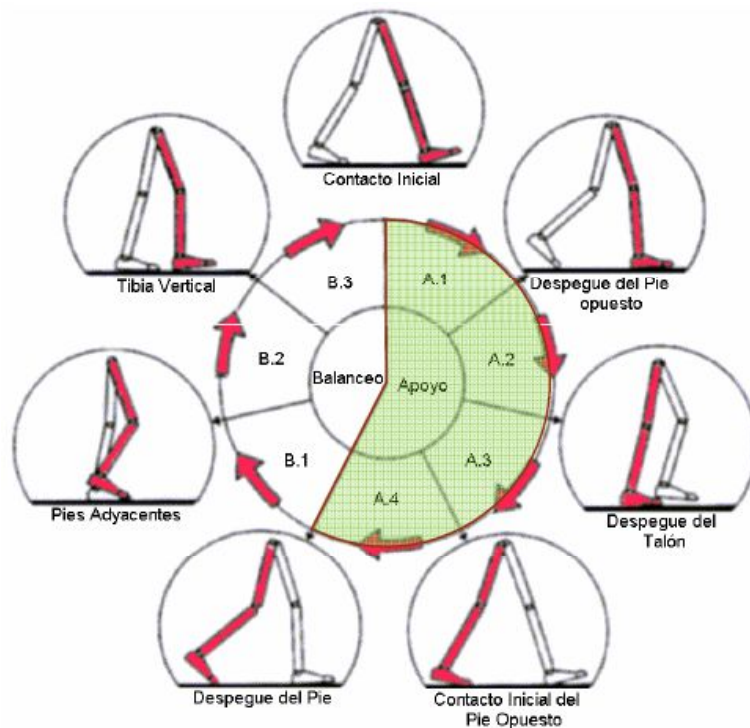


Fig. 2 Fases y eventos de la marcha de la pierna derecha (rojo) [4]

La duración de un ciclo completo de la marcha se llama *tiempo de ciclo* y se divide en *tiempo de apoyo* y *tiempo de balanceo*. En cada ciclo de marcha, hay dos períodos de apoyo doble y dos períodos de apoyo único. La fase de apoyo usualmente dura alrededor del 60% del ciclo, la fase de oscilación alrededor del 40% y cada período de doble apoyo aproximadamente 10%. Sin embargo, esto varía con la velocidad a la que se desplaza el sujeto: a medida que aumenta la velocidad, la fase de balanceo se vuelve proporcionalmente más larga y las fases de apoyo y doble apoyo más cortas. La desaparición final de la fase de soporte doble marca la transición de caminar a correr. Entre los sucesivos pasos de ejecución hay una fase de vuelo, cuando ninguno de los pies está en el suelo [10].

A continuación se detalla una descripción de los eventos y etapas del ciclo de la marcha según [7], [11], [12]:

1. **Contacto inicial:** marca el comienzo de la respuesta a la carga, que es la primera etapa de la fase de apoyo. La dirección de la fuerza de reacción del suelo cambia, empieza siendo completamente vertical durante el contacto inicial, y se traslada hacia atrás durante la respuesta a la carga.
2. **Respuesta a la carga:** es el período de soporte doble entre el contacto inicial y el despegue del pie opuesto. Durante este período, el pie desciende hacia el suelo por flexión plantar del tobillo. La fuerza de reacción del suelo aumenta rápidamente en magnitud, siendo su dirección vertical y hacia atrás.
3. **Despegue del pie opuesto:** es el final del período de apoyo bipodal y el comienzo del apoyo medio, el primer período de apoyo monopodal. El antepié, que estaba descendiendo por la flexión plantar del tobillo, entra en contacto con el suelo. Generalmente ocurre al mismo tiempo que el despegue del pie opuesto. En el lado opuesto (pierna izquierda), marca el final de la fase de apoyo y el inicio de la fase de balanceo.
4. **Apoyo medio:** es el período del ciclo de marcha entre despegue del pie opuesto y despegue del talón, aunque el término es también utilizado para describir el momento en que la pierna de la fase de balanceo sobrepasa a la pierna de la fase de apoyo.
5. **Despegue del talón:** es el período en el que el talón comienza a despegarse del suelo y marca la transición desde el apoyo medio hasta el apoyo terminal.
6. **Contacto inicial del pie opuesto:** ocurre alrededor del 50% del ciclo. Marca el final del período de apoyo monopodal y el inicio del pre-balanceo, que es el segundo período de apoyo bipodal. En el momento del contacto inicial del pie opuesto, la cadera comienza a flexionarse, la rodilla ya se está flexionando y el tobillo está realizando flexión plantar.
7. **Despegue del pie:** ocurre en aproximadamente el 60% del ciclo de la marcha. Separa el pre-balanceo del balanceo inicial y es el evento en el que finaliza la fase de apoyo y comienza la fase de balanceo.
8. **Pies adyacentes:** separa el balanceo inicial del balanceo medio. Es el evento en el que la pierna de balanceo sobrepasa a la pierna de la fase de apoyo y los dos pies están lado a lado.
9. **Tibia vertical:** la división entra las etapas de balanceo medio y balanceo terminal se encuentra marcada por el posicionamiento vertical de la tibia de la pierna de fase de balanceo.
10. **Contacto terminal:** el ciclo de la marcha finaliza con el siguiente contacto inicial del mismo pie.

El estudio y análisis de la marcha permite diagnosticar y plantear estrategias de intervención a realizar por el equipo de rehabilitación para un sujeto dado, así como evaluar y cuantificar la evolución de los tratamientos abordados [8]. Un laboratorio de marcha clínico completamente equipado posee, como mínimo, un sistema cinético, un sistema cinemático y un sistema de electromiografía ambulatorio (EMG) (Fig. 3) [4].

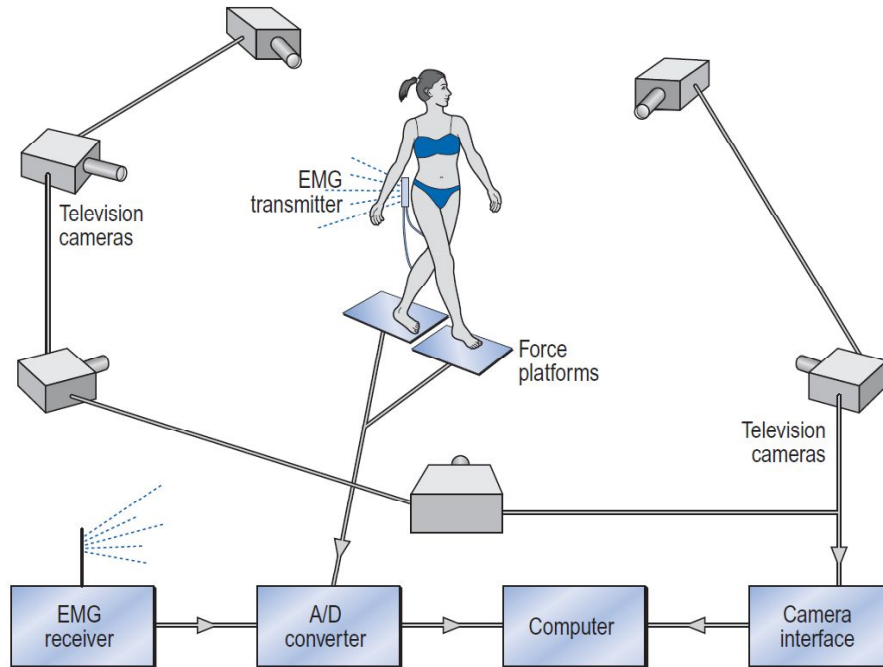


Fig. 3 Laboratorio de marcha típico: compuesto por un sistema cinético (dos plataformas de fuerza), un sistema cinemático de seis cámaras y un sistema de EMG [4]

1.1. Cinemática de la marcha humana

El análisis cinemático de la marcha se encarga de describir los movimientos del cuerpo como conjunto y los movimientos relativos de sus partes durante las fases de la marcha, independientemente de las fuerzas desarrolladas durante dicho ciclo. Este análisis permite determinar la posición, velocidad, aceleración y ángulos de los distintos segmentos corporales para cada instante de tiempo [9].

Las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera desarrollan en su excursión, ángulos cuyo estudio aporta valor diagnóstico a la clínica (Fig. 4) [13], [14]. El ángulo del tobillo se define generalmente como el ángulo entre la tibia y una línea arbitraria en el pie. Aunque este ángulo es normalmente de alrededor de 90° , es convencional definirlo como 0° junto a la dorsiflexión y flexión plantar como movimientos en direcciones positiva y negativa respectivamente. El ángulo de la rodilla se define como el ángulo entre el fémur y la tibia. El ángulo de la cadera se puede medir de dos maneras diferentes: el ángulo entre la vertical y el fémur o el ángulo entre la pelvis y el fémur. Este último es considerado el "verdadero" ángulo de la cadera, y generalmente se define de manera que 0° se acerca al ángulo de la cadera en la posición de erguido. La flexión hacia delante del tronco aparece como flexión de cadera cuando el ángulo de la cadera se define con referencia a la pelvis, pero no así cuando se define con referencia a la vertical [4], [7].

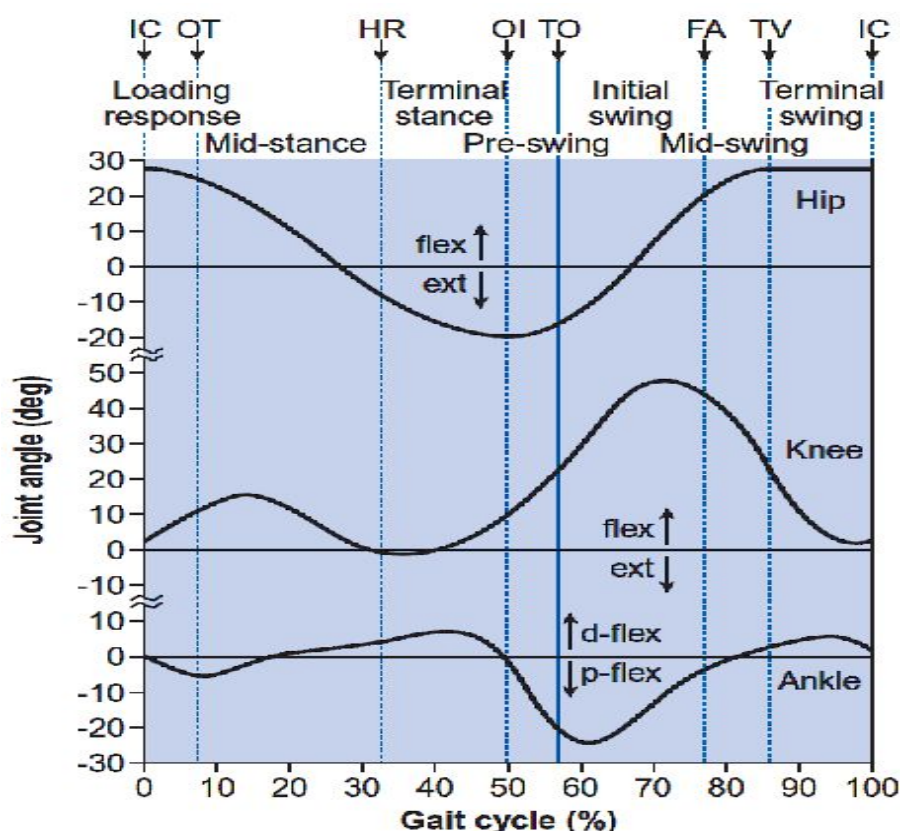


Fig. 4 Ángulos articulares desde el plano sagital durante el ciclo de la marcha del lado derecho de una cadera (flexión positiva), rodilla (flexión positiva) y tobillo (dorsiflexión positiva). IC = Contacto inicial; OT = Despegue del pie opuesto; HR = Despegue del talón; OI = Contacto inicial del pie opuesto; TO = Despegue del pie; FA = Pies adyacentes; TV = Tibia vertical [4].

1.2. Actividad muscular durante la marcha

Caminar implica una serie de movimientos coordinados de los segmentos del cuerpo, como consecuencia de una interacción de fuerzas musculares y fuerzas externas (inercial, gravitacional y de reacción) para lograr la locomoción del cuerpo [15] [16]. Gran parte de los grupos musculares de la extremidad inferior se activan durante la marcha, especialmente al inicio y final de las fases de apoyo y de balanceo (Ver Fig. 5). Esto se debe a que en esos instantes aceleraciones y desaceleraciones aumentan su magnitud en la extremidad, y además el peso del cuerpo se transfiere de un pie a otro. La importancia de conocer la forma en que actúan estos músculos radica en que sirve como guía para la recuperación en determinadas patologías, permitiendo valorar la función neuromuscular [6].

La acción individualizada de cada músculo o grupo muscular según [6] es la siguiente:

- **Glúteo mayor:** actúa al inicio de la fase de apoyo, extendiendo la cadera. Al momento de la contracción la cadera se encuentra flexionada, por lo cual el músculo está elongado.
- **Iliopsoas:** actúa al inicio de la fase de balanceo, iniciando la flexión de cadera. Su contracción acorta la extremidad, impulsándola hacia adelante.

- **Isquiotibiales:** actúan al inicio de la fase de apoyo, extendiendo la cadera junto al glúteo mayor e impidiendo una completa extensión de la rodilla. Actúan también al final de la fase de balanceo, frenando la flexión de cadera y la extensión de la rodilla antes del contacto inicial.
- **Cuádriceps femoral:** Compuesto por el recto femoral, el vasto medial, el vasto lateral y el vasto intermedio. Actúan al final de la fase de balanceo, extendiendo la rodilla. Continúa activo al inicio de la fase de apoyo, evitando la flexión de la rodilla bajo el peso del cuerpo.
- **Tríceps sural:** Compuesto por el gastrocnemio y el soleo. Durante la fase de apoyo actúa de manera excéntrica, estabilizando la rodilla al desacelerar el desplazamiento anterior de la tibia. Al momento de iniciarse la elevación del talón, solidariza el pie al segmento tibial mediante una contracción isométrica, permitiendo así que el talón despegue del suelo. Al final de la fase de apoyo realiza una extensión del tobillo impulsando el cuerpo hacia adelante, mediante una contracción concéntrica.
- **Tibial anterior:** durante el contacto inicial actúa como flexor de tobillo, amortiguando el choque. Su acción se mantiene en una contracción excéntrica que frena la caída del antepié. Durante la fase de balanceo actúa de forma concéntrica, flexionando el tobillo para evitar el choque con el suelo cuando la extremidad se acorta.

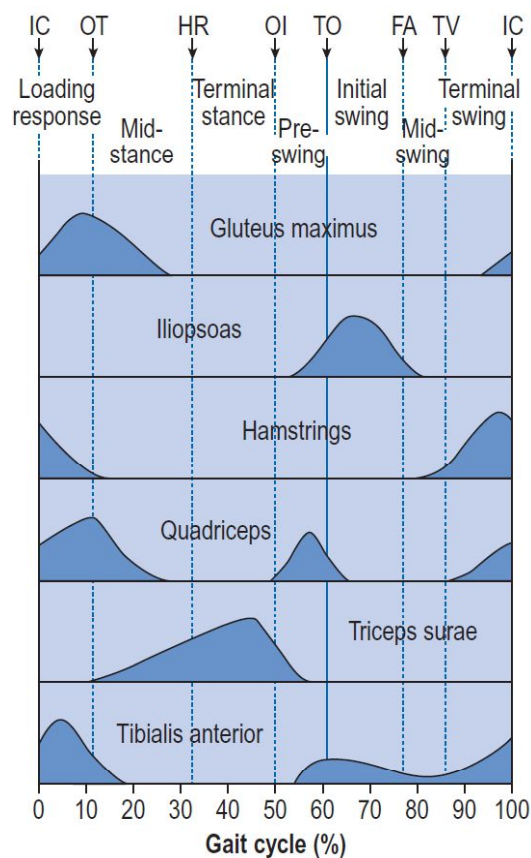


Fig. 5 Actividad típica de grandes grupos musculares durante el ciclo de marcha. Las abreviaciones se corresponden con las mencionadas en la Fig. 4 [4]

1.3. Cinética de la marcha humana

Durante la marcha humana el cuerpo está sometido a diversas cargas que interactúan para permitir no solo el movimiento del mismo, sino también para preservar el equilibrio y desarrollar armónicamente los movimientos [9]. El patrón de marcha posee diversos aspectos biomecánicos que pueden ser caracterizados cuantitativamente, de ellos el estudio cinético constituye uno de los principales. La cinética es el estudio de fuerzas, momentos, masas y aceleraciones, pero sin ningún conocimiento detallado de la posición u orientación de los objetos involucrados [4], [6], [17].

Para estudiar el aspecto cinético del patrón de marcha es necesario medir dos variables fundamentales durante la fase de apoyo: la fuerza de reacción del piso (F), y la trayectoria del centro de presiones (CoP) [18]. Estas pueden ser obtenidas mediante la implementación de ciertos algoritmos matemáticos a los datos adquiridos con una plataforma de medición dinámica de fuerzas [19].

1.3.1. FUERZA DE REACCIÓN DEL PISO

“La fuerza de reacción es aquella que ejerce el suelo sobre el individuo, a través de los pies, y es de igual magnitud que el impulso hacia abajo del pie durante la marcha, pero en sentido contrario. En el momento del contacto del talón se produce una fuerza de frenado, mientras que en el momento de despegue se produce una fuerza de empuje hacia adelante” [6], [20]. Como se muestra en la Fig. 6, la fuerza de reacción del piso está formada por 3 componentes: anteroposterior (F_x), vertical (F_y) y medio-lateral (F_z).

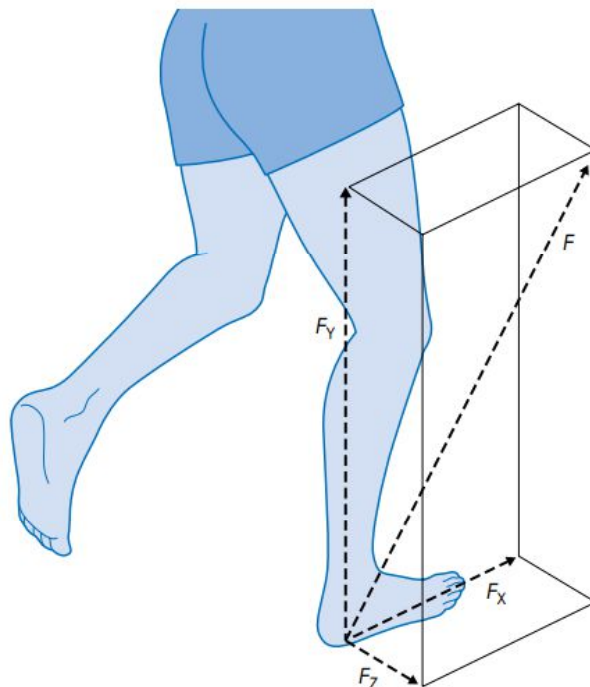


Fig. 6 Componentes anteroposterior (F_x), vertical (F_y) y mediolateral (F_z) de la fuerza de reacción del suelo (F) [21]

En la Fig. 7 se observa la evolución temporal durante el ciclo de la marcha de las componentes de la fuerza de reacción del suelo anteriormente descritas. La componente vertical de la fuerza de reacción en el suelo ejercida en cada pierna se caracteriza por dos picos suaves, ocupando cada uno aproximadamente la mitad de la fase de apoyo. La subida y caída del primer pico corresponde al período desde el contacto inicial hasta el despegue del talón y la subida y la caída del segundo pico corresponde al período desde el despegue del talón hasta el despegue del pie [7], [21]. La componente anteroposterior está caracterizada por dos picos suaves cuyo ascenso y caída corresponden con la subida y caída de los dos picos de la componente vertical. La componente anteroposterior resultante de la fuerza actúa hacia atrás desde el punto medio del doble soporte hasta el despegue del talón (una fuerza de frenado), lo cual indica una desaceleración del centro de gravedad, por lo que la velocidad de avance del cuerpo disminuye. Desde el despegue del talón hasta el punto medio del siguiente doble soporte, el componente anteroposterior resultante actúa hacia adelante, lo que indica una aceleración hacia delante del centro de gravedad, es decir, la velocidad de avance del cuerpo aumenta [7], [21]. La componente mediolateral de la fuerza es generalmente muy pequeña: durante la mayor parte de la fase de apoyo del pie derecho, la fuerza de reacción del suelo acelera el centro de gravedad hacia el lado izquierdo del cuerpo, y durante la fase de apoyo del pie izquierdo, la aceleración está hacia el lado derecho del cuerpo [7], [21].

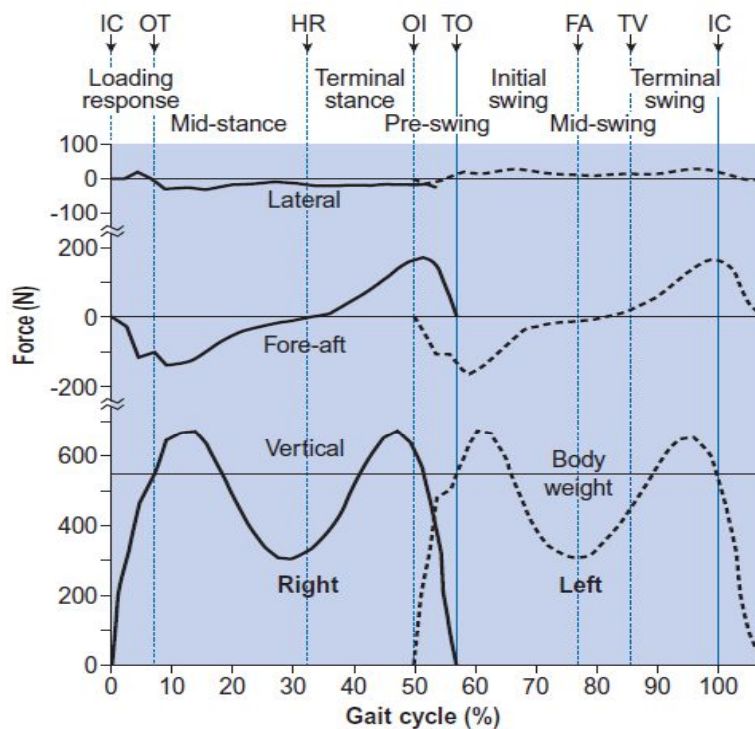


Fig. 7 Componentes mediolateral, anteroposterior y vertical de la fuerza de reacción del piso para el pie derecho (línea sólida) y el pie izquierdo (línea punteada) [4]

1.3.2. CENTRO DE PRESIÓN

Una herramienta de extrema utilidad para el análisis del ciclo de la marcha es el estudio del centro de presión, o CoP por sus siglas en inglés. El CoP es el centroide de todas las fuerzas externas que actúan sobre la planta del pie. Conocer la trayectoria del CoP a lo largo de toda la fase de apoyo, provee información específica a la hora de evaluar pacientes con determinadas patologías, como ángulos de rotación anormales del pie [4], [18], [22].

Durante la fase de apoyo, el pie se desplaza esencialmente hacia adelante desde el talón hasta el primer dedo del pie. En consecuencia el área de contacto entre el pie y el suelo, así como el centro de presión, cambian continuamente (Fig. 8) [21].

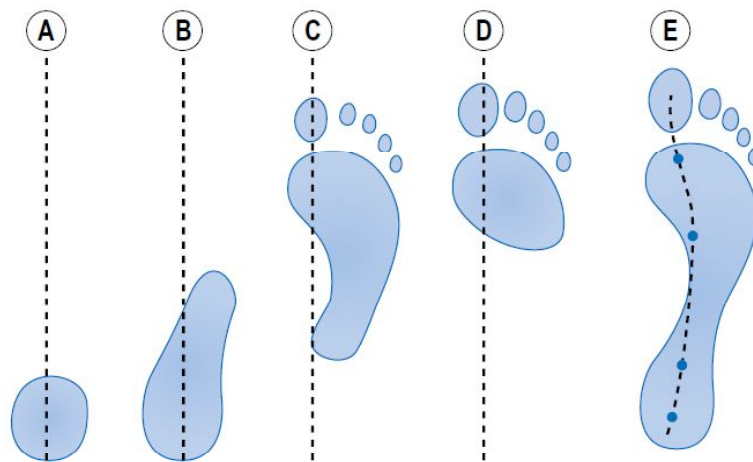


Fig. 8 Movimiento del centro de presión a lo largo de la superficie plantar del pie derecho durante la fase de apoyo. Área de contacto plantar en el contacto inicial (A), mitad del soporte doble (B), despegue del talón (C) y contacto inicial del pie opuesto (D). (E) Recorrido y ubicación del centro de presión en los puntos correspondientes a (A – D), respectivamente [21].

1.4. Plataformas de fuerza

La plataforma de fuerza es un instrumento frecuentemente utilizado en laboratorios de análisis de la marcha. Esta plataforma permite registrar la fuerza total ejercida por el pie en el suelo. Las señales de salida pueden procesarse para calcular las tres componentes de fuerza reacción (vertical, mediolateral y anteroposterior), las dos coordenadas del centro de presión y los momentos sobre el eje vertical [4], [23], [24].

Idealmente, una plataforma de fuerza debería montarse debajo del nivel del suelo, con su superficie al ras de este. En casos donde esto no es posible, es habitual construir una pasarela ligeramente elevada para acomodar el espesor de la plataforma [23].

Dado que la fuerza de reacción del suelo es un vector tridimensional, sería preferible mostrarlo como tal. Lamentablemente esto rara vez es práctico, por lo cual la forma más utilizada para visualización de la fuerza de reacción es la que se muestra en la Fig. 7, donde se trazan las tres componentes de la fuerza en función del tiempo. En cuanto a la convención de signos, la fuerza de reacción es positiva hacia arriba, hacia adelante y hacia la derecha [4], [7].

Otro tipo de información derivada de la plataforma de fuerza es la posición del CoP de los dos pies en el suelo, como se muestra en la Fig. 9. Esto se puede usar para identificar patrones anómalos del contacto del pie con el suelo, incluyendo ángulos de rotación anormales. Es preferible combinar los datos del centro de presión con un contorno del pie, obtenido por otros medios. Este tipo de representación, con la adición de una representación del vector de fuerza de reacción del suelo del plano sagital, se exhibe en la Fig. 10 [4], [25].

Las plataformas de fuerza también se pueden utilizar para evaluación de equilibrio y la medición del balanceo postural, que son de utilidad en ciertos diagnósticos de trastornos neurológicos. La combinación de los datos de fuerza de reacción del suelo con datos cinemáticos proporciona una descripción mecánica de la marcha mucho más completa que cualquiera de los dos por separado y permite el cálculo de los momentos y las potencias conjuntas [26]–[28].

Las plataformas de fuerza comerciales realizan el cálculo de las tres componentes de fuerza de reacción del piso a través de celdas de carga especialmente diseñadas para esa función. Estas se componen de ocho galgas extensométricas, cuatro se encargan de medir las fuerzas ejercidas en el plano vertical, mientras que las cuatro restantes miden en el plano horizontal. Suelen comercializarse con licencias de uso de software que permiten adquirir las señales, visualizarlas, almacenarlas y exportarlas [29].

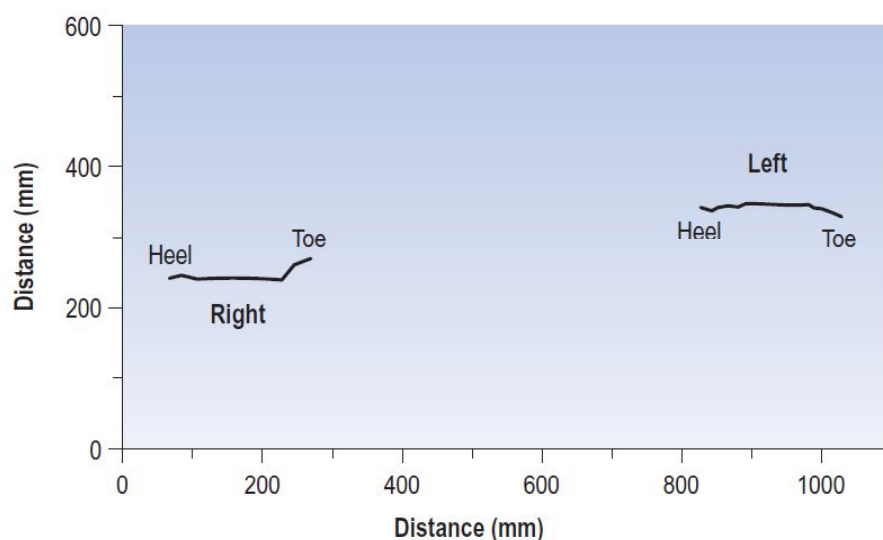


Fig. 9 Vista de la superficie para caminar desde arriba, que muestra el centro de presión debajo de los dos pies, con el talón derecho contactando primero y el sujeto caminando hacia la derecha del diagrama [4]

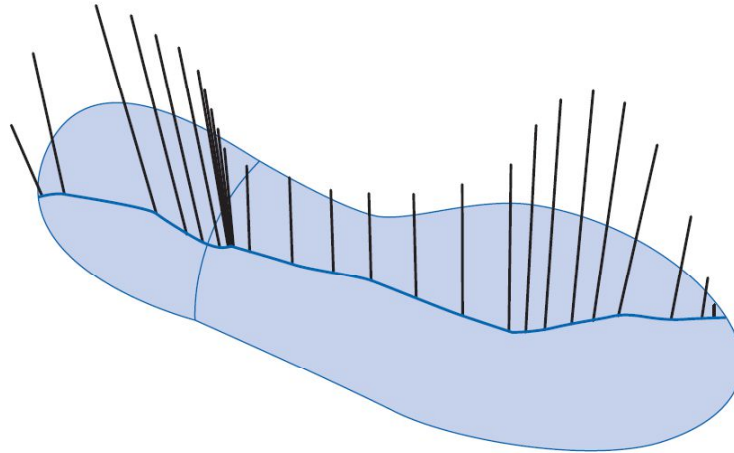


Fig. 10 Esquema del pie, centro de presión y representación del vector de fuerza de reacción del suelo en el plano sagital. Pie derecho de un hombre promedio caminando en zapatos [4]

1.4.1. SALTO VERTICAL

La plataforma de fuerza es una de las herramientas más utilizadas para evaluar el rendimiento del salto vertical en laboratorios deportivos [30]–[36]. La capacidad de acelerar rápidamente el cuerpo desde una posición de descanso se considera particularmente importante para un rendimiento exitoso en muchas actividades deportivas [30], [37]–[41]. Basado en el modelo mecánico muscular de Hill [42], esta capacidad "explosiva" está directamente relacionada con las características mecánicas del componente contráctil muscular, y en particular con la producción de potencia máxima. Además, probar la producción de potencia máxima de los músculos extensores de las extremidades inferiores es una práctica común en la evaluación del rendimiento del ejercicio humano [37]. El salto vertical se usa generalmente para medir la potencia explosiva de la parte inferior del cuerpo de un atleta [43]–[45] y una de las variables más comunes calculadas es la altura del salto. Algunos investigadores han definido la altura del salto como el desplazamiento vertical logrado por el centro de masa desde el despegue hasta el vértice de la trayectoria de vuelo [46], [47]. Más allá de ser el movimiento más utilizado debido a su simplicidad [48], [49], el salto vertical puede considerarse una de las pruebas más "explosivas" debido a su corta duración y alta intensidad involucrada y es un indicador alternativo e indirecto de la capacidad explosiva de las extremidades inferiores [37]. La altura alcanzada en un salto vertical generalmente se considera el estándar de oro para determinar la potencia muscular de las extremidades inferiores [50]–[52].

Hay dos variaciones comunes de la prueba de salto vertical [53]:

- En un salto en contramovimiento (Fig. 11 a), el saltador comienza desde una posición erguida, hace un movimiento descendente preliminar flexionando las rodillas y las caderas, luego inmediatamente y vigorosamente extiende las rodillas y las caderas nuevamente para saltar verticalmente.
- En un salto en cuclillas o Squat Jump (SJ) (Fig. 11b), el saltador comienza con las manos en la cintura y los pies no más separados que la distancia entre las

articulaciones de la cadera a 90° de flexión de rodilla, luego extiende vigorosamente las rodillas y las caderas para saltar verticalmente desde el suelo. El saltador no emplea una fase descendente preliminar (un contramovimiento) y, por lo tanto, el salto no implica estiramiento previo de los músculos.

En ambos casos, durante el tiempo que pasan en el aire, es imperativo que los atletas mantengan la extensión en las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo para evitar que alcancen un tiempo de vuelo adicional doblando las piernas. También es importante que el atleta no solo salte lo más alto posible, sino que también intente aterrizar en la misma posición en la que despegó; ya que saltar hacia adelante, hacia atrás o hacia los lados puede afectar los resultados de la prueba. Para ayudar a esto, los entrenadores a menudo pueden pegar cinta adhesiva en el piso como un marcador para que los atletas despeguen y aterricen [43], [54].

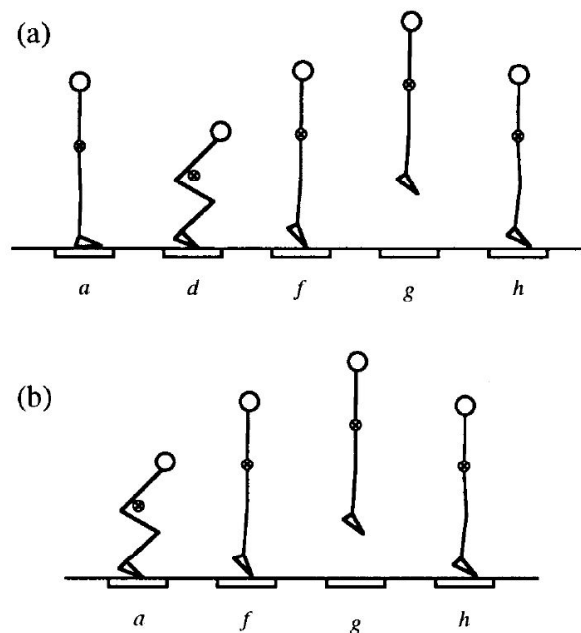


Fig. 11 Secuencia de acciones en un salto en contramovimiento (a) y en un salto en cuclillas (b) [53]

Durante un salto vertical, el saltador debe superar el peso corporal y la fuerza resultante que actúa sobre su centro de masa (c.m.) es:

$$F = FGRF - m \cdot g \quad (1)$$

donde FGRF es la fuerza de reacción del suelo que actúa sobre el saltador, m es la masa del saltador y g es la aceleración debida a la gravedad. Para cálculos precisos debe haber un breve período antes de comenzar el salto donde el saltador está completamente inmóvil. Esto garantiza que la fuerza de reacción al suelo al comienzo del salto sea exactamente igual al peso corporal del saltador y que la velocidad inicial sea cero [53].

Las Fig. 12 y Fig. 13 muestran curvas de fuerza-tiempo para un salto en contramovimiento y SJ respectivamente. Los tiempos y fases clave durante el salto se indican por las letras a-h [53]:

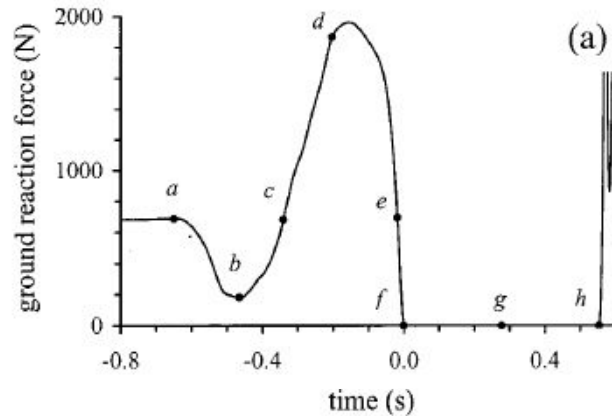


Fig. 12 Fuerza de reacción del piso durante un salto en contramovimiento [53]

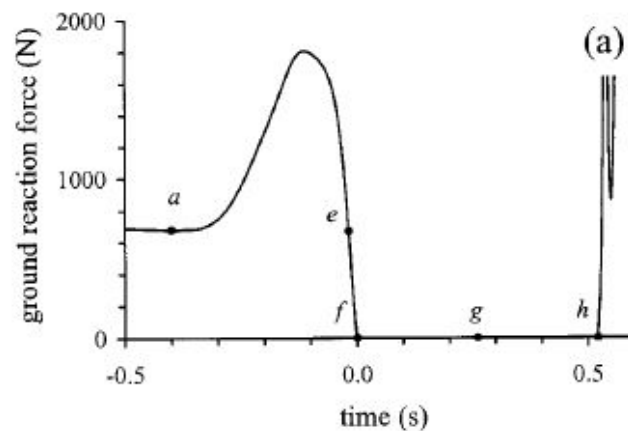


Fig. 13 Fuerza de reacción del piso durante un SJ [53]

- a: Marca el comienzo del salto. El saltador está inicialmente parado y estacionario.
- a – b: el saltador relaja los músculos de la pierna y la cadera, lo que permite que las rodillas y las caderas se flexionen bajo el efecto de la gravedad. La fuerza resultante sobre el saltador (ecuación (1)) se vuelve negativa, por lo que su c.m. se mueve y acelera hacia abajo.
- b: Marca la aceleración máxima hacia abajo de la c.m. del saltador.
- b – c: el saltador ha comenzado a aumentar la activación de los músculos de las piernas, pero su c.m. todavía se está moviendo hacia abajo. La fuerza resultante sobre el saltador y la aceleración de su c.m. siguen siendo negativos
- c: La fuerza de reacción en el suelo es igual al peso corporal, por lo que la fuerza resultante sobre el saltador y la aceleración de su c.m. son cero.
- d: Es el punto más bajo del contramovimiento, donde el c.m. del saltador está momentáneamente en reposo (la velocidad es cero). Los músculos de las piernas ahora están fuertemente activados y la fuerza de reacción del suelo está cerca del máximo.
- d – e: Esta es la fase de "empuje", donde el saltador se mueve hacia arriba extendiendo las rodillas y las caderas. La velocidad es positiva (hacia arriba). Para

muchos saltadores, la fuerza máxima de reacción al suelo ocurre temprano en la fase de empuje, poco después del punto más bajo del contramovimiento.

- e: La fuerza de reacción en el suelo se ha reducido para ser igual al peso corporal. La fuerza resultante sobre el saltador y la aceleración de su c.m. son por lo tanto cero. El punto e marca la velocidad máxima hacia arriba.
- e – f: la fuerza de reacción en el suelo cae por debajo del peso corporal y entonces la fuerza resultante sobre el saltador y la aceleración de su c.m son negativos El c.m. todavía se mueve hacia arriba, pero ha comenzado a disminuir debido al efecto de la gravedad.
- f: El punto f es el instante del despegue, donde la fuerza de reacción del suelo primero se convierte en cero.
- f – g: Marca el ascenso de la fase de vuelo, donde el c.m. del saltador se mueve hacia arriba, pero disminuye debido al efecto de la gravedad.
- g: Marca el pico del salto, donde el c.m. del saltador está momentáneamente en reposo.
- g – h: este es el descenso de la fase de vuelo, donde el c.m. del saltador se mueve hacia abajo
- h: Instante de aterrizaje, donde los pies tocan el suelo. La fuerza de reacción en el suelo muestra un agudo "pico de impacto" y eventualmente se vuelve igual al peso corporal cuando el saltador está nuevamente inmóvil sobre la plataforma de fuerza

Existen varios métodos para calcular la altura de salto alcanzada durante la prueba, dependiendo del equipo utilizado [46]. En términos de medición del rendimiento del salto vertical, el tiempo de vuelo se considera el método más válido y confiable para calcular la altura del salto [55], [56]. El tiempo de vuelo es simplemente la duración total que el atleta pasa en el aire sin contacto con el suelo. El rendimiento de SJ se informa como altura de salto, y se calcula a partir del conocimiento de la velocidad del c.m. del saltador en el instante del despegue. La relación entre la altura de vuelo y la velocidad de despegue se puede obtener aplicando la ley de conservación de energía mecánica a la fase de vuelo del salto. En el salto vertical, el efecto de la resistencia del aire es insignificante y, por lo tanto, en la fase de vuelo, el saltador puede considerarse como un proyectil en vuelo libre. Considerando los cambios en la energía cinética y la energía potencial gravitacional entre el instante del despegue (t_0) y en el instante en que el saltador alcanza el pico del salto (t_{pico}) [53]:

$$\frac{1}{2} \cdot m \cdot v_{to}^2 + m \cdot g \cdot y_{to} = \frac{1}{2} \cdot m \cdot v_{pico}^2 + m \cdot g \cdot y_{pico} \quad (2)$$

La velocidad vertical en el pico del salto es cero, por lo que la altura de vuelo viene dada por:

$$y_{vuelo} = y_{pico} - y_{to} = \frac{v_{to}^2}{2 \cdot g} \quad (3)$$

donde v_{to} es la velocidad de despegue vertical.

Para un saltador en vuelo libre:

$$v_f - v_o = -g \cdot (t_f - t_o) \quad (4)$$

donde v_o y v_f son las velocidades en algunos momentos iniciales y finales, t_o y t_f . El tiempo inicial corresponde al instante del despegue y el tiempo final el momento del aterrizaje. Si asumimos que la altura del c.m. del saltador en el momento del aterrizaje es el mismo que en el momento del despegue, entonces $v_f = -v_o$, por lo que la velocidad de despegue del saltador viene dada por [53]:

$$v_{to} = \frac{g \cdot t_{vuelo}}{2} \quad (5)$$

La base de la plataforma requiere de un material que pueda soportar el peso que vaya a aplicarse sobre ella, y a su vez debe poder regresar a sus condiciones físicas iniciales al dejar de ejercer peso sobre ella. Las plataformas comerciales suelen ser diseñadas en base al aluminio, ya que presenta un menor módulo de Young en relación a otros materiales que cumplan con las características antes mencionadas, por lo que ante un esfuerzo de igual magnitud su deformación es mayor, lo que genera una mayor variación en la resistencia de la galga extensométrica utilizada como sensor [23], [57].

Sin embargo, las plataformas de fuerzas suelen ser costosas, a veces difíciles de operar y su falta de portabilidad limita su uso fuera de los laboratorios. Según Duarte y Freitas [58] y Barela [59], los precios comerciales para las plataformas de fuerzas son de alrededor de US \$ 10,000 a US \$ 20,000. Debido al alto costo de las plataformas de fuerza existentes, es deseable el desarrollo de modelos más simples de bajo costo para el análisis de parámetros biomecánicos, principalmente debido al hecho de que hay escasez de plataformas de fuerza de buena resolución a precios accesibles [60], [61].

Este trabajo se enfocará en el desarrollo de una plataforma de medición de fuerzas que permita obtener la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo (F_y) y la trayectoria del centro de presiones (CoP). El dispositivo se caracterizará por su bajo costo, simplicidad de construcción y disponibilidad de partes en el mercado.

2. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN

Uno de los objetivos de este proyecto es realizar un sistema de bajo costo y de sencillo ensamblado. Para lograrlo, se abordó un diseño modular, utilizando un Arduino como base de control y procesamiento, y módulos comerciales conocidos también como “shields”. Una ventaja de trabajar con un sistema modular es que, frente a una falla técnica, permite intercambiar solo la parte dañada. A su vez, permite al interesado en el proyecto, realizar modificaciones del sistema de forma muy sencilla o simplemente agregar más accesorios o módulos.

En este capítulo se detallan los distintos elementos que componen al sistema. En la Fig. 14 se puede observar un diagrama en bloques del sistema implementado.

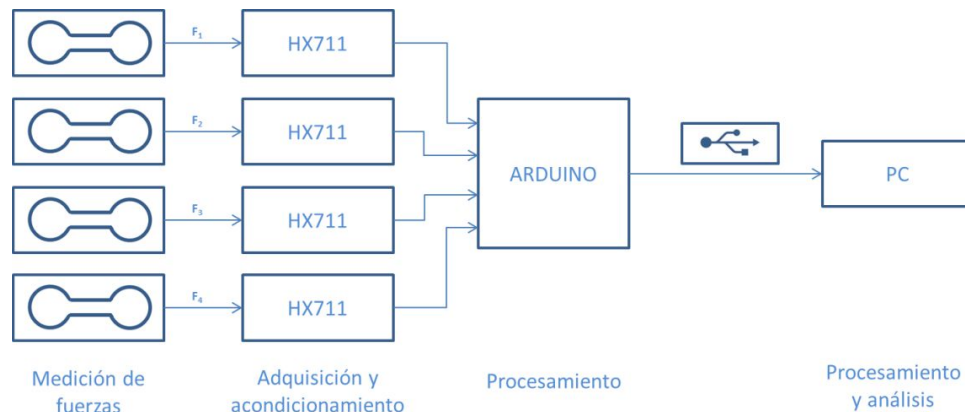


Fig. 14 Diagrama en bloques de los elementos que componen al sistema

2.1. Plataforma rígida de medición de fuerzas

En la Fig. 15 podemos observar la plataforma implementada, compuesta por una placa rígida de aluminio de 49 cm x 49 cm x 0,8 cm montada sobre cuatro celdas de carga en sus extremos, las cuales se encuentran solidarias a los puntos de apoyo regulables en altura.



Fig. 15 Izquierda: foto de la cara superior de la plataforma con una plantilla para calcular el CoP. Derecha: foto de la cara inferior de la plataforma, con las celdas de carga y una caja contenedora de la electrónica

Para la construcción de la plataforma se utilizó una placa de aluminio del tipo 5083. Se optó por este material, por ser liviano y resistente. El principal elemento de aleación de un aluminio de serie 5xxx es el magnesio. Las aleaciones de esta serie poseen buenas características de soldadura y buena resistencia a la corrosión.

Las características más importantes de este material se pueden observar en la Tabla 1

Propiedad	Valor
Densidad	2.66 g/cm ³
Modulo elástico	71 GPa
Intervalo de fusión	590 - 638 °C
Coeficiente de dilatación lineal de 20 a 100°C	24.2 1/10 ⁶ K
Conductividad térmica a 25°C	120 W/K.m
Resistividad eléctrica a 20°C	6.0 μΩcm
Conductividad eléctrica a 20°C	29% IACS*
Calor específico a 20°C	900 J/kg

Tabla 1 Propiedades físicas típicas del aluminio a temperatura ambiente (20°C) [62]

***IACS: International Annealed Copper Standard**

2.2. Medición de fuerzas

2.2.1. CELDAS DE CARGA

Para medir la fuerza aplicada sobre la superficie superior de la plataforma, se utilizaron 4 celdas de carga del tipo CD100. Cada celda cuenta con 4 galgas extensiométricas en configuración puente completo (full bridge). Estas celdas son del tipo “single point”, que miden fuerza en el sentido perpendicular a la cara de aplicación, y cuyo rango de linealidad va de 10 a 100 Kg. Las celdas están ubicadas en los cuatro vértices de la placa, de manera que las fuerzas que se apliquen a su cara superior se distribuirán uniformemente en las cuatro celdas. La componente vertical de la fuerza de reacción del suelo varía entre 0% y 120% del peso corporal durante un ciclo de la marcha. Por otro lado, la fuerza máxima oscila entre 2.5 y 4.2 veces el peso corporal durante un salto vertical [63]–[65]. Es por esto que se supone que la fuerza máxima que va a ser ejercida será menor a 400 kg. Las especificaciones generales más importantes se muestran en la Tabla 2.

	Característica
Tipo de celda	CD
Carga Nominal (CN)	100 kg
Familia	SinglePoint
Sensibilidad	2 mV/V
Creep	0,03% CN
Corrimiento del cero con la temperatura	0,003% CN
Histéresis	0,02% CN
Corrimiento de la sensibilidad con la temperatura	0,0015% CN
Límite de sobrecarga	150% CN
Límite de rotura	300% CN

Tabla 2: Características de la celda de carga CD100 [66]

Una imagen de la celda de carga utilizada se puede ver en la Fig. 16 La misma tiene dos agujeros de sujeción que se roscaron en Withworth 5/16. Se ancló a la base con dos tornillos Allen cabeza fresada y se aseguró la sujeción con fijador de rosca anaeróbico tipo RN1.



Fig. 16 Celda de carga CD100 [66]

En la Fig. 17, se pueden observar las medidas de la celda de carga utilizada.

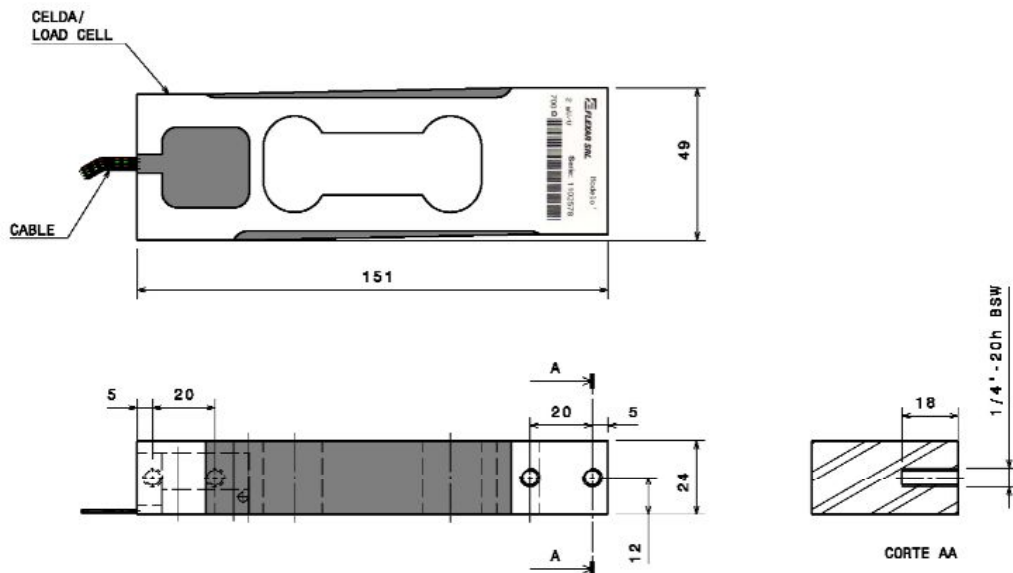


Fig. 17 Medida de la celda de carga CD100 [66]

2.2.2. GALGAS EXTENSOMÉTRICAS

Las galgas extensométricas son sensores del tipo resistivo, basadas en la variación de la resistencia de un conductor o semiconductor cuando es sometido a un esfuerzo mecánico. Considerando un hilo metálico cilíndrico de resistividad ρ , sección A y longitud l , su resistencia eléctrica R puede calcularse según la ecuación (6) [23], [67], [68]:

$$R = \rho \frac{l}{A} \quad (6)$$

Para pequeñas variaciones, la resistencia del hilo metálico deformado es:

$$R = R_0(1 + x) \quad (7)$$

donde R_0 es la resistencia en reposo y $x=K\varepsilon$, siendo K el factor de sensibilidad de la galga y ε la deformación unitaria.

Conociendo los cambios de resistencia se podrán conocer los esfuerzos aplicados que generan la deformación del sensor. Un resistor dispuesto de forma que sea sensible a la deformación constituye una galga extensométrica. Para comprender la morfología de una galga, se muestra a continuación un ejemplo en la Fig. 18 [24], [67], [68].

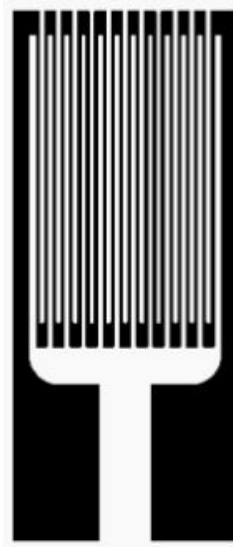


Fig. 18 Galga extensométrica [69]

Las galgas extensiométricas presentan ciertas limitaciones [67]:

- El esfuerzo aplicado no debe llevar a la galga fuera del margen elástico de deformaciones (generalmente 4% de la longitud de la galga).
- La medición solo será correcta si el esfuerzo es transmitido totalmente a la galga y si ésta se encuentra aislada eléctricamente del objeto donde se mide y protegida del ambiente.
- La temperatura es una fuente de interferencias, ya que afecta la resistividad y módulo de elasticidad del material, a sus dimensiones y a las dimensiones del soporte. Esta interferencia se compensa con el método de la entrada opuesta: empleo de galgas pasivas, que son iguales a la de medida y que se disponen junto a ésta, de forma que experimenten el mismo cambio de temperatura, pero que no están sometidas a esfuerzos mecánicos.
- Idealmente, las galgas deberían ser puntuales para poder medir los esfuerzos en un punto concreto. En la práctica sus dimensiones son apreciables, y se supone que el “punto” de medida es el centro geométrico de la galga.

Pese a todas estas limitaciones, por su pequeño tamaño, gran linealidad y baja impedancia, las galgas extensométricas son uno de los sensores de mayor aplicación. Para poder implementarlas es necesario montarlas sobre una superficie que las contengan. Las celdas de carga son un dispositivo diseñado y fabricado utilizando galgas extensométricas para medir fuerza en una dirección específica y con características particulares como rango de peso o sensibilidad.

Para adquirir estas señales es necesario de un acondicionamiento específico realizado mediante un puente de Wheatstone. Este permite medir variaciones de resistencias muy pequeñas en magnitud, obteniendo como salida una tensión proporcional a dicha variación. Si no se producen cambios en la resistencia, el puente se encuentra en equilibrio por lo que la tensión no varía [24], [67], [68]. En la Fig. 19 se puede ver el circuito que lo representa.

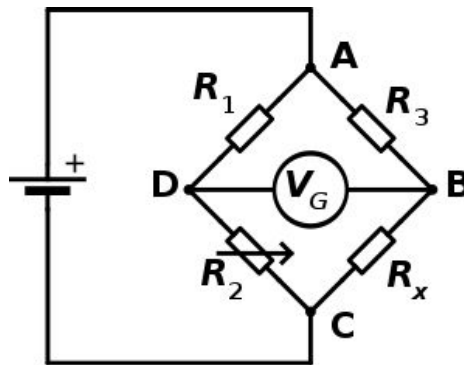


Fig. 19 Puente de Wheatstone [67]

Para conocer la variación de una resistencia se utiliza la siguiente ecuación:

$$V_G = \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} - \frac{R_X}{R_X + R_3} \right) V_S \quad (8)$$

2.3. Adquisición de las señales

2.3.1. HARDWARE

Como se mencionó anteriormente, las celdas de carga son un tipo de sensor que transducen la deformación consecuente de la aplicación de una fuerza, en un cambio de resistencia. Para poder medir este cambio de magnitud, es necesario contar con un sistema de acondicionamiento y amplificación. Para ello se utilizó un circuito integrado comercial fabricado exclusivamente para este fin. Se lo comercializa bajo el nombre de HX711 y es fabricado por Avia Semiconductor (Fig. 20). Como el sistema cuenta con cuatro celdas de carga, se utilizaron cuatro HX711. Este chip viene provisto de un conversor de 24 bits de precisión, un amplificador de ganancia programable (PGA) y salida serie.

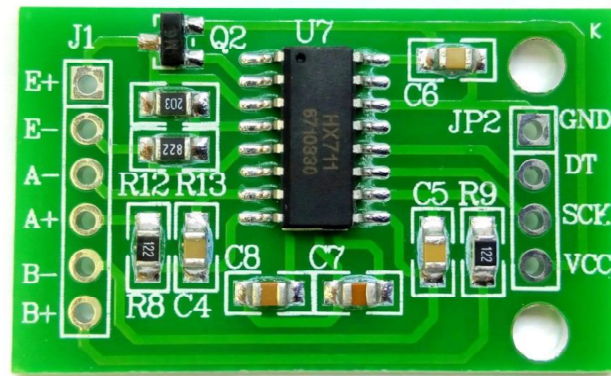


Fig. 20 Amplificador HX711 [70]

Las características más importantes se muestran en la Tabla 3:

Especificación	Característica típica
Alimentación	2.6-5.5 V
Rango de entrada diferencial a escala completa	$\pm 0.5V$
Frecuencia de salida	80 Hz
Resolución	24 bits
Protocolo de salida	Complemento a 2
Ganancia de entrada	128 (canal A)
Corrimiento por temperatura	$\pm 6 \text{ nV}/^{\circ}\text{C}$
CMRR	100 dB

Tabla 3 Características técnicas del HX711 [70]

En la Fig. 21 se puede observar su diagrama de conexión. A la izquierda del esquema se pueden ver dos entradas para celda de carga, multiplexadas internamente. A la derecha, se pueden ver dos pines, DOUT y SCK, utilizados para la comunicación con el microcontrolador. Utiliza complemento a dos en su protocolo de salida, lo que permite medir tanto valores positivos como negativos. Los pines X1 y X0 son utilizados para controlar la frecuencia de adquisición, pueden adquirirse 10 o 80 muestras por segundo utilizando el cristal interno del circuito integrado. Además, el HX711 cuenta con la posibilidad de activarse y desactivarse para trabajar en bajo consumo si se lo desea.

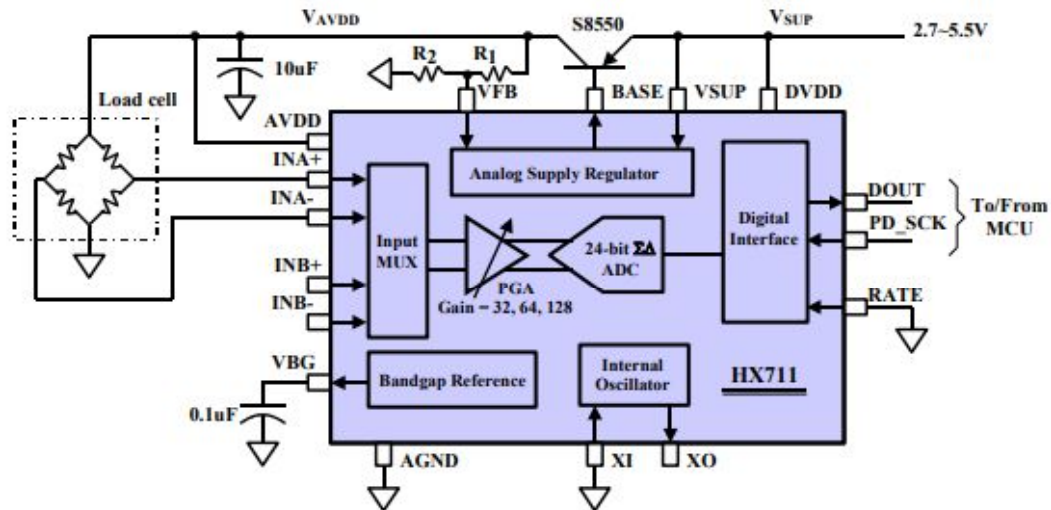


Fig. 21 Diagrama de conexión del amplificador HX711 [70]

El circuito de conexonado, se puede ver en la Fig. 22.

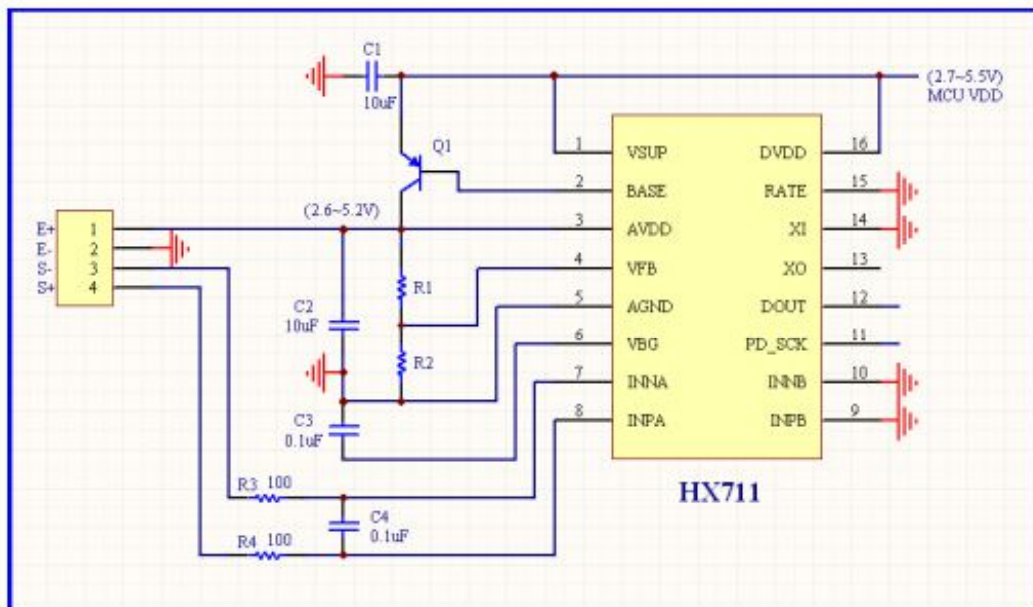


Fig. 22 Circuito de conexonado del amplificador HX711 [70]

Para el montaje de los cuatro módulos de amplificación de las celdas de carga, se diseñó un circuito impreso. Se observan dos imágenes: la primera (Fig. 23) es un modelo de cómo quedaría la placa finalizada, mientras que la segunda (Fig. 24) es un diagrama de pistas, el cual puede ser impreso y transferido a una placa virgen. Se recomienda el uso de placas tipo FR4 para evitar interferencias por capacidades parásitas.

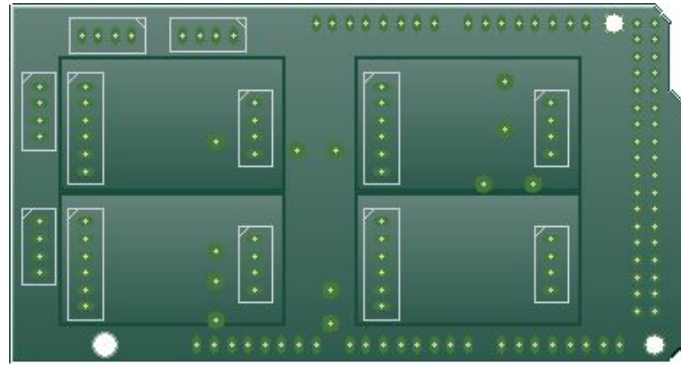


Fig. 23 Placa sobre la que se montan los amplificadores

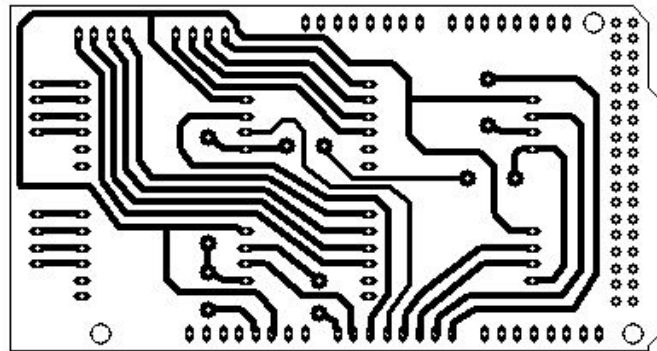


Fig. 24 Circuito a ser impreso en la placa

El mismo tiene los agujeros de sujeción diseñados para ser montado en un **Arduino Mega** (preferentemente), o un **Arduino Uno**. Sobre esta placa se colocan los cuatro módulos de amplificación de celdas de carga.

El modelo completo del módulo de adquisición terminado se muestra en la Fig. 25. Esta muestra un renderizado en donde se ve la placa base, junto a los cuatro módulos de celda de carga y las borneras de conexión.

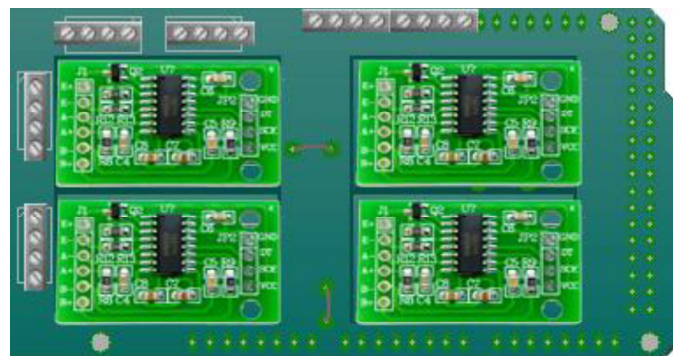


Fig. 25 Módulo de adquisición formado por una placa FR4 y 4 amplificadores HX711

Las borneras laterales son para conectar las celdas de carga, mientras que las superiores son para conectar el led infrarrojo, un dispositivo sonoro autoresonante (Buzzer) y el sincronismo con un módulo de electromiografía.

2.3.2. COMUNICACIÓN

La comunicación con el microcontrolador se realiza mediante un protocolo serie bidireccional como el que se muestra en la Fig. 26. Se puede ver que los datos se envían con el formato “Big-endian”: primero el bit más significativo hasta llegar al menos significativo. Como el sistema cuenta con cuatro celdas de carga, se utilizaron cuatro HX711, y se leyeron secuencialmente para adquirir los valores de cada una.

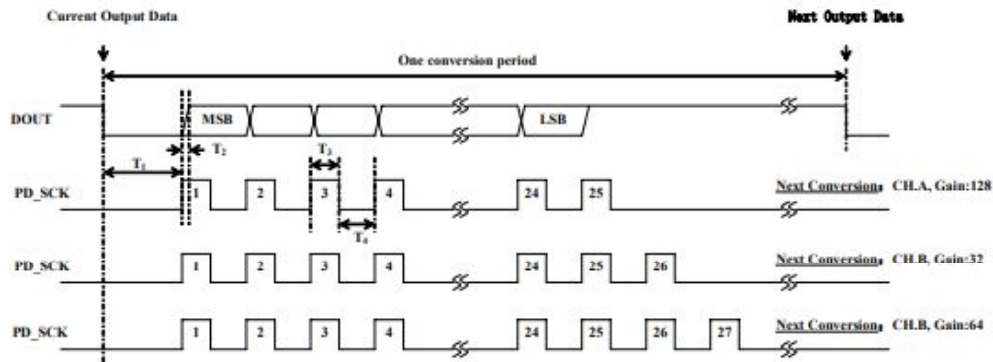


Fig. 26 Protocolo serie bidireccional [70]

2.3.3. ACONDICIONAMIENTO DE LAS SEÑALES

Se utilizó un Arduino Mega (Fig. 27), que utiliza un microcontrolador Atmega 2560, funcionando a 16 MHz.

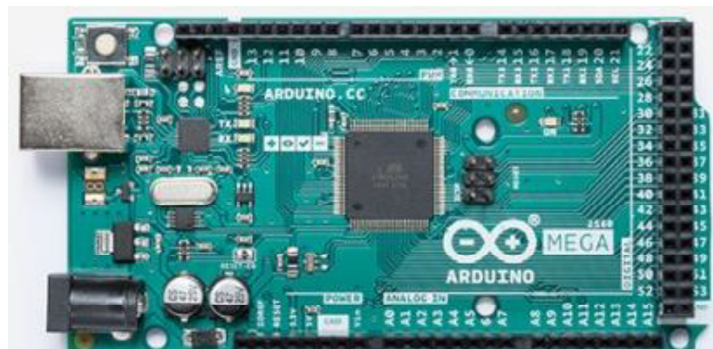


Fig. 27 Arduino Mega [71]

Las características más importantes se muestran en la Tabla 4:

Especificación	Característica
Microcontrolador	Atmega2560
Tensión de operación	5 V
Tensión de entrada	7-12 V
Tensión máxima de alimentación	20 V
Entradas/Salidas digitales	54 (15 PWM)
Entradas analógicas	16
Corriente máxima por pin	20 mA
Memoria Flash	256 KB (8 KB utilizados para el bootloader)
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Clock	16 MHz
Medidas	101.52 mm x 53.3 mm
Peso	37 g

Tabla 4 Características técnicas del Arduino Mega [71]

La función principal del microcontrolador es la de procesar la información que adquieren de los chips de adquisición HX711. Para que la medición de éstos sea fidedigna es necesario calibrarlos primero. Para ello el microcontrolador le envía en su rutina de inicialización tres parámetros. El primero es el nivel de amplificación, que configura la ganancia del amplificador de ganancia programable (PGA). El segundo es la selección de canal, habilitando la lectura de la entrada A o la entrada B del chip. El tercero es opcional, pero muy útil, y es el control de tarado que configura la referencia de peso en cero. Estos tres valores pueden ser modificados en cualquier momento. No se graban en el chip, por lo que es necesario enviárselos cada vez que se enciende el sistema.

La rutina de inicialización se ejecuta una sola vez al comienzo del programa, mientras que el bucle repetitivo se ejecuta secuencialmente y de forma continua. En la Fig. 28 podemos observar el diagrama en bloques del funcionamiento del amplificador.

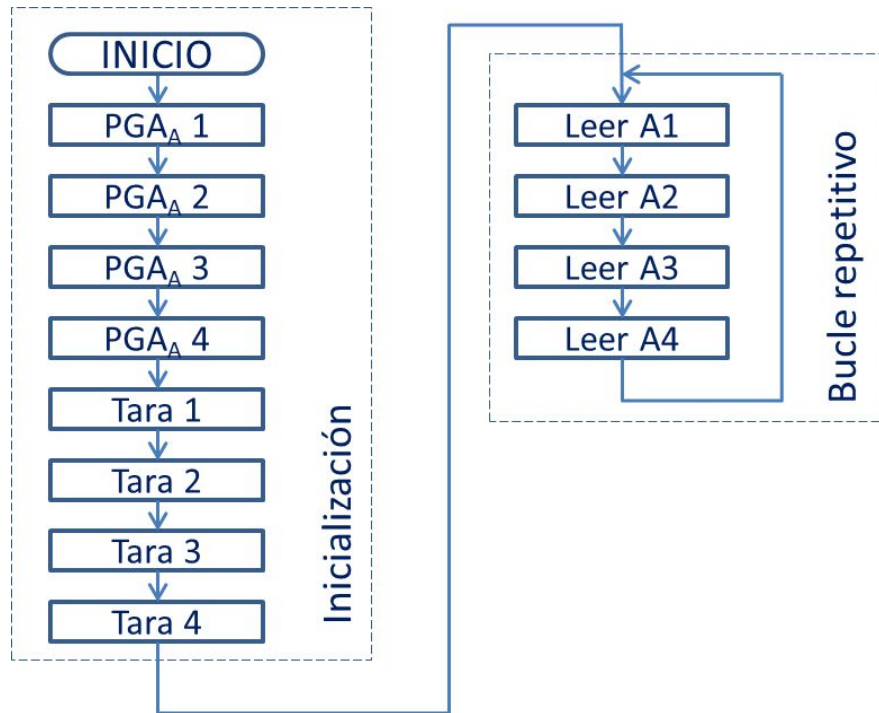


Fig. 28 Diagrama en bloques del funcionamiento del amplificador

Una vez inicializado el sistema, éste ingresa en un bucle de lectura infinito, donde si el valor neto es superior a un umbral (predefinido en 250 gramos), envía los datos por el puerto USB a una computadora para ser procesados por software descrito más adelante. Se identifica el contacto inicial con la primera muestra de la fuerza de reacción vertical del suelo que excede dicho umbral. Se supone que las fuerzas por debajo de este umbral son adquisiciones incorrectas [72], [73]. Solo son enviados los datos que superan el umbral para poder identificar el contacto inicial con precisión y poder realizar el cálculo del CoP, explicado más adelante. A su vez, le envía la orden a un led infrarrojo y a un puerto auxiliar para que se enciendan. Esto sirve de sincronismo entre la plataforma y los sistemas de videografía y de electromiografía.

Durante las primeras adquisiciones, las celdas presentaban errores aleatorios. Para corregir este tipo de errores se optó por un filtro de mediana móvil. El mismo se implementa de forma iterativa en ventanas de 3 elementos. Esta recoge las últimas 3 mediciones y calcula su mediana. La Fig. 29 muestra el diagrama en bloques donde se detalla el algoritmo de adquisición.

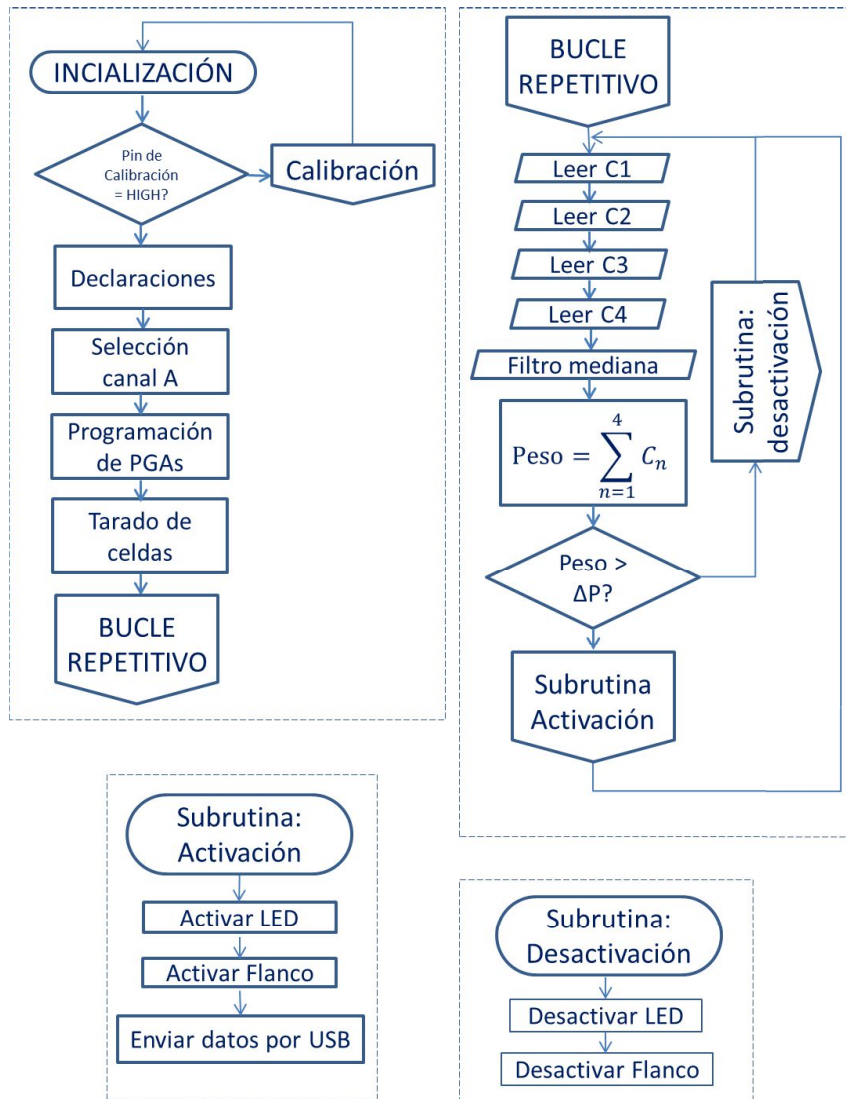


Fig. 29 Diagrama en bloques del funcionamiento del microcontrolador

2.3.4. RUTINA DE CALIBRACIÓN

Como las celdas de carga están sujetas a deterioro debido al uso, maltrato o envejecimiento, tienden a cambiar sus propiedades. Por este motivo se debe realizar una calibración a intervalos regulares para establecer el rendimiento actual de la celda de carga. Las celdas de carga también pueden volverse menos confiables debido a la influencia eléctrica, los efectos mecánicos, fallas de instrumentación, deterioro de conexiones, etc. A menos que las calibraciones se realicen de manera rutinaria, las lecturas pueden volverse cada vez menos precisas, y el usuario puede desconocer potencialmente que se están utilizando datos defectuosos [64]. Debido a esto, se implementó una rutina dedicada a la calibración de las mismas (ver Fig. 30). La calibración establece la relación entre las fuerzas aplicadas a la plataforma y la tensión de salida de la celda de carga. Para esto se dispone la plataforma con su cara reversa hacia arriba, se desenroscan los apoyos regulables en altura y se coloca la pesa patrón certificada sobre la cara sensible de la celda a calibrar. De esta forma se garantiza que al colocar la pesa patrón, la celda a calibrar reciba todo el peso.

Para acceder a esta rutina, es necesario encender la plataforma presionando el pulsador asociado a uno de los pines programados para tal fin. En este caso se seleccionó la entrada digital numero dos (D2) ubicado en el pin 6 del microcontrolador.

Cuando se enciende el dispositivo con el pulsador activo, el sistema se prepara para ser calibrado. El sistema emite un primer pitido, que indica la colocación de la pesa patrón en la primera celda. El sistema detecta peso y comienza la rutina de calibración.

Esta rutina consiste en un bucle iterativo de aproximaciones sucesivas, donde cada ciclo aproxima el valor leído al valor patrón. El bucle se termina de repetir cuando el error obtenido sea menor que un delta de error definido. Al finalizar se escucha un pitido que le indica al usuario que coloque la pesa patrón en la siguiente celda. Cuando las cuatro celdas se hayan calibrado, el resultado se guarda en la memoria EEPROM del microcontrolador. Dicho valor se carga cada vez que se inicia el sistema.

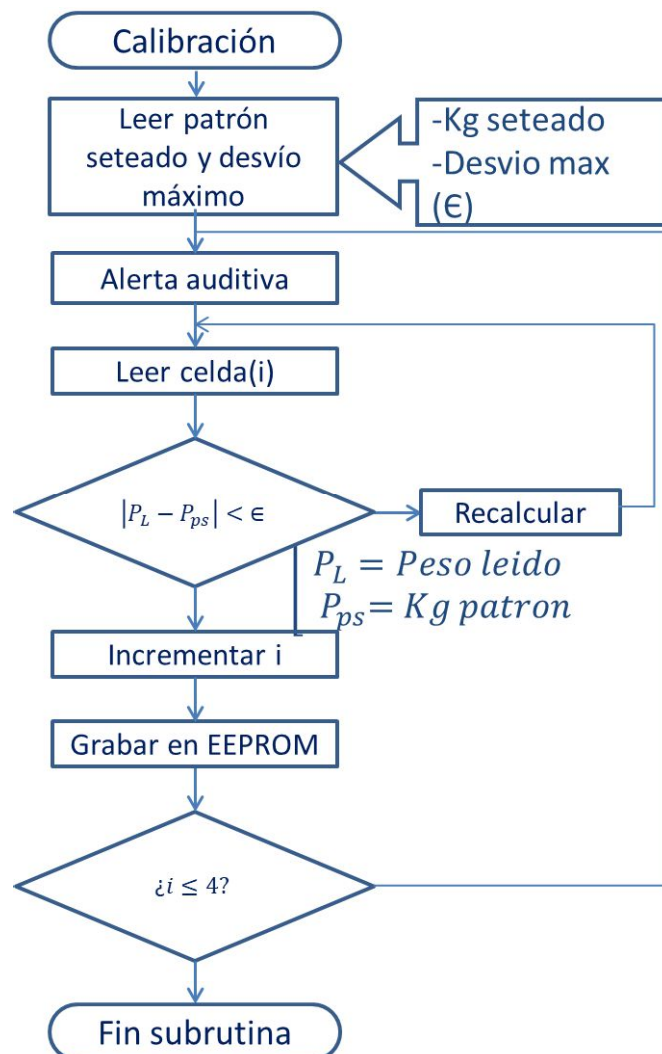


Fig. 30 Diagrama en bloques de la rutina de calibración

2.4. Protocolo de comunicación

La transmisión de los datos desde el Arduino hasta la computadora se realizó utilizando un protocolo serie a través del USB. La velocidad óptima de transmisión resultó en una tasa de bits de 115200 Baudios. El control de flujo se efectuó por hardware y se enviaron los datos sin paridad. Para facilitar la programación, la transmisión se realizó en código ASCII. Este formato tiene la desventaja de ser más lento, ya que se envía carácter a carácter, pero como la frecuencia de muestreo es inferior a la tasa de velocidad de transmisión, no representa un problema.

Los datos se enviaron en paquetes, cada paquete conteniendo el valor de las cuatro celdas. De esta manera el procesamiento de las señales se realiza en el software de procesamiento, para conocer también el centro de presión.

El protocolo de transmisión elegido es el siguiente:



Por ejemplo, si un sujeto de 100 Kg se sitúa sobre la plataforma exactamente en el centro, todas las celdas medirían un cuarto del peso total y lo que se enviaría a la computadora es lo siguiente:



En el hipotético caso de que esa persona se sitúe encima de una única celda, por ejemplo la tercera, se enviaría lo siguiente:



2.5. Gabinete contenedor de electrónica

Para contener la electrónica del sistema se diseñó un gabinete que fue impreso en 3D: se utilizó filamento de ácido poliláctico (PLA) y se realizó el acabado a mano. Se colocó en la cara inferior de la plataforma, como puede observarse en la Fig. 15. La fijación a la plataforma se logró mediante adhesivo de contacto. El gabinete de 7,6 cm x 12,1 cm x 5,5 cm tiene las medidas necesarias para contener el Arduino, la placa con los Shields amplificadores y una placa adicional que el usuario puede colocar si es que lo desea.

El modelo renderizado de la caja se puede ver en la Fig. 31:



Fig. 31 Renderizado de la caja impresa en 3D para contener la electrónica

Los accesos rectangulares se utilizan para conectar las celdas de carga a los amplificadores HX711, mientras que el acceso restante se utiliza para conectar el microcontrolador a la PC.

2.6. Pasarela

Se dispuso de una pasarela de 1,22 m x 2,44 m, sobre la cual se montó la plataforma, para evitar que el sujeto realice una marcha anormal (Fig. 32). Ésta tiene una baranda de seguridad y puertas laterales de servicio para pasar los cables.



Fig. 32 Pasarela utilizada para las mediciones dinámicas

En la Tabla 5 del Anexo 1: PRESUPUESTO se observa el presupuesto de los componentes elegidos que se detallaron en este capítulo.

2.7. Software de procesamiento

2.7.1. CÁLCULO DE LAS VARIABLES DE INTERÉS

Se diseñó un algoritmo para procesar las señales, implementado en MATLAB (Mathworks, USA) . Dicho algoritmo desconcatena los datos ingresados por puerto serie en cuatro valores, uno por cada celda. A partir de estos valores se calcula la componente vertical de la fuerza de reacción del piso (F_y) y las coordenadas del CoP (X_{cop} , Z_{cop}), según [23], [27], [60], [74]:

$$F_y = F1 + F2 + F3 + F4 \quad (9)$$

$$X_{COP} = \frac{X}{2} \left(1 + \frac{F2 + F3 - (F1 + F4)}{F_y} \right) \quad (10)$$

$$Z_{COP} = \frac{Z}{2} \left(1 + \frac{F1 + F2 - (F3 + F4)}{F_y} \right) \quad (11)$$

$$F_{yn} = \frac{F_y}{|F_y|} \quad (12)$$

Donde X y Z son la distancia entre los segmentos F2F3-F1F4 y F1F2-F3F4 respectivamente, y F_{yn} la componente vertical de la fuerza de reacción del piso normalizada. En la Fig. 33 se muestra un esquema de la plataforma, con la posición de las celdas, su numeración y los ejes coordenados.

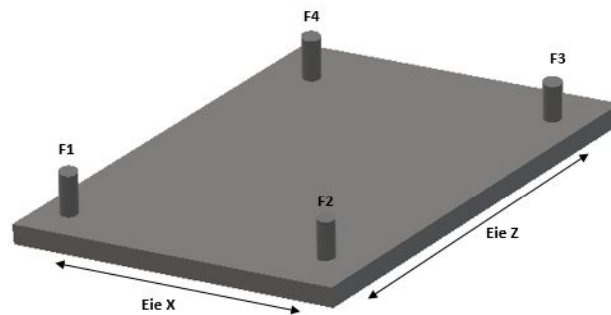


Fig. 33 Esquema de la plataforma indicando la fuerza medida por cada celda y los ejes coordenados

2.7.2. INTERFAZ DE USUARIO

Acompañando el algoritmo antes descripto, se diseñó una interfaz de usuario. En ella se permite el ingreso de datos clínicos, la detección de dispositivos conectados, la elección de parámetros de comunicación y además se muestran las señales adquiridas en tiempo real.

Está interfaz fue implementada en Matlab; se programó con un núcleo orientado a eventos, sobre una interfaz gráfica. A diferencia de un programa secuencial, el usuario es quien define qué acción se debe realizar, activando una rutina específica con cada botón que pulsa. Esto le permite tener control sobre el sistema.

En la Fig. 34 se observa la interfaz de usuario, con dos ventanas en blanco, que mostrarán datos cuando una persona ejerza presión sobre la plataforma. En la ventana de la izquierda se graficará la componente vertical de fuerza ejercida por el paciente en función del tiempo. En la ventana de la derecha se mostrará el desplazamiento del centro de presión por la plataforma.

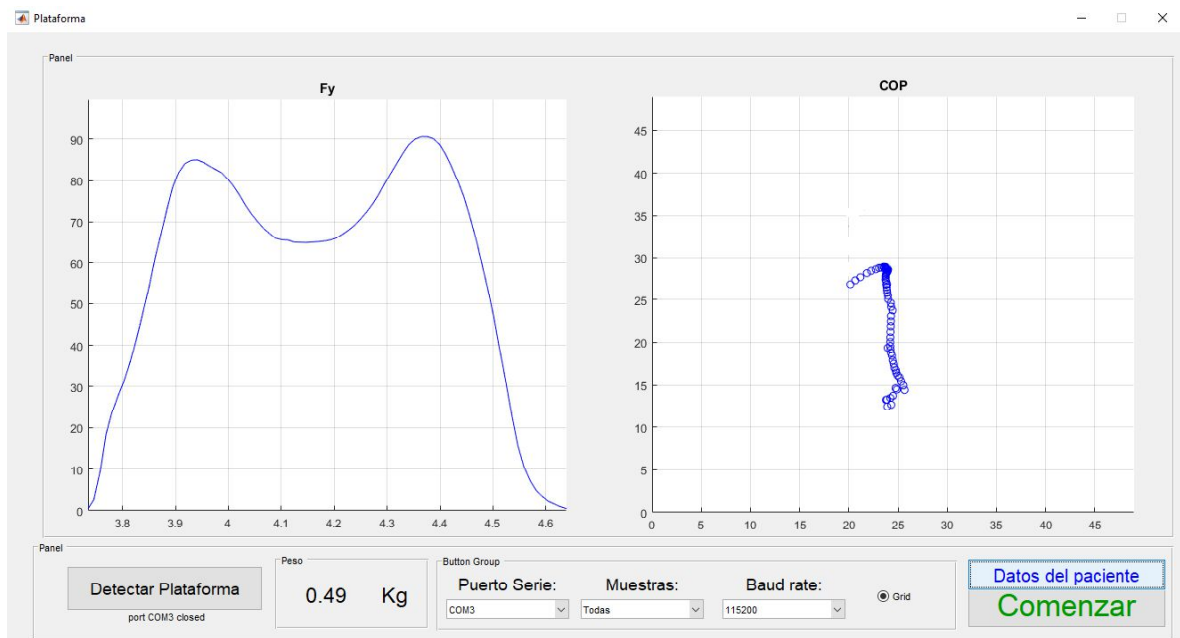


Fig. 34 Interfaz de usuario

A continuación, se muestran los diagramas en bloques de los eventos posibles. El siguiente diagrama (Fig. 35) muestra la rutina principal que aparece cuando uno inicia la aplicación.

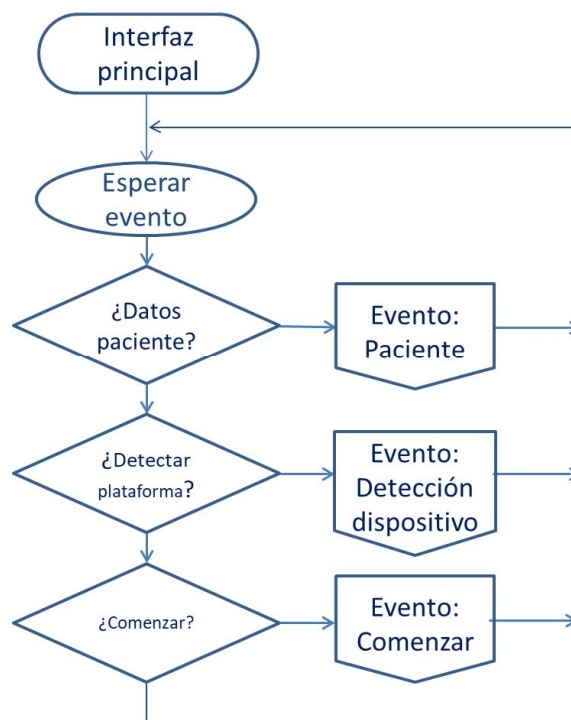


Fig. 35 Diagrama en bloques de los eventos de la interfaz gráfica

Al iniciar la aplicación, el programa espera por tiempo indefinido a que suceda un evento. Cada botón dispara un evento diferente. En la Fig. 34 se puede observar la interfaz y los botones asociados a cada una de las rutinas antes mencionadas.

En la parte inferior de la interfaz, se observan los botones de posibles eventos ejecutables. El primero corresponde al evento de detección de plataforma. Éste se describe a continuación en la Fig. 36. Es una rutina que puede activarse o no, y en cualquier momento de la ejecución. Si se conoce la información de conexión, no necesita ejecutarlo, simplemente seleccionar el puerto y la velocidad de transmisión. De entrar en esta rutina, lo primero que se realiza es una detección de todos los puertos disponibles. Luego se intenta abrir uno por uno, hasta que uno coincida con las especificaciones deseadas. Si esto es exitoso se establece la conexión, de lo contrario se emite una alerta.

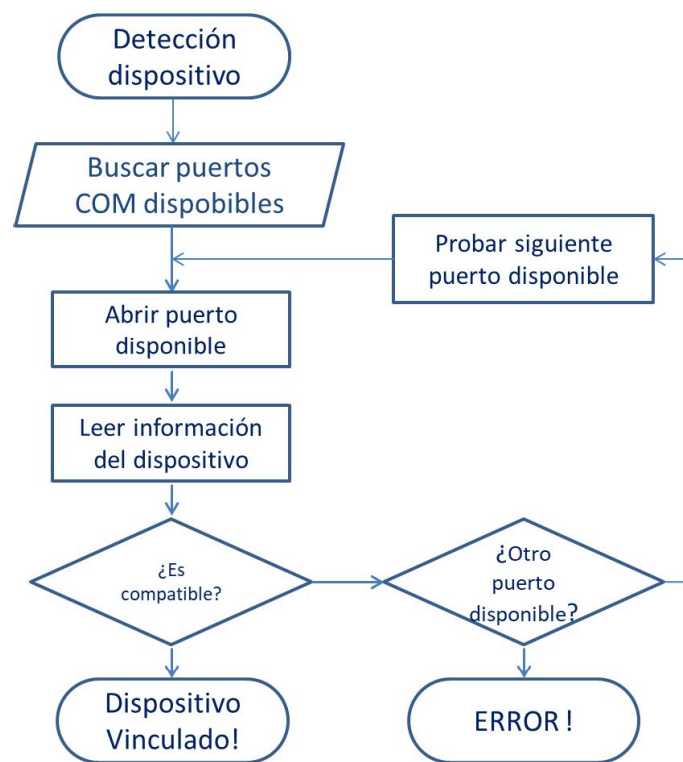


Fig. 36 Diagrama en bloques del evento Detección del dispositivo

Mediante el botón "Datos del paciente" se accede a una ventana (Fig. 38) para cargar los datos clínicos de los pacientes. Éste permite almacenar junto a las señales adquiridas datos como Nombre, apellido, Documento, Dirección, Peso, Altura, y otros que se consideren necesarios, como por ejemplo medicaciones habituales. Dentro de esta ventana hay dos posibles acciones a realizar: Una es borrar todos los campos y la otra es guardar todos los campos. Si se presiona el botón de guardado, se activa una alerta sonora, se guardan los datos y se cierra la ventana. La Fig. 37 muestra el diagrama en bloques de este evento.



Fig. 37 Diagrama en bloques del evento Datos Paciente

La interfaz de usuario, titulada 'Datos_pac', contiene un formulario 'Datos del paciente' con los siguientes campos:

- Nombres:** Campo de texto.
- Apellidos:** Campo de texto.
- Sexo:** Selector de lista desplegable con 'Masculino' seleccionado.
- Edad:** Campo de texto.
- Peso:** Campo de texto.
- Altura:** Campo de texto.
- Documento:** Campo de texto.
- Dirección:** Campo de texto.
- Otra información:** Campo de texto grande.

En la parte inferior del formulario hay dos botones: 'Borrar' y 'Guardar'.

Fig. 38 Interfaz del evento Datos Paciente

El último evento corresponde al botón “Comenzar”. Cuando este evento se activa, el programa queda a la espera de información proveniente de la plataforma. Cuando llega un paquete de datos, es necesario decodificarlo. Para ello se separa el valor de peso de cada una de las celdas y el valor de tiempo. Se suman los pesos de cada una de las celdas y se calcula el peso total (ecuación (9)). Se almacena este valor y se muestra en el visualizador de peso. Luego se calcula el centro de presión (ecuaciones (10) y (11)) y se almacena. Cuando se terminaron de ejecutar todas las rutinas matemáticas, se procede a graficar el punto. Esto se repite sucesivamente hasta que se presiona el botón “Detener” (el cual solo se visualiza al ejecutar el evento “Comenzar”). Cuando esto sucede, se crea una planilla de cálculo con los datos del paciente, los datos de fuerza y los datos de centro de presión para un futuro análisis. El nombre del archivo es función de la fecha y la hora en que se detuvo el examen y el formato es el siguiente:

DD-MM-AAAA—HH-MM.xlsx

Donde DD es el número de día, MM el número de mes, AAAA el año, HH las horas en formato 24HS, y MM los minutos. La carpeta donde se almacenan los datos es función del nombre y apellido del paciente con el siguiente formato:

Apellido_Nombre.

Si el paciente no existe en la base de datos se crea una carpeta con su nombre y apellido, caso contrario se crea un nuevo archivo.

En caso de querer realizar una nueva medición para el mismo paciente, se debe pulsar nuevamente el botón comenzar. Al realizar esta acción, las ventanas gráficas que muestran los datos se actualizan y quedan listas para una nueva medición. Si no se activa el evento Datos Paciente, el programa genera la nueva planilla de cálculo en la carpeta del último paciente registrado.

2.7.3. APLICACIÓN COMPILADA

Desde un principio el proyecto fue diagramado como un dispositivo de bajo costo y fácil acceso e implementación para los centros que, por diversos motivos, no pudieran acceder a un dispositivo comercial.

Para que el programa sea accesible se utilizó MATLAB Compiler, que permite compartir programas de MATLAB como aplicaciones independientes. Al compilar el programa se genera la aplicación (un archivo “.exe”) que al ejecutarse abre la interfaz de usuario. Esto permite utilizar el dispositivo sin necesidad de ejecutar el algoritmo desde las líneas de código.

Es posible desplegar aplicaciones de forma gratuita utilizando MATLAB Runtime, que es un conjunto independiente de librerías compartidas que permite la ejecución de aplicaciones o componentes compilados sin necesidad de instalar MATLAB (software pago). Es necesario instalar la versión de MATLAB Runtime compatible con la versión de MATLAB en la que se desarrolló la aplicación. Este instalador se descarga desde la página web de Mathworks (<https://la.mathworks.com/products/compiler/matlab-runtime.html>)

3. VALIDACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

Para probar y validar el uso de la plataforma, se realizaron distintas mediciones estáticas y dinámicas.

3.1. Mediciones estáticas

3.1.1. MEDICIÓN ESTÁTICA DE F_y

Para la medición estática de la fuerza de reacción se utilizaron 11 pesas patrón certificadas de 20 kg (x7), 5 kg, 2 kg (x2) y 1 kg (Ver Fig. 39). Las mismas se ubicaron en el centro de la plataforma, tal como se puede observar en la Fig. 40. Se midió la fuerza estática desarrollada por cada pesa y sus combinaciones, luego se la comparó con su valor exacto. Los certificados de calibración de las pesas pueden verse en el Anexo 2: CERTIFICADOS DE CALIBRACIÓN



Fig. 39 Pesas patrón utilizadas para las mediciones estáticas

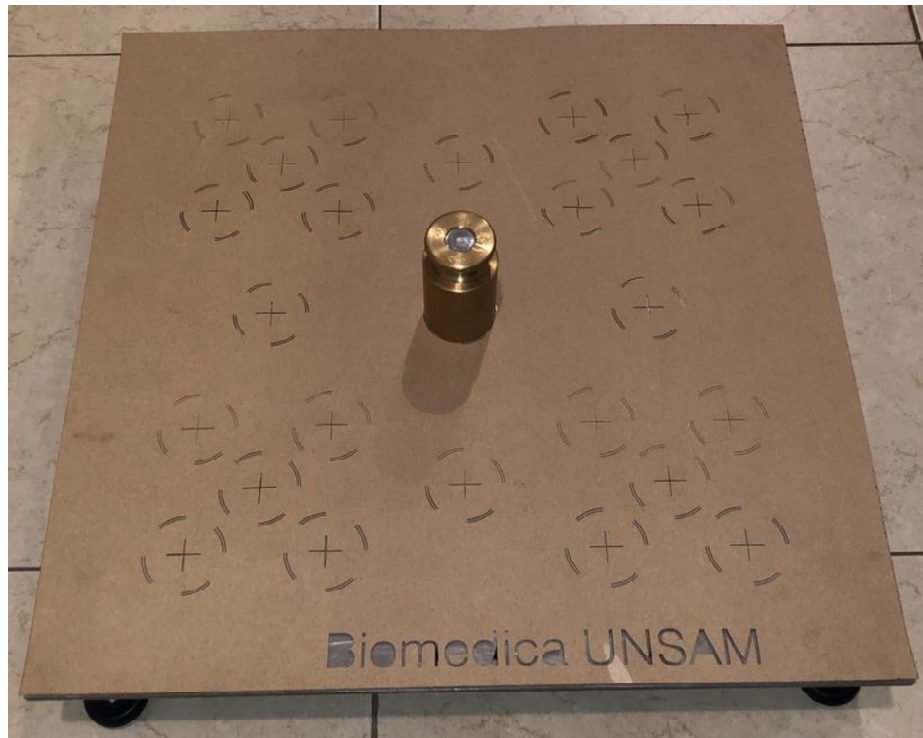


Fig. 40 Plataforma con una de las pesa patrón utilizadas para la medición estática de F_y

En la Fig. 41 pueden observarse los valores de F_y exactos (pesa patrón F_{ye}) y los medidos por la plataforma (F_{ym}). El error promedio fue de 0,94%, con un error máximo de 3,77% en el intervalo 1-10 kg, y de 1,04% en el intervalo 10-120 kg. Se realizó una regresión lineal entre ambas variables, obteniéndose un $R^2=1$.

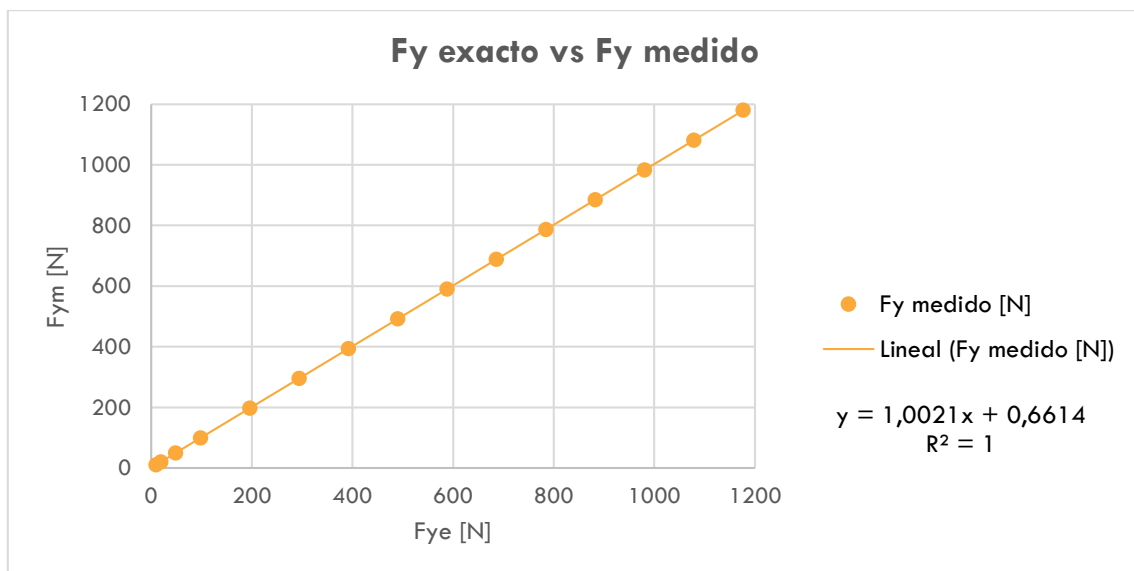


Fig. 41 F_y estática: exacto vs medido

3.1.2. MEDICIÓN ESTÁTICA DEL CoP

Para la medición estática del CoP se utilizó una plantilla de las dimensiones de la plataforma. Esta fue grabada con láser; se marcaron 25 blancos o targets distribuidos en su superficie, definiendo 25 CoP a ser validados (ver Fig. 42). Utilizando una pesa patrón certificada de 2kg se efectuaron mediciones en cada uno de los blancos, y luego se comparó el CoP medido por el sistema con el definido por la plantilla.



Fig. 42 Plataforma con la plantilla grabada en láser para la medición del CoP estático

En la Fig. 43 pueden observarse los valores de CoP exactos y los medidos por la plataforma. Los errores promedio fueron de 2,6 mm para el eje x y de 2,3 mm para el eje z, con un error máximo de 6,1 mm para el eje x y de 5,3 mm para el eje z.

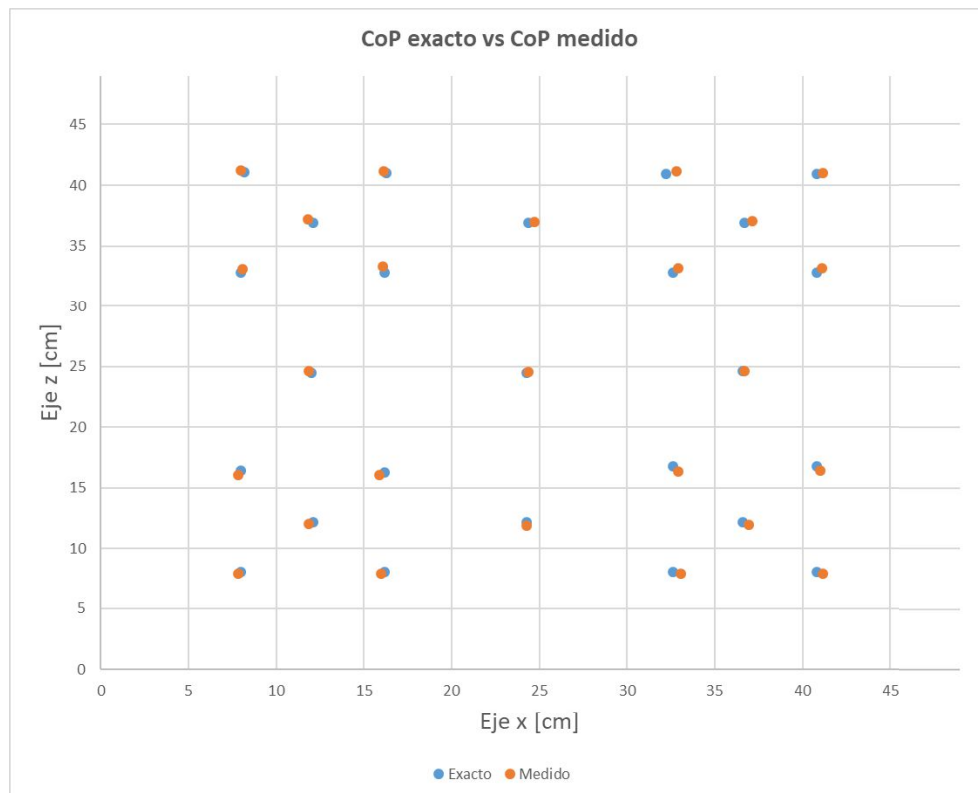


Fig. 43 CoP estático: exacto vs medido

3.2. Mediciones dinámicas

Para las mediciones dinámicas se montó una estructura del tipo pasarela, colocando la plataforma en el centro de la misma, tal como puede observarse en la Fig. 32. El objetivo es evitar que la misma plataforma condicione la morfología natural de la marcha del sujeto a analizar.

3.2.1. MARCHA LIBRE

Se realizó la adquisición de las señales para la marcha libre de 6 sujetos sanos sin alteraciones de la marcha (S1 – S6). Se calcularon la fuerza vertical normalizada al peso de cada sujeto (F_{yn}) y el CoP, durante la FA.

En la Fig. 44 pueden observarse las curvas de F_y a lo largo de la FA durante la marcha libre de los 6 sujetos sanos. La morfología de las curvas y sus valores son consistentes con lo hallado en la literatura [75]–[77].

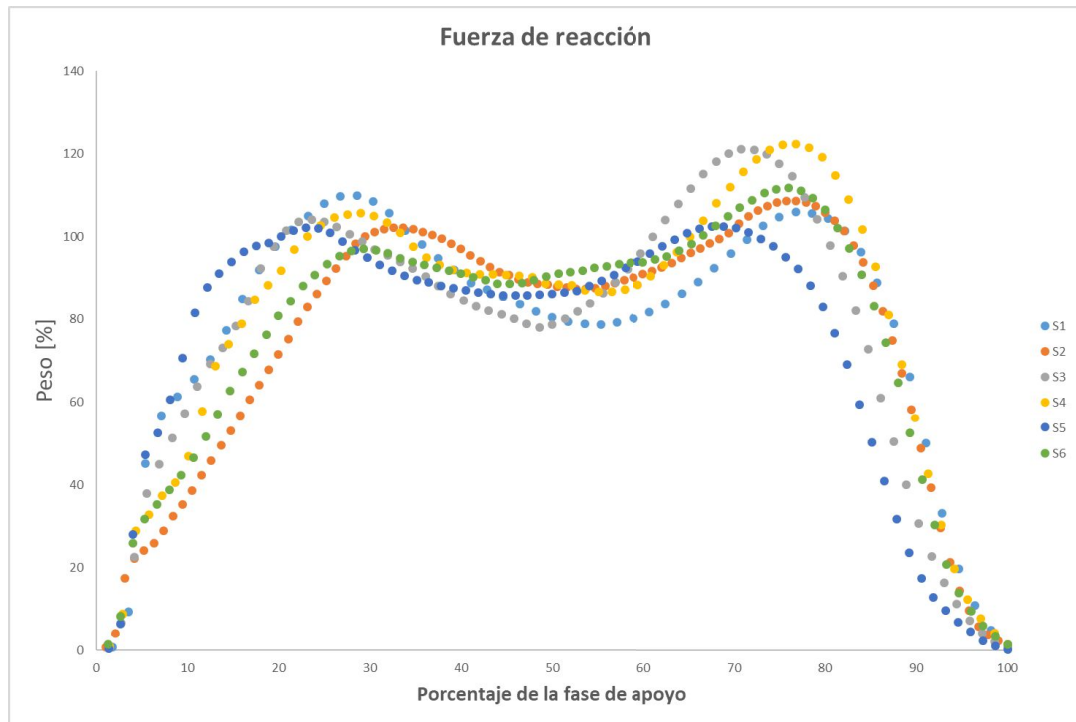


Fig. 44 F_y a lo largo de la FA para 6 sujetos sanos

En la Fig. 45 pueden observarse las trayectorias del CoP a lo largo de la FA durante la marcha libre para la pierna derecha de 6 sujetos sanos. La morfología de las trayectorias son consistentes con lo hallado en la literatura [18], [77], [78].

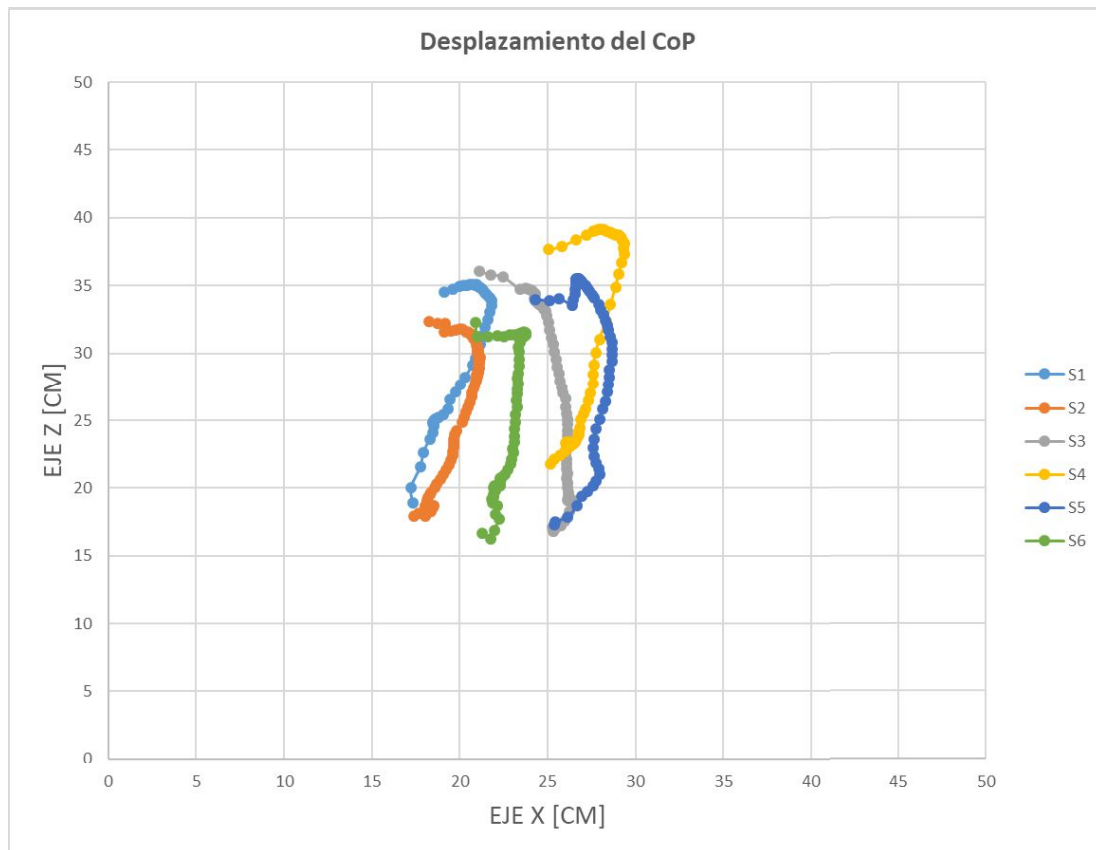


Fig. 45 Trayectoria del CoP a lo largo de la FA para la pierna derecha de 6 sujetos sanos

3.2.2. SALTO VERTICAL EN CONTRAMOVIMIENTO Y SALTO “SQUAT”

Se realizó la adquisición de las señales de pruebas de salto vertical tipo SJ y salto en contramovimiento de 1 sujeto sano sin alteraciones de la marcha. Se calcularon la fuerza vertical desarrollada por el sujeto (F_{yn}) y la altura de vuelo alcanzada, a partir de las ecuaciones (3) y (5).

En las Fig. 47 y Fig. 47 pueden observarse las curvas de F_y durante la prueba de salto vertical en contramovimiento y tipo SJ respectivamente. La morfología de las curvas son consistentes con lo hallado en la literatura [45], [46], [53].

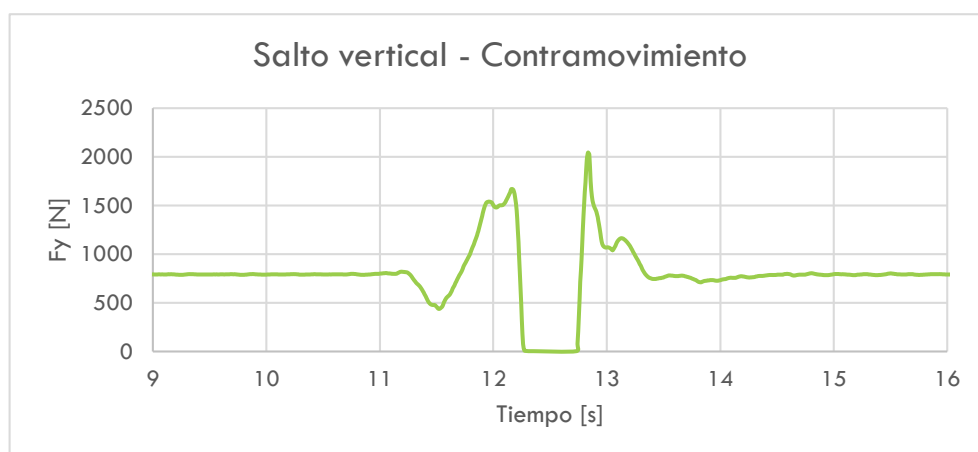


Fig. 46 F_y desarrollada durante un salto vertical en contramovimiento

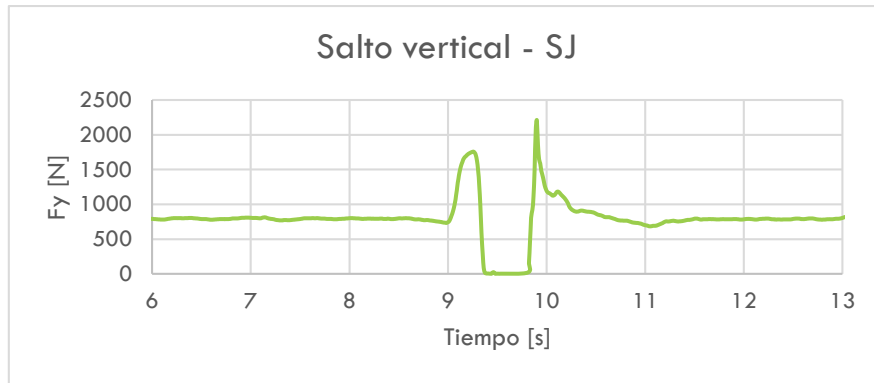


Fig. 47 Fy desarrollada durante un salto vertical tipo SJ

El tiempo de vuelo para el salto vertical en contramovimiento fue de 0,469 segundos. A partir de la ecuación (5) se calculó la velocidad de despegue vertical, que fue de 2,299 metros/segundo. Con esta información, a partir de la ecuación (3), se obtuvo una altura de vuelo de 26,963 cm.

El tiempo de vuelo para el salto vertical tipo SJ fue de 0,435 segundos. A partir de la ecuación (5) se calculó la velocidad de despegue vertical, que fue de 2,133 metros/segundo. Con esta información, a partir de la ecuación (3), se alcanza una altura de vuelo de 23,196 cm.

4. DISCUSIÓN

En este trabajo se desarrolló una plataforma de fuerza para un sistema de análisis de la marcha simplificado, con el fin de evaluar las variables cinéticas más importantes de la marcha humana. Se realizaron distintas mediciones estáticas y dinámicas para comparar el funcionamiento de la misma.

Pese a todas las limitaciones de las galgas extensométricas, por su pequeño tamaño, gran linealidad y su baja impedancia, se eligió implementar este sensor teniendo en cuenta las consideraciones descriptas en Galgas extensométricas.

Los resultados de la medición estática de fuerzas muestran que la plataforma tiene una respuesta lineal en el rango 1-120 kg, con un error promedio de 0.94%. En relación a la validación estática de la medición del CoP, el error promedio para ambos ejes fue de 1,23%, valor próximo a los órdenes de error de las plataformas comerciales (1%). Es lógico que el error en ambas direcciones sea el mismo ya que las celdas de carga y la electrónica de adquisición es igual para los cuatro puntos de medición. El error en la medición estática de CoP fue mayor cuando la carga se encontraba más cerca de los bordes de la plataforma que cuando se encontraba en el centro de la misma. Esto puede deberse a una distribución de carga desigual en la plataforma por un incorrecto nivelado de los puntos de apoyo en la configuración inicial.

En el caso de las curvas de Fyn obtenidas, la morfología y valores de las mismas son repetibles y consistentes con lo hallado en la literatura para el caso de sujetos sin alteraciones de la marcha. Respecto a la trayectoria del CoP, consideramos que las curvas obtenidas son repetibles y adecuadas para caracterizar la pisada en el caso de sujetos sin alteraciones de la marcha.

Las curvas obtenidas para salto vertical son consistentes con lo hallado en la literatura. Es posible observar en las curvas de salto vertical en contramovimiento el cambio provocado por la flexión de las articulaciones de rodillas y caderas, mientras que en las curvas de salto vertical tipo SJ no se observa dicho cambio. Como era esperable, la altura alcanzada por el salto vertical en contramovimiento fue mayor que para el salto vertical tipo SJ [79], [80].

La pasarela diseñada resultó adecuada para ser utilizada en las mediciones de marcha libre, pero debería modificarse en caso de querer utilizarse para mediciones cinemáticas, ya que sobre ella no pueden darse más de dos pasos. El anclaje entre la plataforma y la pasarela es un punto a mejorar. Cuando se diseñó la pasarela no se contempló el uso de puntos de apoyo regulables en altura, por lo que los niveles entre plataforma y pasarela no concuerdan al 100%. Se propone pintar tanto la plataforma como la pasarela de un mismo color, para no producir un patrón de marcha artificial (el sujeto tiende a “apuntar” hacia donde se encuentra la plataforma).

El software desarrollado puede ser utilizado mediante herramientas libres. A su vez, la interfaz gráfica es de uso sencillo, permite almacenar datos de cada paciente y visualizar en tiempo real los gráficos de las variables estudio. Como trabajo futuro, se prevé que los módulos que componen el sistema de análisis de la marcha simplificado se encuentren integrados en un mismo software, cada uno con su respectiva ventana emergente.

Desarrollo de un módulo de medición dinámica de fuerzas para un sistema de análisis de la marcha simplificado

Se lograron sincronizar los 3 módulos que conforman el sistema de análisis de la marcha completo. La sincronización de la plataforma con el módulo de videografía se logró mediante un LED que se enciende cuando la fuerza detectada supera el umbral seteado, mientras que la sincronización con el módulo de EMG se logró enviando un pulso a través de un enlace cableado.

La principal limitación del sistema es la frecuencia de adquisición (80 Hz). Esta frecuencia es adecuada para valorar los aspectos principales de Fyn y CoP, pero escasa para analizar eventos temporales más precisos en gestos motores más complejos. Esta limitación en frecuencia está dada por los módulos de adquisición y conversión (HX711), los cuales fueron elegidos por su simplicidad y fundamentalmente por su costo muy bajo. Se propone reemplazar estos módulos por otros de mayor prestación temporal en caso de desear mayor respuesta en frecuencia.

Otra limitación importante es la medición de la componente vertical de F únicamente. Si bien ésta es la componente más relevante en cuanto a magnitud, en algunos casos de marcha patológica cobra especial interés conocer las componentes tangenciales de F (la fuerza de corte en el sentido de avance de la marcha $-F_x$, y la fuerza de corte medio-lateral $-F_z$). Esta limitación se debe a la utilización de celdas de carga uniaxiales existentes en el mercado, de bajo costo y fácil acceso. Se evaluó la posibilidad de implementar la medición de las dos componentes tangenciales con el agregado de dos celdas de carga CD100. Otra alternativa hubiese sido diseñar una celda de carga triaxial (esta implementación escaparía del objetivo de simplicidad y fácil acceso, pues debe ser fabricada a medida).

Tal como se presentó en la Tabla 5 del Anexo 1: PRESUPUESTO, el costo aproximado de fabricación del sistema es de 583 USD. De todas formas, este valor no es comparable con un sistema comercial, ya que este es un prototipo, el cual no tiene ensayos que lo habiliten como dispositivo médico. Entre ellos, se encuentran ensayos de seguridad eléctrica, compatibilidad electromagnética, contrastaciones y validaciones. Otro aspecto a tener en cuenta, es que este dispositivo no se encuentra habilitado por ANMAT como producto médico.

Si bien es difícil comparar el sistema desarrollado con uno comercial, a partir del análisis realizado a lo largo de este proyecto, se infiere que la simplicidad para armar y utilizar el sistema permiten considerarlo como una alternativa de bajo costo para centros de salud o rehabilitación que no pueden costear un equipo comercial. La plataforma podría ser utilizada también en laboratorios deportivos para realizar análisis de salto vertical.

Se propone como trabajo futuro mejorar la resolución temporal, así como también analizar la aplicabilidad del sistema para discriminar desviaciones respecto de la normalidad de sujetos con discapacidades motrices que implican alteraciones de la marcha, así como también analizar equilibrio y estabilidad.

5. CONCLUSIONES

El sistema desarrollado permite la medición dinámica de las fuerzas que se desarrollan en la interfaz pie-suelo durante la fase de apoyo de la marcha humana. El mismo permite obtener las variables cinéticas básicas (componente vertical de la fuerza de reacción del piso y trayectoria del centro de presiones) con resoluciones espacial y temporal aceptables. Se obtuvieron curvas y valores repetibles y consistentes con lo hallado en la literatura para el caso de sujetos sin alteraciones de la marcha.

Se logró implementar el sistema propuesto utilizando herramientas abiertas y libres (Arduino y electrónica de adquisición específica para esta plataforma), de muy bajo costo, y que permitió obtener las variables mencionadas con precisión y respuesta en frecuencia aceptables.

La dimensión de la plataforma (49cm x 49 cm) y la fuerza máxima medible alcanzada (400 kg) permitieron realizar las mediciones propuestas sin inconvenientes. El error promedio en la medición de fuerzas resultó ser de un 0.94%, mientras que el error promedio en la medición del CoP resultó ser de 2,6 mm para el eje x y 2,3 mm para el eje z. El costo total aproximado del sistema fue de 583 USD, cuando un dispositivo comercial puede rondar los 10.000 USD.

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos, sería posible utilizar el sistema desarrollado en laboratorios deportivos para medir la fuerza máxima desarrollada y en centros de rehabilitación para cuantificar la evaluación y seguimiento de las intervenciones y terapias correspondientes de personas con discapacidad motriz y alteraciones de la marcha.

6. REFERENCIAS

- [1] R. Garbayo, F. Salvucci, C. Fernández Bizcay, y R. Kohanoff, «Experiences in Development and Application of Simplified Technologies for Rehabilitation and Gait Analysis». 2016.
- [2] Instituto Nacional de Estadística y Censos (Argentina) y CONADIS (Commission), Eds., *La población con discapacidad en la Argentina: Encuesta Nacional de Personas con Discapacidad (ENDI)*. Buenos Aires: INDEC : CONADIS, 2005.
- [3] C. Ferrante, «Cuerpo, discapacidad y posición social: una aproximación indicativa al habitus de la discapacidad en Argentina». Intersticios, 2008.
- [4] D. Levine, J. Richards, y M. W. Whittle, *Whittle's Gait Analysis*. Elsevier Health Sciences UK, 2014.
- [5] J. Jankovic, «Gait Disorders», *Neurologic Clinics*, vol. 33, n.º 1, pp. 249-268, feb. 2015.
- [6] C. Marco Sanz, «Cinesiología de la marcha humana normal». Universidad de Zaragoza, 2009.
- [7] J. Perry y J. M. Burnfield, *Gait analysis: normal and pathological function*, 2nd ed. Thorofare, NJ: SLACK, 2010.
- [8] D. J. Schneck, Ed., *Biomechanics: principles and applications*. Boca Raton: CRC Press, 2003.
- [9] C. A. Bohorquez Ávila, «Estudio de La Marcha Humana». Universidad Libre Bogota, 2006.
- [10] M. P. Murray, «Gait as a total pattern of movement», *Am J Phys Med*, vol. 46, n.º 1, pp. 290-333, feb. 1967.
- [11] S. M. Simons, «Clinical assessment of walking and running gait». UpToDate, 2017.
- [12] A. I. Aguadelo Mendoza, T. J. Briñez Santamaria, V. Guarrín Urrego, J. P. Ruiz Restrepo, y M. C. Zapata García, «Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura». CES Movimiento y Salud, 2013.
- [13] G. Khalid, «Kinematic analysis of human gait cycle», 2014.
- [14] B. F. Mazuquin et al., «Kinematic Gait Analysis Using Inertial Sensors with Subjects after Stroke in Two Different Arteries», *J Phys Ther Sci*, vol. 26, n.º 8, pp. 1307-1311, 2014.
- [15] A. Cappozzo, F. Figura, y M. Marchetti, «The interplay of muscular and external forces in human ambulation», *J Biomech*, vol. 9, n.º 1, pp. 35-43, 1976.
- [16] R. Merletti y P. Parker, Eds., *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*. Hoboken: Wiley-Interscience [u.a.], 2004.
- [17] A. M. Bronstein, *Clinical disorders of balance, posture and gait*. London; New York, NY: Arnold ; Distributed in the U.S. of America by Oxford University Press, 2004.
- [18] V. Lugade y K. Kaufman, «Dynamic stability margin using a marker based system and Tekscan: A comparison of four gait conditions», *Gait & Posture*, vol. 40, n.º 1, pp. 252-254, may 2014.
- [19] B. Moineau, M. P. Boisgontier, G. Barbieri, y V. Nougier, «A new method to assess temporal features of gait initiation with a single force plate», *Gait & Posture*, vol. 39, n.º 1, pp. 631-633, ene. 2014.
- [20] H. Shaulian, D. Solomonow-Avnon, A. Herman, N. Rozen, A. Haim, y A. Wolf, «The effect of center of pressure alteration on the ground reaction force during gait: A statistical model», *Gait & Posture*, vol. 66, pp. 107-113, oct. 2018.
- [21] J. Watkins y I. Mathieson, «Structure and function of the foot», en *The Pocket Podiatry Guide: Functional Anatomy*, Elsevier, 2009, pp. 227-301.
- [22] D. J. Goble, E. Khan, H. S. Baweja, y S. M. O'Connor, «A point of application study to determine the accuracy, precision and reliability of a low-cost balance plate for center of pressure measurement», *Journal of Biomechanics*, vol. 71, pp. 277-280, abr. 2018.
- [23] R. Olivera Oliva, «Diseño de una plataforma dinamométrica para el calculo del centro de presiones utilizando galgas extensiométricas». .
- [24] M. Cekan, F. Horvat, L. Soltes, B. Hucko, M. Musil, y P. Lajcha, «LOW COST DEVICE FOR GROUND REACTION FORCE MEASUREMENTS IN BIOMECHANICS». *Acta Technica Corviniensis - Bulletin of Engineering*, 2015.
- [25] M.-C. Chiu, H.-C. Wu, y L.-Y. Chang, «Gait speed and gender effects on center of pressure progression during normal walking», *Gait & Posture*, vol. 37, n.º 1, pp. 43-48, ene. 2013.
- [26] F. Sgrò, D. Licari, R. Coppola, y M. Lipoma, «Assessment of balance abilities in elderly people by means of a clinical test and a low-cost force plate», *Kinesiology*, vol. 47, pp. 33-43, 2015.
- [27] C.-W. Huang, P.-D. Sue, M. Abbod, B. Jiang, y J.-S. Shieh, «Measuring Center of Pressure Signals to Quantify Human Balance Using Multivariate Multiscale Entropy by Designing a Force Platform», *Sensors*, vol. 13, n.º 8, pp. 10151-10166, ago. 2013.
- [28] J. W. Błaszczyk, «The use of force-plate posturography in the assessment of postural instability», *Gait & Posture*, vol. 44, pp. 1-6, feb. 2016.

- [29] «Dinascan/IBV», <https://www.ibv.org/productos-y-servicios/productos/aplicaciones-biomecanicas/dinascanibv-plataformas-dinamometricas>. .
- [30] A. Pérez-Castilla, F. J. Rojas, y A. García-Ramos, «Assessment of unloaded and loaded squat jump performance with a force platform: Which jump starting threshold provides more reliable outcomes?», *Journal of Biomechanics*, vol. 92, pp. 19-28, jul. 2019.
- [31] J. B. Cronin, R. D. Hing, y P. J. McNair, «Reliability and validity of a linear position transducer for measuring jump performance», *J Strength Cond Res*, vol. 18, n.º 3, pp. 590-593, ago. 2004.
- [32] C. Giroux, G. Rabita, D. Chollet, y G. Guilhem, «What is the best method for assessing lower limb force-velocity relationship?», *Int J Sports Med*, vol. 36, n.º 2, pp. 143-149, feb. 2015.
- [33] P. Jiménez-Reyes et al., «Validity of a Simple Method for Measuring Force-Velocity-Power Profile in Countermovement Jump», *International Journal of Sports Physiology and Performance*, vol. 12, n.º 1, pp. 36-43, ene. 2017.
- [34] P. Cormie, J. M. McBride, y G. O. McCaulley, «Power-Time, Force-Time, and Velocity-Time Curve Analysis during the Jump Squat: Impact of Load», *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 24, n.º 2, pp. 112-120, may 2008.
- [35] J. J. González-Badillo y M. C. Marques, «Relationship Between Kinematic Factors and Countermovement Jump Height in Trained Track and Field Athletes», *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 24, n.º 12, pp. 3443-3447, dic. 2010.
- [36] P. Samozino, P. Edouard, S. Sangnier, M. Brughelli, P. Gimenez, y J.-B. Morin, «Force-Velocity Profile: Imbalance Determination and Effect on Lower Limb Ballistic Performance», *Int J Sports Med*, vol. 35, n.º 06, pp. 505-510, nov. 2013.
- [37] P. Samozino, J.-B. Morin, F. Hintzy, y A. Belli, «A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump», *Journal of Biomechanics*, vol. 41, n.º 14, pp. 2940-2945, oct. 2008.
- [38] A. García-Ramos et al., «Comparison of the force-, velocity-, and power-time curves recorded with a force plate and a linear velocity transducer», *Sports Biomechanics*, vol. 15, n.º 3, pp. 329-341, jul. 2016.
- [39] S. Travis, J. Goodin, G. Beckham, y C. Bazzyler, «Identifying a Test to Monitor Weightlifting Performance in Competitive Male and Female Weightlifters», *Sports*, vol. 6, n.º 2, p. 46, may 2018.
- [40] P. Abernethy, G. Wilson, y P. Logan, «Strength and Power Assessment: Issues, Controversies and Challenges», *Sports Medicine*, vol. 19, n.º 6, pp. 401-417, jun. 1995.
- [41] J. D. MacDougall, H. A. Wenger, H. J. Green, y Canadian Association of Sport Sciences, Eds., *Physiological testing of the high-performance athlete*, 2nd ed. Champaign, Ill: Human Kinetics Books, 1991.
- [42] «The heat of shortening and the dynamic constants of muscle», *Proc. R. Soc. Lond. B*, vol. 126, n.º 843, pp. 136-195, oct. 1938.
- [43] G. Markovic, D. Dizdar, I. Jukic, y M. Cardinale, «Reliability and factorial validity of squat and countermovement jump tests», *J Strength Cond Res*, vol. 18, n.º 3, pp. 551-555, ago. 2004.
- [44] A. N. Eagles, M. G. L. Sayers, M. Bousson, y D. I. Lovell, «Current Methodologies and Implications of Phase Identification of the Vertical Jump: A Systematic Review and Meta-analysis», *Sports Med*, vol. 45, n.º 9, pp. 1311-1323, sep. 2015.
- [45] G. Beckham, T. Suchomel, y S. Mizuguchi, «Force Plate Use in Performance Monitoring and Sport Science Testing», *New Studies in Athletics*, vol. 29, pp. 25-37, 2014.
- [46] G. L. Moir, «Three Different Methods of Calculating Vertical Jump Height from Force Platform Data in Men and Women», *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, vol. 12, n.º 4, pp. 207-218, oct. 2008.
- [47] C. Bosco, P. Luhtanen, y P. V. Komi, «A simple method for measurement of mechanical power in jumping», *Europ. J. Appl. Physiol.*, vol. 50, n.º 2, pp. 273-282, ene. 1983.
- [48] A. J. Lara, J. Abián, L. M. Alegre, L. Jiménez, y X. Aguado, «Assessment of power output in jump tests for applicants to a sports sciences degree», *J Sports Med Phys Fitness*, vol. 46, n.º 3, pp. 419-424, sep. 2006.
- [49] H. Vandewalle, G. Peres, J. Heller, J. Panel, y H. Monod, «Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer: Correlation with the height of a vertical jump», *Europ. J. Appl. Physiol.*, vol. 56, n.º 6, pp. 650-656, sep. 1987.
- [50] A. R. Aladro Gonzalvo, D. Esparza Yáñez, J. M. Tricás Moreno, y M. O. Lucha López, «Validation of a force platform clinical for the assessment of vertical jump height», *jhse*, vol. 12, n.º 2, 2017.
- [51] J. E. Earp et al., «Lower-Body Muscle Structure and Its Role in Jump Performance During Squat, Countermovement, and Depth Drop Jumps», *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 24, n.º 3, pp. 722-729, mar. 2010.

- [52] M. Rouis, E. Attiogbé, H. Vandewalle, H. Jaafar, T. D. Noakes, y T. Driss, «Relationship between vertical jump and maximal power output of legs and arms: Effects of ethnicity and sport: Ethnicity, sport, and anaerobic performance», *Scand J Med Sci Sports*, vol. 25, n.º 2, pp. e197-e207, abr. 2015.
- [53] N. P. Linthorne, «Analysis of standing vertical jumps using a force platform», *American Journal of Physics*, vol. 69, n.º 11, pp. 1198-1204, nov. 2001.
- [54] J. F. Glatthorn, S. Gouge, S. Nussbaumer, S. Stauffacher, F. M. Impellizzeri, y N. A. Maffiuletti, «Validity and Reliability of Optojump Photoelectric Cells for Estimating Vertical Jump Height», *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 25, n.º 2, pp. 556-560, feb. 2011.
- [55] C. Balsalobre-Fernández, C. M. Tejero-González, J. del Campo-Vecino, y N. Bavaresco, «The Concurrent Validity and Reliability of a Low-Cost, High-Speed Camera-Based Method for Measuring the Flight Time of Vertical Jumps», *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 28, n.º 2, pp. 528-533, feb. 2014.
- [56] J. A. Dias et al., «Validity of Two Methods for Estimation of Vertical Jump Height», *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 25, n.º 7, pp. 2034-2039, jul. 2011.
- [57] T. Childs, Ed., *Metal machining: theory and applications*. London: Arnold [u.a.], 2000.
- [58] M. Duarte y S. M. S. F. Freitas, «Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio», *Rev. bras. fisioter.*, vol. 14, n.º 3, pp. 183-192, jun. 2010.
- [59] A. Barela, «Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana», *Brazilian Journal of Motor Behavior*, vol. 6, pp. 56-61, 2011.
- [60] M. G. Silva, P. V. S. Moreira, y H. M. Rocha, «Development of a low cost force platform for biomechanical parameters analysis», *Res. Biomed. Eng.*, vol. 33, n.º 3, pp. 259-268, sep. 2017.
- [61] R. Alvarenga et al., «CONSTRUCTION AND CALIBRATION OF A LOW-COST FORCE PLATE FOR HUMAN BALANCE EVALUATION», *Portuguese Journal of Sport Science*, vol. 11, pp. 961-964, 2011.
- [62] ASM International, J. R. Davis, y ASM International, Eds., *Properties and selection: nonferrous alloys and special-purpose materials*, [10. ed.], 6. print. Materials Park, Ohio: ASM International, 2000.
- [63] J. D. Simpson, B. L. Miller, E. K. O'Neal, H. Chander, y A. C. Knight, «Ground reaction forces during a drop vertical jump: Impact of external load training», *Human Movement Science*, vol. 59, pp. 12-19, jun. 2018.
- [64] P. Tamburini, R. Stagni, y A. Cappello, «DESIGN OF A NOVEL FORCE PLATFORM FOR GAIT ANALYSIS: FEM ANALYSIS», *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 15, n.º 02, p. 1540007, abr. 2015.
- [65] M. G. McDonald y S. Živanović, «Measuring Ground Reaction Force and Quantifying Variability in Jumping and Bobbing Actions», *J. Struct. Eng.*, vol. 143, n.º 2, p. 04016161, feb. 2017.
- [66] «Flexar SRL». [En línea]. Disponible en: <http://www.flexar.com.ar/productos/cd/>.
- [67] R. Pallás Areny, *Sensores y acondicionadores de señal*. Barcelona: Marcombo Ed., 2007.
- [68] D. M. Ștefănescu, *Handbook of Force Transducers*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2011.
- [69] «PHIDGETS». [En línea]. Disponible en: https://www.phidgets.com/docs/Strain_Gauge_Primer.
- [70] AVIA SEMICONDUCTOR, «HX711: 24-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) for Weigh Scales».
- [71] «Arduino Mega 2560». [En línea]. Disponible en: <https://store.arduino.cc/usa/mega-2560-r3>.
- [72] O. Tirosh y W. A. Sparrow, «Identifying Heel Contact and Toe-Off Using Forceplate Thresholds with a Range of Digital-Filter Cutoff Frequencies», *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 19, n.º 2, pp. 178-184, may 2003.
- [73] A. H. Hansen, D. S. Childress, y M. R. Meier, «A simple method for determination of gait events», *Journal of Biomechanics*, vol. 35, n.º 1, pp. 135-138, ene. 2002.
- [74] H. Bartlett, J. Bingham, y L. H. Ting, «VALIDATION AND CALIBRATION OF THE WII BALANCE BOARD AS AN INEXPENSIVE FORCE PLATE». American Society of Biomechanics, 2012.
- [75] M. W. Whittle, *Gait analysis: an introduction*, 4th ed., reprinted. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, Elsevier, 2008.
- [76] M. P. Murray, A. B. Drought, y R. C. Kory, «WALKING PATTERNS OF NORMAL MEN», *J Bone Joint Surg Am*, vol. 46, pp. 335-360, mar. 1964.
- [77] M. W. Whittle, «Three-dimensional motion of the center of gravity of the body during walking», *Human Movement Science*, vol. 16, n.º 2-3, pp. 347-355, abr. 1997.
- [78] M. W. Whittle, «Clinical gait analysis: A review», *Human Movement Science*, vol. 15, n.º 3, pp. 369-387, jun. 1996.

- [79] M. F. Bobbert, K. G. Gerritsen, M. C. Litjens, y A. J. Van Soest, «Why is countermovement jump height greater than squat jump height?», *Med Sci Sports Exerc*, vol. 28, n.º 11, pp. 1402-1412, nov. 1996.
- [80] B. Van Hooren y J. Zolotarjova, «The Difference Between Countermovement and Squat Jump Performances: A Review of Underlying Mechanisms With Practical Applications», *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 31, n.º 7, pp. 2011-2020, jul. 2017.

7. ANEXO 1: PRESUPUESTO

En la Tabla 5 se detalla el costo en U\$S de los materiales utilizados en la construcción del sistema.

Item	Cantidad	Costo (U\$S)
Arduino Mega 2550	1	20
Módulo HX711	4	2
Cables varios	1	5
Celdas de carga	4	60
Placa de aluminio	1	100
Pasarela	1	200
Componentes electrónicos varios (Placa FR4, pines, conectores RJ11, filamento de impresión)	1	10
Costo total del sistema		583

Tabla 5: Costo de los materiales utilizados

8. ANEXO 2: CERTIFICADOS DE CALIBRACIÓN



SERVICIO ARGENTINO DE CALIBRACIÓN Y MEDICIÓN
LABORATORIO N° 10
CERTIFICADO DE CALIBRACION
N° 26994-P-0419



N° total de páginas del certificado: 4

Laboratorio de calibración y medición supervisado por el Instituto Nacional de Tecnología Industrial



CALIBRACION DE PESAS Y BALANZAS
MEDICIONES DE MASA

Dolz Hnos. S.R.L.

FONROUGE 1867/75 (C1440CYU) – Ciudad Autónoma de Buenos Aires
Tel/Fax 4635-3159/4683-8890 – email: ventas@dolzhnos.com.ar

Este certificado se expide de acuerdo al convenio establecido entre el INTI y el titular del Laboratorio de Calibración y Medición.

Este certificado de calibración/medición documenta la trazabilidad a los patrones nacionales, los cuales representan a las unidades físicas de medida en concordancia con el Sistema Internacional de Unidades (SI).

Este certificado no podrá ser reproducido parcialmente excepto cuando se haya obtenido previamente permiso por escrito de INTI y del Laboratorio que lo emite. Certificados de calibración/medición sin firma y aclaración, no serán válidos.

El usuario es responsable de la recalibración del objeto a intervalos apropiados.

Objeto: Dieciséis pesas, clase M1. Ver detalle en la página 2.

Fabricante: Dolz Hnos. SRL.

Modelo: Cilíndrica Modelo Internacional.

Número de serie del estuche: AB4208

Determinaciones requeridas: Calibración.

Fecha de calibración: 23-04-2019

Cliente: ASOC. CIVIL DE ESTUDIOS SUP. ACES
Cerrito 1250 – Ciudad Autónoma de Buenos Aires.

Los resultados contenidos en el presente certificado se refieren al momento y condiciones en que se realizaron las mediciones. El Laboratorio no se responsabiliza de los perjuicios que puedan derivarse del uso inadecuado de este certificado.



SERVICIO ARGENTINO DE CALIBRACIÓN Y MEDICIÓN
LABORATORIO N° 10
CERTIFICADO DE CALIBRACION
N° 26994-P-0419



Página 2

1.- Detalle del objeto a calibrar:

Cantidad	Modelo	Código de aprobación	Valor nominal	Clase
16 (dieciséis)	Cilíndrica Modelo Internacional de bronce	ZX.20-454	1 g a 5 kg	M1

2.- Metodología empleada:

La calibración se realizó por comparación con pesas patrones, utilizando comparadores de masa.

Procedimiento específico PE10.02 con el siguiente alcance: "Calibración de pesas de 1 mg a 1000 kg de acuerdo a la resolución 456/83 de la Secretaría de Comercio.

Calibración de pesas incluidas en la recomendación R111/2004 de la OIML y determinaciones de masa desde 1 mg a 1000 kg".

3.- Resultados:

En la siguiente tabla se informa valor nominal VN , error convencional Ec e incertidumbre asociada U .

VN / g	Identificación	Ec / mg	U / mg
1		+ 0,2	0,3
2		+ 0,4	0,4
2	con punto	+ 0,7	0,4
5		+ 0,5	0,5
10		+ 0,4	0,6
20		+ 0,8	0,8
20	con punto	+ 0,6	0,8
50		+ 0,5	1,0
100		+ 1,2	1,5

Los resultados contenidos en el presente certificado se refieren al momento y condiciones en que se realizaron las mediciones. El Laboratorio no se responsabiliza de los perjuicios que puedan derivarse del uso inadecuado de este certificado.



SERVICIO ARGENTINO DE CALIBRACIÓN Y MEDICIÓN
LABORATORIO N° 10
CERTIFICADO DE CALIBRACION
N° 26994-P-0419



Página 3

VN / g	Identificación	E_c / mg	U / mg
200		+ 4,0	3,0
200	con punto	+ 6,1	3,0
500		+ 10,0	7,5

VN / kg	Identificación	E_c / mg	U / mg
1		+ 27	15
2		+ 50	30
2	con punto	+ 61	30
5		+ 90	75

Condiciones ambientales promedio durante la calibración: Temperatura: (22,7 $\pm$ 2,0) °C
Humedad: (54,0 $\pm$ 10,0) %
Densidad del aire: (1,196 $\pm$ 0,015) kg/m³ Presión atmosférica: (1021 $\pm$ 10) hPa

4.- Patrones utilizados:

Patrón de referencia: R500-A2. Certificado del INTI Nro. FM-102-17278 Parcial 1 de 2.
Patrón de trabajo: Certificado interno Nro. 26838-T-0219.

Patrón de referencia: R500-A2. Certificado del INTI Nro. FM-102-17278 Parcial 1 de 2.
Patrón de referencia: R500-A8. Certificado del INTI Nro. 102 18814 Parcial 1 de 2.
Patrón de trabajo: Certificado interno Nro. 26839-T-0319.

5.- Comparadores de masa utilizados:

RADWAG B500-B-01, Max= 510 g, d= 0,1 mg
SARTORIUS C10000-A-01, Max= 10 000 g, d= 1 mg

Los resultados contenidos en el presente certificado se refieren al momento y condiciones en que se realizaron las mediciones. El Laboratorio no se responsabiliza de los perjuicios que puedan derivarse del uso inadecuado de este certificado.



SERVICIO ARGENTINO DE CALIBRACIÓN Y MEDICIÓN
LABORATORIO N° 10
CERTIFICADO DE CALIBRACION
N° 26994-P-0419



Página 4

6.- Observaciones:

El estuche posee una estampilla con el Nro. de Certificado de Calibración "26994-P-0419" con fecha 23-04-2019.

El valor del error convencional se obtuvo por comparación con pesas patrón referidas a una densidad de 8 000 kg/m³ en aire de densidad 1,2 kg/m³.

Las incertidumbres de calibración, calculadas con un factor de cobertura k=2 correspondiente a un nivel de confianza de aproximadamente 95% considerando distribución normal, no superan los valores de incertidumbre expresados en la tabla de resultados.

Buenos Aires, 24 de abril de 2019.

Realizado por:

Controlado por:

Manuel Dolz

Francisco A. Dolz

MANUEL R. DOLZ
DIRECTOR TÉCNICO

Los resultados contenidos en el presente certificado se refieren al momento y condiciones en que se realizaron las mediciones. El Laboratorio no se responsabiliza de los perjuicios que puedan derivarse del uso inadecuado de este certificado.



SERVICIO ARGENTINO DE CALIBRACIÓN Y MEDICIÓN
LABORATORIO N° 10
CERTIFICADO DE CALIBRACION
N° 26995-P-0519



Nº total de páginas del certificado: 3

Laboratorio de calibración y medición supervisado por el Instituto Nacional de Tecnología Industrial



CALIBRACION DE PESAS Y BALANZAS
MEDICIONES DE MASA

Dolz Hnos. S.R.L.

FONROUGE 1867/75 (C1440CYU) – Ciudad Autónoma de Buenos Aires
Tel/Fax 4635-3159/4683-8890 – email: ventas@dolzhnos.com.ar

Este certificado se expide de acuerdo al convenio establecido entre el INTI y el titular del Laboratorio de Calibración y Medición.

Este certificado de calibración/medición documenta la trazabilidad a los patrones nacionales, los cuales representan a las unidades físicas de medida en concordancia con el Sistema Internacional de Unidades (SI).

Este certificado no podrá ser reproducido parcialmente excepto cuando se haya obtenido previamente permiso por escrito de INTI y del Laboratorio que lo emite. Certificados de calibración/medición sin firma y aclaración, no serán válidos.

El usuario es responsable de la recalibración del objeto a intervalos apropiados.

Objeto: Siete pesas de 20 kg, clase M1. Ver detalle en la página 2.

Fabricante: Dolz Hnos. SRL.

Modelo: Paralelepípedica de control con manija.

Número de serie: AB4209-01 al AB4209-07

Determinaciones requeridas: Calibración.

Fecha de calibración: 06-05-2019

Cliente: ASOC. CIVIL DE ESTUDIOS SUP. ACES
Cerrito 1250 – Ciudad Autónoma de Buenos Aires.

Los resultados contenidos en el presente certificado se refieren al momento y condiciones en que se realizaron las mediciones. El Laboratorio no se responsabiliza de los perjuicios que puedan derivarse del uso inadecuado de este certificado.



SERVICIO ARGENTINO DE CALIBRACIÓN Y MEDICIÓN
LABORATORIO N° 10
CERTIFICADO DE CALIBRACION
N° 26995-P-0519



Página 2

1.- Detalle del objeto a calibrar:

Cantidad	Modelo	Código de aprobación	Valor nominal	Clase
7 (siete)	Paralelepípedica de control con manija	ZX.80-333	20 kg	M1

2.- Metodología empleada:

La calibración se realizó por comparación con pesas patrones, utilizando comparadores de masa.

Procedimiento específico PE10.02 con el siguiente alcance: "Calibración de pesas de 1 mg a 1000 kg de acuerdo a la resolución 456/83 de la Secretaría de Comercio.

Calibración de pesas incluidas en la recomendación R111/2004 de la OIML y determinaciones de masa desde 1 mg a 1000 kg".

3.- Resultados:

En la siguiente tabla se informa valor nominal V_N , error convencional E_c e incertidumbre asociada U .

V_N / kg	Nº de Serie	E_c / g	U / g
20	AB4209-01	+ 0,4	0,3
20	AB4209-02	+ 0,3	0,3
20	AB4209-03	+ 0,3	0,3
20	AB4209-04	+ 0,3	0,3
20	AB4209-05	+ 0,3	0,3
20	AB4209-06	+ 0,3	0,3
20	AB4209-07	+ 0,2	0,3

Condiciones ambientales promedio durante la calibración: Temperatura: (21,8 $\pm$ 2,0) °C
Humedad: (54,0 $\pm$ 10,0) %
Densidad del aire: (1,199 $\pm$ 0,015) kg/m³ Presión atmosférica: (1020 $\pm$ 10) hPa

Los resultados contenidos en el presente certificado se refieren al momento y condiciones en que se realizaron las mediciones. El Laboratorio no se responsabiliza de los perjuicios que puedan derivarse del uso inadecuado de este certificado.



SERVICIO ARGENTINO DE CALIBRACIÓN Y MEDICIÓN
LABORATORIO N° 10
CERTIFICADO DE CALIBRACION
N° 26995-P-0519



Página 3

4.- Patrones utilizados:

Patrón de referencia: R500-A2. Certificado del INTI Nro. FM-102-17278 Parcial 1 de 2.
Patrón de referencia: R500-A8. Certificado del INTI Nro. 102 18814 Parcial 1 de 2.
Patrón de trabajo: Certificado interno Nro. 26839-T-0319.

5.- Comparadores de masa utilizados:

SARTORIUS B30K-C-01, Max= 32 500 g, d= 0,1 g

6.- Observaciones:

Se adjunta al certificado una estampilla con el Nro. de Certificado de Calibración "26995-P-0519" con fecha 06-05-2019.

El valor del error convencional se obtuvo por comparación con pesas patrón referidas a una densidad de 8 000 kg/m³ en aire de densidad 1,2 kg/m³.

Las incertidumbres de calibración, calculadas con un factor de cobertura k=2 correspondiente a un nivel de confianza de aproximadamente 95% considerando distribución normal, no superan los valores de incertidumbre expresados en la tabla de resultados.

Buenos Aires, 07 de mayo de 2019.

Realizado por:

Manuel Dolz

Controlado por:

Francisco A. Dolz

MANUEL R. DOLZ
DIRECTOR TÉCNICO



Los resultados contenidos en el presente certificado se refieren al momento y condiciones en que se realizaron las mediciones. El Laboratorio no se responsabiliza de los perjuicios que puedan derivarse del uso inadecuado de este certificado.

9. ANEXO 3: PRESENTACIÓN EN EVENTOS

Los primeros avances de este proyecto fueron presentados en el XXI Congreso Argentino de Bioingeniería. Este fue organizado por la Sociedad Argentina de Bioingeniería (SABI) en Córdoba en el año 2017.

XXI CONGRESO ARGENTINO DE BIOINGENIERÍA - SABI 2017

1

Desarrollo de una plataforma de medición dinámica de fuerzas de bajo costo para el análisis de la marcha humana

F. Salvucci^{1,2}, H. Rossi¹, F. Villar¹, M. Brusa¹ y G. La Mura¹

¹Escuela de Ciencia y Tecnología, Universidad Nacional de San Martín, ²Centro de Tecnologías para la Salud y la Discapacidad, INTI

Abstract— In our country, the collective of people with motor disability and gait disorders usually find their selves with the lack of appropriate technologies to evaluate and compensate their affected functions. In this work, we focus in developing a low-cost system that allows obtaining a kinetic characterization of gait.

We developed a dynamic force platform consisting of an Aluminum plate, four load cells and the acquisition, processing and PC-transmission electronics based on Arduino. System computes the vertical component of the ground reaction force (F_y) and the trajectory of center of pressure (CoP). Static measurements for validating F_y and CoP were performed. Dynamic measurements for five normal subjects were performed.

Force resolution of F_y and spatial resolution of CoP were acceptable. Temporal resolution achieved is acceptable for this kind of characterization (88 Hz), although for other applications involving more complex motor gestures should be improved. Curves and values of F_y and CoP trajectory obtained were repeatable for all subjects and in accordance with those found in literature.

Future work in improving spatial and temporal resolution is proposed. Future work for testing the system with subjects with motor disability that imply gait disorder is intended, as well as to test application in assessing stability and equilibrium.

Index Terms—gait, kinetics, force, CoP, low-cost.

I. INTRODUCCIÓN

EN nuestro país, el colectivo de personas con discapacidad motriz y alteraciones de la marcha se encuentra habitualmente con la falta de servicios y tecnologías adecuados para rehabilitar o compensar sus funciones afectadas. En este sentido, nos enfocamos en el desarrollo de

tecnologías simplificadas y de bajo costo que permitan abordar el proceso de rehabilitación y hacerlo accesible a la mayor cantidad de destinatarios posible [1][2].

En el caso de sujetos con discapacidades motrices que implican alteraciones del patrón de marcha, poder valorar de manera cuantitativa y objetiva dicho patrón constituye una herramienta fundamental para evaluar, planificar y realizar el seguimiento de las intervenciones y terapias correspondientes [3].

La marcha humana es un modo de locomoción bípeda con actividad alternada de los miembros inferiores, que se caracteriza por una sucesión de eventos que constituyen el ciclo de la marcha (CM). Un ciclo de marcha es la secuencia de acontecimientos que tienen lugar desde el contacto inicial con el suelo del talón del pie del miembro en estudio, hasta el siguiente contacto del mismo talón con el suelo. Dentro de este ciclo, se distinguen dos fases sucesivas: la fase de apoyo (FA) y la fase de balanceo (FB). La fase de apoyo es el intervalo en el cual el pie del miembro en estudio está en contacto con el suelo, mientras que la fase de balanceo es el intervalo en el cual dicho pie está suspendido en el aire [3] (Fig. 1).

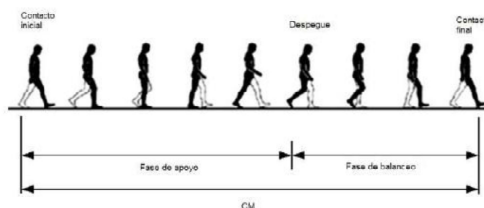


Fig 1. Ciclo de marcha (CM): fase de apoyo y balanceo

Dentro de los aspectos biomecánicos del patrón de marcha que pueden ser caracterizados cuantitativamente, el estudio cinético (fuerzas y momentos) constituye uno de los centrales. El mismo implica la medición dinámica de las fuerzas que se desarrollan en la interfaz pie-suelo durante la fase de apoyo. A partir de la medición de estas fuerzas, junto con el análisis cinemático (mediante técnicas de videografía digital) y la implementación de modelos biomecánicos, se pueden estimar

Presentado para evaluación el 19/6/2017.

F. Salvucci pertenece a la Escuela de Ciencia y Tecnología, Universidad Nacional de San Martín, y al Centro de Tecnologías para la Salud y la Discapacidad, INTI, Buenos Aires, Argentina (e-mail: fsalvucci@unsam.edu.ar).

H. Rossi pertenece a la Escuela de Ciencia y Tecnología, Universidad Nacional de San Martín (email: herman-rossi@gmail.com).

F. Villar pertenece a la Escuela de Ciencia y Tecnología, Universidad Nacional de San Martín (email: facundovillar@gmail.com).

M. Brusa pertenece a la Escuela de Ciencia y Tecnología, Universidad Nacional de San Martín (email: marcosbrusa@gmail.com).

G. La Mura pertenece a la Escuela de Ciencia y Tecnología, Universidad Nacional de San Martín (email: guillermo.lamura@gmail.com).

los momentos a los que están sometidas las articulaciones que intervienen en la marcha (cadera, rodilla y tobillo), analizar desviaciones respecto a la normalidad, así como evaluar otros aspectos como el equilibrio, estabilidad, etc. [3].

Para estudiar este aspecto cinético, es necesario poder medir dos variables fundamentales durante la fase de apoyo: la fuerza de reacción del piso (F), y la trayectoria del centro de presiones (CoP) [3][4]. Las mismas pueden ser obtenidas mediante la implementación de plataformas de medición dinámica de fuerzas.

Nuestro trabajo se centra en el desarrollo de una plataforma de medición dinámica de fuerzas, de bajo costo, basada en tecnologías libres. El desarrollo de esta plataforma forma parte de un trabajo más amplio donde también se ha desarrollado el módulo que permite obtener la caracterización cinemática de la marcha.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A. Plataforma

La plataforma está compuesta por una placa rígida de aluminio de 49 cm x 49 cm x 0,8 cm montada sobre cuatro celdas de carga en sus extremos, las cuales se encuentran solidarias a las patas (Fig. 2).

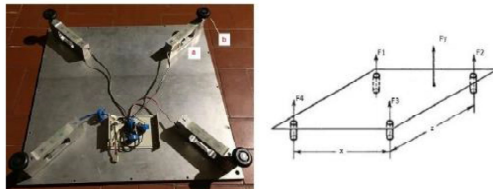


Fig 2. Izq.: foto de la cara inferior de la placa con las celdas (a) y las patas (b). Der.: esquema de la plataforma indicando la fuerza medida en cada celda ($F_1 - F_4$) y las dimensiones (X y Z).

B. Medición de fuerzas

Para medir la fuerza aplicada sobre la superficie superior de la plataforma, se utilizan 4 celdas de carga del tipo CD100, que miden fuerza en el sentido perpendicular a la cara de aplicación, y cuyo rango de linealidad va de 10 a 100 Kg. Las celdas están ubicadas en los cuatro vértices de la placa, de manera que las fuerzas que se apliquen a su cara superior se distribuirán uniformemente en las cuatro celdas.

C. Adquisición y digitalización

La salida de voltaje analógico provista por cada celda de carga es adquirida, amplificada y digitalizada mediante un módulo conversor analógico-digital de precisión de 24 bits HX711 (Avia Semiconductor). Cada módulo entrega a su salida el valor digital de cada medición en formato serie.

D. Procesamiento y transmisión a PC

Las salidas seriales de cada módulo son ingresadas a cuatro entradas digitales de un microcontrolador ATMEL, modelo ATmega2550, embebido en una placa Arduino. En él se realiza la conversión de los valores de voltaje provenientes de

los 4 módulos a valores de fuerza expresados en N (previamente, se realiza la calibración de cada celda de carga por separado con pesas patrón). Los valores de fuerza son multiplexados y concatenados en un solo array de caracteres, que es luego enviado a la PC mediante la interfaz USB (velocidad de transmisión 250000 Baudios; control de flujo: hardware; paridad: ninguno; bits de parada: 1). En función de todo el proceso de adquisición, digitalización, multiplexado y transmisión, la frecuencia final de muestreo es de 88 Hz.

Un diagrama en bloques del sistema completo puede verse en la Fig. 3.

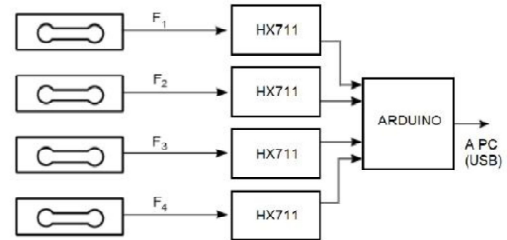


Fig 3. Diagrama en bloques del sistema implementado

E. Cálculos

La información serie ingresada por el puerto USB a la PC es tomada por Matlab, en cuyo entorno se desarrolló una aplicación que des-concatena el array en los 4 valores de cada celda. A partir de ello, se calcula la componente vertical de la fuerza de reacción del piso (F_y) y las coordenadas del CoP (X_{cop} , Z_{cop}), según:

$$F_y = F_1 + F_2 + F_3 + F_4 \quad (1)$$

$$X_{cop} = \frac{X}{2} \left(1 + \frac{F_2 + F_3 - (F_1 + F_4)}{F_y} \right) \quad (2)$$

$$Z_{cop} = \frac{Z}{2} \left(1 + \frac{F_1 + F_2 - (F_3 + F_4)}{F_y} \right) \quad (3)$$

$$F_{yn} = \frac{F_y}{|F_y|} \quad (4)$$

Donde X y Z son el ancho y el largo de la plataforma respectivamente, y F_{yn} la componente vertical de la fuerza de reacción del piso normalizada.

F. Mediciones realizadas

Para testear y validar el uso de la plataforma, se realizaron distintas mediciones estáticas y dinámicas:

1) Medición estática de F_y

Se realizaron mediciones estáticas de fuerza de 17 pesas, cuyos valores reales fueron determinados con una balanza de precisión calibrada contra pesos patrón. Se midió la fuerza estática desarrollada por cada pesa y se la comparó con su valor real.

2) Medición estática del CoP

Se realizaron 10 mediciones estáticas con una pesa de 300g en distintas posiciones distribuidas en la superficie de la placa sobre una grilla milimetrada. Se midió el *CoP* real con regla milimetrada y se lo comparó con el *CoP* medido por el sistema.

3) Mediciones dinámicas

Se realizó la adquisición de las señales para la marcha libre de 5 sujetos sanos sin alteraciones de la marcha (S1 – S5). Se calcularon la fuerza vertical normalizada al peso de cada sujeto (F_{yn}) y el *CoP*, durante la FA.

III. RESULTADOS

1) Medición estática de F_y

En la Fig. 4 pueden observarse los valores de F_y reales (F_{yr}) y los medidos por la plataforma (F_{ym}). El error promedio fue de 1%. Se realizó una regresión lineal entre ambas variables obteniéndose un $R^2 = 0,99$.

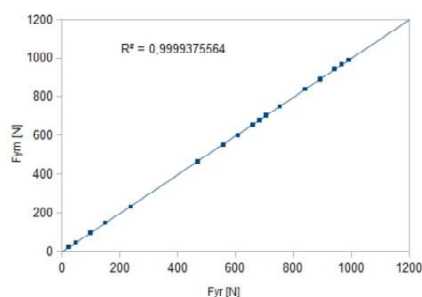


Fig. 4: F_y estática: real vs. medida

2) Medición estática del *CoP*

En la Fig. 5 pueden observarse los valores de *CoP* reales y los medidos por la plataforma. Los errores promedio fueron de 0,77% para el eje x y de 2,85% para el eje z.

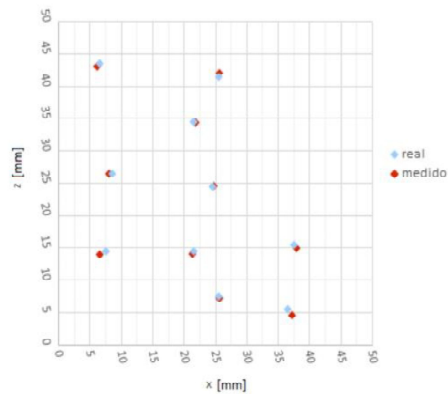


Fig. 5: *CoP* estático: real vs. medido

3) Mediciones dinámicas

En la Fig. 6. pueden observarse las curvas de F_{yn} a lo largo de la FA durante la marcha libre de los 5 sujetos sanos. La morfología de las curvas y sus valores son consistentes con lo hallado en la literatura [3] [5] [7].

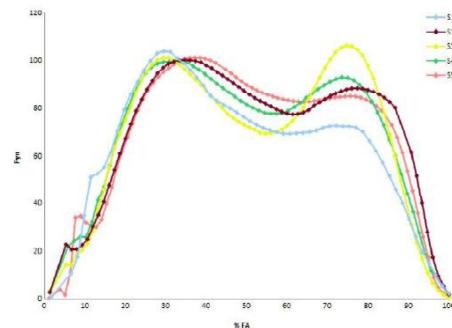


Fig. 6: F_{yn} a lo largo de la FA para los 5 sujetos sanos

En la Fig. 7 pueden observarse las trayectorias del *CoP* a lo largo de la FA durante la marcha libre de los 5 sujetos sanos.

La morfología de las trayectorias son consistentes con lo hallado en la literatura [4][5][6].

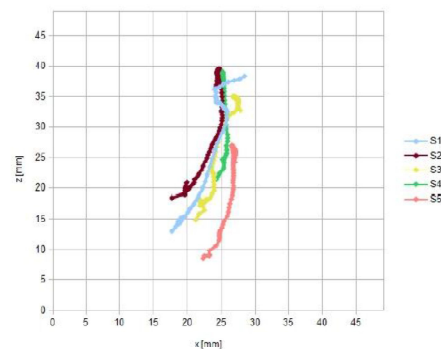


Fig. 7: trayectoria del *CoP* a lo largo de la FA para los 5 sujetos sanos

IV. DISCUSIONES

El objetivo principal del presente trabajo es obtener un sistema de bajo costo y libre que permita medir las variables cinéticas más relevantes de la marcha humana. Consideramos dicho objetivo cumplido ya que se logró implementar el sistema propuesto utilizando herramientas abiertas y libres (Arduino y electrónica de adquisición específica para esta plataforma), de muy bajo costo, y que permitió obtener las variables mencionadas con precisión y respuesta en frecuencia aceptables.

La principal limitación que encontramos en el sistema es la frecuencia de adquisición (88 Hz). Consideramos a esta frecuencia adecuada para valorar los aspectos principales de F_{yn} y CoP , pero escasa para analizar eventos temporales más precisos en gestos motores más complejos. Esta limitación en frecuencia está dada por los módulos de adquisición y conversión (HX711), los cuales fueron elegidos por su simplicidad y fundamentalmente por su costo muy bajo. Se propone reemplazar estos módulos por otros de mayor prestación temporal en caso de desear mayor respuesta en frecuencia.

En relación a la validación estática de la medición del CoP , el error promedio para el eje x fue de 0,77%, considerado un error muy bajo. Respecto al error promedio en el eje z, si bien el mismo fue bajo (2,85%), consideramos que puede ser mejorado para acercarse a los órdenes de error de las plataformas comerciales (1%). En principio el error en ambas direcciones debería ser el mismo ya que las celdas de carga y la electrónica de adquisición es igual para los cuatro puntos de medición. Sin embargo, encontramos que una de las celdas de carga introduce un ruido excesivo que enmascara la medición, a lo cual atribuimos este error en el eje z. Proponemos a la brevedad reemplazar esa celda de carga por una nueva.

En el caso de las curvas de F_{yn} obtenidas, la morfología y valores de las mismas son repetibles y consistentes con lo hallado en la literatura para el caso de sujetos sin alteraciones de la marcha. Proponemos como trabajo futuro evaluar la aplicabilidad del sistema para valorar marchas patológicas y poder discriminar desviaciones respecto de la normalidad.

Respecto a la trayectoria del CoP , consideramos que las curvas obtenidas son repetibles y adecuadas para caracterizar la pisada en el caso de sujetos sin alteraciones de la marcha. Proponemos también como trabajo futuro analizar la aplicabilidad del sistema para discriminar desviaciones respecto de la normalidad de sujetos con discapacidades motrices que implican alteraciones de la marcha, así como también analizar equilibrio y estabilidad.

Otra limitación importante es la medición de la componente vertical de F únicamente. Si bien ésta es la componente más relevante en cuanto a magnitud, en algunos casos de marcha patológica cobra especial interés conocer las componentes tangenciales de F (la fuerza de corte en el sentido de avance de la marcha $-F_z$, y la fuerza de corte medio-lateral $-F_x$). Esta limitación se debe a la utilización de celdas de carga uniaxiales existentes en el mercado, de bajo costo y fácil acceso. Nuestro grupo está ensayando posibilidades de implementar la medición de las dos componentes tangenciales, con el agregado de dos celdas de carga CD100, y también realizando los cálculos preliminares para diseñar una celda de carga triaxial (esta implementación escaparía del objetivo de bajo costo pues debe ser fabricada a medida).

V. CONCLUSIONES

Se desarrolló un sistema de bajo costo para la medición dinámica de las fuerzas que se desarrollan en la interfaz pie-suelo durante la fase de apoyo de la marcha humana. El mismo permite obtener las variables cinéticas básicas

(componente vertical de la fuerza de reacción del piso y trayectoria del centro de presiones) con resoluciones espacial y temporal aceptables.

Se obtuvieron curvas y valores repetibles y consistentes con lo hallado en la literatura para el caso de cinco sujetos sin alteraciones de la marcha.

Se propone a futuro mejorar la resolución temporal, y evaluar el sistema en sujetos con discapacidades motrices que implican alteraciones de la marcha.

REFERENCIAS

- [1] INDEC y CONADIS, "La Población con Discapacidad en la Argentina – Encuesta Nacional de Personas con Discapacidad (ENDI)", Ira. Edición, Buenos Aires, Argentina, 2005.
- [2] C. Ferrante, "Cuerpo, discapacidad y posición social: una aproximación indicativa al hábitat de la discapacidad en Argentina", *Intersticios*, vol. 2, no. 1, pp. 173–185, 2008.
- [3] M. W. Whittle, "Gait Analysis An Introduction", Philadelphia: Elsevier, 2007.
- [4] V. Lugade and K. Kaufman, "Center of Pressure Trajectory during Gait: A Comparison of Four Foot Positions", *Gait & Posture*, vol. 40, pp. 719–722, 2014.
- [5] M. W. Whittle, "Clinical Gait Analysis: a review", *Human Movement Science*, vol. 15, pp. 369 – 387, 1996.
- [6] M.W. Whittle, "Three-dimensional motion of the center of gravity of the body during walking", *Human Movement Science*, vol. 16, p. 347-355, 1997.
- [7] M.P. Murray, B. Drought and R.C. Kory, "Walking Patterns of Normal Men", *Journal of Bone and Joint Surgery*, no. 46, pp. 335-360, 1964.