

# Análisis funcional y cinemático de la marcha en un paciente con lesión medular lumbar incompleta, antes y después del programa de entrenamiento intensivo con soporte parcial del peso corporal

MA. TORRALBA<sup>1</sup>, J. MEDINA<sup>2</sup>, JM. PADULLÉS<sup>3</sup>,  
M. DE FUENTES<sup>1</sup>, J. CASAS<sup>1</sup>, A. BATALLA<sup>1</sup>, U. COSTA<sup>2</sup>.

<sup>1</sup>Departamento de Expresión Musical y Corporal de la Universidad de Barcelona.

Grupo de investigación de Educación Física y Deportes.

<sup>2</sup>Instituto Guttmann de Barcelona.

<sup>3</sup>INEFC Barcelona.

## Resumen

*Este estudio de investigación pretende analizar la evolución de la marcha en un paciente con lesión medular incompleta, tras ser sometido a un programa de entrenamiento de la marcha de forma asistida con soporte parcial del peso corporal con el sistema Lokomat®. Para ello se ha realizado una exploración física y funcional con las escalas de evaluación más utilizadas a éste nivel, conjuntamente con el análisis videográfico, permitiéndonos observar correlaciones entre los datos obtenidos en los apartados de pasos por minuto, velocidad y longitud de paso. Para poder corroborar estos datos, se ha realizado un estudio cinemático utilizando dos cámaras de alta definición, con una velocidad de filmación fijada en 100 imágenes por segundo, procesadas directamente a un ordenador, y realizando la Transformación de 2D a 3D, con el método Direct Linear Transformation (DLT) dado por el Performance Analysis System (APAS).*

**Palabras clave:** Lesión medular incompleta, rehabilitación, soporte parcial, estudio cinemático, marcha.

## Abstract

*The aim of this research study is to analyze the evolution of gait in a patient with incomplete lumbar spine injury, who was placed on an assisted gait training program with partial body-weight support using the Lokomat® system. A physical and functional assessment was carried out taking into account standard evaluation scales together with video analysis, which allowed us to observe correlations between the data collected for steps per minute, step speed and step length. To corroborate these data, a kinematic study was carried out using two high-resolution cameras with a shooting speed fixed at 100 images per second. Images were transferred directly to a computer and converted from 2D to 3D using the Direct Linear Transformation (DLT) method in the Ariel Performance Analysis System (APAS).*

**Keywords:** Incomplete spinal cord injury, rehabilitation, partial support, kinematic study.

---

## Correspondencia:

Miguel Ángel Torralba.

Dpto. de Expresión Musical y Corporal. Universidad de

Barcelona. Campus Mundet, Edifici de Llevant, 3ª planta,

Paseo de la Vall d'Hebron, 171.

08035 Barcelona, España.

Fax: 934-035-017

Correo electrónico: [torralba@ub.edu](mailto:torralba@ub.edu)

## Introducción

La instauración de una lesión medular que interrumpe el control voluntario de las neuronas e interneuronas lumbares, genera una alteración de la función motora de las extremidades inferiores (paraplejía), además de una incapacidad para la función de la marcha. Los sujetos con lesiones medulares incompletas, conservan intacta una porción de las proyecciones corticoespinales, pudiendo recuperar en algunos casos un grado variable de función motora a través de programas de rehabilitación intensiva, de potenciación de la musculatura atrofiada por el desuso, y la reinstauración del control motor voluntario [1].

El entrenamiento de la marcha asistida con soporte parcial del peso corporal [2], fue iniciado en 1989 por el grupo del profesor Barbeau en la Universidad de McGill de Canadá, publicando las primeras experiencias sobre el efecto de la eliminación parcial del peso corporal en la rehabilitación de la marcha, entrenada sobre un tapiz rodante, en una población de sujetos con hemiparesia. Un año más tarde, el mismo equipo publicó resultados similares en un grupo de pacientes con lesión medular.

A. Wernig también publicó los resultados obtenidos de mejora en la capacidad de marcha de pacientes con una lesión medular, tras someterse a terapia intensiva, mediante marcha asistida con reducción de peso corporal en cinta sin fin [3].

Desde entonces un considerable número de estudios, y un número todavía mayor de sujetos estudiados, refuerza la idea que la utilización del Entrenamiento de la Marcha Asistida con Soporte Parcial del Peso Corporal (E.M.A.-S.P.P.C.) puede conseguir una notable mejoría funcional de sujetos con lesiones medulares incompletas [4], [5], [6] y [7], acelerando notablemente el proceso de recuperación.

Para mejorar el entrenamiento de la marcha en la cinta sin fin, se han desarrollado dos sistemas electromecánicos que ofrecen una asistencia controlada y programable en función de las necesidades del sujeto [8], [9] y [10], que permiten aumentar el periodo de entrenamiento de cada sujeto y el número de sujetos entrenados, así como la monitorización del proceso. El sistema diseñado por el grupo del Dr. Hesse es el Gait Trainer GT 1 y el diseñado por el grupo del Dr. Colombo es el Lokomat®.

Wirz et al. [11] en un ensayo multicéntrico, utilizando el Lokomat en pacientes con una lesión medular incompleta crónica, demuestra mejoras

significativas en la velocidad de la marcha y resistencia tras el entrenamiento.

En el presente trabajo, presentamos a un paciente con lesión medular incompleta que durante su proceso de rehabilitación ha realizado el protocolo de entrenamiento de la marcha con soporte parcial del peso corporal durante 8 semanas a razón de 30 – 40 minutos diarios.

El hecho de analizar la evolución de la marcha en un paciente con lesión medular, aún en periodo de rehabilitación intensiva con aparatos electromecánicos, aporta la posibilidad de realizar una exploración física y funcional con las escalas de evaluación más utilizadas a éste nivel conjuntamente con el análisis videográfico, permitiéndonos observar correlaciones entre los datos obtenidos en los apartados de pasos por minuto, velocidad y longitud de paso.

## Materiales y métodos

### *Sujeto*

Paciente de 43 años de edad, diagnosticado de lesión medular entre los segmentos T12-L2, ASIA A debido a un accidente laboral en junio de 2005, que le ocasionó una fractura estallido del cuerpo vertebral L1 y lesión neurológica a nivel T12, interviniéndose quirúrgicamente de manera inmediata, realizándose osteosíntesis T12 – L2.

Inicia el programa de rehabilitación funcional (Fitness, ejercicios de equilibrio, movilizaciones articulares activo-asistidas de extremidades inferiores, entrenamiento de las actividades de la vida diaria, dominio de silla de ruedas, deporte, etc.), realizando estas actividades con corsé dorsolumbar de inmovilización bivalvo de material termoplástico lumbosacro.

En agosto de 2005 realiza bipedestación y marcha entre paralelas con bitutores largos, precisando silla de ruedas convencional autopropulsable para desplazamientos interiores cortos y exteriores.

Se aprecia en la exploración biomecánica de las extremidades inferiores una importante atrofia de los músculos cuádriceps, glúteos y tríceps sural y un ligero recurvatum a nivel de ambas rodillas que estabiliza las fases de apoyo de ambas piernas compensando la debilidad de la musculatura de cuádriceps.

En noviembre se le realiza extracción quirúrgica del material de osteosíntesis y en diciembre inicia programa de entrenamiento de la marcha asistida con soporte parcial de peso corporal con el sistema Lokomat®.

### Instrumentos para el análisis cinemático

Para poder llevar a cabo este estudio cinemático, se ha realizado una grabación con dos cámaras de alta definición PHO-MV-D640C-66-CL10, con sensor color CMOS, con una velocidad de filmación fijada en 100 imágenes por segundo y procesadas directamente por un ordenador Shuttle modelo SB86I, realizando la Transformación de 2D a 3D, con el método Direct Linear Transformation (DLT), del programa Ariel Performance Analysis System (APAS) [12], [13] y [14].

### Resultados

Tal y como se ha comentado, el sujeto se ha sometido a 8 semanas de entrenamiento de la marcha con soporte parcial del peso corporal, analizando en la primera, cuarta y octava semana su evolución física a través de las escalas de exploración neurológica de la American Spinal Injury Association Impairment (ASIA) y evaluación de la Medida de Independencia Funcional (FIM) [15], además de la velocidad, cadencia y longitud de paso

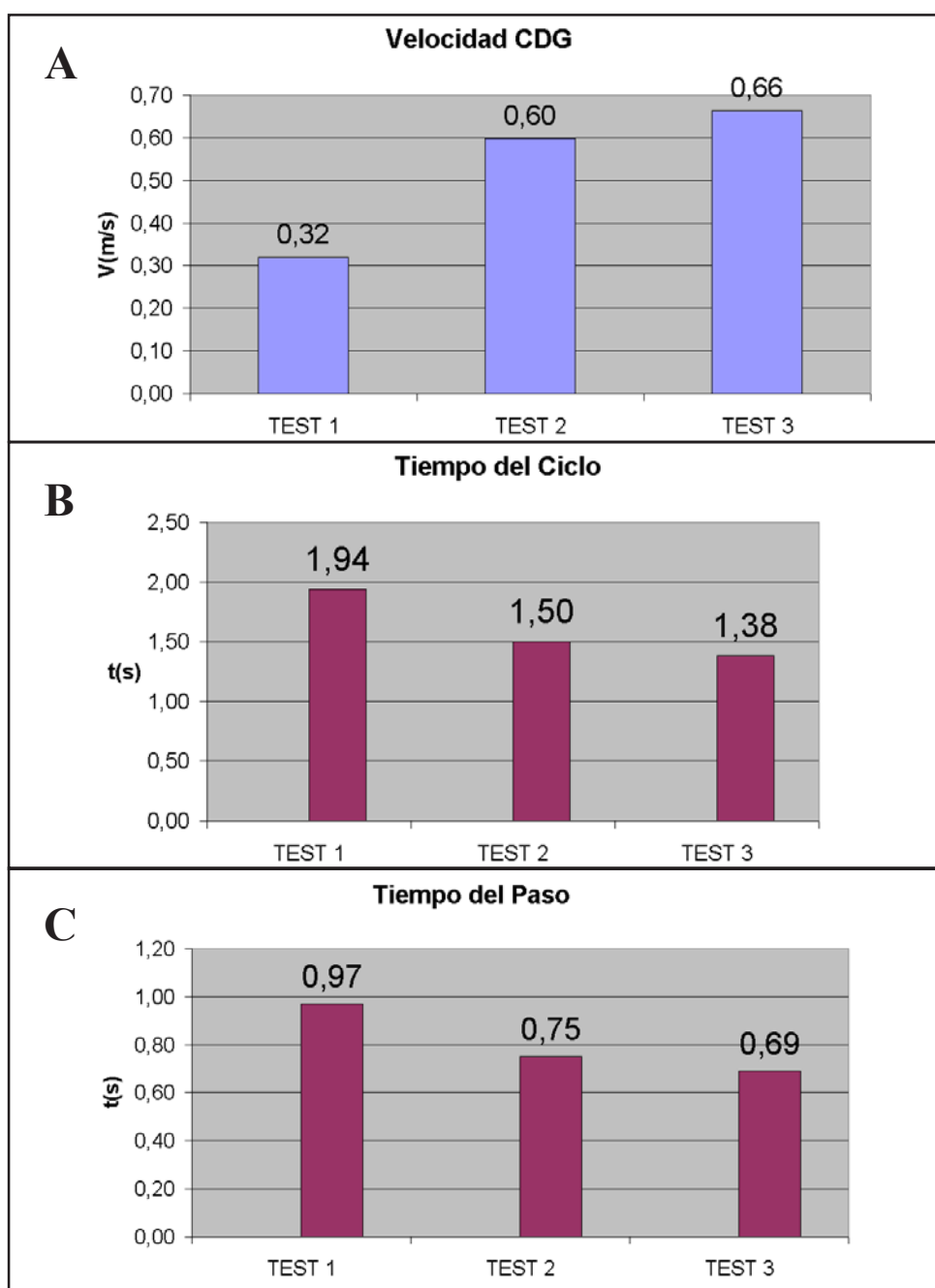


Figura 1. (A) Velocidad del centro de gravedad. (B) Tiempo del Ciclo. (C) Tiempo del paso

(Test de los 10 metros) [16], el tipo y características de la marcha (WISCI II), [17]. También se han estudiado los parámetros cinemáticos de velocidad, tiempos, frecuencias, amplitudes desplazamientos y ángulos a través del sistema de análisis del movimiento, con el programa Ariel Performance Analysis System (APAS).

Durante las exploraciones funcionales y de deambulaci3n, fueron realizadas las mismas por el mismo explorador, teniendo en cuenta tanto los factores ambientales (Temperatura ambiente de 24°C, horario, mismo terreno y condiciones lumínicas y sonoras) como los factores moduladores que pudiesen intervenir en el desplazamiento (misma ropa deportiva, mismo calzado y mismas instrucciones antes de empezar cada prueba).

Para valorar el nivel de percepci3n de mejora en las diferentes fases del tratamiento del paciente se administr3 la escala Recovery Locus of Control (RLOC) [18], coincidiendo con el inicio y final del tratamiento. El paciente presenta un valor alto a nivel de automotivaci3n al empezar el tratamiento con el sistema electromecánico (RLOC:30/36).

En las valoraciones iniciales el paciente queda clasificado en la escala de ASIA en el nivel A (lesi3n completa), nivel funcional FIM de 85 puntos sobre 126, realizando la marcha con dos muletas, sin ortesis, y asistencia física de una persona, en una distancia de 10 metros, lo que significa estar dentro del nivel 11 de la escala WISCI II. En cuanto al Test de los 10 metros, respondía a los valores de 60 pasos por minuto realizado a un ritmo confortable, conociendo que en individuos adultos jóvenes se precisiaría un valor de entre 90 y 111 pasos por minuto [19]. La velocidad considerada como margen de normalidad oscila, segun Riley y colaboradores ) [20], entre los valores de 1.25 a 1.56 m/s, siendo la obtenida en nuestro paciente en

este test inicial de 0.28 m/s. Para el valor de longitud de paso obtuvimos una cifra de 0.55 m, valor que dista bastante de la cifra media descrita por el mismo Riley en 1996, el cual marcaba como distancia media de paso 1.36 m.

Con el estudio cinemático se ha podido obtener, a través del análisis digital en las diferentes semanas, las variaciones que presenta el paciente en los siguientes parámetros de estudio:

Velocidad del centro de gravedad. Al inicio del estudio la velocidad era de 0.32m/s, a las cuatro semanas de tratamiento 0.60m/s y al finalizar el tratamiento llegaba a 0.66m/s. Podemos observar que prácticamente dobla la velocidad en las cuatro primeras semanas en Figura 1, en (A).

Al realizar un estudio bibliográfico sobre la marcha, hemos podido comprobar que un paciente con lesi3n medular tiene una velocidad de desplazamiento de prácticamente la mitad que una persona sin ningun tipo de lesi3n, tal como se desprende de los estudios realizados por diferentes autores [21], [22], [23] y [24], donde la media de la velocidad de la marcha en varones es de 1.37m/s.

Tiempos de paso y ciclo. Entendemos por tiempo de ciclo el tiempo que se tarda en realizar dos zancadas o, lo que es lo mismo dos pasos.

Tal como podemos observar, en la Fig. 1 en (B) y (C), los tiempos tanto de paso como de ciclo sufren una disminuci3n directamente proporcional a la velocidad que va ganando el sujeto de estudio en el transcurso de su tratamiento.

Frecuencia de paso o cadencia. También se observa una mejora sustancial tanto en la frecuencia de paso como en la de ciclo, pero al igual que ocurre con la velocidad, los parámetros obtenidos están lejos de los datos de referencia de una persona sin lesi3n medular (110.5 p/min) [21], [22], [23] (Tabla 1). Lo que sí hemos podido constatar, en este caso

|                         | Test 1 | Test 2 | Test 3 |
|-------------------------|--------|--------|--------|
| Frec.Paso(p/s)          | 1.03   | 1.33   | 1.45   |
| Frec.Paso(p/min)        | 61.73  | 79.79  | 86.79  |
| Frec. Ciclo(ciclos/s)   | 0.52   | 0.67   | 0.72   |
| Frec. Ciclo(ciclos/min) | 30.93  | 40.00  | 43.39  |

**Tabla 1.** Frecuencia de paso y de ciclo

en particular, es que la ganancia más significativa se produce durante las primeras cuatro semanas de tratamiento, mientras que en las últimas semanas la mejora es mínima en los parámetros observados.

Amplitud de ciclo o longitud de zancada. Igual que en los parámetros observados anteriormente existe una mayor ganancia en las primeras cuatro semanas de tratamiento que en las cuatro últimas. Haciendo referencia a los autores anteriormente comentados la amplitud de zancada en la marcha representa en varones, una media de 1.46 m. Tal como podemos observar es más del doble que la zancada capaz de dar la persona que estamos valorando (Tabla 2).

A nivel angular. Tanto a nivel de cadera como de rodilla hemos podido constatar una diferencia en relación a los datos analizados anteriormente. A nivel angular, la mejora se realiza fundamentalmente en el transcurso del tratamiento llevado a cabo en las cuatro últimas semanas, no habiendo prácticamente ninguna mejora a nivel angular en las primeras semanas.

Otro aspecto detectado ha sido que en las primeras semanas la flexión del tronco es mayor, tal como se recoge en la tabla que exponemos a continuación en la Tabla 3.

Tiempo de apoyo. Analizando el tiempo de apoyo, también se ha podido constatar una mejora en el transcurso del tratamiento llevado a cabo por el paciente, tal como se observa en la Tabla 4.

Si comparamos estudios realizados sobre la marcha en personas carentes de lesiones medulares, vemos que los resultados obtenidos con el sujeto de estudio está muy lejos de los valores de referencia, ya que según autores como [21], [22] y [23], el tiempo de apoyo bipodal de una persona sana está entre un 0% y 10%, mientras que la persona de estudio, al inicio del tratamiento estaba en un 25% del ciclo y al finalizar ha reducido el tiempo total del ciclo en un 3%. Referente al apoyo unipodal, como consecuencia de la mejoría observada, vemos que va aumentando a lo largo del proceso de rehabilitación y tratamiento al que ha sido sometido, pero queda lejos de los valores de referencia en una persona sin ningún tipo de lesión, ya que según los autores referidos anteriormente, es un 40% del ciclo y en nuestro paciente al final del tratamiento está entre un 28 y 29%, aunque tal como podemos ver en la Tabla 4 ha habido una mejora sustancial entre el inicio del tratamiento y la fase final de este.

Desplazamiento vertical del pie. Distancia que existe entre el suelo y la planta del pie en el momento de mayor flexión de la cadera. Se puede apreciar un aumento en la distancia, más concretamente en el pie derecho. En las características personales del sujeto de estudio se ha podido constatar una mayor alteración en la extremidad izquierda, detectándose, incluso, una hiperextensión a nivel de rodilla (Tabla 5).

|                 | Test 1 | Test 2 | Test 3 |
|-----------------|--------|--------|--------|
| Amp.ciclo PI(m) | 0.65   | 0.79   | 0.81   |
| Amp.ciclo PD(m) | 0.64   | 0.83   | 0.90   |

**Tabla 2.** Amplitud de ciclo

|                                       | Test 1 | Test 2 | Test 3 |
|---------------------------------------|--------|--------|--------|
| Máximo ángulo Tronco-pierna derecha   | 151.08 | 151.41 | 147.00 |
| Máximo ángulo Tronco-pierna izquierda | 153.64 | 143.90 | 151.97 |

**Tabla 3.** Flexión del tronco

|                            | Test 1 | Test 2 | Test 3 |
|----------------------------|--------|--------|--------|
| Tiempo apoyo bipodal 1 (s) | 0.48   | 0.33   | 0.30   |
| % del ciclo                | 24.55  | 22.00  | 21.58  |
| T.apoyo unipodal PD (s)    | 0.42   | 0.41   | 0.40   |
| % del ciclo                | 21.49  | 27.33  | 28.78  |
| Tiempo apoyo bipodal 2 (s) | 0.56   | 0.32   | 0.30   |
| % del ciclo                | 28.63  | 21.33  | 21.58  |
| T.apoyo unipodal PI (s)    | 0.48   | 0.35   | 0.39   |
| % del ciclo                | 24.55  | 23.33  | 28.06  |

**Tabla 4.** Tiempo de apoyo

|                            | Test 1 | Test 2 | Test 3 |
|----------------------------|--------|--------|--------|
| Desplazamiento vertical PD | 0.07   | 0.09   | 0.11   |
| Desplazamiento vertical PI | 0.06   | 0.09   | 0.09   |

**Tabla 5.** Desplazamiento vertical del pie

|               | 1ª semana | 4ª semana | 8ª semana | Valor referente |
|---------------|-----------|-----------|-----------|-----------------|
| Pasos/minuto  | 60        | 85        | 90        | 110-170 p/min   |
| Velocidad     | 0.28      | 0.60      | 0.70      | 1.25-1.56 m/s   |
| Longitud paso | 0.55      | 0.74      | 0.90      | 1.36 m          |
| A.S.I.A.      | A         | C         | C         | A,B,C,D,E       |
| F.I.M.        | 85        | 90        | 114       | 126             |
| W.I.S.C.I. II | 11        | 11        | 16        | 20              |
| R.L.O.C.      | 30        | -         | 28        | 36              |

**Tabla 6.** Valores de análisis de la marcha

## Discusión

Los valores iniciales de la exploración físico-funcional y cinemática, permiten al paciente ser un candidato ideal para el entrenamiento de la marcha con sistemas electromecánicos.

Estos valores van cambiando en función del progreso conseguido por el paciente, simultáneo al proceso rehabilitador, haciéndose patente al realizar las consecutivas valoraciones en la 1ª, 4ª y 8ª semana.

Así pues, a las cuatro semanas de entrenamiento, podemos observar en todos los niveles de exploración cambios sustanciales en las escalas ASIA, que cambia de A (completa) a C (incompleta motora), FIM:90/126, WISCI II se mantiene en 11/20 y el Test de los 10 metros evoluciona a cadencia de 85 p/min, velocidad de 0.60 m/s y la longitud de zancada aumenta a 0.74 m.

Los valores cinemáticos obtenidos a través del análisis digital corroboran estos valores, si bien precisan con mayor exactitud la velocidad de desplazamiento a 0.60m/s, la cadencia a 79.9 p/min, la longitud de paso PD a 0.83m, e indica una ganancia de practicamnete el doble en la velocidad de desplazamiento del centro de gravedad.

A las ocho semanas el paciente se encuentra auto motivado, RLOC: 28/36, observándose diferencias significativas en todos los valores de análisis de la marcha, manteniéndose en ASIA C, aumentando el nivel de independencia funcional a FIM, 114, WISCI II, (deambula con dos muletas, sin ortesis y sin asistencia física de una persona, 10 metros), y el test de los 10 m presenta unos valores de 90 pasos por minuto a una velocidad de 0.70 metros por segundo y a una longitud de paso de 0.90 cm, datos que podemos comparar con los valores cinemáticos obtenidos a través del análisis digital (Tabla 6).

Este análisis nos aporta valores, como es la mejora observada tanto en el apoyo unipodal del PI, y PD (Tabla 4), y, a nivel desplazamiento vertical del pie, se pueden constatar también las diferencias que hay entre la elevación del PI y del PD en la Tabla 5.

Igualmente, los estudios cinemáticos, permiten valorar los ángulos entre las diferentes articulaciones, tal como se puede ver en la Tabla 3.

## Conclusión

Finalmente, y como conclusión, podemos indicar que, tal como se ha ido exponiendo a lo largo de este artículo, existe una correlación entre las

puntuaciones obtenidas mediante el cálculo de los pasos por minuto y velocidad de desplazamiento, en los dos sistemas de evaluación, objetiva y videográfica.

## Bibliografía

1. **V. Dietz, M. Wirz, A. Curt and G. Colombo.** Locomotor pattern in paraplegic patients: training effects and recovery of spinal cord function. *Spinal Cord* **36** (1998), p.380-390.
2. **M. Visintin and H. Barbeau.** The effects of body weight support on the locomotor pattern of spastic paretic patients. *Can J Neurol Sci* **16** (1989), p. 315-325.
3. **A. Wernig and S. Muller.** Laufband locomotion with body weight support improved walking in persons with severe spinal cord injuries. *Paraplegia* **30** (1992), p. 229-238.
4. **H. Barbeau, M. Ladouceur, M.M. Mirbagheri and R.E. Kearney.** The effect of locomotor training combined with functional electrical stimulation in chronic spinal cord injured subjects: walking and reflex studies. *Brain Res Brain Res Rev* **40** (2002), p. 274-291.
5. **H. Barbeau, K. Norman, J. Fung, M. Visintin and M. Ladouceur,** Does neurorehabilitation play a role in the recovery of walking in neurological populations? *Ann NY Acad Sci* **860** (1998), p. 377-392.
6. **A. Pepin, M. Ladouceur and H. Barbeau.** Treadmill walking in incomplete spinal-cord-injured subjects: 2. Factors limiting the maximal speed. *Spinal Cord* **41** (2003a), p. 271-279.
7. **A. Pepin, K.E. Norman and H. Barbeau.** Treadmill walking in incomplete spinal-cord-injured subjects: 1. Adaptation to changes in speed. *Spinal Cord* **41** (2003b), p. 257-270.
8. **G. Colombo, M. Joerg, R. Schreier and V. Dietz.** Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *J Rehabil Res Dev* **37** (2000), p. 693-700.
9. **G. Colombo, M. Wirz and V. Dietz.** Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients. *Spinal Cord* **39** (2001) p. 252-255.
10. **S. Hesse, T. Sarkodie-Gyan and D. Uhlenbrock.** Development of an advanced mechanised gait trainer, controlling movement of the centre of mass, for restoring gait in non-ambulant subjects. *Biomed Tech (Berl)* **44** (1999) p. 194-201.
11. **M. Wirtz, D. Zemon, R. Rupp, A. Scheel, G. Colombo, V. Dietz and G. Hornby.** Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: A multicenter trial. *Arch Phys Med Rehabil* **86** (2005), p. 672-680.
12. **Ariel, G.B.** Functional capacity assessment applications. Fifth Annual Scientific Sessions &

- Symposium, American Academy of Disability Evaluating Physicians November, 1991; 14-16.
13. **Ariel, G.B.** Biomechanics of Exercise Fitness. In: Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, edited by Webster, J.G., New York: John Wiley & Sons, 1988; 387-392.
  14. **Ariel, G.B.** Biofeedback and biomechanics in athletic training. In: Biofeedback and Sports Science, edited by Sandweiss, J.H. and Wolf, S.F., Plenum Publishing Corp., 1985; 107-145.
  15. **Granger, C.V. et al.** (1985): Valoración funcional del paciente crónico (FMI). Medicina Física y Rehabilitación. Kruser. Ed. Panamericana, 1985, 285-307.
  16. **Rossier et al.** Validity and reliability comparison of 4 mobility measures in patients presenting with neurologic impairment. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001 Jan; 82 (1): 9-13
  17. **J.F. Ditunno, et al.** Walking Index for Spinal Cord Injury (WISCI): an international multicenter validity and reliability study. *Spinal Cord* **38**, (2000), p. 234-243.
  18. **C. Partridge and M. Johnston.** Perceived control of recovery from physical disability: Measurement and prediction. *British Journal of Clinical Psychology* **28** (1989), p. 53-59.
  19. **E. Viel et col.** La marcha humana y el salto. Ed. Masson 2000, p. 105-125.
  20. **P. Riley, U. DellaCroce, D.C. Kerrigan.** Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait Posture* **14**(3), (2001), p. 264-270.
  21. **M.P. Murray, A.B. Drought, R.C. Kory.** Walking patterns of normal men. *J. Bone joint surg. Am.* 46, (1964), p.335-360.
  22. **M.P. Kadaba, H.K. Ramakrishnan, and M.E. Wootten.** Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res.* **8**(3), (1990), p. 383-392.
  23. **J. Perry.** Gait analysis. Normal and pathological functions. Slack inc., (1992)
  24. **M.C. Chiu and M.J. Wang.** The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait Posture* **3**, (2007), p. 385-392.