

Herramientas de Análisis del Movimiento Humano para su Aplicación Clínica

Paola Catalfamo; Claudia Bonell; Julio Aldonate; Analía Cherniz; Emiliano Ravera; Carla De Grucci; Agostina Bertot

AUTORES: Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos. Ruta provincial N° 11, km 10, Oro Verde - Paraná - Entre Ríos, Argentina

CONTACTO: pcatalfamo@ingenieria.uner.edu.ar

Resumen

El análisis sistemático y cuantitativo del movimiento en pacientes con patologías motrices provee parámetros objetivos que resultan de gran utilidad para el diagnóstico, elección del tratamiento, evaluación y seguimiento de la evolución de los pacientes durante el proceso de rehabilitación. El presente proyecto propuso trasladar la valoración del análisis del movimiento del laboratorio de investigación al ámbito clínico concreto.

Para ello se diseñaron, implementaron y validaron técnicas de análisis apropiados para evaluar la evolución de los pacientes con patologías de miembro inferior durante el proceso de rehabilitación. Y las mismas fueron implementadas e investigadas como parte de protocolos de análisis.

Los resultados mostraron que las técnicas videográficas para el cálculo de parámetros espacio-temporales, los métodos para la estimación de los intervalos de activación muscular, la estimación de eficiencia muscular para la evaluación de la actividad muscular, la técnica THBI para la estimación de gasto energético y el test AMPPRO para la evaluación cualitativa de la movilidad de pacientes amputados de miembro inferior cumplen con requisitos necesarios en ámbitos clínicos y que representan opciones adecuadas para ser implementadas en esos ambientes.

El trabajo a futuro se concentrará en llevar estas técnicas al ámbito clínico concreto para la evaluación de patologías motrices.

Palabras Clave: Análisis del Movimiento Humano, Parámetros espacio-temporales, Electromiografía, Escalas de movilidad, Pruebas funcionales

Objetivos

Objetivo General

Investigar herramientas de Análisis del Movimiento Humano que sean aplicables en el ámbito clínico

Objetivos Particulares

- Investigar, diseñar y desarrollar técnicas de evaluación del movimiento que sean apropiados para el seguimiento de la evolución de pacientes con patologías de miembro inferior durante el proceso de rehabilitación
- Validar las técnicas obtenidas
- Diseñar protocolos de evaluación del movimiento apropiados para el seguimiento de la evolución de pacientes con patologías de miembro inferior durante el proceso de rehabilitación
- Mantener y desarrollar la vinculación con profesionales especialistas de la zona, continuando con el trabajo de colaboración conjunta.

Marco Teórico

El análisis sistemático y cuantitativo del movimiento provee parámetros objetivos que evalúan el movimiento del paciente en distintas etapas del proceso de rehabilitación. De esta forma, el análisis ayuda con el diagnóstico, elección del tratamiento, evaluación y seguimiento de la evolución de los pacientes con patologías que afectan la movilidad [1–4]60 ambulatory children aged 10 (4u201318. En el área de rehabilitación el movimiento más estudiado es el del caminar (también denominado marcha), dada la importancia que el mismo tiene en la realización de las actividades de la vida diaria. Sin embargo, pueden estudiarse otros movimientos como ejercicios que forman parte de la rehabilitación kinesiológica de los pacientes o movimientos básicos como pararse desde la posición de sentado, etc.

A nivel internacional existen estándares definidos que incorporan el registro de medidas objetivas como indicadores del resultado de la rehabilitación [5–9]who were asked to assess their services in relation to these standards, and to comment on the standards themselves, their usefulness and applicability. Results: The response rate was 61%, of which 81 respondents ran an inpatient rehabilitation service. Overall, the standards appeared to be acceptable to most, and mainly struck the right level, being attained by the majority of services. Specific suggestions were incorporated into the revised standards. Further work is required to establish agreed outcomes that are systematically measured and recorded: only half the respondents (50% y en Argentina ciertas políticas gubernamentales en el área de salud [10] y profesionales involucrados en áreas de rehabilitación motriz han manifestado la importancia de los registros objetivos como parte de la práctica clínica e incentivado su concreción. Sin embargo, son escasos los centros nacionales de rehabilitación que poseen algún equipamiento o protocolo de análisis del movimiento y, cuando existe, el mismo se utiliza para casos puntuales o con funciones específicas (por ejemplo para el diseño de ortesis correctivas) pero no como un sistema de uso masivo ni frecuente.

Varios factores confluyen para llegar a este estado de situación. Uno de ellos es la ausencia de protocolos definidos y consensuados que permitan evaluar el estado o nivel de afectación motora en diversas patologías, así como también la cuantificación de su evolución por la aplicación de terapias de rehabilitación. A nivel internacional existen recomendaciones respecto al buen funcionamiento de laboratorios de análisis de movimiento [11] y técnicas confiables para la evaluación de las variables cinéticas y cinemáticas del movimiento [12], así como también del registro y análisis de las señales de diversos parámetros fisiológicos y señales electrofisiológicas. Sin embargo, no existen como tal protocolos específicos que permita la evaluación de cada grupo de pacientes, sino que basados en las recomendaciones, los

protocolos, las técnicas y el equipamiento más adecuados deben ser estudiados para cada centro clínico y cada grupo de pacientes en particular [13,14]. Otro factor influyente, es la ausencia de equipamiento y técnicas apropiadas para la valoración, es decir que sean válidas y confiables [15,16] pero también prácticas y fáciles de utilizar [15,17] this review provides sports and health practitioners with a comprehensive, user-friendly, guide to selecting outcome measures for use with active populations. A series of questions are presented for consideration when selecting a measure: is the measure appropriate for the intended use? (appropriateness. Para cumplir con estos últimos requisitos es indispensable trabajar con profesionales de la salud involucrados en el diagnóstico y tratamiento de los pacientes como parte del equipo de trabajo que defina los protocolos de análisis del movimiento [18]. El tercer factor influyente es la falta de difusión respecto a la utilidad del análisis de la marcha en los ámbitos clínicos, lo cual reduce la viabilidad de cooperación con profesionales de la salud.

Existen diversas técnicas biomecánicas para estudiar el movimiento [19]. Parámetros espacio – temporales (tales como la velocidad de caminar, el largo del paso, el tiempo que cada pie apoya sobre el piso, entre otros), medidas cinemáticas (como el ángulo de flexión de la rodilla al caminar) y medidas cinéticas (como la fuerza que realiza cada pie sobre el suelo) son algunas técnicas comúnmente utilizadas para describir el movimiento [18,20–22]. También se puede estudiar la actividad de los músculos que generan el movimiento a través de la técnica de electromiografía o la energía consumida para realizar la actividad (relacionada al esfuerzo que la persona debe hacer para realizarla) [22,23]. Cada técnica aporta información específica respecto a un aspecto del movimiento. Dependiendo de la información que se necesita de cada paciente, se utilizan una o varias técnicas combinadas y organizadas en un protocolo de evaluación. Los protocolos además incorporan otras mediciones y datos que complementan la información que dan las técnicas. Por ejemplo, el protocolo debe especificar cuántas veces se realizan las mediciones (al ingreso del paciente en el hospital, antes de darle el alta) e incorporar datos del pacientes (tales como edad, peso, altura, entre otros).

El presente proyecto apunta a trasladar la evaluación del movimiento desde el laboratorio de investigación al ámbito clínico concreto. En este proyecto en particular, se utilizará la valoración del movimiento para evaluar la evolución de los pacientes durante el proceso de rehabilitación. Para ello propone investigar, diseñar e implementar protocolos y técnicas de evaluación que sean apropiados para el uso clínico de pacientes con patologías de miembro inferior que limiten la movilidad y, por tanto, la funcionalidad en las actividades de la vida cotidiana (por ejemplo, pacientes amputados, con rotura de ligamento cruzado anterior, con espasticidad de miembro inferior).

Recientes revisiones indican la diversidad de técnicas incluidas en los protocolos de evaluación biomecánica de estos pacientes, tales como parámetros espacio-temporales, medidas cinemáticas, cinéticas, evaluación de EMG y costo energético [14,24–27] además de tests de movilidad [13] y cuestionarios de funcionalidad [28].

En el presente trabajo se propone investigar, diseñar e implementar técnicas que cumplan con los requisitos antes mencionados de validez, confiabilidad y practicidad. En principio se evaluarán aquellas técnicas que sean además de relativo bajo costo y portátiles, de tal forma de poder trasladarlas entre centros de rehabilitación.

Se propone la investigación, diseño e implementación de técnicas que permitan cuantificar tres áreas del movimiento: parámetros espacio-temporales, función muscular y funcionalidad del paciente en las actividades de la vida diaria. Aquellas técnicas que aún requieran de validación inicial, serán validadas en sujetos control en primera instancia para evaluar los resultados obtenidos. Mediante la evaluación de estas técnicas se pretende proponer un protocolo de evaluación que sirva para la evaluación de pacientes atendidos en centros de rehabilitación.

En cuanto a la medición de parámetros espacio-temporales, existen diversos sistemas en uso [29–32] Sin embargo, los mismos presentan limitaciones debido al restringido número de pasos que pueden

ser evaluados por caminata, la necesidad de utilizarlos dentro del laboratorio (ya que no son equipos portátiles) [32] o la información previa que se requiere para su uso [30]. Por ello, continúan siendo investigados nuevos métodos y equipamientos [33–36]. Con el advenimiento de las plantillas instrumentadas, entre ellas las FScan® de Teckscan, surgen nuevas posibilidades tecnológicas ya que estas son prácticas, livianas, no incomodan el caminar y proveen además información de la presión plantar del paciente en cada instante de apoyo. Desde su aparición, varias investigaciones se han llevado a cabo para evaluar la precisión y la repetitividad de las mediciones de presión de dichas plantillas [37–46]. Sin embargo, sólo recientemente se investigó la precisión en la detección de los eventos que se utilizan para calcular los parámetros espacio-temporales [47]. Los resultados de este estudio inicial que incluyó adultos sanos caminando sobre suelo a nivel, fueron prometedores. Sin embargo, dada la variabilidad en la marcha que aparece cuando el suelo es inclinado o en escaleras y la variabilidad de la marcha patológica, se hace necesario investigar la precisión en la detección temporal de los eventos en diferentes terrenos y patologías para afianzar el uso del equipamiento en la clínica.

También se propone investigar técnicas para evaluar la actividad muscular de miembro inferior. A este respecto, si bien el EMG es una técnica ampliamente utilizada para la valoración de la actividad muscular en pacientes con patología de miembro inferior [48–52], diversas técnicas para su procesamiento y análisis de la información son investigadas [53–55] a week apart with simultaneous recording of surface EMG of the BF and ST. Intra class correlation (ICC intentando buscar aquellas que sean de mayor utilidad y facilidad de manejo. En particular, en este proyecto se propone investigar, diseñar e implementar técnicas que utilicen la señal de EMG para determinar la evolución de la actividad muscular durante el proceso de rehabilitación.

Para la evaluación de la funcionalidad del paciente en su vida cotidiana, existen variadas escalas, test y cuestionarios. Las escalas de movilidad, por ejemplo, tienen un rango desde 0 indicando que el paciente está en cama de forma permanente hasta el valor máximo (usualmente 5 o 6) indicando que el paciente, utilizando ayudas como bastones, muletas o sillas de rueda, logra trasladarse en la comunidad. Existen diversas escalas que miden la movilidad de pacientes amputados [13], siendo la más utilizada la escala Stanmore – Harold Wood [56,57] y siendo además recomendada la propuesta por Volpicelli et al. [58]. También se han diseñado y evaluado tests que ayudan a definir la movilidad del paciente como el propuesto por Gailey et al. [59]. Por otro lado, diversas escalas fueron propuestas también para patologías asociadas a la rodilla tales como la escala modificada de Lysholm [60,61], la escala Cincinnati diseñada [62] y validada [63] específicamente para valorar lesiones de LCA con énfasis en la sintomatología y percepción del paciente sobre la funcional de su rodilla y el formulario de evaluación subjetiva de la IKDC (FS-IKDC) [28] que tiene el objetivo de detectar mejoras o empeoramiento de los síntomas, función y nivel de actividad deportiva experimentadas por los pacientes en variedad de condiciones, incluidas lesiones en ligamentos, meniscos, cartílago y dolor patelofemoral. Finalmente, existen tests que evalúan el gasto energético que tiene el paciente cuando camina [64–66]. El gasto energético sugiere el nivel de esfuerzo que realizan los pacientes durante el caminar y, por tanto, dan idea del nivel de actividades de la vida diaria que pueden realizar.

Este proyecto propuso investigar, diseñar e implementar técnicas que evalúen funcionalidad y que sean adecuadas para el grupo de pacientes propuestos, apuntando específicamente a evaluar la evolución del paciente durante el proceso de rehabilitación.

Finalmente, con estas técnicas se pretendió desarrollar protocolos de análisis del movimiento que puedan ser aplicados en centros de rehabilitación clínica.

Métodos

Introducción

Dado que la presente propuesta incluyó la investigación de diferentes técnicas para la evaluación del Análisis del Movimiento Humano, cada técnica fue evaluada en diferentes aspectos de su validez y su aplicación. Cada una de las evaluaciones con los resultados obtenidos en la misma, han sido publicados. Entonces, se describen en esta sección una síntesis de los aspectos metodológicos comunes a las evaluaciones, dejando los detalles específicos de cada evaluación (así como los resultados obtenidos de la misma) para que el lector la revise en cada publicación realizada.

Se propuso originalmente investigar técnicas que evalúen parámetros espacio-temporales y cinemáticos, técnicas que permitan también evaluar la función muscular y funcionalidad en las actividades de la vida diaria.

Para cumplir con este objetivo, se investigaron en primera instancia las condiciones que deben cumplir las técnicas para ser utilizadas en ámbitos clínicos en los que no existe el servicio de Laboratorio del Movimiento Humano.

Luego, se realizó un relevamiento del equipamiento que habitualmente compone un laboratorio. El mismo incluyó las posibles empresas proveedoras que estarían en condiciones de vender, instalar y realizar el servicio de postventa del equipamiento y un costo aproximado de los mismos.

También se relevaron equipamiento de bajo costo para la adquisición de señales relevantes al análisis del movimiento humano.

Más tarde se eligieron técnicas de análisis que cumplieran los requerimientos y que además permitieran el análisis de pacientes con patologías motrices que afectaran la movilidad y la marcha.

Se propusieron técnicas para estimación de:

- 1) Parámetros espacio temporales
- 2) Actividad muscular
- 3) Gasto energético
- 4) Movilidad
- 5) Mecánica de los tejidos

En cada caso, el estudio de la técnica fue diferente, dependiendo entre otras del grado de conocimiento disponible a partir de las revisiones bibliográficas y de la disponibilidad del equipamiento necesario o la necesidad de implementar el sistema de registro.

Métodos comunes para todas la evaluaciones

Si bien la evaluación fue particular para cada caso, algunos pasos fueron comunes a la mayoría de ellas:

a) Revisión bibliográfica de la técnica, su implementación, el grado de validación alcanzado en la bibliografía (si fue validado en personas sanas, en personas con patologías de miembro inferior). En los pocos casos en los que existía información, también se consideró el grado de aceptación de la técnica en el ámbito clínico.

b) Elección de la técnica a implementar.

En general existe más de una técnica para la estimación de cada una de las variables biomecánicas propuestas. Por lo tanto fue necesario identificar el o los mecanismos que resultaran más adecuados para la aplicación definida.

En algunos casos, como en la estimación de parámetros temporales y la estimación de la actividad muscular, se decidió estudiar en paralelo mecanismos alternativos que brindan información complementaria entre sí. Para la estimación de parámetros espacio temporales, se estudiaron técnicas videográficas y técnicas que incorporan la medición de presiones plantares, mientras que para la estimación de la función muscular, se estudiaron técnicas electromiográficas, mecanomiográficas y de modelado musculoesquelético.

En otros casos, como para la estimación del gasto energético, se encontraron dos alternativas que utilizaban índices basados en la frecuencia cardíaca (Physiologic Cost Index [65] y Total Heart Beat Index [64]). Cada método había sido propuesto en la bibliografía, y sus ventajas habían sido detalladas. Sin embargo, considerando los factores que pueden afectar la medición de frecuencia cardíaca (por ejemplo, la ingesta de alguna sustancia que afecte la frecuencia como café, té o medicamentos antes de la medición), se decidió comparar la repetitividad de ambos métodos.

Finalmente en otros casos, como en la evaluación de movilidad, se realizó una extensa búsqueda bibliográfica que incluyó un gran número de técnicas. En este caso, fue necesario definir más específicamente la aplicación y utilizar el grado de aceptación en el ámbito clínico como requisito para la definición. Para este proyecto, se eligió el Test de predicción de movilidad del paciente amputado, que permite la evaluación cuando el paciente está equipado con prótesis de miembro inferior y también previo a su utilización (Amputee Mobility Predictor with and without a Prosthesis, AMPPRO y AMPnoPRO) [59], recomendado por la Sociedad Británica de kinesiólogos matriculados en rehabilitación del amputado” (BACPAR), en su documento “Herramientas para la medición de resultados de BACPAR” [67].

c) Estudio de la implementación del sistema de registro de señales.

En algunos casos, fue necesario implementar el sistema de adquisición de las señales. Por ejemplo, para la estimación de parámetros espacio temporales, se propuso el uso de sensores plantares de presión. En ese caso, se investigó una posible implementación del sistema con un material piezoresistivo.

También fue el caso de la estimación de actividad muscular a partir de mecanomiografía. Se investigó la implementación de un sistema de adquisición de señales.

En otros casos, la búsqueda bibliográfica indicó la necesidad de la compra de equipamiento para la adquisición de las señales. Fue así que se adquirió una cámara fotográfica (con capacidad para la filmación con las características adecuadas) para la estimación de parámetros espacio temporales a partir de videografía. También fue el caso de la adquisición del medidor de frecuencia cardíaca para implementar los métodos de estimación de gasto energético.

d) Investigación respecto a las técnicas de procesamiento de señales

En cada caso, fue necesaria una búsqueda bibliográfica que permitiera identificar los métodos de procesamiento de cada señal. A partir de la misma, se eligió el método de procesamiento que resultara más adecuado para su aplicación. La valoración respecto a su adecuación se basó en consideraciones respecto a evaluaciones publicadas del método, su grado de cumplimiento con los requisitos formulados para ser utilizados en el ámbito clínico y su aceptación en la clínica.

En todos los casos y para cada evaluación, se realizó el diseño y la implementación de las técnicas de procesamiento.

e) Evaluación de la validez de la técnica.

La búsqueda bibliográfica respecto a la técnica, mostró los resultados ya publicados respecto a la validez de la misma.

En el área del Análisis del Movimiento Humano es común que las técnicas sean propuestas y evaluadas en algún aspecto de su validez, pero raramente presentan evaluaciones para aplicaciones diversas. Es por ello que para cada técnica se realizó una valoración crítica respecto a la evaluación disponible y, en todos los casos, se propuso una evaluación que complementara a las ya existentes, sumando conocimiento para la aplicación de la técnica en el área de este proyecto.

Propuestas de evaluación incluyeron: la valoración de la precisión en la estimación del parámetro en cuestión respecto a métodos estándar (gold standard), repetitividad en las mediciones, sensibilidad y especificidad a parámetros involucrados para la estimación, aplicabilidad en términos de tiempos con-

sumidos, experiencia necesaria para aplicar la técnica o requisitos generales para su aplicación, entre otros. Un detalle de las evaluaciones que se propusieron para cada técnica se encuentra en el próximo ítem de este apartado.

Para lograr este objetivo fue necesaria la adquisición de señales. Dado que en general, la primera evaluación de cada técnica se realizó en participantes sanos y luego se estudiaron participantes con patologías motrices, la adquisición se realizó en personas sanas en primera instancia y en personas con patologías de miembro inferior, en un paso posterior.

La adquisición de señales se realizó en diferentes ámbitos, dependiendo de la evaluación, incluyendo:

- En el ámbito de la Facultad de Ingeniería de la UNER
- En ámbitos clínicos locales con los que existe convenio de colaboración (Hospital de Rehabilitación Integral del Discapacitado, Dr Vera Candiotti y Consultorio Particular de Kinesiología Dutto, ambos en la ciudad de Santa Fe).
- En ámbitos clínicos nacionales con los que existe convenio de colaboración, en particular ámbitos clínicos en los que existe un Laboratorio de Análisis del Movimiento Humano, en este caso, el Laboratorio de Marcha de la Fundación FLENI, sede Escobar.
- En Laboratorio de Análisis del Movimiento Humano del Centro de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Surrey, Inglaterra, con el cual existe un convenio de colaboración.

Los criterios de inclusión y exclusión de los participantes fueron definidos para cada evaluación en particular.

f) Implementación como parte de protocolos

En algunos casos fue posible incluir la técnica en un protocolo de medición o en uno de tratamiento, para evaluar su aplicabilidad en el marco adecuado.

Es así que la estimación de parámetros espacio temporales mediante videografía fue incorporada en un protocolo de medición que fue puesto en funcionamiento en sede de un Hospital. Los resultados luego fueron comparados con los obtenidos en un Laboratorio de Análisis del Movimiento Humano con el objetivo de validar el método en el ambiente clínico en el que se espera utilizarlo.

Por otro lado, se diseñó un entorno virtual que permitiera la simulación del movimiento a partir de señales de electromiografía. El objetivo de esta evaluación fue la de valorar la posibilidad de utilizar estas señales en este tipo de herramientas de tratamiento.

g) Análisis de los resultados.

El análisis de los resultados fue específico a cada evaluación, incluyendo en general análisis estadístico de mediana y alta complejidad.

Evaluación propuesta para cada técnica

A continuación se detallan las técnicas evaluadas, qué se evaluó específicamente en cada una de ellas, y las publicaciones (en forma de Anexos a este documento) en las que se detallan más específicamente la parte metodológica:

1) Estimación de parámetros espacio temporales

a. A través de técnicas de videografía convencional

Se evaluó:

- La precisión del método con videografía convencional en comparación con el gold standard (plataforma de fuerza) en detección de eventos de la marcha en personas sanas caminando sobre suelo a nivel [68].

- La precisión del método con videografía convencional en comparación con el gold standard (algoritmos cinemáticos) en detección de eventos de la marcha en personas sanas caminando sobre escaleras [69].
- La precisión del método para la estimación de parámetros temporales [70]. En la Figura 1, se muestra la detección del contacto inicial del pie con el suelo para el pie izquierdo y derecho. La diferencia temporal entre los mismos, se conoce como tiempo de paso. Este fue uno de los parámetros temporales estimados a partir de la videografía.
- Su aplicabilidad en ambientes clínicos en comparación con el laboratorio de marcha (ver detalles en [71]).



FIGURA 1. Detección del contacto inicial del pie con el suelo para el pie izquierdo (a la izquierda) y derecho (figura de la derecha). La diferencia temporal entre estos dos eventos, se conoce como tiempo de paso y es uno de los parámetros temporales utilizados para la caracterización de la marcha [72].

- b. Mediante sensores de presión
 - Se valoró la precisión de utilizar un número limitado de sensores para la detección de eventos de la marcha, en comparación con el uso de una plantilla completa, en personas sanas, caminando sobre suelo a nivel (detalles en [73]).
 - Se evaluó la implementación de un sistema de medición de presión plantar a partir de un material resistivo de bajo costo (ver detalles en [74]).

2) Estimación de actividad muscular:

- a. A través de técnicas electromiográficas
 - Se evaluó la especificidad y sensibilidad de un método de simple umbral para estimar intervalos de activación musculares en comparación con la detección realizada por expertos [75].
 - Se evaluó la especificidad y sensibilidad de un método de doble umbral para estimar intervalos de activación musculares en comparación con la detección realizada por expertos [76]. La Figura 2 muestra el período de activación del músculo, estimado por el experto y por el algoritmo de doble umbral, para la señal de electromiografía superficial.

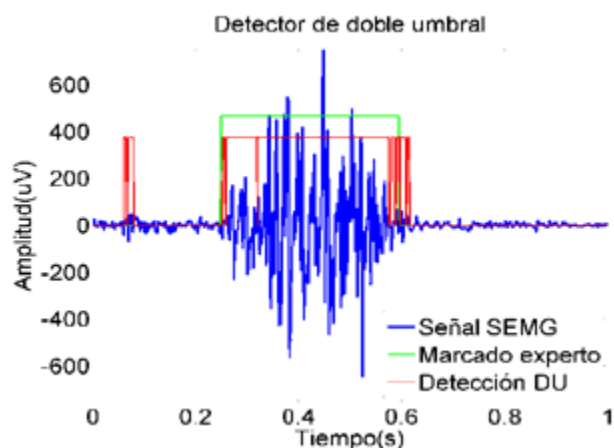


FIGURA 2. Período de activación marcado por el experto y periodo determinado por el algoritmo de doble umbral [76].

- Se implementó un entorno virtual que permitiera la simulación del miembro inferior a partir de señales externas, como señales de electromiografía [77]. En la Figura 3 se muestran tanto el modelo de miembro inferior que se utilizó (modelo que incluye tres segmentos y tres articulaciones) así como el modelo del personaje “Bill”, incluido en las herramientas de modelado del programa V-REP.
- Se evaluaron los tiempos involucrados en cada etapa del entorno, para estudiar la implementación online del sistema de rehabilitación [78,79].
- Y se propusieron técnicas de optimización de los mencionados tiempos [80].

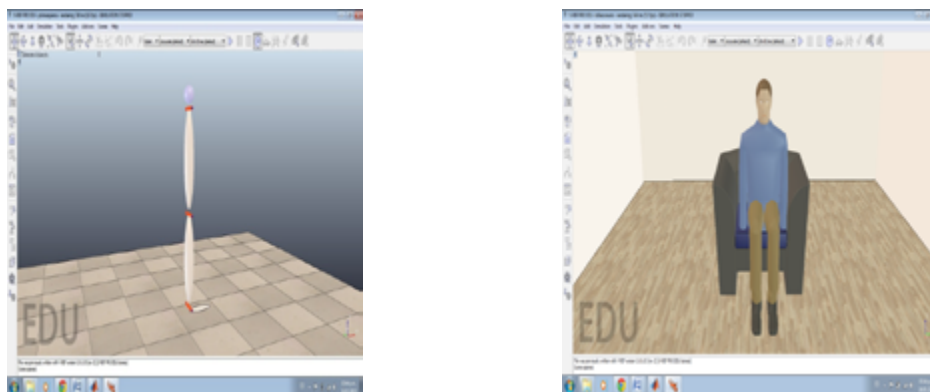


FIGURA 3. Izquierda: Modelo básico de la extremidad inferior formada por tres segmentos (muslo, pierna y pie) y tres articulaciones (cadera, rodilla, tobillo). Derecha: modelo de “Bill” personaje que forma parte de las simulaciones del programa V-REP [79].

- Utilizando modelado musculoesquelético.
 - Se evaluó la sensibilidad de las fuerzas producidas por los músculos de miembro inferior a la velocidad de caminar y al grupo etario [81].
 - Se propuso a la relación entre fuerza producida y energía muscular consumida como una forma de valorar la eficiencia muscular, y se la estudió en niños sanos y niños con parálisis cerebral [82]. La Figura 4 muestra el modelo musculoesquelético utilizado para las simulaciones.

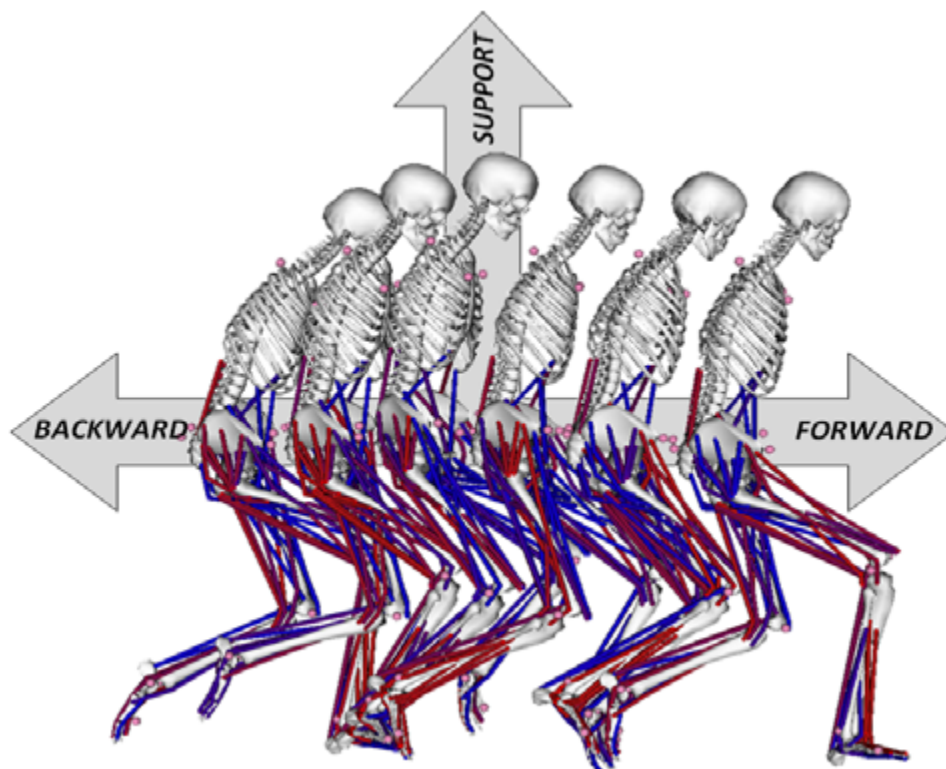


FIGURA 4. Modelo musculo-esquelético utilizado para generar las simulaciones del caminar de los participantes. La figura muestra posiciones instantáneas de un participante con parálisis cerebral y patrón de marcha agazapada. Los músculos en rojo están en un nivel de activación alto, mientras que los que están en azul muestran niveles bajos de activación, según estimado por el algoritmo de control.

- Se evaluó si esta variable propuesta marcaba cambios pre y post cirugía de músculo recto femoral (cirugía normalmente utilizada en niños con parálisis cerebral para corregir y/o disminuir el patrón de marcha con rodilla rígida) [83].
- c. Mediante mecanomiografía
- Se implementó un sistema de registro y adquisición de las señales [84]
- 3) Estimación de gasto energético**
- a. A través del Índice PCI (Physiologic Cost Index)
 - b. A través del Índice THBI (Total Heart Beat Index)
 - Se estableció un protocolo de medición para la frecuencia cardíaca
 - Se evaluó la repetitividad de cada índice en personas sanas, medidas en dos ocasiones [85].
- 4) Estimación de movilidad**
- a. Utilizando el test AMPPRO y AMPnoPRO (Amputee Mobility Predictor with and without Prosthesis).
 - Se valoró la repetitividad del test medidos en dos ocasiones y la sensibilidad del test a la experiencia del evaluador [86].
- 5) Estimación de la mecánica de los tejidos**
- a. A partir de modelado por Elementos Finitos

- Se implementó un modelo de la pelvis basado en imágenes tomográficas que permitiera evaluar la distribución de presiones en el tejido de la cadera durante el caminar [87].
- b. Utilizando un enfoque integrador que combine Elementos Finitos con Modelado musculoesquelético.
 - Al modelo de la pelvis anteriormente mencionado se le incorporaron las fuerzas aplicadas a la cadera, estimadas a partir de un modelo musculoesquelético. Nuevamente se evaluaron las tensiones que existen sobre la cadera al caminar, pero ahora con valores más representativos de las fuerzas aplicadas [88].

Resultados

Serán descriptos aquí los resultados generales del proyecto, mientras que los detalles específicos de cada evaluación (así como la evaluación de cada técnica) y los resultados obtenidos en cada caso, se presentan en cada publicación (y las citas están debidamente identificadas en cada apartado).

Del estudio de las condiciones que deben cumplir las técnicas para ser utilizadas en ámbitos clínicos en los que no existe el servicio de Laboratorio del Movimiento Humano, se concluyó que la portabilidad, bajo costo, facilidad en su uso, facilidad para implementar y validez en las mediciones son requisitos indispensables para la clínica.

El relevamiento del equipamiento que habitualmente compone un laboratorio indicó que el costo de los mismos es elevado y por lo tanto, métodos alternativos de evaluación son necesarios.

Más tarde se eligieron técnicas de análisis que cumplieran los requerimientos y que además permitieran el análisis de pacientes con patologías motrices que afectaran la movilidad y la marcha.

Las conclusiones generales a las que se arribaron para la evaluación de cada técnica, se muestran a continuación. Las mismas se basan en los resultados obtenidos en cada caso (presentados en las publicaciones citadas). Las conclusiones por técnica fueron:

1) Estimación de parámetros espacio temporales

El método de detección de eventos, en particular la detección de Contacto Inicial del pie con el suelo y el Contacto Final, mediante el uso de videografía convencional mostró resultados de precisión comparables con otros sistemas alternativos propuestos [68,69]. En la estimación de parámetros espacio temporales mostró errores máximos del 9%, pero en generales menores al 3% de la duración del parámetro estimado [70]. La Figura 5 muestra las diferencias temporales (expresadas en milisegundos) entre el método que utiliza videografía convencional y la plataforma de fuerza para los parámetros temporales tiempo de paso, tiempo de apoyo, tiempo de apoyo doble y cadencia. Los resultados se muestran para los sujetos sanos caminando en un laboratorio de marcha a las tres velocidades autoseleccionadas: lenta, normal y rápida [70].

Es por esto que se considera un método adecuado para implementar en la clínica.

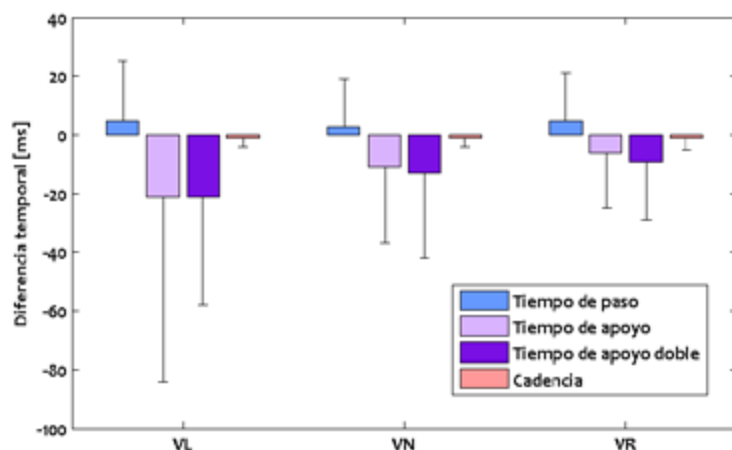


FIGURA 5. Diferencias temporales entre el método que utiliza videografía convencional y la plataforma de fuerza para los parámetros temporales tiempo de paso, tiempo de apoyo, tiempo de apoyo doble y cadencia. Los resultados se muestran para los sujetos sanos caminando en un laboratorio de marcha a las tres velocidades autoseleccionadas: Velocidad Lenta (VL), Normal (VN) y Rápida (VR) [72].

Cuando se compararon los resultados obtenidos en la clínica versus en el ámbito clínico en personas sanas, los parámetros fueron comparables, excepto en el caso de la velocidad de marcha. En el ámbito clínico la velocidad autoseleccionada de marcha fue menor al laboratorio de marcha. Es posible que la limitada longitud de la pasarela (5 m) haya ocasionado esta disminución [71].

Por otro lado, al evaluar sensores unitarios de presión para detección de eventos, se concluyó que los patrones de apoyo y despegue del pie varían en una misma persona y entre personas. Y que un número mínimo de sensores ubicados en puntos anatómicos clásicos (como debajo del talón y debajo del dedo gordo) pueden ocasionar errores de hasta 20 ms en la detección de los eventos. Por lo tanto si la aplicación requiere precisión en la detección, un mayor número de sensores debería ser utilizado [73].

También se estudiaron las características del material Velostat®. Otro grupo de la Facultad de Ingeniería de la UNER (Laboratorio de Prototipado) implementó luego una plataforma de medición de presiones plantares utilizando este material [74].

2) Estimación de actividad muscular

En la evaluación de algoritmos para detección de intervalos de actividad muscular a partir de la señal de electromiografía, se encontró que la sensibilidad y especificidad del método de simple umbral dependen del músculo en el cual se aplique. Estas diferencias podrían tener efectos en la confiabilidad de los indicadores que se propongan para la evaluación de la señal de SEMG durante la marcha. Por otro lado, al evaluar el método de doble umbral se observaron resultados de especificidad y sensibilidad menores a los teóricos (Figura 6), pudiendo deberse a que la independencia estadística, asegurada por el filtrado de blanqueo, y la relación señal ruido no constante podría impactar en el algoritmo disminuyendo su sensibilidad en la detección. Por lo que, se proponen utilizar métodos alternativos para el cálculo de los umbrales [75,76].

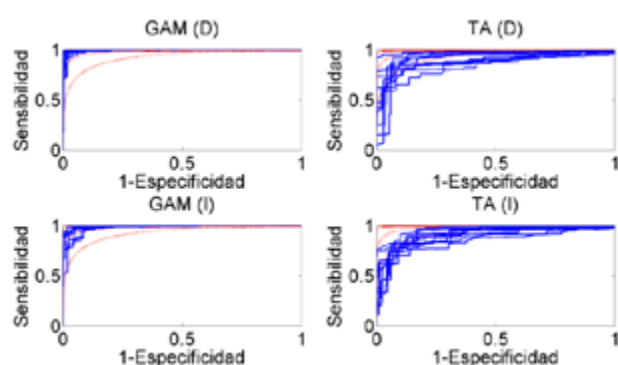


FIGURA 6. Curvas sensibilidad-especificidad (curvas ROC), teóricas (trazo en rojo) y obtenidas utilizando el método de doble umbral, en los músculos Gastrocnemio (GAM) y Tibial Anterior (TA), derecho (D) e izquierdo (I).

Por otro lado, la implementación de un entorno virtual para la simulación de movimiento de miembro inferior mediante señales externas, mostró ser una alternativa para la rehabilitación. Se logró comandar la simulación mediante señales de electromiografía de superficie, se determinaron los procesos que afectan cuantitativamente y cualitativamente los tiempos involucrados en la misma (Tabla 1) y se propusieron métodos de optimización de los tiempos. Los resultados mostraron que los participantes evaluaron cualitativamente la simulación como “en tiempo real” (indicando que no observaron delays desde que ellos producían el movimiento y este se veía reflejado en la simulación) [77–80].

TABLA 1. Tiempos promedio de ejecución de los procesamientos implementados involucrados en la simulación de miembro inferior comandada por señales externas.

PROCESAMIENTO	RETARDO PROMEDIO	
ALMACENAMIENTO	43,1	MS
FILTRADO	6,4	MS
NORMALIZACIÓN Y ENVOLVENTE POR MEDIO DE LA TRANSFORMADA DE HILBERT	7,2	MS
NORMALIZACIÓN Y ENVOLVENTE MEDIANTE UN FILTRO PASABAJO	11,5	MS
DETECCIÓN ACTIVIDAD MUSCULAR CON UMBRAL UTILIZANDO UN CICLO FOR	716,6	MS
DETECCIÓN ACTIVIDAD MUSCULAR CON UMBRAL UTILIZANDO UN CICLO WHILE	829,7	MS
DETECCIÓN ACTIVIDAD MUSCULAR CON UMBRAL CON OPERACIÓN VECTORIAL	16,9	MS
CUANTIZACIÓN ACTIVIDAD MUSCULAR CON VALOR RMS	808,3	MS
PASO DE 210 DATOS	79,9	MS
PASO DE 3 DATOS	403,9	MS

Finalmente en la aplicación de modelos musculoesqueléticos para la estimación de fuerzas musculares, se encontró que el sóleo fue el músculo que más fuerza desarrolló durante todo el ciclo de la marcha independientemente del grupo etario y de su velocidad de marcha [81]. Sin embargo, otros músculos tuvieron comportamientos diferentes para los diferentes grupos y las diferentes velocidades. Establecer los patrones esperables en cada caso, permite identificar entre otros, los patrones patológicos y la evolución de los mismos luego del tratamiento.

Por otro lado se establecieron patrones para la relación entre la fuerza producida y la energía muscular consumida tanto en niños sanos como en niños con parálisis cerebral, como una forma de evaluación

de la eficiencia energética [82]. En la evaluación posterior de esta variable pre y post cirugía de músculo recto femoral (cirugía normalmente utilizada en niños con parálisis cerebral para corregir y/o disminuir el patrón de marcha con rodilla rígida), los resultados mostraron que la eficiencia del músculo recto femoral mejora post-cirugía [83] (Figura 7).

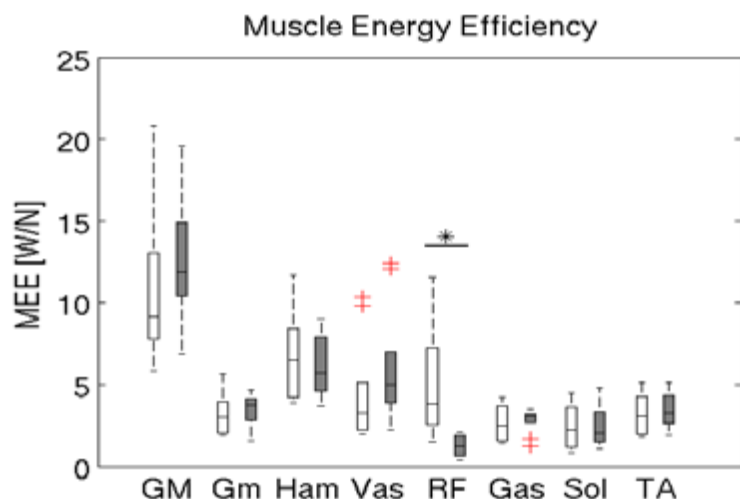


FIGURA 7. Eficiencia Energética Muscular (MEE) durante todo el ciclo de marcha para los ocho músculos estudiados (Glúteo Mayor GM, Glúteo menor Gm, isquiotibiales Ham, Vastos Vas, Recto Femoral RF, Gastrocnemio Gas, Soleo, Sol y Tibial Anterior TA) antes (cajas blancas) y después (cajas grises) de la cirugía de transferencia del músculo Recto Femoral. El (*) indica una diferencia significativa según el test Mann-Whitney entre la eficiencia pre y post cirugía [83].

3) Estimación de gasto energético

Se estableció un protocolo de adquisición de datos que incluyó una caminata en forma de 8 y se evaluaron dos índices de estimación de gasto energético. Los resultados mostraron que el índice THBI posee mayor repetitividad inter día (ICC 0.84) que el PCI (ICC 0.45). Por lo que se concluyó que el THBI representa una alternativa simple y de mayor repetitividad que el PCI, y por lo tanto más adecuado para ser utilizado en la clínica [85].

4) Estimación de movilidad

El test de movilidad AMPPRO mostró alta repetitividad (ICC mayor o igual a 0.85 para todas las condiciones evaluadas). Su repetitividad aumentó cuando las personas que administraban el test tenían experiencia en la evaluación de pacientes. La repetitividad también aumentó en el grupo de personas no expertas, cuando administraron el test por segunda vez, indicando que el entrenamiento puede mejorar la repetitividad de los resultados [86].

5) Estimación de la mecánica de los tejidos

Se implementó un modelo de la pelvis basado en imágenes tomográficas que permitiera evaluar la distribución de presiones en el tejido de la cadera durante el caminar. Los resultados mostraron que el máximo pico de tensión se produce en la cara anteromedial de la articulación sacro ilíaca, durante la respuesta a la carga (10% del ciclo de marcha). También se produce un pico entre el 50 y el 60% del ciclo en la cara postero-lateral [87].

Cuando a este modelo se le incorporaron, entre otros parámetros, las fuerzas aplicadas a la cadera estimadas a partir de un modelo musculoesquelético, los resultados mostraron un suavizado en las áreas de mayores picos, evitando de esta forma puntos de máxima tensión en el hueso pélvico, lo cual se condice con un modelo más representativo del segmento [88].

Por lo expuesto consideramos que hemos avanzado en el conocimiento de algunas técnicas que pueden ser utilizadas para la caracterización del movimiento en personas con patologías que afecten su movilidad. En particular destacamos, las técnicas videográficas para el cálculo de parámetros espacio-temporales, la aplicabilidad de dos métodos para la estimación de los intervalos de activación muscular, la estimación de eficiencia muscular para la evaluación de la actividad muscular, la técnica THBI para la estimación de gasto energético y el test AMPPRO para la evaluación cualitativa de la movilidad de pacientes amputados de miembro inferior.

Por las evaluaciones realizadas, estas técnicas cumplen con los requisitos para ser aplicados en ámbitos clínicos y pueden representar opciones adecuadas para ser implementadas.

El trabajo a futuro se concentrará en llevar estas técnicas al ámbito clínico concreto para la evaluación de patologías motrices.

Conclusiones

Este proyecto propuso investigar, diseñar e implementar protocolos y técnicas de análisis del movimiento que sean apropiados para evaluar la evolución de los pacientes con patologías de miembro inferior durante el proceso de rehabilitación. De esta forma se proponía trasladar el análisis del movimiento humano que suele realizarse en laboratorios de investigación al ámbito clínico.

En este sentido, se han investigado técnicas que pueden ser utilizadas para la caracterización del movimiento en personas con patologías motrices que afecten su movilidad. Los resultados mostraron que las técnicas videográficas para el cálculo de parámetros espacio-temporales, métodos para la estimación de los intervalos de activación muscular, la estimación de eficiencia muscular para la evaluación de la actividad muscular, la técnica THBI para la estimación de gasto energético y el test AMPPRO para la evaluación cualitativa de la movilidad de pacientes amputados de miembro inferior cumplen con los requisitos para ser aplicados en ámbitos clínicos y que pueden representar opciones adecuadas para ser implementadas en esos ambientes.

Como resultado del trabajo se han publicado 19 artículos y el grupo de investigación ha recibido invitaciones para disertar en dos congresos internacionales de gran relevancia para la temática. Las invitaciones para disertar fueron específicas para los resultados de este proyecto.

También se ha concretado la transferencia de un software para el modelado musculoesquelético, implementado y adaptado a las necesidades del Laboratorio de Marcha y Movimiento del Instituto de Rehabilitación Neurológica FLENI.

El trabajo a futuro se concentrará en llevar las técnicas ya estudiadas al ámbito clínico concreto para la evaluación de patologías motrices.

Referencias

- [1]Lofterod B, Terjesen T, Skaaret I, Huse A-B, Jhansen R. Preoperative gait analysis has a substantial effect on orthopedic decision making in children with cerebral palsy. *Acta Orthop* 2007;78:74–80.
- [2]Wren TAL, Kalisvaart M, Ghatan C, Rethlefsen S, Hara R, Sheng M, et al. Effects of Preoperative Gait Analysis on Costs and Amount of Surgery. *J Pediatr Orthop* 2009;29:558–63.
- [3]Wren TAL, Gorton III GE, Ounpuu S, Tucker CA. Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review. *Gait Posture* 2011;34:149–53.

- [4] Chambers HG, Sutherland DH. A practical guide to gait analysis. *J Am Acad Orthop Surg* 2002;10:222–31.
- [5] Turner-Stokes L, Williams H, Abraham R, Duckett S. Clinical standards for inpatient specialist rehabilitation services in the UK. *Clin Rehabil* 2000;14:468–80. doi:10.1191/0269215500cr349oa.
- [6] Turner-Stokes L, Williams H, Abraham R. Clinical standards for specialist community rehabilitation services in the UK. *Clin Rehabil* 2001;15:611–23. doi:10.1191/0269215501cr455oa.
- [7] CARF. Medical Rehabilitation Program Description 2012.
- [8] CARF. Medical Rehabilitation. Standard Manual 2012.
- [9] ACHS. Australasian Clinical Indicator Report: 2003 - 2010 2011.
- [10] Martínez Sagasta C. Estandarización de Procesos Asistenciales 2007:48.
- [11] CMAS. Clinical Gait Analysis Standard - Consultation Document 2004:1–14.
- [12] BSRM. Measurement of outcome in rehabilitation. *Basket of measures* 2005:15.
- [13] Rommers GMG, Vos LDL, Groothoff JWJ, Eisma WHW. Mobility of people with lower limb amputations: scales and questionnaires: a review. *Clin Rehabil* 2001;15:92–102.
- [14] Sagawa Jr Y, Turcot K, Armand S, Thevenon A, Vuillerme N, Watelain E. Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: A systematic review. *Gait Posture* 2011;33:511–26.
- [15] Bent NP, Wright CC, Rushton AB, Batt ME. Selecting outcome measures in sports medicine: a guide for practitioners using the example of anterior cruciate ligament rehabilitation. *Br J Sport Med* 2009;43:1006–12.
- [16] Durward B, Baer G, Rowe P. Measurement issues in functional human movement. In: Durward BR, Baer GD, Rowe PJ, editors. *Funct. Hum. Mov. Meas. Anal.*, Butterworth Heinemann; 1999, p. 1–12.
- [17] Toro B, Nester CJ, Farren PC. The status of gait assessment among physiotherapists in the United Kingdom. *Arch Phys Med Rehabil* 2003;84:1878–84.
- [18] Rowe P. Measurement Systems. In: Durward B, Baer G, Rowe P, editors. *Funct. Hum. Mov. Meas. Anal.*, Butterworth - Heinemann Ltd; 1999, p. 35–6.
- [19] Medved V. *Measurements of Human Locomotion*. London, UK: CRC Press; 2001.
- [20] Sutherland DH. The Evolution of Clinical Gait Analysis. Part II: Kinematics. *Gait Posture* 2002;16:159–79.
- [21] Wall J, Kirtley C. Strategies for Clinical Gait Assessment. *Orthop Phys Ther Clin North Am* 2001;10:35–54.
- [22] Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis part III - kinetics and energy assessment. *Gait Posture* 2005;21:447–61.
- [23] Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait Posture* 2001;14:61–70.
- [24] Soares ASODC, Yamaguti EY, Mochizuki L, Amadio AC, Serrão JC. Biomechanical parameters of gait among transtibial amputees: A review. *Sao Paulo Med J* 2009;127:302–9. doi:10.1590/S1516-31802009000500010.
- [25] van Velzen JM, van Bennekom C a M, Polomski W, Sloopman JR, van der Woude LH V, Houdijk H. Physical capacity and walking ability after lower limb amputation: a systematic review. *Clin Rehabil* 2006;20:999–1016. doi:10.1177/0269215506070700.
- [26] Button K, van Deursen R, Price P. Measurement of functional recovery in individuals with acute anterior cruciate ligament rupture. *Br J Sport Med* 2005;39:866–71.
- [27] Kvist J, Gillquist J. Sagittal plane knee translation and electromyographic activity during closed and open kinetic chain exercises in anterior cruciate ligament-deficient patients and control subjects. *Am J Sport Med* 2001;29:72–82.
- [28] Irrgang JJ, Anderson AF, Boland AL, Harner CD, Kurosaka M, Neyret P, et al. Development and validation of the international knee documentation committee subjective knee form. *Am J Sport Med* 2001;29:600–13.

- [29] Hansen AH, Childress DS, Meier MR. A Simple Method for Determination of Gait Events. *J Biomech* 2002;35:135–8.
- [30] Smith BT, Coiro DJ, Finson R, Betz RR, McCarthy J. Evaluation of force-sensing resistors for gait event detection to trigger electrical stimulation to improve walking in the child with cerebral palsy. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2002;10:22–9.
- [31] Mickelborough J, van der Linden ML, Richards J, Ennos AR. Validity and Reliability of a Kinematic Protocol for Determining Foot Contact Events. *Gait Posture* 2000;11:32–7.
- [32] O'Connor CM, Thorpe SK, O'Malley MJ, Vaughan CL. Automatic Detection of Gait Events Using Kinematic Data. *Gait Posture* 2006;25:469–74.
- [33] Lopez-Meyer P, Sazonov E, Fulk G. Automatic Detection of Temporal Gait Parameters in Post-stroke Individuals. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 2011;15:594–601.
- [34] Schwesig R, Leuchte S, Fischer D, Ullmann R, Kluttig A. Inertial sensor based reference gait data for healthy subjects. *Gait Posture* 2011;33:673.
- [35] Hanlon M, Anderson R. Real-time gait event detection using wearable sensors. *Gait Posture* 2009;30:523–7.
- [36] Bamberg SJM, Benbasat AY, Scarborough DM, Krebs DE, Paradiso J a. Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 2008;12:413–23. doi:10.1109/TITB.2007.899493.
- [37] Ahroni JH, Boyko EJ, Forsberg R. Reliability of F-Scan In-Shoe Measurements of Plantar Pressure. *Foot Ankle Int* 1998;19:668–73.
- [38] Nicolopoulos CS, Anderson EG, Solomonidis SE, Giannoudis P V. Evaluation of the Gait Analysis FS-CAN Pressure System: Clinical Tool or Toy? *Foot* 2000;10:124–30.
- [39] Woodburn J, Helliwell PS. Observations on the F-Scan in-shoe pressure measuring system. *Clin Biomech* 1996;11:301–4.
- [40] Woodburn J, Helliwell PS. Observations of the F-Scan In-Shoe Pressure Measuring System. *Clin Biomech* 1997;12:S16.
- [41] Brown M, Rudicel S, Esquenazi A. Measurement of Dynamic Pressure at the Shoe-Foot Interface During Normal Walking with Various Foot Orthoses Using the F-Scan System. *Foot Ankle Int* 1996;17:152–6.
- [42] Hsiao H, Guan J, Weatherly M. Accuracy and Precision of Two In-Shoe Pressure Measurement Systems. *Ergonomics* 2002;45:537–55.
- [43] Koch M. Measuring plantar pressure in conventional shoes with the TEKSCAN sensory system. *Biomed Tech* 1993;38:243–8.
- [44] Luo Z-P, Berglund L, An K-N. Validation of F-Scan Pressure Sensor System: a Technical Note. *J Rehabil Res Dev* 1998;35:186–91.
- [45] Mueller MJ, Strube MJ. Generalizability of In-Shoe Peak Pressure Measures using the F-Scan System. *Clin Biomech* 1996;11:159–64.
- [46] Randolph AL, Nelson M, Akkapeddi S, Levin A. Reliability of Measurements of Pressures Applied on the Foot During Walking by a Computerized Insole Sensor System. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81:573–8.
- [47] Catalfamo P, Moser D, Ghousayni S, Ewins D. Detection of gait events using an F-Scan in-shoe pressure measurement system. *Gait Posture* 2008;28:420–6.
- [48] Fey NP, Silverman AK, Neptune RR. The influence of increasing steady-state walking speed on muscle activity in below-knee amputees. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;20:155–61.
- [49] Jia X, Wang R, Lee W. Effects of Shoe Heel Height on Loading and Muscle Activity for Trans-Tibial Amputees During Standing. *Tsinghua Sci Technol* 2009;14:281–6.
- [50] Patras K, Ziogas G, Ristanis S, Tsepis E, Stergiou N, Georgoulis AD. ACL reconstructed patients with a BPTB graft present an impaired vastus lateralis neuromuscular response during high intensity running. *J Sci Med Sport* 2010;13:573.

- [51] Alkjaer T, Simonsen EB, Magnusson SP, Dyhre-Poulsen P, Aagaard P. Antagonist muscle moment is increased in ACL deficient subjects during maximal dynamic knee extension. *Knee* 2012;19:633–9.
- [52] Klyne DM, Keays SL, Bullock-Saxton JE, Newcombe PA. The effect of anterior cruciate ligament rupture on the timing and amplitude of gastrocnemius muscle activation: A study of alterations in EMG measures and their relationship to knee joint stability. *J Electromyogr Kinesiol* 2012;22:446–55. doi:10.1016/j.jelekin.2012.01.013.
- [53] Kellis E, Katis A. Reliability of EMG power-spectrum and amplitude of the semitendinosus and biceps femoris muscles during ramp isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18:351–8.
- [54] Nair SS, French RM, Laroche D, Thomas E. The application of machine learning algorithms to the analysis of electromyographic patterns from arthritic patients. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2010;18:174–84. doi:10.1109/TNSRE.2009.2032638.
- [55] Ghasemzadeh H, Jafari R, Prabhakaran B. A body sensor network with electromyogram and inertial sensors: Multimodal interpretation of muscular activities. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 2010;14:198–206. doi:10.1109/TITB.2009.2035050.
- [56] Hanspal RS, Fisher K. Assessment of Cognitive and Psychomotor Function and Rehabilitation of Elderly People with Prostheses. *Br Med J* 1991;302:940.
- [57] Gardiner MD, E. JL. Inter-observer reliability of clinical outcome measures in a lower limb amputee population. *Disabil Rehabil* 2002;24:219–25.
- [58] Volpicelly LJ, Chambers RB, Wagner FW. Ambulation Levels of Bilateral Lower-Extremity Amputees. *Journal Bone Jt Surg* 1983;65–A:599–605.
- [59] Gailey RS, Roach KE, Applegate EB, Cho B, Cunniffe B, Licht S, et al. The Amputee Mobility Predictor: An instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:613–27. doi:10.1053/apmr.2002.32309.
- [60] Lysholm J, Gillquist J. Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *Am J Sport Med* 1982;10:150–4.
- [61] Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res* 1985:43–9.
- [62] Noyes FR, Matthews DS, Mooar PA, Grood ES. The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part II: the results of rehabilitation, activity modification, and counseling on functional disability. *J Bone Jt Surg Am* 1983;65:163–74.
- [63] Barber-Westin SD, Noyes FR. The effect of rehabilitation and return to activity on anterior-posterior knee displacements after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sport Med* 1993;21:264–70.
- [64] Hood VL, Granat MH, Maxwell DJ, Hasler JP. A new method of using heart rate to represent energy expenditure: The total heart beat index. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:1266–73. doi:10.1053/apmr.2002.34598.
- [65] Ijzerman MJ, Nene A V. Feasibility of the physiological cost index as an outcome measure for the assessment of energy expenditure during walking. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:1777–82. doi:10.1053/apmr.2002.35655.
- [66] Paterson J. The physiological cost index — uses and limitations in clinical gait analysis. *Proc. Inaug. Meet. Eur. Paediatr. Gait Anal. Gr.*, 1992, p. 121–2.
- [67] Cole MJMJ, Cumming J, Golland N, Hayes S, Ostler C, Scopes J, et al. BACPAR Toolbox of outcome measures. Version 2 2014;2015.
- [68] Peterson M V, Ewins D, Shaheen A, Catalfamo Formento PA. Evaluation of Methods Based on Conventional Videography for Detection. *IFMBE Proc* 2015;49:234–7. doi:10.1007/978-3-319-13117-7.
- [69] Arcila Cano A, Ewins D, Shaheen A, Catalfamo Formento P. Evaluation of methods based on conventional videography for detection of gait events. *IFMBE Proc.*, vol. 60, 2017. doi:10.1007/978-981-10-4086-3_46.

- [70] De Grucci C, Ewins D, Shaheen A, Catalfamo Formento P. Evaluation of a visual method to calculate temporal parameters. IEEE Argencon 2016.
- [71] De Grucci C, Barrera V, Dutto CI, Catalfamo Formento PA. Gait Analysis through a visual method to calculate temporal parameters : comparison of performance between the gait laboratory and the clinical setting. XXI Congr. la Soc. Argentina Bioingeniería, 2017, p. 1–7.
- [72] De Grucci C. Evaluación de videografía convencional para el análisis de marcha en ambientes clínicos. Universidad Nacional de Entre Ríos, 2017.
- [73] Völker JM, Shaheen A, Ewins D, Acevedo R, Catalfamo P. Comparison between defined and total areas of the foot for detection of gait events. IFMBE Proc., vol. 49, 2015. doi:10.1007/978-3-319-13117-7_62.
- [74] Cherniz A, Zapata L, Zegalo A, Catalfamo Formento P. Evaluación de VELOSTAT® para la medición de presión plantar. XVII Congr. Bras. Biomecánica, I Encuentro Latinoam. Biomecánica y VIII Simp. en Neuromecánica Apl., 2017.
- [75] Schulz LA, Paola CF, Emiliano R, Bonell CE. Evaluación de la sensibilidad y la especificidad de un método basado en umbral en la detección de la actividad electromiográfica durante la marcha. 2016 IEEE Bienn. Congr. Argentina, ARGENCON 2016, 2016. doi:10.1109/ARGENCON.2016.7585341.
- [76] Schulz LA, Catalfamo Formento P, Ravera E, Bonell C. Evaluación de algoritmo clasificador de doble umbral para la detección de la actividad electromiográfica durante la marcha. XVII Congr. Bras. Biomecánica, I Encuentro Latinoam. Biomecánica y VIII Simp. en Neuromecánica Apl., 2017.
- [77] Cardona N, Catalfamo P, Cherniz A, Bonell CE. Virtual platform technologies for evaluation of rehabilitation progress and for prosthetic control. IFMBE Proc., vol. 49, 2015. doi:10.1007/978-3-319-13117-7_249.
- [78] Profumieri A, Bonell C, Catalfamo P, Cherniz A. Análisis de los tiempos de procesamiento y comunicación en una simulación de miembro inferior controlada por SEMG. XX Congr. Argentino Bioingeniería, 2015.
- [79] Profumieri A, Bonell C, Catalfamo P, Cherniz A. Analysis of the times involved in processing and communication in a lower limb simulation system controlled by SEMG. J Phys Conf Ser 2016;705:12061. doi:10.1088/1742-6596/705/1/012061.
- [80] Profumieri A, Cherniz A. Optimización de los tiempos de procesamiento y comunicación en una simulación de los movimientos de miembro inferior controlados por EMG Autor : PROFUMIERI , Alejandro C . Palabras claves : Universidad Nacional de Entre Ríos trabajo propone una mejora en. XXIII Jorn. Jóvenes Investig. del Grup. Montevideo, 2015.
- [81] Flioger CG, Crespo MJ, Braidot AA, Ravera EP. Effects of walking speed and age on the muscle forces of unimpaired gait subjects. J Phys Conf Ser 2016;705. doi:10.1088/1742-6596/705/1/012015.
- [82] Ravera EP, Crespo MJ, Catalfamo PA. Evaluation of both muscle energy expenditure and muscle forces for support and progression in individuals with crouch gait. Proceeding XVII Natl. Congr. Ital. Soc. Mov. Anal. Clin., vol. 1, 2016, p. PC10.
- [83] Ravera EP, Nuñez M, Yedlin D, Samara E, Crespo M, Catalfamo Formento P. Does rectus femoris transfer surgery improve the muscle energetic efficiency in stiff-knee gait? XXVI Congr. Int. Soc. Biomech., 2017.
- [84] Fontana D. Montaje y acondicionamiento de un sistema para registro de señales mecanomiográficas. Universidad Nacional de Entre Ríos, 2014.
- [85] Muñoz R, Catalfamo Formento P, Bonell CE. Evaluation of a new metabolic cost indicator for gait analysis. XXI Congr. Argentino Bioingeniería y X Jornadas Ing. Clínica, 2017, p. 1–5.
- [86] Muñoz Larrosa E, Dutto CI, Barrera V, Bernal C, Catalfamo Formento P. INTRA AND INTER RATER RELIABILITY OF THE AMPUTEE MOBILITY PREDICTOR IN THE LOCAL CLINICAL ENVIRONMENT. Memorias del XVII Congr. Bras. Biomecánica, I Encuentro Latinoam. Biomecánica y VIII Simp. en Neuromecánica Apl., vol. 1, 2017, p. 3–4.

- [87] Ravera EP, Crespo MJ, Guarnieri FA, Braidot AA. Stress in human pelvis throughout the gait cycle: Development, evaluation and sensitivity studies of a finite element model. VI Lat. Am. Congr. Biomed. Eng. IFMBE Proc., vol. 49, 2014, p. 246–9. doi:10.1007/978-3-319-13117-7_64.
- [88] Ravera EP, Crespo MJ, Guarnieri FA, Braidot AA. Combined finite element and musculoskeletal models for analysis of pelvis throughout the gait cycle. 1st Pan-American Congr. Comput. Mech. XI Argentine Congr. Comput. Mech., 2015, p. 1–12.

PID 6151

Denominación del Proyecto

Herramientas de Análisis del Movimiento Humano para su Aplicación Clínica

Directora del proyecto

Catalfamo Formento, Paola Andrea Lucía

Codirectora

Bonell, Claudia Edith

Unidad Ejecutora

Facultad de Ingeniería

Dependencia

Universidad Nacional de Entre Ríos

Contacto

pcatalfamo@ingenieria.uner.edu.ar

Integrantes del Proyecto

Julio Aldonate, Analía Cherniz, Emiliano Ravera

Becario de Iniciación

Carla De Grucci, Agustina Bertot

Fechas de iniciación y de finalización efectivas

(30/09/2014 y 28/03/2018)

Aprobación del Informe Final por Resolución CS 363/18 (13/12/2018)

[<< VOLVER AL INICIO](#)