



CEU
*Universidad
Cardenal Herrera*

EFFECTO DEL REALINEADOR DE MIEMBRO INFERIOR TIB-ROT (ORLIMAN) SOBRE LA MARCHA DE UN NIÑO CON PARÁLISIS CEREBRAL: EXPOSICIÓN DE UN CASO CLÍNICO

Lía Cascante Gutiérrez

Trabajo de Fin de Grado.
Grado en Fisioterapia.
Departamento de Fisioterapia. Facultad de Ciencias de la
Salud. Universidad CEU Cardenal Herrera.
Curso 2012-13.

EFFECTO DEL REALINEADOR DE MIEMBRO INFERIOR TIB-ROT (ORLIMAN®) SOBRE LA MARCHA DE UN NIÑO CON PARÁLISIS CEREBRAL: EXPOSICIÓN DE UN CASO CLÍNICO.

Lía Cascante Gutiérrez.

Trabajo de Fin de Grado.

Grado en Fisioterapia.

Facultad de Ciencias de la Salud.

Universidad CEU Cardenal Herrera.

Moncada (Valencia), 17 de Junio de 2014.

Tutor: Juan Antonio Gómez Trenor.

Trabajo experimental.

INDICE

RESUMEN	3
• Objetivo	
• Material y método	
• Resultados	
• Conclusiones	
Palabras Clave	
ABSTRACT	4
• Purpose	
• Methods	
• Results	
• Conclusion	
Key Words	
INTRODUCCIÓN	5
MATERIAL Y MÉTODOS	8
RESULTADOS	12
DISCUSIÓN	16
AGRADECIMIENTOS	20
BIBLIOGRAFIA	22

RESUMEN

Objetivo: Valorar la eficacia del realineador de miembro inferior Tib-Rot (Orliman®) sobre la marcha en un niño con parálisis cerebral infantil atáxica.

Material y método: Se realiza un estudio prospectivo experimental sobre un paciente, varón de 11 años, con una parálisis cerebral infantil atáxica (GMFCS II y Functional Mobility Scale de 6-5-5) cuyo protocolo consistió en andar durante 50 metros sin calzado bajo dos condiciones: sin dispositivo y con el dispositivo realineador de miembro inferior Tib-Rot de Orliman®. Las mediciones de las variables del estudio se realiza con el sistema BTS G-Walk®, para el análisis del control dinámico mediante la acelerometría y los valores espacio-temporales; y el sistema Win-Track para el análisis de presiones plantares y análisis cinético.

Resultados: En las variables espacio-temporales de velocidad, cadencia, longitud de zancada y ciclo de la marcha, se produjo un aumento de los valores. En la presión plantar dinámica, se observa cierta alineación de los pies respecto a la línea de progresión del paso y una corrección de la rotación interna de la pierna izquierda del sujeto. En la aceleración, se observa una disminución de la dispersión estándar total.

Conclusiones: El dispositivo realineador de miembro inferior Tib-Rot de Orliman®, particularmente en este sujeto, mejora los valores espacio-temporales, acercándolos a los valores normales. También ofrece una mayor amplitud y mejor alineación del paso, corrigiendo la rotación interna y aumentando la fluidez y continuidad de la marcha.

Palabras Clave: parálisis cerebral, marcha, niño, ataxia, órtesis

ABSTRACT

Purpose: To assess the effectiveness of lower limb reliner Tib-Rot (Orliman®) in a children's gait with ataxic cerebral palsy.

Methods: A prospective experimental study was performed on a 11 year old male patient with ataxic cerebral palsy (GMFCS II and Functional Mobility Scale 6-5-5). The protocol performed consisted of walking 50 meters without shoes on in two conditions: with the reliner lower limb Tib-Rot (Orliman®) and without. The measurements of the study variables were performed with the BTS G-Walk® system for the analysis of dynamic control by accelerometry and spatiotemporal parameters. As well as Win-Track system for the analysis of plantar pressures and kinetic analysis.

Results: In the spatiotemporal parameters of speed, cadence, stride length and gait cycle, there was an increase of values. In dynamic plantar pressure, some foot alignment was observed for the timeline step and a correction of the internal rotation of the left leg of the subject. In acceleration, a reduction in the total standard deviation was observed.

Conclusions: The lower limb reliner device Tib-Rot of Orliman®, particularly in this subject, improves the spatiotemporal parameters, bringing them closer to normal parameters. Also a broader and better alignment step, correcting internal rotation and increasing the fluidity and continuity of the gait.

Key words: cerebral palsy, gait, child, ataxia, orthoses

INTRODUCCIÓN

La Parálisis Cerebral, descrita por primera vez por el médico inglés Sir. Francis William Little en 1861, se considera como un grupo de trastornos del desarrollo del movimiento y la postura, causantes de limitación de la actividad, que son atribuidos a una agresión no progresiva sobre el cerebro en desarrollo. La lesión en el cerebro puede ocurrir durante los periodos prenatal, perinatal o postnatal (0-2 años). El trastorno motor de la parálisis cerebral con frecuencia se acompaña de trastornos sensoriales, cognitivos, de la comunicación, perceptivos y/o de conducta, y/o de epilepsia. Aunque el daño cerebral es permanente y no puede ser curado, sí que se pueden minimizar las consecuencias.

La parálisis cerebral es la causa más común de discapacidad infantil en las sociedades occidentales. La prevalencia global es de 2-2.5/1000 nacimientos vivos. A pesar de las mejoras en la atención perinatal y obstétrica, esta incidencia no ha disminuido. Las causas se podrían buscar en el aumento de la supervivencia de prematuros, un muy bajo peso de los niños al nacer y el incremento de nacimiento múltiples.

La parálisis cerebral abarca un amplio espectro de trastornos de variación del tono, distribución anatómica y gravedad. Conocerlos proporciona una comprensión más clara y específica del paciente, permite predecir el pronóstico y orientar la base del tratamiento. Los tipos de parálisis cerebral predominantes en el deterioro motor son la espástica, discinética y atáxica. De esta última se trata el caso objeto de la presente investigación.

La ataxia está asociada a lesiones cerebelosas. Los niños con parálisis cerebral atáxica presentan mucho temblor, especialmente cuando están tratando de hacer algo (temblor intencional), además de problemas de equilibrio y coordinación debido a que sus músculos son débiles. La marcha, para aquellos que son capaces de ello, se caracteriza por producirse con una amplia base de sustentación, paso inseguro y un leve temblor intencional; además de la lentitud al iniciar el movimiento y una hipermetría en su realización¹.

La parálisis cerebral es la primera causa de discapacidad infantil. La principal preocupación en estos pacientes es la adquisición y desempeño de la marcha². La capacidad de moverse promueve el desarrollo de la iniciativa, así como la adquisición y aplicación de conceptos espaciales. Por tanto, la aplicación de ayudas técnicas puede ser una opción más para el tratamiento de los déficits funcionales del niño. Existe una gran variedad de ayudas técnicas para la marcha, tales como andadores, barras paralelas, bastones, trípodes, sillas de ruedas... También se puede encontrar una amplia gama de órtesis que se vienen utilizando desde hace muchos años³. Así por ejemplo, las órtesis de miembro inferior más utilizadas en parálisis cerebral son las AFO que proporcionan control directo del tobillo y del pie para mejorar la marcha⁴.

El uso de prendas de compresión fabricadas en Lycra como un dispositivo ortésico, ha surgido para mejorar la capacidad de estabilizar la postura y mejorar la función, y, con la corrección de la deformidad, posibilitar al usuario una capacidad funcional más normal^{5,6}. Algunos niños con parálisis cerebral parecen experimentar mejoras funcionales mediante el uso de órtesis de Lycra. Sin embargo, para otros supone una dificultad añadida quitárselas y ponérselas, pueden sentir demasiado calor, problemas para ir al baño con trajes completos, o incluso, comprometer la función respiratoria⁴.

Mención aparte merece TheraTogs™, una prenda interior ortopédica fabricada a partir de Delta-flex, (una tela de peso ligero, transpirable), desarrollada para proporcionar una fuerza suave, pasiva que busca corregir el desequilibrio o la alineación a través de la combinación de un sistema de pantalones cortos y tronco, junto con un externo y personalizado sistema de anclajes. Estos sistemas, al igual que el traje de lycra, pretenden mejorar la estabilidad articular, la postura, la marcha y las habilidades motoras⁵.

Sin embargo, resulta difícil obtener evidencias y conclusiones claras de los estudios que evalúan órtesis basadas en Lycra⁴.

Un dispositivo ortésico que merece destacarse, basado en los ya existentes de Lycra, es el realineador de miembro inferior Tib-Rot (Orliman®). Este dispositivo está indicado en patologías que provoquen disfunciones en la alineación de los miembros inferiores, como consecuencia de una sintomatología de origen neurológico, consiguiendo un patrón de marcha más funcional y mayor autonomía para las actividades de la vida diaria. También resulta conveniente en alteraciones de la marcha que requieran un posicionamiento en abducción y/o rotación externa de los miembros inferiores, en pacientes con parálisis cerebral Infantil, espina bífida, enfermedades durante el desarrollo embrionario, en algunas otras de las enfermedades denominadas raras y en pacientes con musculatura hipotónica⁷.

En algunos centros sanitarios de la ciudad de Valencia, como el Hospital Universitari i Politècnic La Fe, el Hospital Clínic Universitari y en el Hospital Universitari Doctor Peset, últimamente se está recetando este dispositivo realineador de miembro inferior Tib-Rot de Orliman®. Aunque se carece todavía de trabajos que evidencien sus resultados. Para contribuir a este propósito, se plantea el siguiente estudio experimental con el objetivo de valorar la eficacia del realineador de miembro inferior Tib-Rot (Orliman®) sobre la marcha en un niño con parálisis cerebral infantil atáxica.

MATERIAL Y MÉTODOS

En primer lugar se hizo una búsqueda bibliográfica relacionada con el tema de este estudio experimental, consultando las bases de datos de Medline, Ebsco, Pubmed y Dialnet, mediante el uso de las palabras clave cerebral palsy, parálisis cerebral infantil, theratog, spatiotemporal parameters, children gait y lycra orthoses, acotando la búsqueda a artículos científicos comprendidos entre el año 2000 hasta la actualidad, con disponibilidad de texto completo. También se realizó una consulta con la empresa fabricante y de distribución Orliman[®], sobre su dispositivo realineador de miembro inferior Tib-Rot.

El contacto con la muestra fue a través del Laboratorio Análisis del Movimiento LAMCEU de la Universidad CEU Cardenal Herrera y del club “Avant - El Cantero de Letur Triatló i Paratriatló”, formado por deportistas con discapacidad de ámbito nacional e internacional. Se solicita el consentimiento informado a sus padres (ya que el paciente es un niño menor de 14 años), tras informar, tanto al sujeto como a sus padres, sobre el estudio que se va a realizar y su metodología.

El paciente, varón de 11 años con una parálisis cerebral infantil atáxica cerebelosa, presenta un nivel GMFCS II (sistema de clasificación de la función motora gruesa)⁸ y una puntuación en la Functional Mobility Scale de 6-5-5, escala para clasificar la movilidad funcional en los niños, teniendo en cuenta la gama de dispositivos de ayuda que podría utilizar⁹. A cerca de las características clínicas propias del sujeto durante la deambulación, descalzo y sin el dispositivo, en el tiempo de la realización del estudio, presenta una pelvis rotada hacia la derecha en el plano coronal, así como también mantiene un componente de flexión de cadera que le hace ir con el tronco adelantado. Muestra una asimetría derecha del tronco, con un mayor componente de flexión del mismo en el lado derecho y el hombro más descendido en ese lado. Durante la marcha se observa la falta de balanceo de brazos, los cuales no siguen el movimiento de inervación recíproca respecto a las caderas. Sus hombros están en protracción y rotación interna, fijando un poco de extensión a

nivel de la columna para intentar estabilizarse. La cabeza también va con un componente de flexión, ligeramente por delante del eje de la gravedad. Lo más llamativo es la asimetría en sus caderas, puesto que la cadera izquierda va con componente de rotación interna y mayor componente de aducción y su cadera derecha está más alineada en el acetábulo, por lo cual el izquierdo es el lado largo y el derecho, en cambio, está más en flexión; manteniendo así el peso transferido en su lado izquierdo llevando un mayor componente de fijación con componente de *recurvatum* en esa rodilla. (Figura 1)



Figura 1, el paciente durante la deambulación (imagen izquierda) donde destacan los componentes de rotación interna y aducción en la pierna izquierda. Y el paciente en bipedestación estática (imagen derecha) donde se percibe la transferencia del peso en su lado izquierdo y el recurvatum de la rodilla, la protracción y rotación interna de sus hombros y la cabeza ligeramente adelantada.

Se realizó un estudio de la marcha del paciente mediante un análisis biomecánico llevado a cabo en el Laboratorio Análisis del Movimiento LAMCEU de la Universidad CEU Cardenal Herrera, cuyo protocolo consistió en andar por un pasillo de marcha durante 50 metros sin calzado bajo dos condiciones: sin dispositivo y con el dispositivo realineador de miembro inferior Tib-Rot de Orliman® que está compuesto por una faja y dos musleras en velour unidas entre sí por unas cintas elásticas, incorporando, además, perlas de silicona en la cara interior que evitan el desplazamiento y rotación de la órtesis, colocado tal y como se muestra en la *Figura 2*, traccionando las cintas elásticas desde la cara interna de ambos muslos hasta la parte posterior de la faja, con el fin de mantener los miembros inferiores en abducción y rotación externa.



Figura 2, imagen donde se muestra la colocación del realineador de miembro inferior Tib-Rot (Orliman®). Obtenido de Orliman S. L. U. Orliman. Empresa fabricante y de distribución de productos ortopédicos. 2013; Available at: <http://www.orliman.com/adaptingshop/usuario/productos/fichaproducto4.asp?idproducto=9160>. Accessed Abril 23, 2014.

Los sistemas empleados para las mediciones de las variables del estudio fueron:

- BTS G-Walk® (BTS Bioengineering, Italia)¹⁰, sujetado en la espalda del sujeto sobre L5 lo más vertical posible con el interruptor en la parte superior mediante el uso de una cinchas con velcro como se observa en la *Figura 3*, para el análisis del control dinámico durante la marcha mediante el uso del sensor del dispositivo, obteniendo las variables de

la acelerometría y los valores espacio-temporales del ciclo de la marcha (%), la velocidad (metros/minutos), la cadencia (pasos/minuto) y la longitud de zancada (metros).



Figura 3, imagen donde se muestra la colocación del dispositivo BTS G-Walk®.

- Win-Track (Medicaptureurs, France-USA)¹¹, usado para la obtención de presiones plantares y el análisis cinético, consiguiendo variables de presión plantar dinámica durante la marcha.

El ciclo de la marcha es un intervalo comprendido entre dos choques de talón sucesivos de un mismo pie con el suelo. Durante un ciclo de marcha cada pierna pasa por una fase de apoyo, donde el pie está en contacto con el suelo y una fase de oscilación, en la cual el pie está en el aire.

La longitud de zancada (der. o izq.) es la distancia medida entre dos apoyos consecutivos del mismo pie, se mide en centímetros o metros, y la cadencia relaciona las zancadas con el tiempo. Estos dos factores contribuyen a determinar la velocidad, la relación entre la distancia recorrida y el tiempo empleado para ello.

Las plataformas dinamométricas usadas con el sistema Win-Track permiten el registro de las fuerzas de reacción ejercidas por el paciente sobre el suelo durante la deambulación y así obtener sus parámetros cinéticos, permitiendo ver la progresión del pie y su orientación hacia el paso.

RESULTADOS

Los resultados que se han obtenido en el presente estudio en el paciente son los que se detallan a continuación.

Mediante el sistema BTS G-Walk[®] se obtuvieron valores de velocidad, cadencia, longitud de zancada, porcentaje del ciclo de la marcha y acelerometría sobre las dos mediciones, estando el paciente descalzo y sin dispositivo y estando descalzo con el dispositivo realineador de miembro inferior Tib-Rot de Orliman[®]. Así pues, su velocidad sin el dispositivo fue de 61,30m/min y con el dispositivo aumentó a 72,70m/min. La cadencia, siendo en la primera medición (sin dispositivo) de 57,10 zancadas/min, también se vio aumentada a 59,30zancadas/min (Figura 4); así como la longitud de zancada aumentando de 1,08m en la medición sin el dispositivo hasta el valor de 1,23m con el dispositivo (Figura 5).

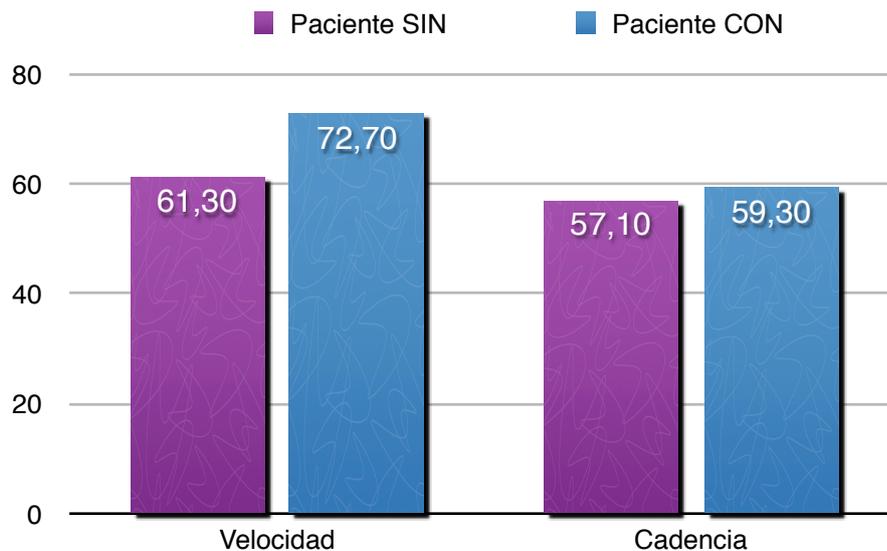


Figura 4, representación gráfica incluyendo los valores espacio temporales de velocidad (m/min) y cadencia (zancadas/min) de las dos mediciones realizadas: sin el dispositivo (Paciente SIN) y con el dispositivo realineador de miembro inferior Tib-Rot (Orliman[®])(Paciente CON).

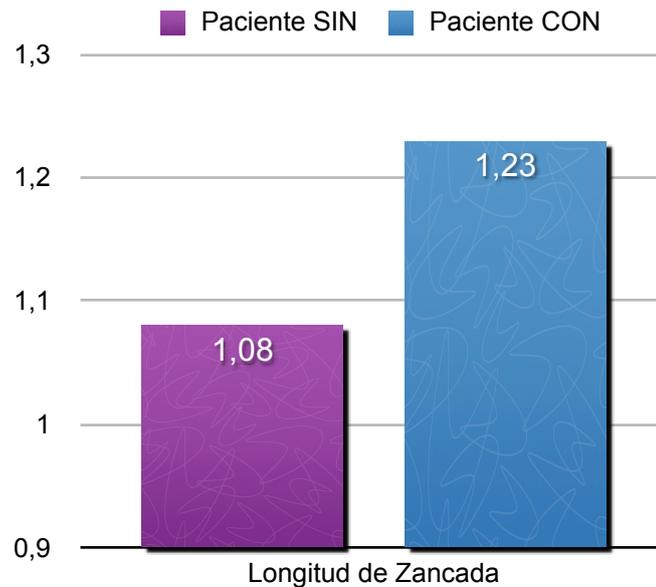


Figura 5, representación gráfica incluyendo el valor espacio temporal de longitud de zancada (m) de las dos mediciones realizadas: sin el dispositivo (Paciente SIN) y con el dispositivo realineador de miembro inferior Tib-Rot (Orliman®) (Paciente CON).

En las mediciones acerca del ciclo de marcha, donde el total lo compondría el 100%, como resultados se obtienen que en la medición realizada como pre (sin dispositivo), la fase de apoyo tiene un 59,9% y la fase de oscilación un 40,1%. En cambio, en la medición con el dispositivo, la fase de apoyo estima un 63% y la de oscilación un 37% del total del ciclo de la marcha (Figura 6).

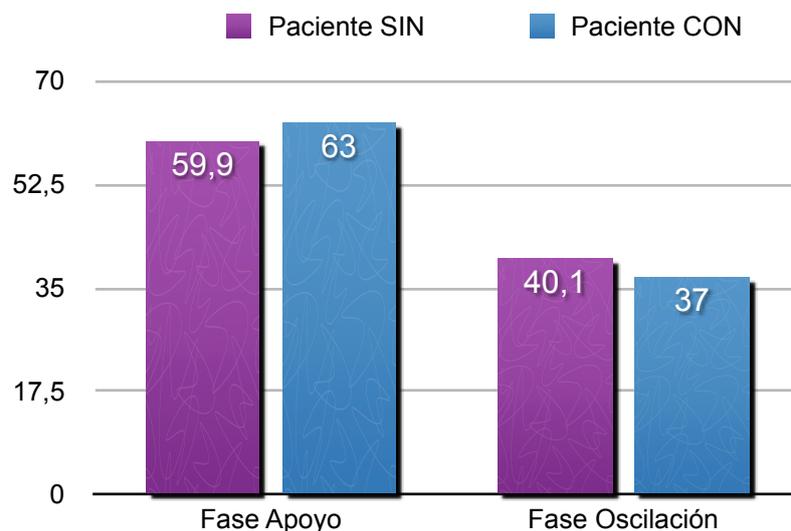


Figura 6, representación gráfica incluyendo el valor espacio temporal del ciclo de la marcha incluyendo los porcentajes de la fase de apoyo y de la fase de oscilación de las dos mediciones realizadas: sin el dispositivo (Paciente SIN) y con el dispositivo realineador de miembro inferior Tib-Rot (Orliman®) (Paciente CON).

La obtención de la presión plantar dinámica durante la marcha del paciente con el sistema Win-Track, encontrando primeramente y sin dispositivo, una tendencia hacia el lado izquierdo con una rotación interna de esa pierna y, en cambio, llevando el dispositivo Tib-Rot se observa cierta alineación de los pies respecto a la línea de progresión del paso (Figura 7).

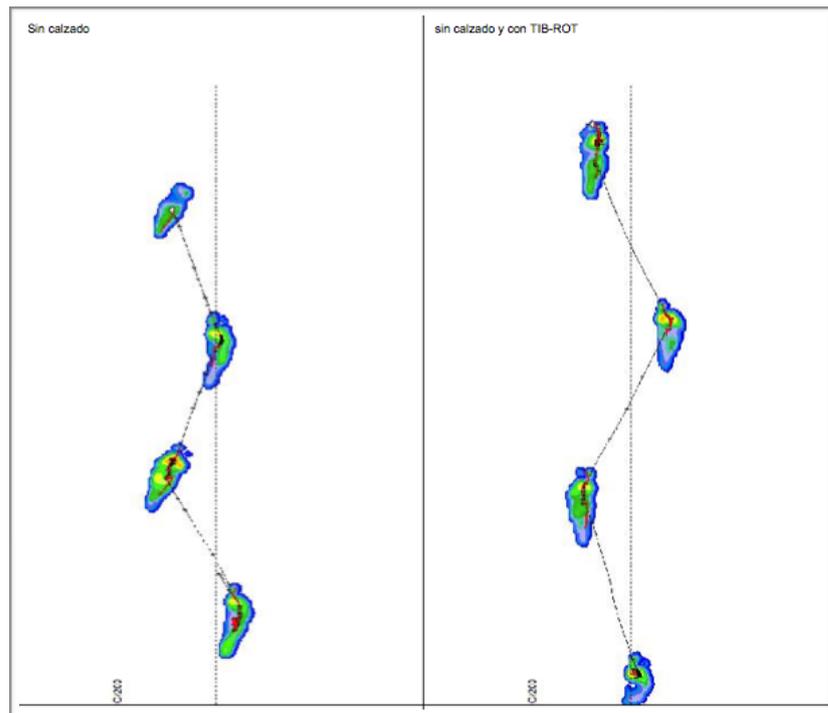


Figura 7, representación de la presión plantar dinámica sin dispositivo (imagen izquierda) y con el dispositivo realineador de miembro inferior Tib-Rot (Orliman®) (imagen derecha), donde se percibe la alineación de los pasos respecto a la línea de progresión del paso.

Por último, con el sistema BTS G-Walk® la obtención de la aceleración durante el ciclo de marcha, mediante una gráfica (Figura 8) para cada condición medida del sujeto: sin dispositivo y con el dispositivo realineador de miembro inferior de Orliman®, donde la línea verde de la gráfica indica el promedio de la aceleración y el sombreado verde que se encuentra alrededor, la dispersión estándar total. En la gráfica se distingue todo el ciclo de la marcha, tanto la fase de apoyo (stance phase) como la de oscilación (swing phase), la fase de doble apoyo (double support) y la fase monopodal (single support), donde la pierna en color rojo es la izquierda y en azul la pierna derecha. En la primera medición

realizada (sin el dispositivo) se observa una mayor dispersión que en la medición llevando el dispositivo realineador de miembro inferior Tib-Rot, donde el sombreado es menor.

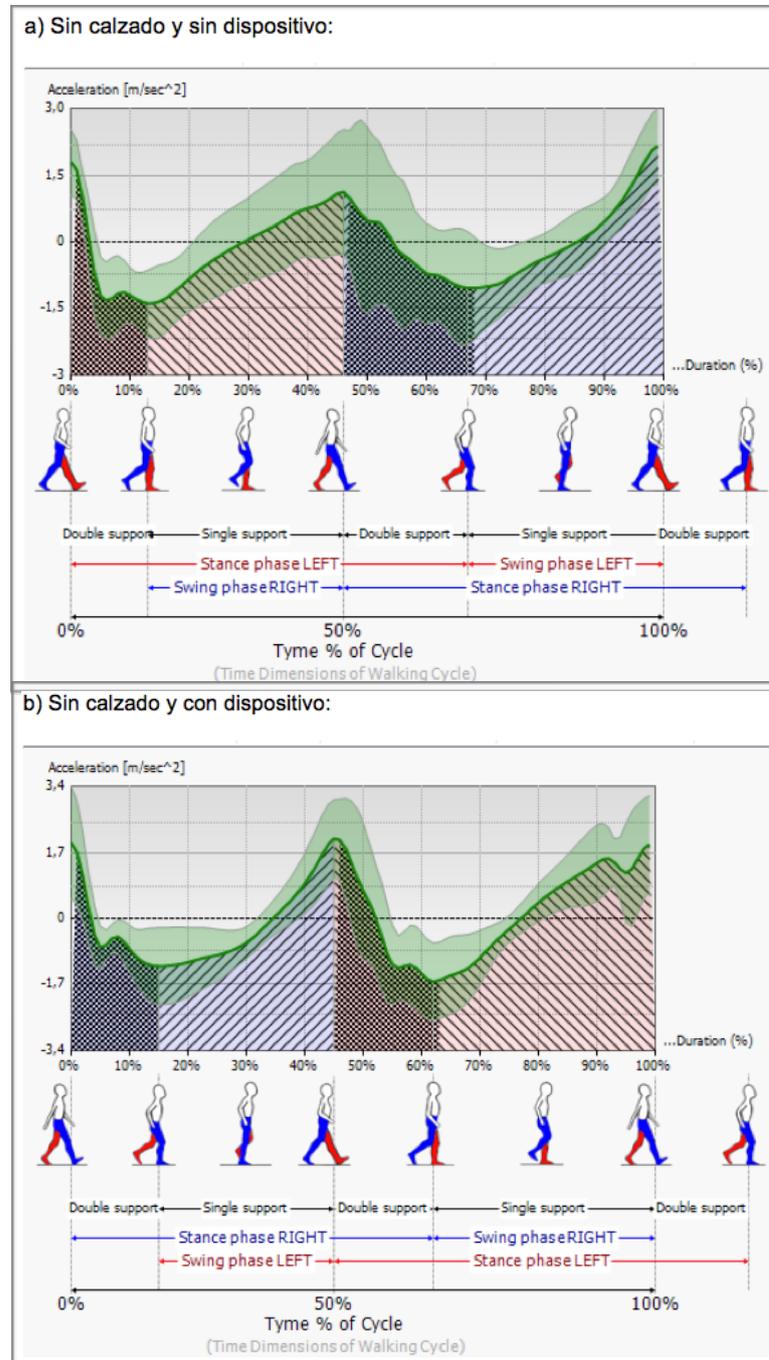


Figura 8, gráfica representativa de la aceleración (m/s^2) durante el ciclo de marcha: fase de apoyo (stance phase) y fase de oscilación (swing phase), distinguiendo la pierna derecha (azul) y la pierna izquierda (rojo), donde se observa el promedio de la aceleración (línea verde) y la dispersión estándar total (sombreado verde). Realizada con las dos mediciones: sin dispositivo (A) y con el dispositivo realineador de miembro inferior Orliman® (B)

DISCUSIÓN

Las ayudas para la marcha son herramientas que favorecen la deambulación normal del niño. Actualmente existen en el mercado una amplia gama de modelos y adaptaciones de estas ayudas que permiten llevar a cabo un tratamiento íntegro de los déficits de movilidad. Además, es importante realizar previamente un buen análisis tanto de las carencias como de los objetivos a tener en cuenta de cara a la rehabilitación para poder llevarlo a cabo de la mejor manera posible³.

Durante la preparación del trabajo se constató la dificultad de obtener evidencias y conclusiones claras en estudios que evaluaran órtesis basadas en Lycra, por la heterogeneidad de las órtesis investigadas, los distintos tipos de parálisis cerebral tratados y las mediciones de las variables⁴. Esta ausencia de estudios documentados fue una de las razones por las que se decidió llevar a cabo esta investigación.

El tratamiento de estos niños con parálisis cerebral infantil debe ser un tratamiento continuo no centrado únicamente en la rehabilitación, sino que el propio entorno familiar y social del niño debe colaborar de manera activa en el tratamiento del mismo, previniendo y corrigiendo en todo momento las posibles alteraciones que puedan aparecer.

Las medidas conservadoras han de utilizarse siempre en primer lugar antes de optar por una intervención quirúrgica, puesto que podemos obtener en muchos casos los mismos resultados sin la necesidad de correr los riesgos que una operación puede ocasionar³.

Desde diversas instituciones sanitarias de Valencia capital se están realizando prescripciones del dispositivo realineador de miembro inferior de Orliman[®]. Sin embargo no existen evidencias sobre sus resultados. Mediante este estudio experimental se pretende contribuir a determinar la eficacia del realineador de miembro inferior de Orliman[®] sobre la marcha en un niño con parálisis cerebral infantil atáxica.

Se considera destacar en primer lugar los parámetros del ciclo de la marcha de velocidad, cadencia, longitud de zancada y el porcentaje del ciclo de la marcha, incluyendo tanto la fase de oscilación como la de

apoyo. Así pues, se obtuvo una velocidad menor sin el dispositivo, de 61,30m/min, que con el dispositivo, 72,70m/min; acercándose al valor de normalidad para niños de entre 10-11 años es de 76,20m/min. La cadencia, siendo en la primera medición (sin dispositivo) de 57,10 zancadas/min, también se vio incrementada a 59,30zancadas/min, teniendo un valor normativo de niños de 10-11 años de 61,55zancadas/min. Así como la longitud de zancada, que mejoró de 1,08m en la medición sin el dispositivo hasta el valor de 1,23m con el dispositivo, comparando con el valor normal en niños de 10-11 años de 1,54m. En las mediciones acerca del ciclo de marcha, cuyo total se expresa como 100%, los valores normalizados en niños de 10-11 años constarían de un 63,56% en la fase de apoyo y un 36,44% para la fase de oscilación. Como resultados, se obtienen que en la medición realizada como pre (sin dispositivo), la fase de apoyo tiene un 59,9% y la fase de oscilación un 40,1%. En cambio, en la medición con el dispositivo, la fase de apoyo estima un 63% y la de oscilación un 37% del total del ciclo de la marcha aproximándose así al porcentaje normal de la marcha de los niños propia de esa edad¹².

Observando estos resultados de las variables espacio-temporales, destacamos que, en este sujeto en concreto, se ha producido una notoria mejora acercándose a los valores estandarizados de la normalidad en niños de entre 10-11 años de edad para la marcha.

Otro dato importante en base a los resultados obtenidos, es la presión plantar dinámica donde sin el dispositivo se observa una mayor tendencia hacia el lado izquierdo, que parece ser debida a la asimetría del sujeto, presentando mayor tiempo el peso transferido en el lado izquierdo, llevando un mayor componente de fijación con *recurvatum* en esa rodilla y un mayor componente de rotación interna y aducción en esa pierna para intentar estabilizarse, ya que las características principales de la parálisis cerebral atáxica es la pérdida del equilibrio, la coordinación y el control motor fino¹. Con el dispositivo esto cambia, y le ofrece una deambulaci3n

más centrada, corrigiendo el componente de rotación interna de la pierna izquierda.

Durante el ciclo de la marcha normal se producen aceleraciones y deceleraciones propias de la marcha. Si comenzamos a medir el ciclo de la marcha desde el contacto del talón izquierdo, se produce una deceleración hasta el despegue del pie derecho, seguida de una aceleración durante ese apoyo monopodal hasta el choque de talón del pie derecho, produciéndose otro periodo de deceleración hasta el despegue del pie izquierdo donde cambia y vuelve otra aceleración con apoyo monopodal hasta el contacto del talón de pie izquierdo, completando así el ciclo de la marcha. Por tanto, se distinguen aceleraciones durante las fases de apoyo monopodal, y deceleraciones durante el doble apoyo. Durante el primer 10% del ciclo de la marcha y, desde el 50% al 60% del ciclo, se produciría la deceleración; por otro lado, la aceleración ocurriría desde el 10 al 50% y volvería desde el 60 hasta completar el 100% del ciclo de la marcha¹³.

En las mediciones realizadas en este estudio acerca de la aceleración durante el ciclo de la marcha, se destaca el promedio de la aceleración (línea verde) y su dispersión estándar total (la banda verde). En la primera medición (sin dispositivo), se percibe una gran diferencia en cuanto al sombreado respecto a la segunda medición, realizada llevando el dispositivo realineador de miembro inferior Tib-Rot, donde se evidencia una dispersión menor, indicativa de una mayor fluidez y continuidad de la marcha del sujeto. La aceleración cuando lleva el dispositivo se homogeneiza un poco más, al igual que las dos fases de la marcha (apoyo y oscilación) como se ha comentado anteriormente con los porcentajes. Estos datos son considerados como relevantes debido a la marcha típica de estos niños con ataxia cerebelosa, caracterizada por un paso inseguro, un leve temblor intencional y una hipermetría en su realización¹.

Tras la aplicación de los procesos de medición descritos, se podrían presentar las siguientes conclusiones: el dispositivo realineador de

miembro inferior Tib-Rot de Orliman[®], particularmente en este sujeto, mejora los valores espacio-temporales de velocidad, cadencia, longitud de zancada y duración del ciclo de marcha, acercándolos a los valores normales. También muestra una mayor amplitud y mejor alineación del paso respecto a la línea de trayectoria de la marcha, corrigiéndole la rotación interna que presenta en la pierna izquierda y ofreciéndole una mejor estabilidad y una deambulación más centrada. El sujeto también se beneficia del aumento de la fluidez y continuidad de la marcha que le ofrece el dispositivo respecto al cambio producido en la dispersión estándar total de la aceleración.

Por último, como limitaciones del estudio, se tiene en cuenta que hay poca información relacionada con el tema, tanto al hablar de la parálisis cerebral atáxica como de los sistemas ortésicos basados en lycra, esto puede atribuirse principalmente a la heterogeneidad de las órtesis, los distintos tipos de parálisis cerebral y la versatilidad de las variables. También cabe destacar que se trata de un caso novedoso, ya que el dispositivo realineador de miembro inferior Tib-Rot (Orliman[®]) no lleva mucho tiempo en el mercado, y este estudio puede servir como caso piloto y pionero para prósperos estudios, aunque la muestra de esta investigación sea reducida contando con un único caso clínico.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo de investigación no hubiera sido posible sin la participación de personas e instituciones que contribuyeron a mi formación y me han facilitado las cosas para convertir lo que un día fue un proyecto en realidad.

En primer lugar, quiero expresar mi más sincero agradecimiento al niño Rubén, un auténtico luchador. Mi héroe, quien a pesar de las limitaciones, lucha día a día por superarlas y afronta los retos con humor, optimismo y una sonrisa que transforma cada momento a su lado en algo especial. También a su madre Mónica, siempre presente, por su dedicación y compromiso incondicional, como solo una madre puede hacer, dispuesta a no rendirse y abrir los caminos por los que su hijo pueda transitar.

Debo agradecer de manera sincera al profesor Juan Antonio Gómez Trenor, por aceptarme para realizar este trabajo bajo su dirección. Su interés, confianza, colaboración y apoyo, hizo posible que mi trabajo se desarrollara de manera satisfactoria tanto a nivel personal como académico.

También me complace agradecer al profesor Javier Martínez Gramage, por su importante aporte y participación activa en el desarrollo de este trabajo. Debo destacar su disponibilidad y generosidad para compartir su experiencia y amplio conocimiento en el tema objeto de estudio.

Agradezco de manera especial a la fisioterapeuta y profesora Maite Montañana Pérez, por su enorme saber ser y estar con Rubén, por sus siempre atentas y rápidas respuestas a todas las inquietudes surgidas durante el desarrollo de las sesiones. Por brindarme sus conocimientos y experiencia desde el primer momento.

A todos los miembros de la comunidad educativa de la Universidad CEU Cardenal Herrera, que compartieron sus conocimientos, transmitiéndonos su pasión por la actividad docente, y haciendo de mis años de formación un periodo fructífero que espero poder pronto plasmar a nivel profesional. También por transmitirme ese afán de saber, estudiar, investigar y formarme como una actividad que debe acompañarme siempre. De

manera especial, quiero particularizar este agradecimiento al Laboratorio Análisis del Movimiento LAMCEU de la Universidad por poner a mi disposición todo su equipamiento facilitándome el uso de la maquinaria precisa para realizar mi trabajo.

Gracias también al Club Avant-El Cantero de Letur de Triatló i Paratriatló, por facilitarme la asistencia a los entrenamientos y competiciones de Rubén y por su labor en aras a posibilitar la práctica deportiva a personas con deficiencias motoras.

No quiero olvidarme de mis compañeros de estudio, por las sólidas amistades establecidas y con los que compartí incontables horas de estudio, que trabajaron conmigo poniendo cada uno de nosotros lo mejor de nuestra energía y empeño por alcanzar nuestra formación profesional.

Por último, quiero mencionar a mi familia, de mis padres, por su esfuerzo por querer darme la mejor educación, aunque ello signifique notables sacrificios. Sin su apoyo, colaboración e inspiración habría sido imposible concluir esta tarea. A ellos por su ejemplo de valentía, constancia, y honestidad con mi hermana Marina, que ya no está con nosotros, quien con su lucha, paciencia y generosidad, inspiró mi elección profesional. Este es un logro compartido, de todos y por todos.

BIBLIOGRAFÍA

- (1) Berker N, Yalçın S. Help Guide To Cerebral Palsy. 2º edición ed. Turquía: global HELP; 2010.
- (2) Arellano-Martinez IT, Rodriguez-Reyes G, Quinones-Uriostegui I, Arellano-Saldana ME. Spatial-temporal analysis and clinical findings of gait: comparison of two modalities of treatment in children with cerebral palsy-spastic hemiplegia. Preliminary report. Cir Cir 2013 Jan-Feb;81(1): 14-20.
- (3) Bermejo Franco A. Ayudas para la marcha en la parálisis cerebral infantil. Revista Internacional de Ciencias Podológicas 2011 2011;6(1): 9-24.
- (4) Morris C, Bowers R, Ross K, Stevens P, Phillips D. Orthotic management of cerebral palsy: recommendations from a consensus conference. NeuroRehabilitation 2011;28(1):37-46.
- (5) Flanagan A, Krzak J, Peer M, Johnson P, Urban M. Evaluation of short-term intensive orthotic garment use in children who have cerebral palsy. Pediatr Phys Ther 2009 Summer;21(2):201-204.
- (6) Maguire C, Sieben JM, Erzer F, Goepfert B, Frank M, Ferber G, et al. How to improve walking, balance and social participation following stroke: a comparison of the long term effects of two walking aids--canes and an orthosis TheraTogs--on the recovery of gait following acute stroke. A study protocol for a multi-centre, single blind, randomised control trial. BMC Neurol 2012 Mar 30;12:18-2377-12-18.
- (7) Orliman S. L. U. Orliman. Empresa fabricante y de distribución de productos ortopédicos. 2013; Available at: <http://www.orliman.com/adaptingshop/usuario/productos/fichaproducto4.asp?idproducto=9160>. Accessed Abril 23, 2014.
- (8) Rosenbaum P, Eliasson A, Hidecker MJC, Palisano RJ. Classification in Childhood Disability: Focusing on Function in the 21st Century. J Child Neurol 2014 05/07.

- (9) Harvey AR, Morris ME, Graham HK, Wolfe R, Baker R. Reliability of the Functional Mobility Scale for Children with Cerebral Palsy. *Phys Occup Ther Pediatr* 2010 05;30(2):139-149.
- (10) Benedetti MG, Manca M, Sicari M, Ferraresi G, Casadio G, Buganè F, et al. Gait Measures in Patients with and without AFO for Equinus Varus/ Drop Foot. *IEEE* 2011;11.
- (11) Ramachandra P, Maiya AG, Kumar P. Test-retest reliability of the Win-Track platform in analyzing the gait parameters and plantar pressures during barefoot walking in healthy adults. *Foot Ankle Spec* 2012 10;5(5): 306-312.
- (12) Dini PD, David AC. Repetibilidade dos parâmetros espaço- temporais da marcha: comparação entre crianças normais e com paralisia cerebral do tipo hemiplegia espástica. *Rev Bras Fisioter* 2009;13(3):215-22.
- (13) LorAn Engineering Srl. BTS G-Walk. Free4Act User Manual. Walk L-5 2011;1.6:17-21.