

REVISIONES

Adaptación locomotora sobre pasarela rodante con correa dividida en personas con ictus: una revisión sistemática

Locomotor adaptation on a split-belt treadmill in adults with stroke: a systematic review

Paula Frago-Espinosa¹, Isabel M^a Alguacil-Diego^{2,3}, Francisco Molina-Rueda^{2,3}

RESUMEN

El objetivo de esta revisión fue evaluar la eficacia de la adaptación motora durante la marcha sobre cintas de marcha con correa dividida (CMCD) con diferentes condiciones de aprendizaje en personas con ictus.

Se realizó una búsqueda de ensayos clínicos aleatorizados y estudios de casos en cuatro bases de datos (Pubmed, Scopus, Web of Science, Brain-URJC), publicados desde enero de 2011 hasta abril de 2022, que utilizasen CMCD bajo diferentes condiciones de aprendizaje. Se extrajeron datos sobre el objetivo, la intervención, la población, el número de sesiones, las medidas de resultados y los resultados obtenidos. Se valoró la calidad metodológica para estudios cuantitativos con la Critical Review Form.

De los 79 estudios identificados, se incluyeron seis en la revisión, cuatro ensayos clínicos aleatorizados y dos series de casos. Incluyeron 156 personas con ictus crónico, 62,8% hombres, entre los 21-85 años de edad. La locomoción sobre CMCD puede generar artefactos en el patrón de marcha, según la condición experimental utilizada. Dos series de casos y un ensayo observaron que la doble tarea motora, la inclinación de la pendiente de la CMCD o el cambio gradual de velocidad, fomentaban la retención de los artefactos generados por las perturbaciones, redundando en el aprendizaje de un nuevo patrón motor.

Sin embargo, incluir ejercicio físico de diferente intensidad y en diferentes momentos en combinación con CMCD, maximizar o minimizar los errores, o incluir perturbaciones variables o constantes de la velocidad, parecen no mostrar un efecto sobre el proceso de adaptación locomotora.

Palabras clave. Ictus. Enfermedad neurológica. Marcha. Actividad motora. Equilibrio.

ABSTRACT

This systematic review aimed to assess the efficacy of motor adaptation during walking on a split-belt treadmill (SBT) under different learning conditions in adults with stroke.

We searched randomized clinical trials and case studies that used SBT under different learning conditions published between January 2011 and April 2022 in four databases: Pubmed, Scopus, Web of Science, and Brain-URJC. The following data were extracted: objectives, interventions, population, number of sessions, outcome measures, and results. The methodological quality of quantitative studies was evaluated using the Critical Review Form.

We identified 79 studies, from which six met the criteria for this systematic review (four randomized clinical trials and two case series). The six selected studies included 156 patients with chronic stroke; 62.8% men, age 21-85 years. Walking on a SBT can generate artifacts in the gait pattern depending on the experimental conditions. Two series of cases and one trial reported that the dual motor task - the inclination of the slope of the SBT or the gradual change of speed - promotes the retention of the artifacts generated by the disturbances, resulting in the learning of a new motor pattern.

However, combining physical exercise of different intensity and at different times with SBT, maximizing or minimizing errors, or including variable or constant speed disturbances do not seem to affect the locomotor adaptation process.

Keywords. Stroke. Central nervous system diseases. Gait. Motor skills. Postural balance.

1. Centro Europeo de Neurociencias. Madrid. España.
2. Departamento de Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Rehabilitación, Medicina Física. Facultad de Ciencias de la Salud. Universidad Rey Juan Carlos. Alcorcón, Madrid. España.
3. Laboratorio de Análisis del Movimiento, Biomecánica, Ergonomía y Control Motor (LAMBECOM). Universidad Rey Juan Carlos. Alcorcón, Madrid. España.

Recibido: 14/10/2022 • Revisado: 13/12/2022 • Aceptado: 06/03/2023

Correspondencia:

Isabel M^a Alguacil-Diego [isabel.alguacil@urjc.es]

Citación:

Fragoso-Espinosa P, Alguacil-Diego IM, Molina-Rueda F. Adaptación locomotora sobre pasarela rodante con correa dividida en personas con ictus: una revisión sistemática. An Sist Sanit Navar 2023; 46(1): e1035.
<https://doi.org/10.23938/ASSN.1035>



INTRODUCCIÓN

El ictus es una enfermedad cerebrovascular que constituye la primera causa de discapacidad adquirida en el adulto¹. Tras la lesión neurológica, los pacientes pueden presentar una amplia diversidad de síntomas motores y sensoriales, y trastornos del lenguaje, de las funciones cognitivas-ejecutivas y de la conducta. El 86% de los pacientes presentan problemas de movilidad², observándose disminución de la velocidad de marcha, de la resistencia cardiovascular, y un patrón de marcha asimétrico, temporal y espacial que limita la deambulación, la independencia funcional y la calidad de vida^{3,4}. En este contexto, conservar la capacidad de adaptación motora tras el ictus resulta fundamental, pues constituye el proceso previo al reaprendizaje motor.

La adaptación motora es el proceso en el que se realizan ajustes en las habilidades motoras aprendidas tras un periodo repetitivo de práctica ensayo-error, mientras se expone al paciente a un entorno cambiante y novedoso⁴. Para hablar de adaptación motora, la tarea debe cumplir los siguientes criterios: 1) el movimiento inicial debe mantener las características principales, por ejemplo la marcha, pero variar en alguno de sus parámetros como respuesta a una perturbación a lo largo de la práctica y la repetición; 2) la modificación ocurre de forma gradual con la práctica repetitiva; y 3) una vez producida la adaptación y desaparecida la perturbación, el individuo no recupera el comportamiento motor previo inmediatamente, sino que manifiesta unas secuelas o artefactos experimentados durante la adaptación motora, que desaparecerán de forma gradual a través de la práctica hasta recuperar el comportamiento motor original⁵⁻⁸.

Tras un ictus, la experiencia, el aprendizaje y el proceso de adaptación motora pueden verse alterados. La calibración y ajuste de patrones motores se realiza a través de conexiones entre áreas motoras corticales y núcleos grises cerebelosos, siendo fundamental un cerebelo indemne⁹⁻¹¹ para que el sujeto se beneficie de los ajustes durante la adaptación motora. Diversos estudios han tratado de analizar la capacidad de adaptación motora durante la marcha en personas sanas y pacientes con patología neurológica, utilizando cintas de marcha con correa dividida (CMCD)⁶.

La CMCD consiste en dos cintas de marcha independientes, una para cada pie, con su propio motor, que permiten controlar la velocidad de cada cinta aisladamente. Esto permite realizar una práctica

motora en la que cada cinta se mueve a diferente velocidad, generando perturbaciones que van a producir adaptaciones o artefactos en el patrón locomotor, por ejemplo, en la relación entre las longitudes de paso y zancada de ambas extremidades inferiores^{3,6,8,9,12}. La mayoría de los experimentos realizados con CMCD inician el entrenamiento a velocidad 1:1, seguido de un periodo de adaptación a velocidad 2:1 durante el cual, debido a la diferencia de velocidad de cada pierna, la persona adapta su patrón de marcha a la perturbación que la CMCD genera. Retirada la perturbación, los estudios muestran que las personas sin patología tienden a recuperar la simetría de paso entre ambas extremidades inferiores (de-adaptación) pero no inmediatamente. Temporalmente retienen algunos artefactos⁶ que prueban que el sistema nervioso central (SNC) es capaz de responder a perturbaciones, calibrar un movimiento y, en caso de práctica repetitiva, dotar al patrón basal de marcha de nuevos ajustes en caso de que se repita la perturbación practicada^{3,6,7}.

Un parámetro frecuentemente utilizado para cuantificar la adaptación locomotora sobre CMCD es la asimetría de la longitud de paso (LP)⁹ o distancia anteroposterior entre dos marcadores situados en la articulación del tobillo cuando ambos pies están en contacto con el suelo (un pie en fase de contacto inicial y el otro en fase de preoscilación). La asimetría de LP se define como la diferencia entre las LP de cada pie normalizadas por la suma de las LP de cada pie; un valor igual a cero indica que las LP son iguales en ambos hemicuerpos¹². Utilizando la variable de asimetría de LP durante el periodo de adaptación se calcula la magnitud de aprendizaje cuantificando la capacidad de respuesta que muestra la persona en la asimetría temprana causada por la CMCD al final de la adaptación. Tras finalizar el entrenamiento en CMCD, se reevalúa al sujeto empleando diferentes índices que determinan la transferencia de los artefactos durante la marcha en suelo (índice de transferencia) o en CMCD (índice de lavado o magnitud de retención). Si el sujeto ha aprendido cómo caminar en CMCD, al repetir dicha exposición en el tiempo experimentará una perturbación menor durante el protocolo de entrenamiento, objetivándose una menor asimetría inicial. De esta forma, se esperará que se reduzca la asimetría y el tiempo en conseguir un patrón locomotor más estable, indicando una re-adaptación más rápida^{6,8}.

El estudio de la marcha sobre CMCD es útil para evaluar la capacidad de adaptación locomotora de las personas con patología neurológica ya

que, además de generar una perturbación distinta para cada extremidad inferior (la ocasionada por la diferencia de velocidad en cada cinta), permite evaluar el efecto de otras condiciones que influyen en el aprendizaje motor tales como el uso o no de comandos verbales, las distracciones, el tipo de retroalimentación o la naturaleza de los cambios de velocidad (gradual, brusca o fluctuante)⁴.

La literatura muestra que, el entrenamiento de marcha sobre CMCD tiene el potencial de estimular la adaptación motora durante la marcha en individuos tras un ictus cuando se implementa el entrenamiento a largo plazo. No obstante, en nuestro conocimiento, no existe ninguna revisión reciente que recopile estudios que evalúen el proceso de adaptación locomotora sobre CMCD bajo diferentes condiciones de aprendizaje. Expuesta la novedad del paradigma, el objetivo de esta revisión es recopilar los hallazgos de estudios que evalúan el proceso de adaptación motora sobre CMCD en sujetos con ictus.

MATERIAL Y MÉTODOS

Estrategias de búsqueda

Se ha realizado una revisión sistemática atendiendo a los criterios PRISMA¹⁵ con el fin de responder a la siguiente pregunta PICO de investigación: ¿Cuáles son las mejores condiciones de aprendizaje en pacientes con ictus crónico durante el proceso de adaptación motora sobre CMCD?

Para ello se realizó una búsqueda bibliográfica entre febrero y abril de 2022 en las bases de datos

Pubmed, Scopus, *Web of Science* y el buscador de recursos BRAIN de la URJC. Los términos empleados en la búsqueda fueron “*split-belt treadmill*” como intervención realizada, sin encontrar un termino sinónimo; “*stroke*” como búsqueda libre y termino MeSH; “*locomotor adaptation*” como búsqueda libre; “*high-intensity interval training*”, “*age groups*”, “*biofeedback psychology*” y “*feedback sensory*” como términos MeSH. De forma complementaria se realizó una búsqueda con el nombre de diferentes autores con líneas de investigación relacionadas con la CMCD ya que la bibliografía en este medio es escasa. Dichos términos se asociaron mediante los operadores booleanos AND y OR (Tabla 1).

La revisión fue registrada en PROSPERO (CRD42022327818).

Criterios de selección de estudios

Los criterios de inclusión seguidos fueron:

- Estudios desde 2011 hasta la actualidad, porque en 2011 se publicó el estudio de Torres Oviedo y col⁴ que constituye la última revisión, en nuestro conocimiento, sobre el tema que aborda el presente trabajo.
- En inglés o castellano.
- Personas con ictus capaces de realizar la marcha sin la ayuda de un tercero.
- Experimentos que incluyan un protocolo en CMCD de tres periodos.
- Estudios que evalúen cambios en parámetros espaciotemporales (LP y velocidad) y cinemáticos (rangos de movimiento).

Tabla 1. Estrategias de búsqueda empleadas

Base de datos		Estrategia de búsqueda	
Pubmed	“ <i>Split-belt treadmill</i> ”	AND	“ <i>Stroke</i> ”
			AND “ <i>High-Intensity Interval Training</i> ” [MeSH] OR “ <i>Age Groups</i> ” [MeSH] OR “ <i>Biofeedback, Psychology</i> ” [MeSH] OR “ <i>Feedback, Sensory</i> ” [MeSH]
Pubmed Scopus WOS BRAIN	“ <i>Split-belt treadmill</i> ”	AND	“ <i>Stroke</i> ”
			AND “ <i>Locomotor adaptation</i> ”
			AND “ <i>Stroke</i> [MeSH]”
			AND “ <i>Locomotor adaptation</i> ”
			AND “ <i>Torres-Oviedo, Gelsy</i> ”
			“ <i>Bastian Amy J</i> ”
			“ <i>Helm EE</i> ”
			“ <i>Alcântara CC</i> ”
			“ <i>Charalambous CC</i> ”

WOS: Web of Science; BRAIN: buscador de recursos de la Universidad Rey Juan Carlos.

Selección de estudios y extracción de datos

Tras realizar la búsqueda, dos revisores independientes (PFE y FMR) revisaron los títulos y resúmenes de los artículos extraídos, seleccionando aquellos que cumplían los criterios de inclusión y obteniéndolos a texto completo. Los autores realizaron la selección definitiva de los estudios a incluir en la revisión tras lectura del texto completo.

Se extrajeron las siguientes variables: autores, país, año, población incluida en el estudio (número, sexo, edad media y desviación típica), descripción de la intervención realizada (número de sesiones, tiempo entre ellas, contenido), el objetivo del estudio, las variables estudiadas y sus resultados obtenidos.

Evaluación metodológica de la calidad y nivel de evidencia

La calidad metodológica de los estudios se evaluó con la *Critical Review Form* para estudios cuantitativos¹⁴, escala compuesta por 15 ítems divididos en nueve apartados que desglosan la información relevante del estudio: citación bibliográfica, objetivo del estudio, justificación bibliográfica, diseño, muestra, medidas de resultados, intervención, resul-

tados e implicaciones y conclusiones, que puntúan 1 si cumplen el ítem y 0 si no lo cumplen. El nivel de evidencia y recomendación se otorgó a los artículos seleccionados según la clasificación *Oxford Centre for Evidence-Based Medicine: Levels of Evidence* (OCEBM)¹⁵. La evaluación fue realizada por dos revisores que, en caso de desacuerdo, consultaban a un tercer revisor qué puntuación registrar para el ítem cuestionado.

RESULTADOS

Selección de los artículos

Se encontraron un total de 391 artículos en todas las bases de datos consultadas; tras eliminar los estudios duplicados, quedaron 79 artículos originales; siete más se eliminaron tras lectura del resumen. Después de revisar a texto completo los 72 artículos restantes y aplicar los criterios de inclusión, se seleccionaron seis estudios¹⁶⁻²¹ que respondían a la pregunta de la revisión (Fig. 1, Tabla 2). Se excluyeron seis revisiones durante el proceso de selección porque una se desarrolla en el ámbito de anatomofisiología, dos tratan el aprendizaje en la CMDC sin incluir condiciones favorecedoras del aprendizaje, y las otras cuatro desarrollan el concepto de CMCD y los mecanismos de adaptación y transferencia.

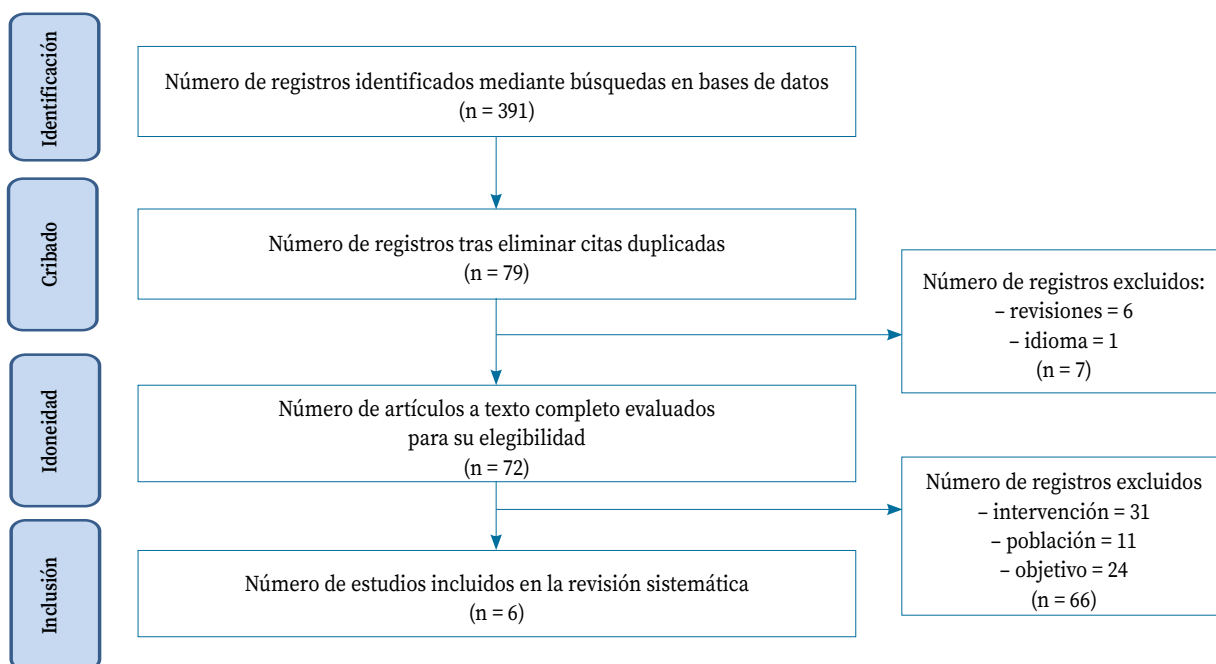


Figura 1. Diagrama de flujo de selección artículos según PRISMA.

Tabla 2. Síntesis de resultados de los seis estudios incluidos en la revisión sistemática sobre diferentes condiciones de aprendizaje en pacientes con ictus crónico durante el proceso de adaptación motora en CMCD

Autores País Año	Pacientes – n (% hombres) – edad en años* – meses tras ictus* – Fugl-Meyer##*	Objetivo	Resultados
		Intervención (sesiones)	
Cherry-Allen y col USA 2018 ¹⁶	n = 12 (66,7%) 61,3 ± 8,3 73,1 ± 48,8 25,8 ± 3,6	<ul style="list-style-type: none"> – Determinar si incorporar simultáneamente dos actividades motoras (CMCD y ROM) influye en el aprendizaje. – 2 sesiones separadas ≥ 3 días. <p>Sesión 1. Aprendizaje dual: El sujeto realiza marcha en CMCD a velocidad 2:1 junto con tareas de aprendizaje articular.</p> <p>Sesión 2. Aprendizaje ROM: El sujeto realiza tareas de <i>feedback</i> de ROM en cinta de CMCD con velocidad 1:1.</p> <p><i>Periodos de la tarea locomotora:</i></p> <ul style="list-style-type: none"> – Inicial: tres (1 min a velocidad 1:1 sin <i>feedback</i> visual, 1 min velocidad 1:1 con <i>feedback</i> visual y 2 min a velocidad 1:1 sin <i>feedback</i> visual), – Adaptación de 10 min de marcha en CMCD a velocidad 2:1 (sesión 1) o 1:1 (sesión 2) con <i>feedback</i> visual, – Postadaptación de 10 min a velocidad 1:1 sin <i>feedback</i> visual, para evaluar los artefactos. 	<p>Condición aprendizaje dual: Aumento en el rango máximo de flexión de rodilla MIP (10°) y en la adaptación de la asimetría del paso: Efecto significativo en flexión de rodilla MIP. Cambios significativos en el periodo de adaptación (7,698° ± 5, 35) pero sin retención (3,363° ± 7,96). Efecto significativo en la asimetría de paso, (adaptación: -0,137° ± 0,07; post-adaptación 0,111° ± 0,12).</p> <p>Condición de aprendizaje articular: Aumento del rango en la flexión de rodilla MIP 10° que no se mantiene en el periodo de post-adaptación (temprana: 2,389°±8,17; meseta:-0,037 ± 3,24°). Sin efecto significativo en la asimetría de paso.</p> <p>Influencia de CMCD en el aprendizaje articular: Similar en ambas sesiones: comparación del número de zancadas en la meseta de adaptación (142,3 ±129,4 vs. 110,3 ±107, 7) y post-adaptación (121,2 ± 89,4 vs 132,8 ±92,1).</p> <p>Cambios en la flexión de cadera del MIP: Significativos en ambas condiciones (aprendizaje dual y articular) que se mantienen en el periodo de post-adaptación (6,054° ± 10,85).</p>
Sombric y Torres-Oviedo USA 2020 ¹⁷	12 (66,7%) 60,3 ± 10,0 - 29,42	<ul style="list-style-type: none"> – Determinar si la adaptación motora y simetría en la marcha puede aumentar realizando marcha sobre CMCD con inclinación. – 2 sesiones separadas 204-360 días. <p>Sesión 1: CMCD sin inclinación. Sesión 2: CMCD inclinada (5° u 8,5°):</p> <p><i>Periodos de la tarea locomotora:</i></p> <ul style="list-style-type: none"> – inicial: >50 zancadas a velocidad 1:1 y marcha a velocidad 1:1. – adaptación: >300 zancadas a velocidad 2:1 – postadaptación: >10 zancadas a velocidad media (1:1). 	<p>Asimetría de longitud de paso: Durante la adaptación, hay cambios similares (d = 0,08) en ambas sesiones, con mayor simetría en cinta inclinada (d = 0,98). Durante el periodo de postadaptación temprana la cinta de marcha inclinada mostró mayores artefactos (d=1,08). La longitud de paso en ambas piernas muestra una desadaptación significativa en la cinta inclinada.</p> <p>Análisis cinético: Los artefactos en la propulsión de la pierna parética era similar en ambas cintas (d =0,17), pero en la no parética eran mayores en la cinta inclinada (d = 0,17).</p>

Autores País Año	Pacientes – n (% hombres) – edad en años* – meses tras ictus* – Fugl-Meyer#*	Objetivo Intervención (sesiones)	Resultados
Lewek y col USA 2018 ¹⁸	37 (59,5%) GC: n = 11 (54,5%) 57,6 ± 13,2 28,1 ± 27,9 - GE1: n=12 (58,3%) n = 7 asimetría en longitud de paso. n = 5 asimetría en tiempo de apoyo. 57,5 ± 10,5 36,3 ± 21,7 - GE2: n=14(64,3%) n = 8 asimetría en longitud de paso. n = 6 asimetría en tiempo de apoyo. 60,7 ± 13,0 54,4 ± 55,8 -	- Determinar qué estrategia (aumento o disminución de la asimetría) produce mayor simetría de paso en longitud de paso y tiempo de apoyo. - 18 sesiones seguidas en el tiempo divididas en calentamiento (2 min velocidad 1:1), entrenamiento (18 min aumentando o disminuyendo la velocidad de una cinta respecto a la otra) y marcha en suelo (10-15 min). GC: Únicamente <i>feedback</i> verbal. GE1: Aumento de la velocidad para aumentar la asimetría de paso (dos subgrupos, asimetría en la longitud de paso o asimetría en el tiempo de apoyo) GE2: Disminución de la velocidad para disminuir la asimetría de paso (dos subgrupos, asimetría en la longitud de paso o asimetría en el tiempo de apoyo)	Se observó diferencia de resultado entre aquellos a los que alteraban la asimetría en el tiempo de apoyo, de los que alteraban la asimetría en la longitud de paso. Asimetría en la longitud de paso: No se observó efecto significativo por grupo Asimetría en el tiempo de apoyo: No se observó efecto significativo por grupo. Velocidad de marcha: Aumentó a lo largo del tiempo (0,53 (0,28) m/s). Se observa una moderada relación en el pre y en el post entre la velocidad de marcha y los cambios en la asimetría de longitud de paso ($r = -0,45$). En cambio, esto no se observa en el grupo de asimetría en el tiempo de apoyo ($r = -0,153$).
Charalambous y col USA 2018 ¹⁹	n = 37 (6, 2%) GC: n = 13 (69, 2%) 57±9 54±31 22 ± 7 GE1: n = 12 (58, 3%) 55±16 66±60 22 ± 7 GE2: n = 12 (58, 3%) 62±10 85±84 22 ± 7	- Determinar si la combinación de CMCD y ejercicio contribuyen en el aprendizaje y retención - 2 sesiones separadas 24 h. Sesión 1 (~1,25h): Todos los grupos realizan 1 min de marcha, velocidad 1:1. GC: 5 min marcha en CMCD a baja intensidad (25% velocidad de marcha rápida acomodada), velocidad 1:1 15 min marcha en CMCD, velocidad 2:1. GE1: 5 min marcha en CMCD a alta intensidad, velocidad 1:1 15 min marcha en CMCD, velocidad 2:1. GE2: 15 min marcha en CMCD, velocidad 2:1 5 min de TBE de alta intensidad. Sesión 2 (~1h): Todos los grupos realizan una sesión de marcha en CMCD, velocidad 2:1.	Sesión 1: Sin diferencias entre grupos respecto a la asimetría de la longitud del paso cuando las cintas se dividen (GC = 0,133 ± 0,152; GE1 = 0,134 ± 0,069; GE2= 0,114 ± 0,068; p= 0,734), la magnitud de adaptación y el índice de adaptación . Sesión 2: El ejercicio no mejoró la magnitud de retención de la actividad locomotora pese a la intensidad y el momento. Ningún grupo retuvo significativamente más (magnitud de retención) ni re-aprendió significativamente más rápido (índice de retención).

Autores País Año	Pacientes – n (% hombres) – edad en años* – meses tras ictus* – Fugl-Meyer#*	Objetivo Intervención (sesiones)	Resultados
Helm y col USA 2019 ²⁰	n = 32 (59,4%) GE1 (constante): n = 16 (43,8%) 62,28 ± 9,70 46,37 ± 42,09 21,12 ± 5,30 GE2 (variable): n = 16 (75%) 58,72 ± 11,28. 34,06 ± 29,01 19,86 ± 5,15	– Determinar si las variaciones en la velocidad limitan o promueven el aprendizaje de una actividad locomotora novel. – 2 sesiones. Sesión 1: 1 min en CMCD a la máxima velocidad posible, velocidad 1:1 2 min en CMCD a la mitad de velocidad GE1: 15 min marcha en CMCD, velocidad 2:1. GE2: 15 min marcha en CMCD, a 3 velocidades (2:1, 1,5:1, 2,5:1); 2,5 min a cada velocidad, dos ciclos. Ambos grupos finalizan la actividad en CMCD a velocidad 2:1 Sesión 2: Ambos grupos realizan 15 min en CMCD, velocidad 2:1.	<i>Adaptación:</i> La magnitud total de adaptación en la sesión 1 no difiere entre grupos ni en longitud de paso ni en la fase de apoyo. A pesar de que el GE2 experimentó artefactos adicionales cada vez que la velocidad variaba, al final de la sesión volvió al patrón de marcha base. <i>Aprendizaje:</i> Ambos grupos redujeron la asimetría de longitud de paso y de fase de apoyo en la sesión 2. Ambos grupos no difieren respecto a la magnitud de retención en asimetría de paso ni de fase de apoyo. Tampoco el índice de re-adaptación difiere entre grupos en ninguna de las dos sesiones respecto a longitud de paso o fase de apoyo.
Alcantara y col USA 2018 ²¹	n = 26 (61,5%) GE1: n=13 (38,5%) 59 ± 13 64 ± 23 22 ± 15 GE2: n=13 (84,6%) 58 ± 13 66 ± 55 23 ± 13	– Determinar si introducir perturbaciones de forma gradual durante una nueva tarea motora influye en el aprendizaje o transferencia. 1 sesión: <i>Inicio:</i> 10 paseos en superficie estable (suelo) a velocidad normal. <i>Periodos de la tarea locomotora:</i> – inicial: 2 min en CMCD velocidad 1:1. – adaptación: 10 min en CMCD con diferente velocidad según grupo: GE1: Adaptación gradual: 8 min de aumento paulatino de velocidad, manteniendo el tamaño del error pequeño. 2 min a velocidad 2:1. GE2: adaptación abrupta: velocidad 2:1, exponiendo al paciente a error de gran tamaño. – captura: 30 s CMCD velocidad 1:1. – adaptación 5 minutos cintas a velocidad 2:1. – post-adaptación: 10 paseos en suelo. – lavado: 5 min en CMCD velocidad 1:1.	Dado que la perturbación inicial fue diferente en ambos grupos, al comparar la asimetría en la longitud de paso en el primer periodo de adaptación, el GE1 experimentó errores más pequeños en simetría de paso que GE2 (ES = 1,89; IC95%: -0,21 a -0,08; p <0,001). En cuanto al índice de aprendizaje, la magnitud de los artefactos en la CMCD, es la misma en ambos grupos. El índice de transferencia es mayor en GE1 que en GE2 (ES = 0,86; IC95%: 0,2 a 0,93, p =,041), mientras que el Índice de lavado no mostró diferencias.

*: media ± desviación típica; GC: grupo control; GE: grupo experimental; CMCD: cinta de marcha con correa dividida; ES: tamaño de efecto (*effect size*); TBE: Ejercicio corporal global en bicicleta estática; #: extremidad inferior; ROM: rango de movimiento articular.

Características de los estudios

Los seis estudios incluidos suman un total de 156 pacientes con ictus crónico, 62,8% hombres, con edades comprendidas entre 21 y 85 años, capaces de caminar sin asistencia de un tercero, pudiendo utilizar productos de apoyo, sin otra enfermedad neurológica y sin lesiones en el cerebelo ni alteraciones musculoesqueléticas que comprometieran la marcha. La mayoría de los estudios seleccionados utilizaban la escala Fugl-Meyer para cuantificar el nivel de discapacidad de los participantes, reuniendo una muestra de sujetos con déficits leve-moderados^{16,17,19-21}.

De los estudios seleccionados, cuatro son estudios controlados aleatorizados: dos dividen la muestra en grupo control, grupo experimental 1 y grupo experimental 2^{18,19}, y dos la dividen en dos grupos de intervención en los que cambia la forma de presentación de la variable^{20,21}. Los dos estudios restantes presentan un diseño de serie de casos, realizando la misma intervención para toda la muestra^{16,17}. En cuanto a la duración de los experimentos, a excepción de un estudio que realiza una intervención de 18 sesiones¹⁸ y otro que se desarrolla en una única sesión²¹, el resto de los estudios^{16,17,19,20} realizan dos sesiones, en las que varía el tiempo inter-sesión entre 1 y 306 días.

En los estudios seleccionados no hay consistencia acerca de qué pierna, parética o no parética, debe ir sobre la cinta rápida en el periodo de adaptación. Reisman y col adaptan el entrenamiento a la asimetría basal del sujeto: los pacientes que realizan un paso más largo con la pierna parética durante el punto de partida son entrenados con la pierna parética sobre la cinta lenta y, por el contrario, si el paso es más corto con la pierna parética, esta será entrenada sobre la cinta rápida, generando de esta forma artefactos que benefician el aumento de la simetría¹². Dos de los estudios incluidos^{16,19} siguen este patrón, mientras que otros tres sitúan la pierna parética sobre la cinta lenta, independientemente de la LP de esta^{17,20,21}.

Todos los artículos llevan a cabo la recogida de los datos cinemáticos mediante un sistema óptico de análisis tridimensional del movimiento.

Medidas de resultado

Los estudios seleccionados emplearon como medidas de resultado parámetros espaciotemporales

(asimetría de paso y velocidad)¹⁶⁻²¹, cinemáticos (rangos de movimiento)¹⁶ y cinéticos¹⁷. Todos los trabajos analizaron la asimetría de la longitud de paso. Atendiendo a esta variable y al protocolo realizado sobre CMCD, los estudios calculan diferentes índices: adaptación^{19,20}, retención/lavado^{19,20,21} y transferencia²¹.

Características de las intervenciones

Los autores evaluaron la asimetría de paso en CMCD bajo diversas adaptaciones: doble tarea motora con *feedback* visual versus tarea única¹⁶, diferente inclinación o pendiente¹⁷, aumentando o minimizando la magnitud del error¹⁸, con ejercicio de alta intensidad antes o después del protocolo CMCD¹⁹, con cambios constantes o variables de velocidad²⁰; y cambios graduales o abruptos de la velocidad²¹.

Síntesis de resultados

Los resultados de tres estudios^{16,17,21} muestran que, existe una condición superior a otra generando mayores artefactos en las medidas de resultado analizadas, principalmente la asimetría en LP. Cherry-Allen y col¹⁶ demostraron que, el aprendizaje dual incrementó la flexión de rodilla y la adaptación de la asimetría de paso en la mayoría de los pacientes. En la primera sesión, los sujetos trabajaban el componente articular de rodilla con un *feedback* visual, mientras las cintas funcionaban a velocidad 2:1, observándose artefactos en la asimetría de paso. En la segunda sesión, las cintas se movían a velocidad 1:1, realizando los sujetos una única tarea motora (*feedback* visual para controlar la flexión de rodilla), siendo entonces cuando los artefactos generados en el periodo de adaptación iban desapareciendo. Sombric y Torres-Oviedo¹⁷ investigaron el efecto de diferentes inclinaciones en la adaptación motora sobre CMCD y los artefactos posteriores, observando que el entrenamiento en CMCD inclinada generó mayores artefactos y mayor simetría de paso tras el entrenamiento que la CMCD no inclinada. Finalmente, Alcántara y col²¹ observaron que la introducción gradual de perturbaciones (cambios de velocidad) durante la adaptación locomotora influye en el aprendizaje y la transferencia a la marcha sobre suelo. Los autores

determinaron que introducir la perturbación en CMCD de forma abrupta aumenta la asimetría de paso durante el periodo de adaptación, generando mayores artefactos en la postadaptación en suelo. Por el contrario, la introducción de perturbaciones graduales genera errores más pequeños, que el sujeto va a registrar como propios, lo que aumenta el índice de transferencia de los artefactos a otra condición (marcha sobre suelo).

Los otros tres estudios incluidos en esta revisión¹⁸⁻²⁰ refieren que, ninguna de las condiciones estudiadas es superior a otra. Lewek y col¹⁸ compararon los efectos de aumentar el error y minimizarlo sobre la asimetría de paso y la asimetría de fase de apoyo, ajustando continuamente la diferencia de velocidad en la extremidad parética, que aumentaba (aumentando la asimetría) o disminuía (minimizando la asimetría) en relación con la cinta rodante de la pierna no parética. Los autores observaron que la asimetría en la LP fue similar entre grupos, por lo que aumentar los errores no es superior a minimizarlos. Charalambous y col¹⁹ evaluaron tres condiciones de ejercicio físico a diferente intensidad antes o después del entrenamiento sobre CMCD. Los autores observaron una magnitud de adaptación en el patrón de marcha similar en todas las condiciones. Por último, Helm y col²⁰ estudiaron la exposición de las perturbaciones de forma constante (velocidad 2:1) o variable (velocidades 2:1; 2.5:1; 1.5:1) durante el protocolo de CMCD; en la sesión 1 evaluaron la capacidad de adaptación, sin encontrar diferencias significativas entre ambos grupos, ya que los sujetos modificaron la asimetría de paso de forma similar, presentando el grupo variable mayores artefactos al someterse a nuevas perturbaciones cada vez que aumentaba la velocidad. Durante la sesión 2 analizaron la capacidad de retención y aprendizaje, encontrando una re-adaptación a la CMCD más rápida y un descenso de la asimetría inicial similar en ambas condiciones.

Lewek y col¹⁸ valoraron los efectos sobre la velocidad de marcha bajo diferentes condiciones, observando relación entre los cambios en la asimetría

de LP con estrategias de aumento y disminución del error (pre y post) y la velocidad de la marcha, aumentando la velocidad significativamente a lo largo del tiempo. En cambio, en el grupo en el que se estudiaba cómo afectaba aumentar o disminuir el error en la asimetría en la fase de apoyo, no se observó relación entre aumentar la asimetría y la velocidad.

Por último, dos trabajos^{16,17} incluyeron en las medidas de resultados cambios cinemáticos y cinéticos de la marcha. Cherry-Allen y col¹⁶ comprobaron que, en sus condiciones de entrenamiento (aprendizaje dual y aprendizaje articular), los participantes podían aprender y desaprender los patrones de rango articular, ya sea en combinación con CMCD o realizando la tarea articular en solitario, tanto en el movimiento de rodilla como en el de cadera (manteniéndose esta última durante la postadaptación). Sombric y Torres-Oviedo¹⁷ analizaron la fase de propulsión durante CMCD, con pendiente inclinada y plana, obteniendo mayor fuerza de propulsión en la condición inclinada para ambas piernas, a pesar de que los cambios durante el periodo de adaptación fueran similares en ambas condiciones (inclinada o plana). En cuanto a los artefactos obtenidos, ambas condiciones generaban artefactos similares en la pierna parética, mientras que en la no parética eran mayores en la condición inclinada.

Calidad metodológica y evidencia científica

Los estudios incluidos obtuvieron una puntuación de 12 a 14 sobre 15 de calidad metodológica en la *Critical Review Form* para estudios cuantitativos. Tres de los cuatro ensayos controlados aleatorizados¹⁹⁻²¹ realizaron seguimiento a más del 80% de los sujetos, obteniendo grado de recomendación 1b y nivel de evidencia A; el cuarto¹⁸ realizó seguimiento al 77%, mostrando un grado de recomendación 2b y nivel de evidencia B. Las dos series de casos^{16,17} obtuvieron grado de recomendación C y nivel de evidencia 4 (Tabla 3).

Tabla 3. Calidad metodológica, nivel de evidencia y grado de recomendación

Autores	Escala Oxford		Formulario de revisión crítica – Estudios cuantitativos													Total		
	NE	GR	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13		14	15
Serie de casos																		
Cherry-Allen y col ¹⁶	4	C	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	13
Sombric y Torres Oviedo ¹⁷	4	C	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	13
Ensayo controlado aleatorizado																		
Lewek y col ¹⁸	2b	B	1	1	1	1	0	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	13
Charalambous y col ¹⁹	1b	A	1	1	1	1	0	1	1	1	0	0	1	1	1	1	1	12
Helm y col ²⁰	1b	A	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	14
Alcântara y col ²¹	1b	A	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	13

NE: nivel de evidencia; GR: grado de recomendación; 1: motivo del estudio, adecuación a la pregunta PICO; 2: búsqueda de bibliografía relacionada; 3: diseño del estudio; 4: descripción detallada de la muestra; 5: tamaño de muestra justificado; 6: medidas de resultado; 7: validación de las medidas de resultado; 8: descripción de la intervención; 9: se evita el sesgo evitado; 10: se evita la co-intervención; 11: estadística significativa de los resultados; 12: metodología de análisis apropiada; 13: importancia clínica documentada; 14: documentación de las pérdidas en la muestra; 15: conclusiones apropiadas con la metodología y los resultados.

DISCUSIÓN

Los sujetos sin patología neurológica poseen la habilidad de adaptar su patrón de marcha, concretamente la asimetría del paso, a los cambios de velocidad presentados en un entorno cambiante y novedoso, a través de la repetición y de la práctica ensayo-error^{4,5}. Tras producirse la adaptación y desaparecer la perturbación, el individuo retiene unos artefactos o cambios generados durante la adaptación motora. De igual manera, los pacientes con ictus preservan la capacidad de adaptación y retención cuando caminan sobre CMCD. Estos resultados ponen de manifiesto la capacidad del SNC para aprender y retener un nuevo patrón locomotor cuando las condiciones contextuales cambian^{4,5}.

Esta revisión tuvo como objetivo reunir aquellos estudios que incluían un protocolo de CMCD en pacientes con ictus crónico para evaluar las estrategias más idóneas para fomentar el aprendizaje, a través de la adaptación y retención en el aumento de la simetría de paso en la marcha.

Tres estudios¹⁸⁻²⁰, tras realizar la intervención con CMCD bajo diferentes condiciones, no encuentran una estrategia de aprendizaje superior a otra. Lewek y col¹⁸ esperaban, basándose en la bibliografía existente²², que aumentar el error tendría mayores beneficios que tratar de controlar el error y disminuirlo, como se realiza con frecuencia en la práctica clínica. Por el contrario, no observaron una diferencia en la asimetría de paso según maximizaran o minimizaran los errores durante

una tarea, o realizaran únicamente *feedback* verbal. A pesar de que el ejercicio de alta intensidad ha mostrado resultados positivos en actividades de la extremidad superior²⁴⁻²⁶, Charalambous y col¹⁹ no percibieron un aumento en la adaptación o retención de los artefactos generados sobre CMCD en ningún grupo tras examinar la influencia del ejercicio físico en diferentes momentos e intensidades en combinación con CMCD sobre el patrón de marcha. Estos hallazgos ya se observaron en un estudio similar realizado en sujetos sanos²⁷. El tipo de aprendizaje por *feedback* condiciona igualmente el resultado obtenido. Existe bibliografía sobre adaptación con la extremidad superior cuyas tareas son reforzadas por un aprendizaje explícito²⁸ con recompensa y *feedback* sobre el resultado²⁹. En cambio, el aprendizaje sobre CMCD es implícito, sin recompensa o *feedback* y, por tanto, más difícil de condicionar^{7,30}.

A pesar de que la evidencia en sujetos sanos y en sujetos con ictus en los que se trabaja la extremidad superior se apoya en el uso de la práctica variable^{29,31,32}, Helm y col²⁰ describieron que las perturbaciones variables en la velocidad en CMCD generan pequeñas exageraciones de paso adicionales en comparación a una perturbación constante, pero no existe una estrategia superior a la otra en la magnitud de adaptación ni de retención. Esto puede deberse a los diferentes paradigmas utilizados, sugiriendo los autores que otras formas de práctica variable, con diferentes velocidades o protocolos, pueden generar diferentes resultados en la marcha

de sujetos con ictus; y/o a que los déficits cognitivo-motores tras el ictus pueden influir en los hallazgos, ya que la práctica variable es dependiente de la integridad en la memoria de trabajo visoespacial³¹.

Por el contrario, tres estudios expresaron condiciones de aprendizaje superiores a otras en la marcha sobre CMCD^{16,17,20}: el uso de pendiente inclinada, la ejecución de doble tarea motora y la introducción de perturbaciones de forma gradual.

Sombric y Torres-Oviedo¹⁷, basándose en la relación descrita entre la asimetría de paso y la disminución de la fuerza de propulsión en el miembro parético^{9,33,34}, mostraron unos resultados similares a otros estudios realizados en sujetos sanos³⁵. Los pacientes con ictus crónico, al igual que los sujetos sanos, pueden modular la propulsión de las extremidades inferiores durante la marcha en respuesta a las distintas demandas de la tarea, en concreto una inclinación distinta de las cintas de marcha³⁶⁻⁴¹.

Cherry-Allen y col¹⁶ estudiaron la influencia de una doble tarea motora en el proceso de adaptación locomotora, objetivo que ya se estudió en sujetos sanos^{7,42}. En sujetos con ictus, los autores mostraron que dos componentes motores pueden coincidir, incluso cuando aumenta la demanda de la tarea, a través de adaptaciones implícitas y estrategias explícitas, siendo importante que cada tarea incluya diferentes parámetros cinemáticos y fuentes de perturbación^{4,43,44}. La magnitud y la cantidad de adaptación de la asimetría de paso durante el aprendizaje dual es similar a publicaciones anteriores con CMCD⁴⁵, siendo la interferencia entre tareas mínima, a diferencia de la bibliografía previa de doble tarea con actividades cognitivas y motoras que demandaban de recursos atencionales⁴⁶, comprometiendo el control ejecutivo de la tarea^{47,48}.

Alcántara y col²¹ determinaron que introducir perturbaciones de forma abrupta aumenta la asimetría de paso en CMCD y genera mayores artefactos, pero realizarlo de forma gradual obtiene un mayor índice de transferencia, como ya se había observado previamente en sujetos sanos⁴⁹. Estos resultados pueden deberse al concepto de asignación del error durante el aprendizaje motor y la transferencia⁵⁰. Si el error que produce la adaptación motora genera una magnitud de error grande, se relacionará directamente con el entorno, adaptando el sujeto su patrón de marcha para esa situación particular, mientras que, si el sujeto experimenta un error pequeño, el sistema nervioso lo identificará como propio, adaptando su patrón con mayor

índice de transferencia y utilizando dicho aprendizaje para cualquier otra tarea motora^{49,51}.

Esta revisión sistemática presenta ciertas limitaciones que deben indicarse: 1) para contestar a la pregunta expuesta en la revisión, los artículos incluidos son ensayos clínicos aleatorizados o series de casos de bajo nivel de evidencia; 2) el número de artículos utilizados es reducido, lo cual reduce la muestra de participantes; 3) la heterogeneidad de los protocolos experimentales dificulta la comparación de resultados.

En conclusión, la CMCD permite estudiar el proceso de adaptación locomotora, en personas con ictus, mediante parámetros específicos como la asimetría de LP. Los experimentos muestran que, la locomoción sobre CMCD puede generar artefactos en el patrón de marcha, según la condición experimental utilizada, lo que permite al SNC aprender según estas condiciones. La doble tarea motora, la inclinación de la pendiente de la CMCD o el cambio gradual de velocidad son opciones que fomentan la retención de los artefactos generados por las perturbaciones en la longitud del paso, redundando en un nuevo patrón motor. Sin embargo, la inclusión del ejercicio físico de diferente intensidad y en diferentes momentos en combinación con CMCD, la maximización o minimización de los errores, o la inclusión de perturbaciones variables o constantes de la velocidad, parecen no mostrar un efecto sobre el proceso de adaptación locomotora.

Conflictos de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de intereses.

Financiación

Los autores declaran no haber recibido financiación externa para la realización de este estudio.

Agradecimientos

No aplica.

Contribución de autores

Conceptualización: PFE, FMR.

Curación de datos: PFE, FMR.

Análisis formal: PFE, FMR.

Inventisgación: PFE, FMR.

Metodología: PFE, IAD, FMR.

Administración del proyecto: PFE, IAD, FMR.

Recursos: PFE, FMR.

Supervisión: IAD, FMR.

Validación: IAD, FMR.

Visualización: IAD.

Redacción (borrado original): PFE, IAD, FMR.

Redacción (revisión y edición): PFE, IAD, FMR.

Disponibilidad de datos

Datos no disponibles.

BIBLIOGRAFÍA

- SANJUAN E, PANCORBO O, SANTANA K, MIÑARRO O, SALA V, MUCHADA M et al. Manejo del ictus agudo. Tratamientos y cuidados específicos de enfermería en la Unidad de Ictus. *Neurol (Engl Ed)* 2020. <http://doi.org/10.1016/j.nrl.2020.07.025>
- NOE-SEBASTIAN E, BALASCH-BERNAT M, COLOMER-FONT C, MOLINER-MUNOZ B, RODRIGUEZ SANCHEZ-LEIVA C, UGART P et al. Ictus y discapacidad: estudio longitudinal en pacientes con discapacidad moderada-grave tras un ictus incluidos en un programa de rehabilitación multidisciplinar. *Rev Neurol* 2017; 64(9): 385-392. <https://doi.org/10.33588/rn.6409.2016527>
- DZEWALTOWSKI AC, HEDRICK EA, LEUTZINGER TJ, REMSKI LE, ROSEN AB. The effect of split-belt treadmill interventions on step length asymmetry in individuals poststroke: A systematic review with meta-analysis. *Neurorehabil Neural Repair* 2021; 35(7): 563-575. <https://doi.org/10.1177/15459683211011226>
- TORRES-OVIEDO G, VASUDEVAN E, MALONE L, BASTIAN AJ. Locomotor adaptation. *Prog Brain Res* 2011; 191: 65-74. <http://doi.org/10.1016/B978-0-444-53752-2.00013-8>
- SERRANO MORENO JI, DEL CASTILLO SOBRINO MD, OLIVEIRA BARROSO FA, TORRICELLI D, TORRES-OVIEDO G. Nuevos métodos de evaluación de la marcha humana. En: Molina Rueda F, Carratalá Tejada M. La marcha humana. Biomecánica, evaluación y patología. 1º ed. Madrid: Médica Panamericana, 2020; 94-96.
- HELM EE, REISMAN DS. The split-belt walking paradigm: Exploring motor learning and spatiotemporal asymmetry poststroke. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2015; 26(4): 703-713. <http://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.06.010>
- BASTIAN AJ. Understanding sensorimotor adaptation and learning for rehabilitation. *Curr Opin Neurol* 2008; 21(6): 628-633. <http://doi.org/10.1097/WCO.0b013e328315a293>
- TYRELL CM, HELM E, REISMAN DS. Locomotor adaptation is influenced by the interaction between perturbation and baseline asymmetry after stroke. *J Biomech* 2015; 48(11): 2849-2857. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.04.027>
- REISMAN DS, WITYK R, SILVER K, BASTIAN AJ. Split-belt treadmill adaptation transfers to overground walking in persons poststroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2009; 23(7): 735-744. <https://doi.org/10.1177/1545968309332>
- HINTON DC, CONRADSSON DM, PAQUETTE C. Understanding human neural control of short-term gait adaptation to the split-belt treadmill. *Neuroscience* 2020; 451: 36-50. <http://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2020.09.055>
- HOOGKAMER W. Perception of gait asymmetry during split-belt walking. *Exerc Sport Sci Rev* 2017; 45(1): 34-40. <http://doi.org/10.1249/JES.0000000000000094>
- REISMAN DS, WITYK R, SILVER K, BASTIAN AJ. Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain* 2007; 130(7): 1861-1872. <http://doi.org/10.1093/brain/awm035>
- PAGE MJ, MCKENZIE JE, BOSSUYT PM, BOUTRON I, HOFFMANN TC, MULROW CD et al. Declaración PRISMA 2020: una guía actualizada para la publicación de revisiones sistemáticas. *Rev Esp Cardiol* 2021; 74(9): 790-799. <http://doi.org/10.1016/j.recesp.2021.06.016>
- LAW M, STEWART D, POLLOCK N, LETTS L, BOSCH J, WESTMORLAND M. Critical Review Form – Quantitative Studies Law. Hamilton: McMaster University, 1998. https://www.unisa.edu.au/siteassets/epi/epi-server-6-files/global/health/sansom/documents/icahe/cats/mcmasters_quantitative-review.pdf
- MELLA SOUSA M, ZAMORA NAVAS P, MELLA LABORDE M, BALLESTER ALFARO JJ, UCEDA CARRASCOSA P. Niveles de evidencia clínica y grados de recomendación. *Rev. S. And. Traumatología y Ortopedia* 2012; 29(1): 59-72. <https://www.portalsato.es/documentos/revista/Revista12-1/Rev.%202012-1-07.pdf>
- CHERRY-ALLEN KM, STATTON MA, CELNIK PA, BASTIAN AJ. A dual-learning paradigm simultaneously improves multiple features of gait post-stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2018; 32(9): 810-820. <http://doi.org/10.1177/1545968318792623>
- SOMBRIC CJ, TORRES-OVIEDO G. Augmenting propulsion demands during split-belt walking increases locomotor adaptation of asymmetric step lengths. *J Neuroeng Rehabil* 2020; 17(1): 69. <http://doi.org/10.1186/s12984-020-00698-y>
- LEWEK MD, BRAUN CH, WUTZKE C, GIULIANI C. The role of movement errors in modifying spatiotemporal gait asymmetry post stroke: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil* 2018; 32(2): 161-172. <http://doi.org/10.1177/0269215517723056>
- CHARALAMBOUS CC, ALCANTARA CC, FRENCH MA, LI X, MATT KS, KIM HE et al. A single exercise bout and locomotor learning after stroke: physiological, behavioural, and computational outcomes. *J Physiol* 2018; 596(10): 1999-2016. <http://doi.org/10.1113/JP275881>
- HELM EE, POHLIG RT, KUMAR DS, REISMAN DS. Practice structure and locomotor learning after stroke. *J Neurol Phys Ther* 2019; 43(2): 85-93. <http://doi.org/10.1097/NPT.0000000000000260>
- ALCANTARA CC, CHARALAMBOUS CC, MORTON SM, RUSSO TL, REISMAN DS. Different error size during locomotor adaptation affects transfer to overground walking

- poststroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2018; 32(12): 1020-1030. <http://doi.org/10.1177/1545968318809921>
22. KAO P-C, SRIVASTAVA S, AGRAWAL SK, SCHOLZ JP. Effect of robotic performance-based error-augmentation versus error-reduction training on the gait of healthy individuals. *Gait Posture* 2013; 37(1): 113-120. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.06.025>
 23. VAN VLIET PM, WULF G. Extrinsic feedback for motor learning after stroke: what is the evidence? *Disabil Rehabil* 2006; 28(13-14): 831-840. <http://doi.org/10.1080/09638280500534937>
 24. THOMAS R, BECK MM, LIND RR, KORSGAARD JOHNSEN L, GEERTSEN SS, CHRISTIANSEN L et al. Acute exercise and motor memory consolidation: The role of exercise timing. *Neural Plast* 2016; 2016: 1-11. <http://doi.org/10.1155/2016/6205452>
 25. THOMAS R, JOHNSEN LK, GEERTSEN SS, CHRISTIANSEN L, RITZ C, ROIG M et al. Acute exercise and motor memory consolidation: The role of exercise intensity. *PLoS One* 2016; 11(7): e0159589. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0159589>
 26. NEPVEU J-F, THIEL A, TANG A, FUNG J, LUNDBYE-JENSEN J, BOYD LA et al. A single bout of high-intensity interval training improves motor skill retention in individuals with stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2017; 31(8): 726-735. <http://doi.org/10.1177/1545968317718269>
 27. HELM EE, MATT KS, KIRSCHNER KF, POHLIG RT, KOHL D, REISMAN DS. The influence of high intensity exercise and the Val66Met polymorphism on circulating BDNF and locomotor learning. *Neurobiol Learn Mem* 2017; 144: 77-85. <http://doi.org/10.1016/j.nlm.2017.06.003>
 28. TAYLOR JA, IVRY RB. The role of strategies in motor learning. *Ann N Y Acad Sci* 2012; 1251(1): 1-12. <http://doi.org/10.1111/j.1749-6632.2011.06430.x>
 29. HANLON RE. Motor learning following unilateral stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77(8): 811-815. [http://doi.org/10.1016/s0003-9993\(96\)90262-2](http://doi.org/10.1016/s0003-9993(96)90262-2)
 30. DOYA K. Complementary roles of basal ganglia and cerebellum in learning and motor control. *Curr Opin Neurobiol* 2000; 10(6): 732-739. [http://doi.org/10.1016/s0959-4388\(00\)00153-7](http://doi.org/10.1016/s0959-4388(00)00153-7)
 31. SCHWEIGHOFER N, LEE J-Y, GOH H-T, CHOI Y, KIM SS, STEWART JC et al. Mechanisms of the contextual interference effect in individuals poststroke. *J Neurophysiol* 2011; 106(5): 2632-2641. <http://doi.org/10.1152/jn.00399.2011>
 32. CAURAUGH JH, KIM SB. Stroke motor recovery: active neuromuscular stimulation and repetitive practice schedules. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2003; 74(11): 1562-1566. <http://doi.org/10.1136/jnnp.74.11.1562>
 33. LAUZIÈRE S, MIÉVILLE C, BETSCHART M, DUCLOS C, AISSAOUI R, NADEAU S. Plantarflexion moment is a contributor to step length after-effect following walking on a split-belt treadmill in individuals with stroke and healthy individuals. *J Rehabil Med* 2014; 46(9): 849-857. <http://doi.org/10.2340/16501977-1845>
 34. BETSCHART M, LAUZIÈRE S, MIÉVILLE C, MCFADYEN BJ, NADEAU S. Changes in lower limb muscle activity after walking on a split-belt treadmill in individuals poststroke. *J Electromyogr Kinesiol* 2017; 32: 93-100. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.12.007>
 35. SOMBRIC CJ, CALVERT JS, TORRES-OVIEDO G. Large propulsion demands increase locomotor adaptation at the expense of step length symmetry. *Front Physiol* 2019; 10: 60. <http://doi.org/10.3389/fphys.2019.00060>
 36. AWAD LN, REISMAN DS, KESAR TM, BINDER-MACLEOD SA. Targeting paretic propulsion to improve poststroke walking function: a preliminary study. *Arch Phys Med Rehabil* 2014; 95(5): 840-848. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.12.012>
 37. HSIAO H, HIGGINSON JS, BINDER-MACLEOD SA. Baseline predictors of treatment gains in peak propulsive force in individuals poststroke. *J Neuroeng Rehabil* 2016; 13(1): 2. <http://doi.org/10.1186/s12984-016-0113-1>
 38. HSIAO H, KNARR BA, HIGGINSON JS, BINDER-MACLEOD SA. Mechanisms to increase propulsive force for individuals poststroke. *J Neuroeng Rehabil* 2015; 12(1): 40. <http://doi.org/10.1186/s12984-015-0030-8>
 39. HSIAO H, ZABIELSKI TM JR, PALMER JA, HIGGINSON JS, BINDER-MACLEOD SA. Evaluation of measurements of propulsion used to reflect changes in walking speed in individuals poststroke. *J Biomech* 2016; 49(16): 4107-4112. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.10.003>
 40. KESAR TM, REISMAN DS, PERUMAL R, JANCOSKO AM, HIGGINSON JS, RUDOLPH KS et al. Combined effects of fast treadmill walking and functional electrical stimulation on post-stroke gait. *Gait Posture* 2011; 33(2): 309-313. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.11.019>
 41. TYRELL CM, HELM E, REISMAN DS. Learning the spatial features of a locomotor task is slowed after stroke. *J Neurophysiol* 2014; 112(2): 480-489. <http://doi.org/10.1152/jn.00486.2013>
 42. STATTON MA, TOLIVER A, BASTIAN AJ. A dual-learning paradigm can simultaneously train multiple characteristics of walking. *J Neurophysiol* 2016; 115(5): 2692-2700. <http://doi.org/10.1152/jn.00090.2016>
 43. KRAKAUER JW, GHILARDI MF, GHEZ C. Independent learning of internal models for kinematic and dynamic control of reaching. *Nat Neurosci* 1999; 2(11): 1026-1031. <http://doi.org/10.1038/14826>
 44. BAYS PM, FLANAGAN JR, WOLPERT DM. Interference between velocity-dependent and position-dependent force-fields indicates that tasks depending on different kinematic parameters compete for motor working memory. *Exp Brain Res* 2005; 163(3): 400-405. <http://doi.org/10.1007/s00221-005-2299-5>
 45. MALONE LA, BASTIAN AJ. Spatial and temporal asymmetries in gait predict split-belt adaptation behavior in stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2014; 28(3): 230-240. <http://doi.org/10.1177/1545968313505912>
 46. WOOLLACOTT M, SHUMWAY-COOK A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging

- area of research. *Gait Posture* 2002; 16(1): 1-14. [http://doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00156-4](http://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00156-4)
47. HOLTZER R, STERN Y, RAKITIN BC. Age-related differences in executive control of working memory. *Mem Cognit* 2004; 32(8): 1333-1345. <http://doi.org/10.3758/bf03206324>
 48. PLUMMER-D'AMATO P, ALTMANN LJP, SARACINO D, FOX E, BEHRMAN AL, MARSISKE M. Interactions between cognitive tasks and gait after stroke: a dual task study. *Gait Posture* 2008; 27(4): 683-688. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.09.001>
 49. TORRES-OVIEDO G, BASTIAN AJ. Natural error patterns enable transfer of motor learning to novel contexts. *J Neurophysiol* 2012; 107(1): 346-356. <http://doi.org/10.1152/jn.00570.2011>
 50. BERNIKER M, KORDING K. Estimating the sources of motor errors for adaptation and generalization. *Nat Neurosci* 2008; 11(12): 1454-1461. <http://doi.org/10.1038/nn.2229>
 51. WEI K, KÖRDING K. Relevance of error: what drives motor adaptation? *J Neurophysiol* 2009; 101(2): 655-664. <http://doi.org/10.1152/jn.90545.2008>