

Evaluation of a new metabolic cost indicator for gait analysis

Ramiro Eduardo Muñoz¹, Paola Catalfamo Formento^{1,2}, Claudia Bonell¹

¹LIMH – Facultad de Ingeniería – Universidad Nacional de Entre Ríos

²Instituto de Investigaciones en Bioingeniería y Bioinformática, CONICET-UNER

Abstract— The measurement of energy consumption has been suggested for the evaluation of treatments that focus on the motor rehabilitation of patients. Often it is estimated from oxygen consumption, however the equipment needed is impractical in clinical setting. Alternatively, indices based on heart rate have been suggested. The aim of the present study was to measure the repeatability of the physiological cost index (PCI) and the total heart rate index (THBI) and compare them. Ten adult subjects with no lesions that could have affected their gait participated in the study. The heart rate was measured while walking in an eight-figure path, under stationary conditions. The results obtained indicate that the THBI index, calculated by dividing the number of total beats during the gait phase between the average velocity of the individual during that phase, presents good repeatability (ICC of 0.84) compared to the PCI index (ICC 0.45). It is concluded that THBI is a simple parameter to calculate from continuous heart rate data and provides a reproducible alternative to the PCI.

Keywords— Energy expenditure, Heart rate, Rehabilitation, Human Movement.

Resumen— La medición de consumo energético ha sido propuesta para la evaluación de tratamientos que se enfocan en la rehabilitación motriz de pacientes. Habitualmente el mismo se estima a partir del consumo de oxígeno. Sin embargo, el equipamiento que se necesita para medirlo no lo hace práctico para ambientes clínicos. Como alternativas, se han propuesto índices basados en la medición de frecuencia cardíaca. El objetivo del presente estudio fue medir la repetibilidad del índice de costo fisiológico (PCI por sus siglas en inglés) y del índice de frecuencia cardíaca total (THBI por sus siglas en inglés) y compararlas. Participaron del estudio diez sujetos adultos sin lesiones que afectaran su marcha. La frecuencia cardíaca fue medida mientras caminaban en un circuito con forma de ocho, en condiciones estacionarias. Los resultados obtenidos mostraron que el índice THBI, que se calcula dividiendo el número total de latidos durante la marcha por la velocidad media del individuo durante la caminata, presentó buena repetibilidad (ICC=0,84) comparado con el índice PCI (ICC=0,45). Se concluye que el THBI es un parámetro simple de calcular a partir de los datos de frecuencia cardíaca y provee una alternativa que muestra mayor repetibilidad que el PCI.

Palabras clave— Gasto de energía, Frecuencia cardíaca, Rehabilitación, Movimiento Humano.

I. INTRODUCCIÓN

El gasto energético puede pensarse como la medida de energía que requiere el ser humano para realizar una determinada acción [1]. Su medición y análisis ha sido propuesto para la evaluación de diferentes trastornos que afectan la marcha [2]–[4]. Particularmente se asocian a las lesiones motrices y el uso de prótesis u órtesis con un incremento en el gasto energético durante el caminar. Por este motivo, una estimación de dicho gasto puede resultar un parámetro útil para la evaluación de la rehabilitación de un paciente [5].

El método habitual para medición de gasto cardíaco es la medición del consumo de oxígeno. Este método se torna poco práctico en el uso clínico dado que requiere de la utilización de una máscara de oxígeno que dificulta el normal desplazamiento [1]. Este efecto se encuentra exacerbado en ciertas situaciones clínicas como aquellas que involucran mediciones en niños o pacientes con alto grado de discapacidad.

La frecuencia cardíaca se ha presentado como un parámetro alternativo para la estimación del gasto energético. Esta se incrementa linealmente con el trabajo

hasta niveles submáximos [6]. La Fig. 1 presenta gráficamente la evolución teórica de la frecuencia cardíaca en función del tiempo. Es a partir de ella que se define el índice de costo fisiológico (PCI) como la diferencia entre la frecuencia cardíaca de caminata en estado estacionario y la frecuencia cardíaca en reposo, dividida entre la velocidad de la marcha [7], [8]. Este parámetro es todavía utilizado para la estimación del gasto de energía en la actualidad. Para su obtención, muchos investigadores hacen hincapié en la necesidad de lograr un ritmo de trabajo estacionario, con el objeto de mejorar la repetibilidad del índice. En sujetos sanos, este estado se produce cuando el sistema cardiovascular se ha adaptado a las nuevas exigencias fisiológicas, lo cual se logra aproximadamente en el tercer minuto de ejercicio [5]. En una población con anomalías en la marcha, el esfuerzo de caminar puede ser significativamente mayor y no ser considerado submáximo. En estos sujetos, puede no ser posible de calcular el PCI por el método presentado originalmente y si se utiliza una frecuencia cardíaca no estacionaria la repetibilidad puede verse comprometida. En busca de alternativas a este método, se ha desarrollado otro índice: el índice del número total de latidos (THBI) [6], que según sus autores presenta buena repetibilidad en condiciones de trabajo estacionarias

y no estacionarias y, además, buena sensibilidad a los cambios de actividad.

El objetivo del presente estudio fue evaluar la repetibilidad de dos índices de gasto metabólico basados en frecuencia cardíaca, para su utilización a futuro en el análisis de la marcha en amputados.

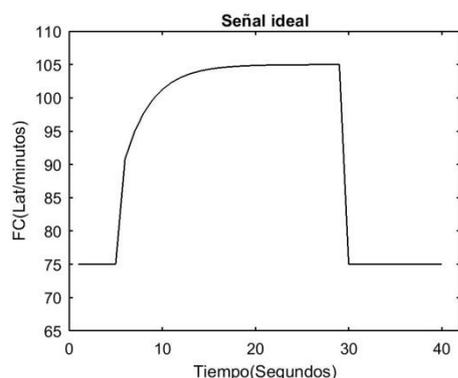


Fig. 1: Evolución teórica de la frecuencia cardíaca en el tiempo.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A. Participantes

Diez sujetos, estudiantes de la facultad de ingeniería, participaron del estudio. El criterio de inclusión fue adultos jóvenes, edad entre 18 y 30 años, ausencia de patologías cardiovasculares, neuromusculares, respiratorias y de lesiones que condicionen, limiten o afecten la marcha, así como también ausencia de infecciones virales recientes. Se obtuvo la firma del formulario de consentimiento informado de todos y cada uno de los sujetos. La información que se considera de interés para el análisis fue compilada en la Tabla I, en la que se detalla la edad y el sexo de los sujetos estudiados.

TABLA I
EDAD Y SEXO DE LOS SUJETOS.

# Paciente	Edad	Sexo
1	19	Femenino
2	23	Masculino
3	26	Masculino
4	34	Femenino
5	28	Masculino
6	24	Femenino
7	20	Femenino
8	29	Masculino
9	29	Femenino
10	29	Femenino

B. Equipamiento

Para el registro de la frecuencia cardíaca se utilizó un Pulsímetro Polar RS 400, configurado con una velocidad de registro de 5 segundos. Esto significa que el dispositivo adquiere datos a una frecuencia de muestreo fija durante cinco segundos. A partir de estos datos, calcula un valor de frecuencia cardíaca, el cual se informa extrapolado a un periodo de tiempo de un minuto.

Los pacientes caminaron a velocidad autoseleccionada sobre una trayectoria diseñada especialmente para la muestra. La misma consistió en un circuito de una longitud total de 20 metros, en forma de 8. Se utilizó este circuito con el objetivo de minimizar los cambios bruscos de frecuencia cardíaca que se producen al invertir el sentido de la marcha en un circuito rectilíneo. Se midió el tiempo total

de la prueba con un cronómetro y los datos guardados por el reloj Polar RS fueron posteriormente descargados a una computadora personal para su procesamiento.

C. Procedimiento

Los participantes fueron citados para la prueba en dos oportunidades, a la misma hora, durante la misma semana. Se indicó a los individuos que no debían ingerir alimentos, ni alcohol o fumar durante las dos horas previas a la prueba, de esta forma, se esperaba minimizar efectos aleatorios en la frecuencia cardíaca. Por otro lado, para garantizar el cumplimiento del estado estacionario, es necesario mantener al sujeto en condiciones de frecuencia cardíaca submáxima. Para ello se monitoreó la frecuencia cardíaca de forma continua, utilizando un criterio común en la práctica médica: se estableció como frecuencia máxima el valor resultante de $220 - \text{edad del paciente}$. Por ejemplo, para un paciente de 20 años, se consideró que la frecuencia máxima debía mantenerse por debajo de los 200 latidos por minuto. El primer paso consistió en un período de reposo de cinco minutos. Una vez finalizado el mismo el sujeto inició una caminata a una velocidad autoseleccionada que le resultase cómoda, alrededor de una pista en forma de ocho, de veinte metros de longitud, durante un período de tiempo de 15 minutos. Se registró la distancia recorrida durante esta instancia, obtenida mediante el producto entre el número total de vueltas y la longitud del circuito. Posteriormente se inició una etapa final, en la que el paciente hizo reposo durante cinco minutos. Al finalizar la prueba, los datos almacenados en el módulo de pulsera debieron ser transmitidos a la computadora para poder proceder a graficar la frecuencia cardíaca en función del tiempo. A partir de la obtención de esta representación se calcularon los siguientes parámetros: número total de latidos durante la recuperación, latidos extra durante el ejercicio y latidos extras durante el período de recuperación. El THBI (*Total Heart Beats Index*) fue calculado como el número total de latidos durante el ejercicio dividido la distancia total recorrida durante este período. Para realizar este cálculo se realiza un procesamiento digital de la señal de frecuencia cardíaca en función del tiempo, mostrada en la Fig. 2, específicamente en el segmento correspondiente a la etapa de caminata.

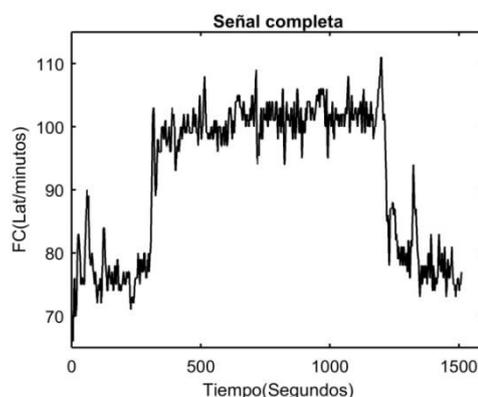


Fig. 2: Comportamiento real de la frecuencia cardíaca en el tiempo.

El mismo consistió en la obtención del valor medio de frecuencia cardíaca en la ventana de ejercicio, para luego multiplicarlo por la duración temporal de dicha ventana. Finalmente se calcula el THBI [6] de acuerdo con:

$$THBI = \frac{\text{Número total de latidos durante el ejercicio}}{\text{Distancia recorrida durante el ejercicio}}, \quad (1)$$

Luego se obtuvo el índice PCI (*Physiological Cost Index*), calculado como la diferencia entre la frecuencia cardíaca promedio durante la marcha y la frecuencia cardíaca promedio durante las etapas de reposo previa y posterior a la marcha; dividido entre la velocidad de la marcha. Esta última fue calculada mediante el cociente entre el número de vueltas recorridas y el período de tiempo de la marcha, fijado en 15 minutos. El índice fue formulado por McGregor [8], como:

$$PCI = \frac{FC_{Marcha} - FC_{Reposo}}{Velocidad\ de\ marcha} \quad (2)$$

D. Estadísticas

Los datos obtenidos fueron analizados en forma cualitativa mediante un histograma, a los fines de observar su comportamiento.

En base a dichos histogramas obtenidos, se seleccionó una distribución normal. Esta información es útil a la hora de obtener el valor de repetibilidad de los datos. La repetibilidad se evaluó mediante la utilización del coeficiente de correlación intraclase (ICC, por sus siglas en inglés) [9], mediante un análisis de varianza unidireccional para obtener los cuadrados medios entre-sujetos (BMS) e intra-sujeto (WMS). El ICC obtenido de esta manera se denomina ICC_{1-1} y fue formulado de la siguiente manera por Rankin y Stokes [10]:

$$ICC_{1-1} = \frac{BMS - WMS}{BMS + WMS} \quad (3)$$

Un valor de ICC de 1.0 indicaría una repetibilidad total de las mediciones realizadas, así como un valor de ICC de 0.0 indicaría repetibilidad nula.

III. RESULTADOS

A. Perfiles de Frecuencia cardíaca

En la Fig. 1 se observa el comportamiento ideal de la frecuencia cardíaca en función del tiempo.

La utilización del pulsímetro posibilitó el monitoreo continuo de la frecuencia cardíaca para todos los pacientes. Un perfil característico de frecuencia cardíaca en función del tiempo obtenido en nuestra experiencia puede observarse en la Fig. 2. Todos los sujetos presentaron perfiles de frecuencia cardíaca similares a los reportados por Hoods [2]. En todos los casos las condiciones de trabajo fueron estacionarias, dada la naturaleza de la prueba.

B. Repetibilidad y parámetros estadísticos

En la Tabla 2 se muestran los valores de los parámetros estadísticos de media y desvío estándar, e índice de correlación intraclase. El ICC fue mayor para el THBI que para el PCI. Este resultado es de gran importancia para contar con criterio a la hora de seleccionar uno u otro índice.

TABLA II
PARÁMETROS ESTADÍSTICOS DE LOS RESULTADOS.

Índice	Media		Desvío Estandar		ICC
	Día 1	Día 2	Día 1	Día 2	
THBI	2.50	2.55	0.37	0.35	0.84
PCI	0.45	0.49	0.20	0.15	0.45

Valores de los parámetros estadísticos de media y desvío estándar, además del índice de correlación intraclase.

Se observa además que el desvío estándar es mayor para THBI que para PCI en ambos días.

Las mediciones de los índices obtenidas durante el día 2 pueden graficarse en función de las mediciones obtenidas durante el día 1 para tener una estimación gráfica de la repetibilidad. Esto puede observarse en la Fig. 3.

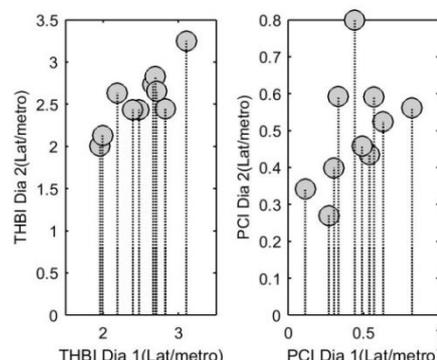


Fig. 3. Datos del día 2 en función del día 1 para THBI y PCI

Es importante mencionar que la linealidad que se observa para THBI en comparación con la gráfica de PCI en la Fig. 3 puede estar relacionada con la mayor repetibilidad de THBI.

IV. DISCUSIÓN

En este estudio, se evaluaron los índices THBI y PCI, los cuales se pretende a futuro, utilizar para el análisis de la marcha en amputados. Para ello, estas herramientas de medición del costo fisiológico deben ser precisas, confiables, sensibles al cambio y mínimamente molesta para el sujeto a los fines de no sesgar las mediciones. En el presente estudio, los sujetos se evaluaron mediante la monitorización de la frecuencia cardíaca. En los participantes de este estudio el cálculo de los parámetros de consumo de energía THBI y PCI no presentó problemas. Consideramos que, por las características del ejercicio (una caminata a velocidad autoseleccionada) y debido a que los participantes eran adultos jóvenes, fue posible que los sujetos alcanzaran el estado estacionario dentro de los 3 minutos de la parte de caminata de la prueba. Además, la caminata en una figura de 8 no resultó compleja para este tipo de participantes.

Algunas cuestiones son necesarias de tener en cuenta al momento de su aplicación en la clínica. En primer lugar, los mismos autores de los índices han remarcado que la relación entre frecuencia cardíaca y consumo de oxígeno depende en gran medida del estado aeróbico del sujeto. Por lo tanto, la estimación directa del consumo de energía a partir de los índices (tanto THBI como PCI) está limitada a las circunstancias en las que se evalúen cambios en el estado del paciente. Este es normalmente el caso cuando se evalúa el estado de rehabilitación de un paciente. Por otro lado, es importante recalcar que la figura de 8 de 20 metros totales de longitud puede resultar inadecuada en espacios clínicos reducidos, por lo que habría que considerar la posibilidad de reducirla. Finalmente es interesante hacer que la misma figura puede resultar incómoda para personas que tengan algún problema en el equilibrio.

Es importante mencionar que dos de los sujetos presentaron una mayor frecuencia cardíaca de reposo al momento del inicio de la prueba, en comparación con los valores del reposo final. Y esta es una posible situación en

el ámbito clínico donde los pacientes podrían presentar igual situación al sentirse “evaluados” al comienzo de la prueba, pero más tranquilos cuando el mismo termine. Esta situación influye en el cálculo del PCI, ya que la frecuencia cardíaca utilizada es un promedio entre los valores de reposo del principio y el final de la prueba. Debido a que la frecuencia cardíaca en reposo es influenciada por factores externos, la repetibilidad de un índice que incluya este factor estará comprometida.

El más repetible de los índices basados en la frecuencia cardíaca en el presente estudio fue el número total de latidos cardíacos durante el período de ejercicio (THBI), mostrando un ICC de 0.8425. Por consiguiente, lo proponemos como una medida alternativa de la eficiencia energética.

V. CONCLUSIONES

Los resultados del presente estudio indican que el índice THBI es una alternativa repetible para la evaluación del gasto energético de la marcha. Además, el mismo cumple con los requisitos de ser fácil de calcular, requiere equipos de fácil disponibilidad, cómodos de usar y no invasivos. Las estadísticas de repetibilidad indican que el THBI (0.842) fue mejor que el PCI (0.452). Esta característica es muy importante a la hora seleccionar uno u otro índice.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue apoyado por el programa de financiamiento de proyectos de investigación y desarrollo de la Universidad Nacional de Entre Ríos, en el contexto del PID UNER N° 6151: “Herramientas de análisis del movimiento humano para su aplicación clínica”

REFERENCIAS

- [1] R. Baker, *Measuring walking. A Handbook of Clinical Gait Analysis*. Gosport, UK: Mac Keith Press, 2013.
- [2] F. Dag *et al.*, “Alterations in energy consumption and plantar pressure distribution during walking in young adults with patellofemoral pain syndrome,” *Acta Orthop. Traumatol. Turc.*, vol. 53, no. 1, pp. 50–55, 2018.
- [3] A. J. Ries and M. H. Schwartz, “Low gait efficiency is the primary reason for the increased metabolic demand during gait in children with cerebral palsy,” *Hum. Mov. Sci.*, vol. 57, no. April 2017, pp. 426–433, 2018.
- [4] A. Daryabor, M. Arazpour, G. Sharifi, M. A. Bani, A. Aboutorabi, and N. Golchin, “Gait and energy consumption in adolescent idiopathic scoliosis: A literature review,” *Ann. Phys. Rehabil. Med.*, vol. 60, no. 2, pp. 107–116, 2017.
- [5] A. Nene, “Physiological cost index of walking in able-bodied adolescents and adults,” *Clin. Rehabil.*, vol. 7, no. 4, pp. 319–326, 1993.
- [6] V. L. Hood, M. H. Granat, D. J. Maxwell, and J. P. Hasler, “A new method of using heart rate to represent energy expenditure: The total heart beat index,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 83, no. 9, pp. 1266–1273, 2002.
- [7] Michael W. Whittle, *Gait Analysis. An Introduction*, Fourth Edi. Butterworth Heinemann ELSEVIER, 2007.
- [8] J. Mac Gregor, “The objective measurement of physical performance with long term ambulatory physiological surveillance equipment,” in *Proceedings of the third international symposium of ambulatory monitoring*, 1979, pp. 22–39.
- [9] Bartko JJ., “The intraclass correlation coefficient as a measure of reliability,” *Psychol. Report.*, vol. 19, pp. 3–11, 1966.
- [10] G. Rankin and M. Stokes, “Reliability of assessment tools in rehabilitation: An illustration of appropriate statistical analyses,” *Clin. Rehabil.*, vol. 12, no. 3, pp. 187–199, 1998.



Ramiro Muñoz es Bioingeniero egresado de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Entre Ríos (FIUNER). Se desempeña como becario del Laboratorio de Investigación en Movimiento Humano de dicha unidad académica desde el año 2015 en el contexto del Proyecto “Herramientas de Análisis del Movimiento Humano para su Aplicación Clínica”.



Paola Catalfamo Formento es Bioingeniera egresada de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Entre Ríos (FIUNER). Recibió el doctorado (PhD) en Ingeniería Biomédica, de la Universidad de Surrey, Inglaterra en 2007. Desde entonces es Investigadora/ Docente Visitante de la Universidad de Surrey. Desde 2010 es Investigadora de CONICET y docente de la FIUNER. Su línea de investigación apunta al diseño, desarrollo e implementación de herramientas de Análisis del Movimiento Humano, que sean adecuadas para la clínica. Es directora del Proyecto “Herramientas de Análisis del Movimiento Humano para su Aplicación Clínica” financiado por UNER. Es directora del Laboratorio de Investigación en Movimiento Humano de la FIUNER.



Claudia E. Bonell recibió el título de Bioingeniera en 1993 y el título de MSc. en Ingeniería Biomédica en 2014, todos ellos de la Universidad Nacional de Entre Ríos. Entre 1993 y 2001 trabajó en la Administración Nacional de Alimentos y Tecnología Médica del Ministerio de Salud de Argentina. Desde su egreso en 1993 estuvo vinculada a la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Entre Ríos primero como auxiliar docente de la cátedra de Electrotecnia de la carrera de Bioingeniería y siendo en la actualidad Profesora titular en dicha cátedra. Es directora del Proyecto “Herramientas de Análisis del Movimiento Humano para su Aplicación Clínica” financiado por UNER. Es codirectora del Proyecto “Herramientas de Análisis del Movimiento Humano para su Aplicación Clínica” financiado por UNER y miembro del Laboratorio de Investigación en Movimiento Humano de la FIUNER.