

**Universidad CEU Cardenal Herrera**

**Departamento de Ciencias de la Salud**



**Estudio del efecto del entrenamiento  
sobre la marcha mediante ayuda robótica  
en combinación con realidad virtual, en  
niños con parálisis cerebral infantil**

**TESIS DOCTORAL**

**Presentada por:**

**Dña. M<sup>a</sup> Teresa Montañana Pérez**

**Dirigida por:**

**Dr. D. Javier Martínez Gramage**

**Dr. D. José Antonio Gil Gómez**

**Dra. Dña. Eva Segura Ortí**

Valencia

2016







**Universidad CEU Cardenal Herrera**

**Departamento de Ciencias de la Salud**



**Estudio del efecto del entrenamiento sobre la marcha mediante ayuda robótica en combinación con realidad virtual, en niños con parálisis cerebral infantil**

**TESIS DOCTORAL**

**Presentada por:**

**Dña. M<sup>a</sup> Teresa Montañana Pérez**

**Dirigida por:**

**Dr. D. Javier Martínez Gramage**

**Dr. D. José Antonio Gil Gómez**

**Dra. Dña. Eva Segura Ortí**

Valencia

2016



D. José Antonio Gil Gómez, Profesor del Departamento de Sistemas Informáticos y Computación de la Universidad Politécnica de Valencia e Investigador del Instituto de Automática e Informática Industrial

CERTIFICA:

Que el trabajo titulado **“Estudio del efecto del entrenamiento sobre la marcha mediante ayuda robótica en combinación con realidad virtual, en niños con parálisis cerebral infantil”**, realizado bajo mi dirección en el Departamento de Fisioterapia de la Universidad CEU-Cardenal Herrera de Valencia por Dña. María Teresa Montañana Pérez, reúne todos los requisitos legales y académicos necesarios para que la interesada pueda optar al título de Doctora por dicha Universidad.

Valencia, 19 de octubre de 2016



D. José Antonio Gil Gómez, PhD.

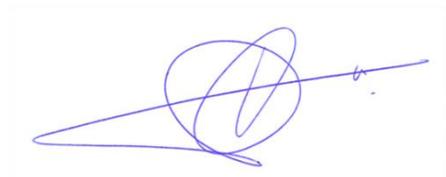


D, Javier Martínez Gramage, Director y Profesor del Departamento de Fisioterapia de la Universidad CEU-Cardenal Herrera de Valencia.

CERTIFICA:

Que el trabajo titulado **“Estudio del efecto del entrenamiento sobre la marcha mediante ayuda robótica en combinación con realidad virtual, en niños con parálisis cerebral infantil”**, realizado bajo mi dirección en el Departamento de Fisioterapia de la Universidad CEU-Cardenal Herrera de Valencia por Dña. Maria Teresa Montañana Pérez, reúne todos los requisitos legales y académicos necesarios para que la interesada pueda optar al título de Doctora por dicha Universidad.

Valencia, 19 de octubre de 2016



Dr. Javier Martínez Gramage

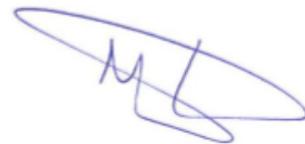


Dña, Eva Segura Ortí, Director y Profesor del Departamento de Fisioterapia de la Universidad CEU-Cardenal Herrera de Valencia.

CERTIFICA:

Que el trabajo titulado **“Estudio del efecto del entrenamiento sobre la marcha mediante ayuda robótica en combinación con realidad virtual, en niños con parálisis cerebral infantil”**, realizado bajo mi dirección en el Departamento de Fisioterapia de la Universidad CEU-Cardenal Herrera de Valencia por Dña. Maria Teresa Montañana Pérez, reúne todos los requisitos legales y académicos necesarios para que la interesada pueda optar al título de Doctora por dicha Universidad.

Valencia, 19 de octubre de 2016



Dra. Eva Segura Ortí



*A José Luis, Borja y Hugo*



# Índice

---



<b>ÍNDICE DE CONTENIDOS</b>	<b>17</b>
<b>PUBLICACIONES</b>	<b>19</b>
<b>ÍNDICE DE TABLAS</b>	<b>21</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b>	<b>22</b>
<b>ÍNDICE DE ABREVIATURAS</b>	<b>24</b>
<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	<b>29</b>
1.1 CONCEPTO DE SALUD Y POBLACIÓN INFANTIL	29
1.2 FUNCIONAMIENTO Y DISCAPACIDAD	31
1.3 PARÁLISIS CEREBRAL INFANTIL: ESTADO ACTUAL DE LA CUESTIÓN	33
1.3.1 Definición	33
1.3.2 Características de la PCI	35
1.3.3 Epidemiología	38
1.3.4 Etiología	43
1.3.5 Clasificación	47
1.3.6 Clasificación Funcional	51
1.3.7 Diagnóstico	52
1.3.8 Complicaciones asociadas	54
1.3.9 Pronóstico	54
1.4 MARCHA NORMAL	55
1.5 MARCHA PATOLÓGICA	57
1.6 INTERVENCIÓN EN LA MARCHA	60
1.6.1 Terapias clásicas	61
1.6.2 Terapias basadas en el control motor	62
1.6.2.1 Sistemas de entrenamiento en cinta rodante sin suspensión del peso corporal	63
1.6.2.2 Sistemas de suspensión o soporte parcial del peso corporal	65
1.6.2.3 Sistemas robóticos	72
1.6.2.4 Sistemas de realidad virtual	75
<b>2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS</b>	<b>85</b>
<b>3. MATERIAL Y MÉTODOS</b>	<b>89</b>
3.1 SUJETOS	89
3.2 DISEÑO	90
3.3 PROCEDIMIENTO	90
3.3.1 Instrumentos de valoración	90
3.3.2 Instrumentos de intervención	95
3.3.2.1 Sistema CL1Walker	95
3.3.2.1.1 Descripción del Sistema CL1Walker	96
3.3.2.1.2 Esquema de funcionamiento	100

3.3.2.2 Sistema de Realidad Virtual	101
3.3.2.2.1 Hardware	101
3.3.2.2.2 Descripción del videojuego	103
3.3.2.2.3 Configuración del entorno	104
3.3.2.2.4 Esquema de juego	104
3.4 REGISTROS Y VARIABLES DE ESTUDIO	106
3.4.1 Variables de estudio	106
3.4.2 Registro variables de estudio	107
3.4.2.1 Gross Motor Function Measure GMFM	107
3.4.2.2 Habilidades funcionales de la movilidad	107
3.4.2.3 Gasto energético	107
3.4.2.4 Variables cinemáticas: Índice de simetría en la marcha y la pelvis	109
3.5 PROTOCOLO	110
3.5.1 Protocolo de experimentación	110
3.5.2 Protocolo de intervención	110
3.6 ANÁLISIS ESTADÍSTICO	111
<b>4. RESULTADOS</b>	<b>119</b>
4.1 SUJETOS	119
4.2 RESULTADOS DESCRIPTIVOS	120
4.2.1 Datos sociodemográficos y antropométricos	120
4.3 FIABILIDAD TEST-RETEST Y CONSISTENCIA INTEROBSERVADOR	123
4.4 RESULTADOS EXPERIMENTALES ANOVA MIXTO	124
4.4.1 Cuestionario GMFM	124
4.4.2 Escala FAQ	128
4.4.3 Escala FMS	130
4.4.4 Escala LSS	136
4.4.5 Physiological Cost Index	138
4.4.6 Variables cinemáticas	139
4.5 CORRELACIONES ENTRE VARIABLES	141
<b>5. DISCUSIÓN</b>	<b>145</b>
<b>6. CONCLUSIONES</b>	<b>163</b>
<b>7. AGRADECIMIENTOS</b>	<b>167</b>
<b>8. ANEXOS</b>	<b>171</b>
8.1 DESCRIPCIÓN DE LA PROGRAMACIÓN Y FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA ROBÓTICO CL1 WALKER	171
8.2 CONSENTIMIENTO	179
<b>9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>183</b>

## **Publicaciones científicas a las que esta tesis ha dado lugar**

Congresos nacionales:

Montañana MT., Arguisuelas MD., Segura-Otrí E., Perpiñá S., Martínez-Gramaje J., “Estudio de fiabilidad del Physiological Cost Index durante la marcha en niños con parálisis cerebral”, formato Poster IX Congreso Internacional de la Asociación española de Ciencias del deporte. Facultad de Ciencias del Deporte de la Universidad Castilla la Mancha, 2016.

Perpiñá S., Arguisuelas MD., Segura-Otrí E., Montañana MT., Martínez-Gramaje J., “Estudio de fiabilidad del sensor BTS Gsensor® durante la carrera”, formato Poster, IX Congreso Internacional de la Asociación española de Ciencias del deporte. Facultad de Ciencias del Deporte de la Universidad Castilla la Mancha, 2016.



## Índice de tablas

<b>Tabla I.</b> Resumen sobre los artículos seleccionados	79
<b>Tabla II.</b> Tipo de diagnóstico de PCI	89
<b>Tabla III.</b> Protocolo nivel II y III según GMFC	111
<b>Tabla IV.</b> Protocolo nivel IV y V según el GMFCS	111
<b>Tabla V.</b> Variables de estudio	114
<b>Tabla VI.</b> Características sociodemográficas y antropométricas de los sujetos	121
<b>Tabla VII.</b> Características iniciales de los sujetos	122
<b>Tabla VIII.</b> Test-retest variables de estudio	124
<b>Tabla IX.</b> Pruebas de efectos inter-sujetos en el cuestionario GMFM	124
<b>Tabla X.</b> Resultados y prueba de los efectos intra-sujeto en el GMFM	128
<b>Tabla XI.</b> Pruebas de efectos inter-sujetos en el cuestionario FAQ	128
<b>Tabla XII.</b> Resultados y prueba de los efectos intra-sujeto en el cuestionario FAQ	130
<b>Tabla XIII.</b> Pruebas de efectos inter-sujetos en la escala FMS	131
<b>Tabla XIV.</b> Resultados y prueba de los efectos intra-sujeto en la escala FMS	134
<b>Tabla XV.</b> Resultados GMFCS al inicio y final de la intervención respecto a las variables GMFM, FAQ, FMS, LSS y Physiological Cost Index	135
<b>Tabla XVI.</b> Pruebas de efectos inter-sujetos en la escala LSS	136
<b>Tabla XVII.</b> Resultados y prueba de los efectos intra-sujeto en la escala LSS	137
<b>Tabla XVIII.</b> Pruebas de efectos inter-sujetos en el Physiological Cost Index	138
<b>Tabla XIX.</b> Resultados y prueba de los efectos intra-sujeto en el Physiological Cost Index	139
<b>Tabla XX.</b> Resultados y prueba de los efectos intra-sujeto de las variables cinemáticas	140
<b>Tabla XXI.</b> Correlaciones post-tratamiento en las variables principales	142
<b>Tabla XXII.</b> Correlaciones post-intervención entre la escala GMFCS y las variables principales	142

## Índice de figuras

<b>Figura 1.</b> División del ciclo de marcha en períodos, tareas y fases	57
<b>Figura 2.</b> Pulsímetro y monitor frecuencia cardíaca	91
<b>Figura 3.</b> Cronómetro	91
<b>Figura 4.</b> Sensor inercial G-Walk	92
<b>Figura 5.</b> Gráficas del sensor inercial G-Walk	92
<b>Figura 6.</b> Grúa o elevador del CL1 Walker	97
<b>Figura 7.</b> Unidad de elevación del CL1 Walker	97
<b>Figura 8.</b> Arnés del CL1 Walker	98
<b>Figura 9.</b> Célula de carga del CL1 Walker	98
<b>Figura 10.</b> Caminador del CL1 Walker	99
<b>Figura 11.</b> Colocación del Fisioterapeuta para facilitar marcha en el CL1 Walker	100
<b>Figura 12.</b> Componentes del Kinect	102
<b>Figura 13.</b> ACT durante una partida	104
<b>Figura 14.</b> Incorrecta iluminación	104
<b>Figura 15.</b> Configuración del sistema ACT	105
<b>Figura 16.</b> Imágenes del flujo de juego	106
<b>Figura 17.</b> Colocación pulsímetro y monitor	108
<b>Figura 18.</b> Registro de la frecuencia cardíaca en reposo	108
<b>Figura 19.</b> Registro de la frecuencia cardíaca y tiempo de caminar 25m	109
<b>Figura 20.</b> Tamaño muestral para la variable Physiological Cost Index pre-tratamiento	113
<b>Figura 21.</b> Tamaño muestral para la variable bipedestación (GMFM-D) pre-tratamiento	113
<b>Figura 22.</b> Diagrama de flujo de los sujetos del estudio	119
<b>Figura 23.</b> Distribución de los sujetos en relación al sexo	120
<b>Figura 24.</b> Diagnóstico médico de los sujetos de estudio	121
<b>Figura 25.</b> Gross Motor Function Classification System (GMFCS) de los sujetos de estudio	123
<b>Figura 26.</b> Resultados del cuestionario Gross Motor Function Measure-B en los diferentes periodos	125
<b>Figura 27.</b> Resultados del cuestionario Gross Motor Function Measure-D en los diferentes periodos	126
<b>Figura 28.</b> Resultados del cuestionario Gross Motor Function Measure-E en los diferentes periodos	127
<b>Figura 29.</b> Resultados del cuestionario Guillete Functional Assesment Questionnaire Walking Scale	129
<b>Figura 30.</b> Resultados de la escala Functional Mobility Scale System 5m en los diferentes periodos	131
<b>Figura 31.</b> Resultados de la escala Functional Mobility Scale System 50m en los diferentes periodos	132
<b>Figura 32.</b> Resultados de la escala Functional Mobility Scale System 500m en los diferentes periodos	133
<b>Figura 33.</b> Resultados de la escala Level of Sitting Scale en los diferentes periodos	137

<b>Figura 34.</b> Resultados del Physiological Cost Index en los diferentes periodos	139
<b>Figura 35.</b> Pantalla táctil de inicio. MENU PRINCIPAL del CL1Walker	171
<b>Figura 36.</b> Pantalla de Selección de Pacientes para la Sesión del CL1Walker	172
<b>Figura 37.</b> Pantalla de Edición de Paciente del CL1Walker	172
<b>Figura 38.</b> Pasos a seguir en el inicio de la sesión del CL1Walker	173
<b>Figura 39.</b> Inicio de la sesión del CL1Walker	174
<b>Figura 40.</b> Finalizar la sesión del CL1Walker	175
<b>Figura 41.</b> Sesión finalizada del CL1Walker	176
<b>Figura 42.</b> Menú mantenimiento del CL1Walker	176
<b>Figura 43.</b> Paro de emergencia del CL1Walker	177
<b>Figura 44.</b> Detector de Seguridad del CL1Walker	177

## Índice de abreviaturas

ACT	A la Caza del Tesoro
AF	Apoyo final
AM	Apoyo medio
CI	Contacto inicial
CIDDM	Clasificación Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalía
CIF	Clasificación Internacional del Funcionamiento, la Discapacidad y la Salud
CIF-IA	Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud de la Infancia y de la Juventud
CIR	Crecimiento Intrauterino Retardado
DGO	Ortesis dinámicas de marcha
DE	Desviación Estandar
3D	Tridimensional
EHI	Encefalopatía Hipóxico Isquémica
EM	Entrenamiento en marcha mediante sistema robótico
EMRV	Entrenamiento en marcha mediante sistema robótico combinado con realidad virtual
EV	Entorno Virtual
FAQ	Guillette Functional Assesment Questionnaire Walking Scale
FMS	Functional Mobility Scale
GMFCS	Gross Motor Function Classification System
GMFM	Gross Motor Function Measure
HMG/HIV	Hemorragia de la Matriz Germinal/Intraventricular
ICC	Coficiente de Correlación Intraclase
LPV	Leucomalacia Periventricular
LSS	Level of Sitting Scale
MDC	Mínima diferencia para apreciar cambios clínicamente relevantes
NDT	Tratamiento Basado en el Neurodesarrollo
OF	Oscilación final

OI	Oscilación inicial
OM	Oscilación media
OMS	Organización Mundial de la Salud
PC	Ordenador personal
PCI	Parálisis Cerebral Infantil
PEDI	Pediatric Evaluation of Disability Inventory
PO	Preoscilación
POPS	Preterm and Small for Gestational Age Infants Study
RC	Respuesta a la carga
RN	Recién Nacidos
ROM	Rango de movimiento articular
RV	Realidad Virtual
RVM	Realidad Virtual Motora
SCPE	Surveillance of Cerebral Palsy in Europe
SNC	Sistema Nervioso Central
TM	Término



# Introducción

---



### 1. INTRODUCCIÓN

#### 1.1 CONCEPTO DE SALUD Y POBLACIÓN INFANTIL

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) (1946) se define la salud como el estado completo de bienestar, físico, mental y social, y no sólo como la mera ausencia de enfermedad (Grad, 2002). De esta definición se desprende que la falta de salud de una persona, no es simplemente que no esté enferma; ya que, si presenta unas condiciones físicas o psíquicas que favorezcan la aparición de enfermedad o unos hábitos de vida que predispongan al desarrollo de la misma, a pesar de que no se pueda decir que presente una enfermedad, tampoco podrá afirmarse que tenga salud. Es decir que tanto la salud como la enfermedad son estados que tienen grados.

A partir de esta definición de la OMS, Terry (Terry, 1980) hace especial hincapié en la capacidad funcional; desde esta perspectiva, el hecho de tener salud no es sólo sentirse bien, si no que incluye el poder trabajar, estudiar y relacionarse; en definitiva la capacidad para desarrollar funciones. En la actualidad, el concepto de salud y sus grados se relaciona con el estado de bienestar y la calidad de vida. En el ámbito de las ciencias de la salud, se refiere al grado en que una enfermedad y su tratamiento afectan a la vida de un paciente, no sólo objetivamente, sino también como son percibidas por él (Cruzado & De la Puente, 1997).

La forma en que la enfermedad y/o el tratamiento interfieren en la vida de la persona, dependen del tipo de trastorno, de la severidad, del grado de cronificación del mismo y del tipo de tratamiento aplicado. En relación a ello, las áreas que pueden verse afectadas pueden ser: la funcionalidad (capacidad para realizar tareas); la psicosocial (el estado psicológico e interacciones sociales) y el estado físico. Cuantas más áreas estén implicadas y cuanto más afectadas se vean estas áreas, peor será la calidad de vida del paciente. La mejora de la calidad de vida se ha convertido en un objetivo prioritario que guía la prevención, evaluación y el tratamiento en las ciencias de la salud.

Para la OMS, en base a la Clasificación Internacional del Funcionamiento, la Discapacidad y la Salud (CIF) (International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF), 2001), la salud es un compendio de “los componentes de la salud” (funciones, estructuras, actividades y participación), de los “estados de salud” (lesiones, alteraciones y limitaciones) y de los “determinantes de salud” (factores de riesgo o factores ambientales y personales). Estos

planteamientos darán lugar a varios enfoques terapéuticos para abordar la salud, en función de donde se ponga el interés en relación a la recuperación.

Según Ronen, el dominio de “salud infantil” es complejo y multidimensional. El concepto de bienestar infantil se ve afectado por múltiples procesos que contribuyen a su diversificación y variabilidad, ya que en la infancia interactúan permanentemente múltiples aspectos cambiantes del desarrollo psicomotor y las adaptaciones psicosociales, con aspectos biológicos, psicológicos y ecológicos (Ronen et al., 2011). El rango de edad cubierto por la población infantil comprende desde el nacimiento hasta los 18 años, basándose en las definiciones halladas al respecto y siguiendo las regulaciones de las naciones Unidas (Convención de las Naciones Unidas sobre los Derechos del Niño, 1989) ([Instrumento de ratificación de la convención sobre los derechos del niño](#)). Dentro de este concepto de Infancia se distinguen diferentes etapas, si utilizamos una clasificación cronológica y fisiológica, se pueden distinguir las siguientes: neonato (nacimiento hasta el primer mes), lactante (primer hasta los veinticuatro meses), edad preescolar (de dos hasta cinco años), edad escolar (seis hasta doce años) y adolescente (trece hasta los dieciocho años) (Postieux, 2000).

Así pues, es difícil definir el concepto abstracto de salud infantil y no hay una única forma de medirlo. Según Stein (Stein, 2004) aparecen siempre aspectos ligados a la salud infantil como es el propio desarrollo, la dependencia, la diversidad en los antecedentes, la variabilidad, el entorno social y familiar. Además, la salud no sólo es importante por lo que representa en la actualidad, sino también por lo que va suponer en el futuro. En el caso de los niños, donde encontramos un organismo en crecimiento y con unos sistemas en desarrollo, esta cuestión tiene una gran trascendencia, y la salud se convierte en un requisito imprescindible para planificar planes de futuro, para afrontar retos y metas (Steiner et al., 2002).

Dentro de la población infantil se han utilizado diferentes tipos de abordajes terapéuticos, desde el punto de vista médico. Algunos de ellos se han centrado en el diagnóstico: categorizar las enfermedades, es decir entender y explicar los procesos biológicos que subyacían a la patología con el objetivo de curarla o al menos aliviar los síntomas. De manera que, si se conseguía normalizar los mecanismos biológicos, esto conduciría a la mejoría de la salud y por tanto al bienestar del paciente. De todo este abordaje biológico se desprenden resultados que son objetivos y han sido planteados como los fundamentales y en ocasiones como las únicas variables a medir y tratar (Ronen & Rosenbaum, 2013).

Sin embargo, la gran variabilidad de factores que influyen en el bienestar de los niños y adolescentes con patologías crónicas, hace tener en cuenta otros abordajes terapéuticos más

subjetivos: no categóricos, en donde se tenga en cuenta la habilidad de adaptación psicosocial, habilidad de solución de problemas, estrategias de afrontamiento, comunicación y sociabilidad, a la hora de valorar y tratar sus estados de salud (Ronen & Rosenbaum, 2013).

## 1.2. FUNCIONAMIENTO Y DISCAPACIDAD

La salud no puede ser medida o analizada de manera sencilla y viable, al no ser algo concreto y cuantificable. Por eso se usa el concepto de Funcionamiento, que tal y como lo define la OMS:

“un término baúl para funciones corporales, estructuras corporales, actividades y participación. Denota los aspectos positivos de la interacción de un individuo (con una condición de salud) y sus factores contextuales individuales (factores ambientales y personales)” (International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF), 2001).

El funcionamiento se puede describir, atendiendo a diversos aspectos, como la memoria, la comprensión, la capacidad de caminar, el autocuidado, y las relaciones interpersonales, por ejemplo, y utilizando diferentes herramientas específicas, puede ser cuantificado su deterioro. Otra definición más práctica de funcionamiento hace mención a que es la “puesta en marcha de la salud integral”, la cual recoge lo que importa a las personas. Por tanto, se hace imprescindible recoger sus perspectivas y necesidades, como indicaba el “abordaje no categórico”.

La OMS define conjuntamente la Discapacidad como complemento a la anterior definición, siendo:

“un término baúl para déficits, limitaciones en la actividad y restricciones en la participación. Denota los aspectos negativos de la interacción entre el individuo (con una condición de salud) y sus factores contextuales individuales (factores ambientales y personales)” (International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF), 2001).

La CIF describe la salud a través del conocimiento del funcionamiento, el cual valora la interacción entre los diferentes dominios que lo conforman (funciones, estructuras, actividades y participación) que se expresan a través de los factores contextuales. Es una evolución al entendimiento convencional, propuesta desde 1980 acerca de que la discapacidad es solo fruto de la consecuencia directa del daño, como proponía la Clasificación Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalía (CIDDDM) inicialmente. La CIF ya contempla la salud como un proceso interactivo muy dinámico entre el funcionamiento y el entorno del

paciente. De ahí que el concepto de discapacidad pase a ser un “término paraguas” para albergar los daños, las limitaciones y las restricciones que impiden el correcto funcionamiento en un cierto entorno individual o social ([International Classification of Functioning, Disability and Health \(ICF\), 2001](#)).

La Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud de la Infancia y de la Juventud (CIF-IA) se deriva de la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y la Salud (CIF) (OMS, 2001) y está diseñada para registrar las características del desarrollo infantil y las influencias de su entorno. Se basa en el marco conceptual de la CIF y utiliza un lenguaje y terminología comunes para el registro de los problemas de las funciones, estructuras corporales, limitaciones de las actividades y restricciones en la participación, que se ponen de manifiesto en la infancia, niñez y la adolescencia, así como los factores ambientales relevantes. Las manifestaciones de la discapacidad y las condiciones de salud en niños y adolescentes son diferentes en cuanto a su naturaleza, intensidad e impacto que las de los adultos. El rango de edad cubierto por la CIF-IA va desde el nacimiento hasta los 18 años de edad. Ha pasado de ser una clasificación basada en las “consecuencias de enfermedades” (versión de 1980) a una clasificación de “componentes de salud”, donde se identifican los constituyentes de salud, mientras que las “consecuencias” se refiere al efecto debido a las enfermedades. Abarca todos los aspectos de la salud y algunos componentes del “bienestar” relevantes para la salud y los describe en términos de dominios de salud y dominios “relacionados con la salud”, es decir, tiene una aplicación Universal. Proporciona una descripción de situaciones relacionadas con el funcionamiento en la infancia y sus restricciones ([Clasificación internacional del funcionamiento de la discapacidad y de la salud. versión para la infancia y la adolescencia. CIF-IA. Organización Mundial de la Salud. 2011](#)).

**Funcionamiento:** término genérico que incluye funciones corporales, estructuras corporales, actividad y participación. Indica los aspectos positivos de la interacción entre el individuo y sus factores contextuales (ambientales y personales).

**Discapacidad:** término genérico que incluye déficits, limitación en la actividad y restricción en la participación. Indica aspectos negativos de la interacción entre el individuo y sus factores contextuales (ambientales y personales).

Utiliza un enfoque **Biopsicosocial** proporcionando una visión coherente de las diferentes **dimensiones de la salud** desde una perspectiva biológica, individual y social.

Enfoca la salud privilegiando una mirada hacia **las capacidades** por encima de las dificultades.

De acuerdo a todo esto, el funcionamiento y la discapacidad en la infancia y adolescencia en un dominio específico se entiende como una relación compleja o interacción entre la condición de salud y los Factores Contextuales (ej. Factores ambientales y personales) ([Clasificación internacional del funcionamiento de la discapacidad y de la salud. version para la infancia y la adolescencia. CIF-IA. Organización Mundial de la Salud. 2011](#)).

Desde el punto de vista clínico, supone primero identificar los componentes de salud y las habilidades y después valorar las estructuras y actividades funcionales que consideraremos en el tratamiento y como mediante el análisis de los impedimentos podemos facilitar la actividad, mediante la participación activa del niño.

### **1.3 PARÁLISIS CEREBRAL INFANTIL: ESTADO ACTUAL DE LA CUESTIÓN**

#### **1.3.1 DEFINICIÓN**

El término de Parálisis Cerebral Infantil (PCI) se aplica a un grupo de trastornos permanentes y no progresivos caracterizados por anormalidades del movimiento y de la postura, causando limitación en la actividad funcional, que son productos de una lesión del Sistema Nervioso Central (SNC), originada antes del parto, en el momento del nacimiento o antes de que el cerebro haya alcanzado una relativa madurez. Estos desórdenes motores pueden estar asociados o no a otras alteraciones tales como: retraso mental, problemas de aprendizaje, trastornos del lenguaje, alteraciones sensoriales, perceptivas, conductuales y ataques convulsivos, entre otras, siendo el principal motivo de discapacidad física grave ([Bax et al., 2005](#); [Kuban & Leviton, 1994](#); [Richards & Malouin, 2013](#); [Rosebaum et al., 2007](#); [Pfeifer et al., 2009](#)).

La característica esencial de esta definición de PCI es que la lesión afecta a un cerebro inmaduro, interfiriendo en la maduración del SNC, lo cual tiene consecuencias específicas en términos del tipo de PCI que se desarrolla, de su diagnóstico, evaluación y tratamiento.

De esta definición también se desprende, que la lesión cerebral acontece tempranamente en el desarrollo del niño, la lesión debe producirse en el útero, durante el nacimiento o en el periodo postnatal. No hay un acuerdo sobre los límites precisos, si bien, la mayoría de las revisiones establecen que este periodo debe circunscribirse a los dos primeros años de vida ([Dabney et al., 1997](#)), otros trabajos colocan el límite superior en los cinco años ([Colver et al., 2014](#)).

Otro de los criterios que cumple la definición de PCI es que la lesión va a ser definitiva, no va a progresar con el tiempo, es decir no va a variar. Lo que si va a variar con el tiempo son los

efectos, manifestaciones clínicas y las consecuencias a nivel del cuadro sensorio-motor del niño conforme va creciendo. Con el desarrollo madurativo del niño se producirá un desarrollo anormal, con compensaciones y respuestas motoras anormales (Bobath, 1999). El desorden de la postura y el movimiento pueden cambiar. Un niño con PCI crecerá y se desarrollará. El crecimiento hará que la habilidad del niño para funcionar sea más difícil debido al incremento de peso y al crecimiento de sus extremidades y cuerpo (Hinchcliffe, 2007).

Un niño con desarrollo típico muestra una amplia variedad de patrones de movimiento tempranamente en el desarrollo. Aprende a controlar y coordinar los movimientos en contra de la gravedad. Aprende a usar sus brazos y piernas para soportarse y moverse de una posición a otra. El niño aprende mediante mecanismos de ensayo y error, mientras que su cerebro graba las sensaciones de movimiento y postura. Un niño con PCI, que ha sufrido una lesión cerebral tempranamente, no muestra variabilidad en los patrones de movimiento, puede tener sólo un número limitado de estos patrones, teniendo experiencias de movimiento anormales, así su cerebro no puede construir un almacén de memoria de buenas experiencias de movimiento y no desarrollará movimientos selectivos, capacidad para moverse contra la gravedad, ni control motor fino (Hinchcliffe, 2007).

Un niño con desarrollo típico usará y modificará sus patrones motores normales con la práctica, repetición y adaptación, esta capacidad se denomina plasticidad cerebral, es decir la adaptación funcional del SNC. Ello es posible gracias a la capacidad de cambio estructural-funcional, que tiene el sistema nervioso por influencias endógenas y exógenas, las cuales pueden ocurrir en cualquier momento de la vida, pero es mayor en el cerebro inmaduro (Pascual-Castroviejo, 1996). El niño con PCI también usará y con la repetición reforzará patrones motores anormales. Formará nuevos patrones compensadores anormales basados en los primeros patrones anormales. Por lo tanto, tendrá que funcionar sin la ayuda de muchos de los patrones sensoriomotores que el niño con desarrollo típico adquiere muy precozmente en la vida y que le hubieran proporcionado la base para tareas más complejas y difíciles de la vida madura.

El niño con PCI, en consecuencia, presenta dos importantes desventajas: facultades normales insuficientes, con las que desarrollar destrezas motoras funcionales y experiencia sensoriomotora anormal, sobre la que basar el desarrollo futuro (Bobath, 1999).

En España, la Asociación de Neuropsiquiatría Infantil aprobó una definición presentada en mayo de 1964 por Ponces, Barraquer, Corominas y Torras en la reunión anual de dicha asociación, definiendo a la parálisis cerebral infantil como la secuela de una agresión encefálica que se caracteriza primordialmente por un trastorno persistente, pero no invariable, del tono, la

postura y el movimiento, que aparece en la primera infancia y que no sólo es directamente secundario a esta lesión no evolutiva del encéfalo, sino debida también a la influencia que dicha lesión ejerce en la maduración neurológica (Robaina-Castellanos et al., 2007).

### 1.3.2 CARACTERISTICAS DE LA PCI

Los niños que la padecen tienen anomalías en una o más partes del cerebro que afecta su capacidad para controlar los músculos. No hay dos personas afectadas de la misma manera y mientras en algunos la enfermedad es apenas apreciable, otros pueden presentar limitaciones severas (Odding et al., 2006). Esta lesión cerebral interfiere en el control postural normal pudiendo dar lugar a:

- Anormalidad del tono postural normal: El tono postural se examina moviendo pasivamente los diferentes segmentos de la extremidad y comprobando la resistencia de los músculos a la elongación pasiva. La manifestación de la alteración del tono postural en niños con PCI puede ser en forma de hipertonía, fluctuación del tono o hipotonía.

La hipertonía, también conocida como espasticidad, es definida como una hiperactividad del reflejo miotático, de carácter dependiente de la velocidad y es uno de los componentes del síndrome de motoneurona superior. Se produce debido a la liberación del sistema gamma y más raramente del sistema alfa, del control inhibitorio procedente de centros cerebrales superiores (córtex cerebral). En la clínica el músculo responde de manera exagerada a la elongación dando lugar a hipertonía espástica. En el grado más severo de espasticidad se puede identificar la rigidez, donde se produce una co-contracción exagerada de grupos musculares, por lo general alrededor de las articulaciones proximales como la cintura escapular y las caderas y conlleva numerosas limitaciones funcionales en el niño para moverse, transferirse, mantener el control postural, marchar, actuar con velocidad, comer, etc. La rigidez puede ser de dos tipos: en tubo de plomo o en rueda dentada.

La amplitud en la fluctuación del tono puede variar ampliamente de unos niños a otros, estas fluctuaciones se manifiestan en forma de espasmos en donde el tono cambia desde la hipotonía hasta la hipertonía.

Otros niños con PCI presentan una hipotonía, definida como una disminución anormal del tono ante un estiramiento muscular, debido a una falta del control inhibitorio del cerebelo (Bobath, 1999; Cano de la Cuerda & Collado, 2012).

- Alteración en los patrones de coordinación muscular: el movimiento coordinado involucra a múltiples articulaciones y músculos, que se activan en el momento oportuno y con la proporción correcta de fuerza. La clave de la coordinación es el orden, la secuenciación temporal de múltiples grupos musculares. En niños con PCI nos encontramos con movimientos carentes de acoplamiento coordinado entre los músculos sinergistas y las articulaciones. De manera que presentan movimientos descoordinados o imprecisos. La descoordinación puede resultar de la alteración en la activación, la secuenciación o la sincronización (timing) de la actividad muscular, provocando anomalías funcionales en el movimiento. Se pueden distinguir diferentes tipos de alteraciones:

- Problemas de secuenciación: al producirse una lesión cerebral que afecta a los centros corticoespinales, puede llevar a la pérdida de la capacidad de reclutamiento de un limitado número de músculos que controlan el movimiento y a la pérdida de la capacidad de controlar articulaciones individuales. El resultado es la aparición de patrones de movimiento en bloque o totales, a menudo denominadas como sinergias anormales. Estas sinergias anormales son patrones estereotipados de movimiento que no pueden cambiarse o adaptarse a las demandas de la tarea o del entorno. Son reflejo de la falta de fraccionamiento, que es definida como la capacidad de mover una articulación sin generar al mismo tiempo movimientos en otras articulaciones. Dado que los músculos en una sinergia anormal están tan fuertemente unidos, a menudo el movimiento fuera del patrón fijado, es imposible (Cano de la Cuerda & Collado, 2012).
- Problemas de sincronización (timing): es una incapacidad de adecuar el tiempo de activación de los músculos, y a su vez, estos al movimiento en sí mismo. Se pueden distinguir varios aspectos en la sincronización: el tiempo de iniciar el movimiento (tiempo de reacción), tiempo de llevar a cabo el movimiento (tiempo de movimiento) y el tiempo para detener o parar el movimiento. Se pueden encontrar alteraciones en el tiempo de reacción, es decir el tiempo entre la decisión del niño en moverse y el inicio del movimiento; alteraciones en el tiempo que se emplea para ejecutar un movimiento (tarea específica) una vez que este se ha iniciado o problemas en detener una tarea (Giuliani, 1991).

- Debilidad, incapacidad para generar los niveles de fuerza normales. Se trata de la mayor deficiencia en la mayoría de niños con lesión de la neurona motora superior. La pérdida total o casi absoluta de fuerza de la actividad muscular se denomina parálisis o plejía. La pérdida de la actividad muscular en grado medio o parcial se denomina paresia. En ambos casos se produce

una disminución de la activación de unidades motoras y se expresan como una incapacidad en el reclutamiento muscular, que da lugar a una pérdida de movimiento.

- Presencia de movimientos involuntarios en forma de distonía, movimientos asociados, temblor o movimientos coreoatetósicos.

- **Distonía:** se trata de un síndrome caracterizado por contracciones musculares sostenidas, que con frecuencia causan posturas anormales y movimientos repetitivos. Los movimientos anormales asociados a las distonías varían desde lentos (atetósicos) a rápidos (distonía mioclónica).
- **Movimientos asociados:** son movimientos no intencionados de una extremidad, durante movimientos voluntarios de otra extremidad. Se encuentran a menudo en presencia de espasticidad. Se observa en niños diagnosticados de hemiplejia durante la realización de movimientos que requieren esfuerzo y pueden ocurrir en la extremidad parética o en la normal.
- **Temblor,** es un movimiento rítmico, involuntario y oscilante de una parte del cuerpo.
- **Movimientos coreoatetósicos:** son movimientos rápidos irregulares y bruscos que resultan de la lesión de los ganglios de la base.

- Alteración en los mecanismos de inervación recíproca, se trata de un mecanismo regulado por los centros superiores, en donde la realización de un movimiento esta graduado por la acción coordinada entre músculos agonistas, antagonistas y sinergistas. En condiciones normales los músculos antagonistas son inhibidos y relajados de un modo sutilmente graduado y adaptado, en fase con los agonistas que se contraen. En consecuencia, ejercen una importante influencia estabilizadora y guiadora sobre el movimiento en desarrollo. Los grupos musculares sinergistas se contraen, estabilizando y fijando articulaciones vecinas, dando precisión a la parte en movimiento y óptimas condiciones mecánicas para la fuerza resultante de la regulación de la acción recíproca de las fuerzas musculares en oposición. Cuando se produce una alteración en la inervación recíproca como resultado de una PCI con espasticidad se produce un exceso de co-contracción en donde los músculos espásticos se oponen a músculos igualmente o más espásticos. En otros casos se puede producir una disminución de la inervación recíproca, en donde cualquier intento de movimiento conduce a una excesiva relajación de los antagonistas, dando lugar a una excesiva movilidad y falta de fijación (Bobath, 1999; Cano de la Cuerda & Collado, 2012).

- Alteraciones musculoesqueléticas secundarias. Tanto la espasticidad como la paresia, que son alteraciones neuromusculares primarias desarrolladas a partir de la lesión del SNC, pueden

producir cambios estructurales en el músculo, cambiando sus propiedades físicas. Cuando un músculo parético adopta una posición de acortamiento produce una reducción de la tensión longitudinal, el primer paso en la contracción muscular, lo que produce una atrofia, pérdida de sarcómeros y acumulación de tejido conectivo. También se producen cambios en el espacio articular, con proliferación de tejido conectivo en el espacio articular, adherencia del tejido conectivo al cartílago, atrofia del cartílago y desorganización de los ligamentos (Giuliani CA., 1991).

### 1.3.3 EPIDEMIOLOGÍA

La PCI es uno de los trastornos neurológicos que con mayor frecuencia ocasionan discapacidad en la infancia. Se considera la primera causa de discapacidad psíquica, física y motora en la infancia. Según los diferentes estudios, la prevalencia global de la PCI en la población se estima en torno a los 2 y 3.5 casos por cada 1000 recién nacidos (RN) vivos (Bax et al., 2005; Colver et al., 2014; Panet et al., 2006) . La tasa se sitúa entre 40 a 100 por cada 1.000 nacidos vivos entre los bebés que nacen muy temprano o con muy bajo peso (Vincer et al., 2006; Krägeloh-Mann & Cans, 2009). Los notables progresos de la perinatología en las últimas décadas han conseguido la disminución del daño encefálico en el RN a término y han aumentado las expectativas de supervivencia de los prematuros de muy bajo peso, siendo estos últimos los de mayor riesgo cerebral temprano. Según Ravn et al., la prevalencia total de los pacientes con PCI nacidos ha disminuido significativamente desde el periodo de nacimiento entre el 1995-1998 con un 2.1 por cada 1.000 nacidos vivos. El descenso general se observó en RN prematuros (menos de 31 semana de gestación) (Ravn et al., 2010).

En general la prevalencia de PCI es notablemente similar en los países desarrollados. En relación al peso en el momento del nacimiento, la impresión general es la estabilidad en términos de prevalencia, con un ligero aumento en la década de 1980. La prevalencia de PCI por cada 1.000 nacidos vivos que pesan menos de 1.500g, exhibió un fuerte incremento en la década de los 80, tendencia que parece estar en declive. Una tendencia similar, aunque ligeramente menos pronunciada fue encontrada en los bebés que pesan entre 1.500-2.500g. La tendencia para bebés que pesan más de 2.500g muestra un patrón de arriba abajo, sin ninguna tendencia obvia. Se ha evidenciado un aumento de la prevalencia de PCI en RN de muy bajo peso al nacer, lo cual refleja un aumento de la supervivencia (Panet et al., 2006).

Alrededor del 5-11% de todos los nacimientos ocurren de forma prematura y el 70% de las muertes neonatales en países desarrollados ocurre en prematuros. Según los estudios encontrados es difícil establecer un consenso uniforme sobre la incidencia de PCI en pacientes

pretérmino o con bajo peso al nacer, por las diferencias de criterio a la hora de incluir a los RN con bajo peso, RN con muy bajo peso o RN con peso extremadamente bajo al nacer, aunque por lo general se considera que en este grupo de pacientes la incidencia se ha mantenido o ha aumentado (Wu et al., 2011).

En los últimos años se registra un ligero aumento de la incidencia debido probablemente a una mayor supervivencia de RN con bajo peso al nacer (Vincer et al., 2006). Dentro de los efectos indeseables que presentan los pacientes con alto riesgo perinatal y en aquellos de bajo peso al nacer, que son atendidos en las unidades de cuidados intensivos neonatales, se incluyen los problemas neurológicos mayores y de estos el más frecuente es la PCI. Conforme aumenta la edad gestacional, es menos frecuente encontrar esta alteración (Garcia et al., 2007). Es de 15-20 veces más frecuente en los prematuros de peso inferior a 1.500g (30-120/1000) que en la población general pediátrica (2-2.5/1.000), en países desarrollados (Ehrenkranz et al., 2006).

Un estudio Suizo publicado en 2001, en relación a la edad gestacional, considera que los recién nacidos de menos de 28 semanas presentan hasta el 36% PCI. Entre las 28 a 32 semanas es el 25%. De 32 a 38 semanas 2.5% y de 38 a 40 semanas el 32%. Por lo tanto la PCI se presenta con mayor frecuencia en los prematuros y en recién nacidos de término (Hagberg et al., 2001a).

Si tenemos en cuenta los RN a término, se observa que la incidencia de PCI oscila entre 1 y 1.7 por cada 1.000 nacidos vivos, datos que podrían sugerir una patología poco frecuente. Sin embargo, con 130 millones de niños que nacen en el mundo cada año, el 93% de los cuales nacen a término, tales tasas de incidencia indican que entre 120.000 y 217.600 nuevos casos de PCI se producen cada año entre los niños nacidos a término (Novak et al., 2013).

En relación a la tasa de incidencia de la PCI en los partos múltiples, un estudio australiano ha podido demostrar de forma estadísticamente significativa que el riesgo de padecer este trastorno en el caso de hijo único es de 1.7/1.000 RN vivos, pero que este índice se incrementa hasta el 6.1 en el caso de gemelos y hasta 18/1.000 en caso de trillizos. La contribución del parto múltiple al aumento en la frecuencia de la PCI se relaciona con el aumento de la edad materna y el uso de terapias de reproducción asistida (Gibson et al., 2005).

La historia natural de la PCI ha cambiado en las últimas décadas, descendiendo la incidencia de encefalopatía isquémica en los países desarrollados. Según el grupo de investigación de Badawi et al., de los supervivientes de encefalopatía anóxico isquémica neonatal a término entre los años 1993-96, se comprueba prospectivamente que a la edad de 5 años, el 39% tiene algún grado de discapacidad mental o sensorial y el 13% padece PCI (Badawi et al., 2005). Las

expectativas de vida son reducidas, especialmente para los casos severamente afectados, como aquellos con epilepsia, hidrocefalia, retraso mental severo, tetraparesia severa, presentando mortalidad elevada y una vida más corta. Sin embargo, aquellos niños con comorbilidad menos significativa tienen una supervivencia próxima a la de la población normal ([Colver et al., 2014](#); [Stauss et al., 2007](#)).

La prevalencia en España de la PCI es cercana a los 2.000 casos por millón de habitantes. La forma clínica más frecuente es la espástica, presente en el 70-80% de los casos; teniendo en cuenta la topografía de la lesión, la forma más común es la diplejía espástica ([Martinez & Abad 2016](#)).

De todo lo descrito anteriormente, se desprende que cada vez habrá que atender a más pacientes niños y adultos con PCI. Las implicaciones médicas, sociales y educacionales que origina esta situación son importantísimas y la inversión económica necesaria crece anualmente. El coste de los sistemas de salud, los cuidadores y familiares es alto. Los costes anuales en Estados Unidos asociados con la PCI se estiman sobre 800.000 de dólares por persona ([Honeycutt et al., 2003](#)). Así mismo los costes anuales por los nacimientos prematuros representan el 57% del costo total por atención neonatal y el 35% del costo total por atención médica a todos los niños ([St John et al., 2000](#)).

Un estudio publicado en 1989 en América, en relación a los costes promedios durante el primer año de vida de los RN prematuros, cuantificó una cifra de gasto de 93.800 dólares en los supervivientes con peso al nacimiento inferior a 1.500g. Este coste se incrementa al disminuir el peso al nacimiento: en menores de 750g (273.900 dólares), entre 750-999g (138.800 dólares), de 75.100 dólares entre 1000-1249g y 58.200 dólares entre 1250 y 1499g ([Rogowski, 1998](#)).

Teniendo en cuenta investigaciones recientes, la carga económica anual asociada con el parto prematuro en Estados Unidos excedió los 26.200 millones de dólares, lo que representa 51.600 dólares por prematuro nacido en el año 2005. Del total, el costo de los servicios médicos ascendió a 16.900 millones de dólares (33.200 dólares por niño); los costos por atención materna fueron de 1.900 millones de dólares (3.800 dólares por niño) y los servicios de la intervención o estimulación temprana tuvieron un costo estimado de 611 millones de dólares (1.200 dólares por niño) ([Clements et al., 2007](#)).

Una de las preocupaciones prioritarias en salud infantil es reducir, tanto como sea posible, la mortalidad de los niños. Este interés supone que se dirija una atención permanente (tanto en la planificación como en la asignación de recursos) a las políticas orientadas a la salud infantil y,

en especial, a las políticas de tipo preventivo. Hace poco más de una década, el Consorcio Banco Mundial, la OMS y la Harvard School of Public Health, realizaron un estudio en profundidad de cuál podría ser el comportamiento de la mortalidad a nivel mundial en los próximos años. Partiendo de los datos disponibles en 1990 y haciendo una proyección de la situación en 2020, se realizó una investigación integrada de la mortalidad y la discapacidad relacionada con las enfermedades, las lesiones y los factores de riesgo. En relación con la mortalidad infantil en los países desarrollados, las previsiones que se hicieron entonces proyectaban un descenso sostenido. Se preveían que las tasas de mortalidad bajarían prácticamente un 62% en tan solo dos décadas (Murray & Lopez, 1996). No obstante estudios retrospectivos posteriores, si bien reafirman que la tendencia decreciente de la mortalidad infantil es una realidad, se evidencia una desaceleración de la pendiente de descenso y que las desigualdades sociales, que existen entre países desarrollados, son un factor importante del estado de salud infantil. La mayoría de las muertes en los niños ocurren durante el primer año de vida y la mayor parte de las muertes de los lactantes están relacionadas con la prematuridad y la inmadurez al nacer (Álvarez et al, 2008).

En relación a la morbilidad y mortalidad asociada a la PCI, el grupo de investigadores de Brooks et al., han asociado el muy bajo peso con el mayor número de condiciones médicas y el incremento en el riesgo de mortalidad en estos niños. Atribuyendo este bajo peso a condiciones de malnutrición. Establecieron una tasa de mortalidad de 9 muertes por cada 1000 nacidos al año, en un estudio llevado a cabo en los Servicios de Desarrollo del Departamento de California (Brooks et al, 2011).

Las lesiones en el SNC pueden explicar la mayoría de las muertes en el nacimiento y en el plazo de 6 días después del nacimiento. Las lesiones son hipóxico-isquémicas y parecen estar relacionados con lesiones durante el parto (Dutra et al., 2007). Según una revisión sistemática en lengua inglesa, llevada a cabo por Graham et al., la forma más objetiva de evaluar la presencia de encefalopatía hipóxico-isquémica intraparto es la acidosis metabólica umbilical en la sangre arterial, en el momento del nacimiento. Concluyendo que, la incidencia de morbilidad neurológica neonatal y la mortalidad de recién nacidos a término que nacieron con un pH <7.0 fue de 23.1% (Graham et al., 2008).

En un estudio descriptivo retrospectivo, llevado a cabo en la provincia de Camaguey de Cuba, de niños con PCI fallecidos en edad menor de 15 años y nacidos entre 1986-2005, el mayor número de muertes ocurrió en edades de un año o menos (15.51%). La principal causa de mortalidad fue la sepsis respiratoria (Pérez & Bastian, 2008).

Un estudio finlandés sobre menores de 1000g en el periodo 1996-97 muestra una mortalidad perinatal del 55%, constituyendo el 39% de todas las muertes perinatales. El 34% nació muerto, el 21% en los primeros 6 días y el 3% del día 7 al 28. La mortalidad neonatal fue del 38% y la posnatal de 2% (Tommiska et al., 2001).

Los nacimientos pretérmino son la principal causa de morbilidad y mortalidad infantil según Denney et al., (Denney et al., 2008). La inmadurez, es decir, la incompleta adaptación del feto al entorno extrauterino es la principal razón del incremento de la morbilidad y la mortalidad asociada con la prematuridad. En un estudio transnacional entre Reino Unido e Irlanda, llevado a cabo en niños nacidos extremadamente prematuros, el porcentaje de muertos en la unidad de cuidados intensivos, disminuyó de un 91% en los nacidos a las 22 semanas de gestación al 80% en los nacidos a las 23 semanas, al 66% en los nacidos a las 24 semanas de gestación y al 48% en los nacidos a las 25 semanas (Wood et al., 2000). A pesar de la influencia de la inmadurez en el nacimiento, los avances en manejo neonatal y perinatal también han conducido a una reducción en la mortalidad neonatal. Esta tendencia, ha sido claramente evidenciada en dos estudios de cohorte, en niños prematuros de menos de 32 semanas de gestación en Holanda, el “Leiden Follow-up Proyecto on Prematurity” y el “Preterm and Small for Gestational Age Infants Study” (POPS). En el primer estudio prospectivo realizado entre los años 1996-1997 se obtuvo una mortalidad del 30%, mientras que el realizado por el POPS, en el año 1983 se registró una mortalidad del 11% (Stoelhorst et al., 2005).

Un estudio epidemiológico prospectivo sobre la asfixia perinatal en recién nacidos a término, nacidos en el Hospital Universitario de San Juan de Alicante entre 1991 y 1995, estudió la relación entre la asfixia perinatal, encefalopatía hipóxico-isquémica y las secuelas neurológicas durante el seguimiento y describió las principales secuelas neurológicas. La incidencia de secuelas neurológicas en 115 bebés a TM seguidos al menos 12-24 meses fue del 16.5%. La tasa de mortalidad infantil relacionada con la asfixia fue de 0.87/1000 nacidos vivos. La secuela principal detectada fue la discapacidad motora y la incidencia de PCI fue de 0.87/1000 nacidos vivos y 2.6% en RN a término con asfixia (Gonzalez de Dios & Moya, 1996).

La morbilidad perinatal se ha convertido, desde hace unas décadas en una prioridad sanitaria. Sobreviven más niños, pero muchos de ellos presentan problemas, y a la comunidad científica le interesa conocer cuáles son los impactos de los cambios perinatales en la PCI. Para cubrir este objetivo se han creado registros de PCI de base poblacional. Su objetivo es monitorizar la frecuencia de este problema para organizar de forma adecuada la asistencia a los pacientes.

Los primeros registros de PCI en Europa se iniciaron entre los años 50-60, con el objetivo de monitorizar la prevalencia y describir los subtipos de la PCI. El pionero fue un registro danés

que comenzó en 1950 (Glenting, 1976). A este le siguió en 1954 el registro sueco (Hagberg et al., 1975) y en 1966 los registros de la región inglesa de Mersey (Pharoah et al., 1987) y del sur de Irlanda (Cussen et al., 1978).

Las primeras aportaciones de estos estudios alertaron a la comunidad científica de que la disminución de la mortalidad perinatal en los años setenta no iba acompañada de una reducción de la morbilidad. Esto animó a otros países a realizar trabajos similares y actualmente existen numerosos centros europeos (Reino Unido, Suecia, Dinamarca, Noruega, Irlanda, Alemania, Francia, Italia, Países Bajos, Eslovenia y España) que estudian la PCI con base poblacional.

Fuera de Europa, el registro pionero más importante sobre PCI, es el de la zona oeste de Australia iniciado en 1956. Este equipo ha contribuido de forma decisiva al estudio etiopatogénico de la PCI, (Stanley, 1979) al haber recogido de forma sistemática los antecedentes perinatales y los cuidados intensivos neonatales en la misma área (Stanley et al., 2000). En EEUU todavía no se han establecido registros de la PCI como tales, pero hay publicados dos estudios de seguimiento de base poblacional que tratan sobre la PCI y discapacidades en la infancia (Grether et al., 1992; Winter et al., 2002).

En 1998 los investigadores de 14 centros de 8 países europeos en los que ya funcionaban registros de PCI decidieron crear una red de registros. Así nació el gran registro europeo denominado Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE). Los miembros del SCPE trabajaron intensamente para establecer un consenso respecto a la terminología, así como a los criterios de inclusión y exclusión que se debía utilizar (Surveillance of cerebral palsy in Europe, 2000). Desde el año 2003, España participa a través del Hospital Universitario 12 de Octubre de Madrid, (Servicio de Neonatología, Unidad de Neurología Infantil y Unidad de Epidemiología Clínica) con el grupo SCPE, en el programa de seguimiento coordinado para niños con peso menor de 1.500g al nacer (Camacho-Salas et al., 2007). Los registros se han convertido en herramientas eficaces para monitorizar la prevalencia de la PCI, planificar servicios asistenciales y sociales, servir de base para la investigación etiológica de la PCI, evaluar intervenciones terapéuticas, calcular tasas de supervivencia y estudiar la calidad de vida de esta población.

### **1.3.4 ETIOLOGÍA**

La etiología de la PCI permanece poco clara en la mayoría de los casos. La lesión se produce sobre un SN inmaduro pudiendo actuar en el periodo prenatal, durante el nacimiento o durante el periodo postnatal.

- Periodo intrauterino prenatal:

Según los diferentes estudios, se ha sugerido que el 70-80% de los casos de PCI son causados por factores preparto (Nielsen et al., 2008).

Las malformaciones del desarrollo pueden ser provocadas por diferentes agentes, por lo común en los tres primeros meses del embarazo. Se incluyen en este apartado las alteraciones de origen genético que pueden contribuir a malformaciones cerebrales y a conexiones incorrectas entre las células del cerebro, lo que da lugar a la PCI, como la encefalocele. Uno de los factores genéticos que se han asociado a la PCI es la trombofilia en la madre o en el niño (Gilbert et al., 2010; Croen et al., 2001).

También se pueden producir alteraciones por efectos teratogénicos. El agente teratogénico es cualquier sustancia, organismo o agente físico que, durante la gestación, puede causar un defecto congénito en el feto, estos defectos incluyen cualquier tipo de alteración estructural, funcional o metabólica identificable en el nacimiento o más tardíamente, y que se da como resultado de un proceso de desarrollo anormal. Los teratógenos pueden ser biológicos, físicos o fármacos. Los teratógenos biológicos son agentes que provienen de virus o bacterias que desencadenan alteraciones morfológicas o funcionales en el embrión, como por ejemplo la rubeola, citomegalovirus, varicela o toxoplasmosis. Dentro de los teratógenos físicos se incluyen la radiación ionizante o el aumento de la temperatura (fiebre durante el embarazo). En relación con los teratógenos químicos se puede distinguir el consumo de fármacos por parte de las mujeres embarazadas (Wlodarczyk et al., 2011; Kojima et al., 2013; McElhation, 1999).

En otras ocasiones, la lesión en el cerebro en desarrollo del feto, se produce por accidentes cerebrovasculares (Paneth, 2001). Los trastornos en el crecimiento intrauterino retardado (CIR), incluyendo los embarazos múltiples (Glinianaia et al., 2006) y la asociación de estrés fetal en los CIR, se relacionan también con PCI (Li et al., 2009).

Durante el embarazo también se pueden identificar otras causas que suponen riesgo de sufrimiento fetal y por ende causa de PCI, como las causas hipóxicas: madre añosa, enfermedades graves de la madre (cardiopatía, hipotensión, anemia, eclampsia o preclamsia) y enfermedades de la placenta y el cordón (mala implantación, infartos) (Pestana, 2001).

- Causas neonatales y perinatales:

En una investigación realizada en el Centro Internacional de Restauración Neurológica en 2001, sobre la causa de PCI en 100 niños procedentes de países latinoamericanos, se encontró que la causa perinatal (52%) era la más frecuente y entre los agentes etiológicos más sobresalientes de este subgrupo se señalaban el parto prematuro y el bajo peso al nacer. El 19% de los casos presentaron PCI de causa prenatal y el 29% debido a causas posnatales ([Pestana, 2001](#)).

Históricamente se ha considerado que la mayoría de PCI eran causadas por un trauma o asfixia ocurrida alrededor del momento del nacimiento. En un estudio llevado a cabo en Women's Hospital in Winnipeg, Universidad de Manitoba revisaron a niños nacidos a término, en la Unidad de cuidados intensivos, durante un periodo de 11 años (desde Enero 1, 1982, a Diciembre 31, 1992). Se demostró que las causas perinatales eran las más importantes en la contribución de la incidencia en PCI, en niños nacidos a término ([Menticoglou, 2008](#)).

La prematuridad es responsable de un importante porcentaje de secuelas tanto motoras como cognitivas, de lenguaje y de conducta ([Ryu & Dom Kim, 2015](#); [Kobayashi et al., 2015](#)). Los niños nacidos prematuramente tienen un gran riesgo de desarrollar una PCI. El SNC es inmaduro, por lo que es propenso a romper los capilares, produciendo hemorragias cerebrales. En un estudio multicentro retrospectivo llevado a cabo con niños con PCI, para investigar sobre los factores perinatales, se encontró que la hemorragia intraventricular y la leucomalacia periventricular fueron las más prevalentes en los niños prematuros ([Zelnik et al., 2015](#)). La inmadurez pulmonar del niño prematuro, sobre todo en los muy prematuros y extremadamente de bajo peso al nacer, dificulta el soporte respiratorio, metabólico, renal y hemodinámico. La inestabilidad hemodinámica da lugar a caídas de la presión arterial sistémica que no pueden compensarse a nivel encefálico (escasa regulación del flujo sanguíneo). De manera que, se acontecen los fenómenos de isquemia sobre la sustancia blanca periventricular, cuya vascularización es inmadura en el neonato y se origina la lesión denominada Leucomalacia Periventricular (LPV). Aunque la LPV es una lesión de la sustancia blanca cerebral asociada con el desarrollo de PCI más común en prematuros, en el estudio llevado a cabo por Herzog y cols., se encontró que la obesidad materna y la corioamnionitis aumentaban el riesgo de LPV más allá de lo esperado por prematuridad ([Herzog et al., 2015](#)). En ocasiones se añade la ruptura de vasos periventriculares con la consiguiente hemorragia peri-intraventricular. La hemorragia de la matriz

germinal/intraventricular (HMG/HIV) es la lesión cerebral más frecuente en el RN prematuro. Su incidencia entre los menores de 1.500g es del 20-30% (Cabañas et al., 2000).

La hipoxemia perinatal es una de las primeras causas de muerte perinatal y provoca importantes déficits neurológicos. El mecanismo patogénico tras la agresión cerebral aguda pone en marcha una cascada citotóxica con liberación de sustancias mediadoras de la inflamación (citoquinas), bloqueo del catabolismo de las xantías y producción desmesurada de radicales libres, afectando a la vitalidad de la neurona y sus vías, ocasionando daño tisular más o menos grave (Rimrod & Johnston, 2009). La vulnerabilidad del SNC es debida a la pobre capacidad de regeneración. La encefalopatía hipóxico isquémica (EHI) de primer grado, la más leve, se asocia con el 20-30% de secuelas neurológicas a largo plazo. La variante más grave, de tercer grado, supone un índice de mortalidad del 50% en el periodo neonatal. De los que sobreviven, cerca del 95% quedan con secuelas graves (Nelson & Grether, 1998; Shah et al., 2007; Schulzke et al., 2007). Las causas que pueden ocasionar hipoxia intrauterina son placenta previa, desprendimiento de placenta, compresión o prolapso del cordón, parto prolongado, circulares alrededor del cuello y rotura prematura de la bolsa amniótica entre otras. De igual manera, las causas que pueden provocar hipoxia extrauterina son pulmonares, cardiopatías congénitas y /o anemias graves (Longo & Hankins, 2009; Kulak et al., 2010).

Otros factores de riesgo perinatales destacables incluyen traumas en el parto: parto rápido, partos múltiples, instrumentación en el parto; alteraciones metabólicas, incompatibilidad de los grupos sanguíneos A,B,0; causas infecciosas como sepsis o meningitis en el RN, necesidad de maniobras de reanimación y las lesiones vasculares en la placenta (Pestana, 2001; Bangash et al., 2014).

Una revisión sistemática llevada a cabo por Himmelmann y cols., sobre las publicaciones desde el año 2000-2012 en PubMed, acerca de los factores de riesgo en la PCI en niños nacidos a término, concluyen que en la actualidad uno de los factores más importantes son las infecciones maternas y neonatales, la presencia de acidosis en el parto demostradas por las alteraciones en el cordón umbilical, el modo del parto y el estado de la placenta. Factores sociales, como el nivel de educación de la madre o de las familias, así como el lugar de residencia también son factores a tener en cuenta (Himmelmann et al., 2011).

Otros estudios han examinado los factores de riesgo sobre la PCI en niños nacidos a término y pretérmino, concluyendo que en la mayoría de los niños con PCI nacidos a término se encontraba una causa neonatal sola, lo que sugiere la susceptibilidad individual a una lesión, mientras que los niños nacidos prematuros tenían combinaciones o secuencias de factores de riesgo prenatales y perinatales como causa más probable de la PC (Stoknes et al., 2012).

- Periodo postnatal

Un pequeño número de bebés también sufre lesiones cerebrales durante los primeros meses o años de vida que pueden desembocar en PCI. Estas lesiones pueden ser causadas por infección cerebral, como meningitis, encefalitis; traumatismos directos en la cabeza; enfermedades cerebrales, como hemorragias cerebrales o infarto trombótico (Dinomais et al., 2015; Kirton & deVeber, 2006); cardiopatías congénitas; status convulsivo y cuadros hipóxicos por ahogamiento incompleto o paradas respiratorias.

### 1.3.5 CLASIFICACIÓN

La clasificación más elaborada de los trastornos motores en la PCI es la publicada por el grupo de estudio multidisciplinar The Taskforce on Childhood Movement Disorders (Sanger et al., 2003; Sanger et al., 2010). El objetivo fue establecer un consenso sobre la definición de las alteraciones motoras en los niños, evaluar la tecnología para la cuantificación de estas alteraciones e identificar necesidades de investigación adicional, para validar las definiciones y desarrollar nuevas tecnologías de cuantificación. Se llevaron a cabo dos talleres interdisciplinarios celebrados en el National Institutes of Health, en abril del 2001 y en Junio de 2008, donde se definieron los términos de espasticidad y movimientos hiperquinéticos respectivamente.

Según la Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE), se clasifica la PCI según el trastorno motor predominante o afectación del tono postural en:

- Espástica: La forma espástica es la más frecuente de PCI, verificándose el 70-80% de los casos. La lesión en el SNC acontece en el sistema piramidal, pudiéndose describir los signos de lesión de neurona motora superior, en términos de signos positivos y negativos (Arroyo et al., 2012). El niño espástico presenta hipertonía de carácter permanente, incluso en reposo. La hipertonía es un incremento anormal de la resistencia al movimiento impuesto externamente (movimiento pasivo) (Sanger et al., 2003). El grado de espasticidad varía con el estado general

del niño, es decir con la excitabilidad y la intensidad de la estimulación a la que está sometido en todo momento. Si la espasticidad es grave, el niño se encuentra más o menos fijado en unos pocos patrones típicos debido al grado severo de co-contracción de las partes comprometidas. Los signos negativos son la insuficiente actividad muscular o el insuficiente control de la actividad muscular (Sanger et al., 2006). Algunos músculos pueden aparecer débiles como resultado de la inhibición tónica recíproca efectuada por los músculos antagonistas espásticos. Sin embargo, también puede aparecer verdadera debilidad en algunos grupos musculares debido al desuso durante mucho tiempo. La espasticidad es de distribución típica. Los movimientos están restringidos en extensión y exige un esfuerzo excesivo (Bobath & Bobath, 1987).

Frecuentemente, los músculos pierden su elasticidad debido a que las diferentes partes del cuerpo se encuentran tensas durante tiempos prolongados. No se produce un crecimiento normal del niño, debido a la presión anómala de los músculos sobre los huesos y articulaciones. El lenguaje puede estar comprometido o abolido por el esfuerzo que supone, se pueden producir emisiones explosivas con falta de claridad. La respiración también puede verse comprometida, al igual que la succión y deglución.

- Atetoides: Se encuentra entre un 10-20% de los niños con PCI.

La lesión acontece en los núcleos basales en el SNC. Se caracterizan por un tono postural inestable y fluctuante. En los casos puros el tono postural básico es inferior al normal y la amplitud de la fluctuación varía ampliamente de un niño a otro, dependiendo de la severidad de la lesión y del grado de estimulación y de esfuerzo. Carecen de tono postural sostenido, debido a la alteración de la inervación recíproca. Carecen de co-contracción proximal y por lo tanto no pueden mantener la posición estable contra la gravedad. Aparecen movimientos hiperquinéticos, involuntarios, que son apreciables durante el movimiento voluntario o activo del niño. Existe un excesivo movimiento o actividad muscular (Sanger et al., 2010). Los movimientos involuntarios son espasmódicos, incontrolados y de rangos extremos, con deficiente control de rangos medios. Según el tipo de movimientos involuntarios se pueden clasificar en disquinéticos y distónicos. También es posible encontrar combinación con espasticidad (formas mixtas) (Bobath & Bobath 1987).

La forma disquinética es la más frecuente. Los movimientos pueden ser atetósicos, coreicos o mixtos, con espasticidad o sin ella. Los movimientos atetósicos son movimientos involuntarios, lentos, en abanico y como reptantes en los dedos, con un componente de giro alrededor del eje longitudinal de la extremidad y con inestabilidad entre posiciones extremas (hiperflexión-

extensión). Los coreicos son movimientos involuntarios rápidos, bruscos e irregulares, preferentemente de las extremidades, que afectan también a cara, lengua (muecas).

La forma distónica se caracteriza por cambios rápidos y anormales de tono postural, sobre todo de la musculatura extensora del tronco, inducidos por estímulos emocionales, cambios de postura o intento de realizar movimientos activos. En muchas ocasiones, no se manifiesta clínicamente en el neonato, con un periodo libre de síntomas en los primeros meses. Posteriormente se observa una hipotonía generalizada transitoria, con hiperextensión cefálica, reflejos arcaicos intensos y retraso psicomotor importante. Como se necesita el proceso de mielinización para la aparición de distonía, ésta aparece tardíamente en el desarrollo evolutivo, con inicio de movimientos distónicos en boca o lengua, de manera que el cuadro clínico puede no estar completo hasta los 2 años (Espinosa, 2010).

- Atáxica: Las formas atáxicas de la PCI son raras, sólo está presente en el 5-10% de los casos. Se relaciona con afectación en el cerebelo y/o vías cerebelosas (conexiones corticopontocerebelosas) (Rethlefsen et al., 2010). Persiste un bajo tono postural combinado con alteración de la inervación recíproca, con falta de co-contracción, lo que hace que el control sostenido contra la gravedad y el movimiento sean imposibles o muy dificultosos. Presentan temblor intencional, problemas de coordinación y equilibrio. Sus movimientos son espasmódicos e incontrolados y el control de la cabeza y tronco permanece deficiente, esta circunstancia dificultará la sedestación, bipedestación y la marcha. Hay imprecisión en los movimientos voluntarios coordinados de alcance, así como de los movimientos oculares, con estrabismo alternante. Existe una disminución de la fuerza. Su desarrollo motor es atrasado, alcanzando los hitos motores mucho más tarde que el niño normal (Bobath & Bobath, 1987).

- Hipotónica: Tono postural bajo. Insuficiente estabilidad proximal. Presentan dificultad para moverse contra la gravedad. Poco control cefálico. Insuficiente control en línea media, con mal alineamiento de cabeza y tronco. Hay debilidad en los músculos por falta de actividad (Bobath & Bobath, 1987).

Según la International Society for Cerebral Palsy se puede describir la enfermedad de acuerdo con su distribución topográfica de la afectación, así se distingue:

- Cuadruplejía: En donde la totalidad del cuerpo está afectada. Muchos niños espásticos y todos los niños del grupo atetoide pertenecen a esta categoría. En los cuadripléjicos atetoides la parte superior del cuerpo se encuentra más comprometida. En el grupo de los niños cuadripléjicos espásticos y en algunos casos mixtos, las extremidades inferiores pueden estar comprometidas

en la misma medida que las superiores. Generalmente la afectación es asimétrica, es decir no afecta por igual a un lado del cuerpo que al otro. El control de la cabeza es deficiente y suele haber trastornos del lenguaje y de la coordinación ocular.

- Diplejía: Mayor afectación de la parte inferior del cuerpo. El control de la cabeza, los brazos y las manos están poco afectados. Este grupo está constituido casi exclusivamente por niños espásticos, pero ocasionalmente puede asociarse ataxia con la diplejía espástica.

- Hemiplejía: Se encuentra afectado un solo lado del cuerpo. Prácticamente son todos espásticos, siendo los hemiatetósicos muy raros (Bobath, 1999).

Según el grado de discapacidad, se puede clasificar la PCI en:

- Leve: Alteraciones sensorio-motoras, dificultad en la coordinación y en el movimiento. Estas limitaciones se ponen de manifiesto en actividades motrices avanzadas como correr, saltar, escribir, que requieren mucho esfuerzo y coordinación. Como norma general el niño suele necesitar más tiempo para aprender.

- Moderada: Las alteraciones sensorio-motoras producen limitaciones en la marcha, sedestación, cambios posturales, manipulación y lenguaje. Con el crecimiento y el paso del tiempo, estos niños necesitan adaptaciones del entorno y asistencia física para poder participar en actividades correspondientes a su edad.

- Grave: Importante restricción de la independencia del niño en sus actividades de la vida diaria. Importantes alteraciones en el control del equilibrio y muy poca habilidad para usar sus manos de forma funcional. Se presentan dificultades en la comunicación que influye negativamente en la dinámica familiar. Dependen del material adaptado para la movilidad y de asistencia personal para controlar la postura y facilitar el movimiento. La calidad de vida del niño y de la familia se puede ver altamente comprometida.

- Profunda: Gran reducción de la capacidad motora, incluso en habilidades funcionales básicas como cambios posturales o mantenimiento de alineación adecuada en cualquier posición. Necesitan asistencia personal, material adaptado y equipamientos especiales para todas las actividades de la vida. Suele identificarse con el término de pluridiscapitado, ya que suele ir asociado con otros déficits importantes a nivel cognitivo, del lenguaje y visual.

### 1.3.6 CLASIFICACIÓN FUNCIONAL

La clasificación clásica de a PCI resulta muy interesante para conocer la localización, extensión y gravedad de la lesión, pero resulta poco funcional a la hora de realizar el seguimiento del niño con lesión neuromotora. Estos términos permiten distinguir el tipo de PCI y su distribución topográfica, pero es insuficiente, ya que no tiene en cuenta otros factores que interfieren como el nivel cognitivo, la edad, la habilidad funcional. En el año 2000, desde el comité SCPE se propone la necesidad de la evaluación funcional y las consecuencias de los diferentes tipos de PCI ([Surveillance of cerebral palsy in Europe](#)). Con esta finalidad, Palisano et al., ([Palisano et al, 2006](#)) desarrollaron un sistema de clasificación de la función motora gruesa (GMFCS), que ha resultado ser válido, fiable y con significancia pronóstica y que representa un salto cualitativo en la evaluación de sujetos afectados de PCI. La última versión de esta escala ha sido extendida y revisada por Palisano, Rosembaum, Barlett y Livingston en 2007 ([Palisano et al., 2008](#)). Se basa en el movimiento que inicia el niño, especialmente en la habilidad funcional de la sedestación, de las transferencias de una postura a otra y de la marcha. Separa las categorías funcionales en 5 niveles, que van desde el I al V, con agrupaciones de edades diferentes: de 0-2, 2-4, 4-6, 6-12 y 12-18 años. Las diferencias entre un nivel y otro se basan en las limitaciones funcionales según la necesidad de ayuda para el desplazamiento:

- Nivel I: Marcha sin restricciones. Limitaciones en habilidades motoras más avanzadas. Los niños caminan en lugares cerrados o abiertos y suben escaleras sin limitaciones. Demuestran capacidades motoras globales, como correr y saltar, pero la velocidad, equilibrio y coordinación están disminuidas.
- Nivel II: Marcha sin soporte ni ortesis. Limitaciones para andar fuera de casa o en la comunidad. Los niños caminan en lugares cerrados o abiertos y suben escaleras sujetándose del pasamano, pero tienen dificultades para caminar sobre superficies irregulares o inclinadas, y para caminar en lugares con mucha gente o cuando hay poco espacio. Estos tienen, en el mejor de los casos, una capacidad mínima de desempeño motor global, como correr y saltar.
- Nivel III: Marcha con soporte u ortesis. Limitaciones para andar fuera de casa y en la comunidad. Los niños caminan en lugares cerrados o abiertos sobre una superficie nivelada y empleando un dispositivo de ayuda. Pueden subir escaleras sujetándose de un pasamano. Según la funcionalidad de las extremidades superiores, estos pueden impulsar una silla de ruedas con sus manos o bien son transportados (por otra persona) para andar distancias largas o desplazarse en lugares abiertos con terreno irregular.

- Nivel IV: Movilidad independiente bastante limitada. Los niños pueden mantener los niveles funcionales alcanzados antes de los 6 años de edad, o para movilizarse dependen de una silla de ruedas cuando se encuentran en casa, en el colegio o en la comunidad. Pueden lograr desplazarse de forma autónoma mediante el uso de una silla de ruedas autopropulsada.
- Nivel V: Totalmente dependiente. Automovilidad muy limitada. El déficit físico limita el control voluntario del movimiento y la capacidad de mantener la postura antigravitatoria de la cabeza y el tronco. Incapacidad en todos los aspectos de la función motora. Las limitaciones funcionales para sentarse y pararse no son compensadas totalmente por el uso del equipo de auxilio o de tecnología de asistencia. Los niños están incapacitados para movilizarse de forma autónoma y deben ser transportados (otra persona empuja la silla de ruedas).

### **1.3.7 DIAGNÓSTICO**

El diagnóstico de la PCI es fundamentalmente clínico, es decir, basado en la anamnesis o historia clínica detallada de los factores de riesgo, el examen físico (neurológico o neuromotor y ortopédico) y del desarrollo psicomotor del niño.

El examen físico es quizá el aspecto más importante, a la hora de establecer el diagnóstico de PCI. Mediante el mismo, se muestra una anormalidad definida en cualquiera de las siguientes áreas: tono muscular, postura, reflejos del desarrollo (primitivos y de protección), reflejos osteotendinosos, reacciones asociadas, control motor selectivo, alteraciones en la alineación musculoesqueléticas, alteración en las reacciones de ajuste postural automático (enderezamiento, equilibrio y apoyo) y alteración en la fuerza muscular.

El examen neurológico expresa la calidad de los mecanismos neuronales subyacentes. Para ello se pueden realizar las siguientes pruebas: imágenes de resonancia nuclear magnética, tomografía computerizada, estudios genéticos y metabólicos, electroencefalograma, análisis de sangre y estimulación magnética transcraneal.

La valoración del desarrollo psicomotor permite identificar el nivel de adquisición funcional que ha alcanzado el niño. Los signos iniciales de sospecha de PCI son la observación de un entretardamiento en el desarrollo motor, alteraciones en el tono muscular y actitudes posturales anormales o signos mixtos (preferencia manual antes del año de edad: sospecha de hemiplejía) (Arroyo et al., 2012).

Vöjta propone como método de valoración de la función neuromotora en el primer año de vida, el análisis cinesiológico de la motricidad espontánea (valoración de los patrones posturales de cada etapa del desarrollo psicomotor), con la valoración de la función postural del SNC a través de las reacciones posturales y la dinámica de los reflejos primitivos. Recomienda a los padres consultar con el pediatra si el niño presenta alguno de los siguientes signos: el niño tiene más de dos meses de vida y tiene dificultades en controlar la cabeza cuando lo alzan en brazos, tiene más de seis meses y estira una sola mano para alcanzar un objeto y cierra la otra en forma de puño, tiene más de diez meses y no puede gatear ni ponerse de pie sin un punto de apoyo (Vöjta, 2005).

Prechtl propone la valoración de los movimientos espontáneos generales (serpenteantes y enredadores) en el feto, recién nacido y lactante, describiendo los patrones anormales específicos como predictores de la PCI, desde los primeros tres meses de edad corregida. Dichas situaciones se dan ante: a) la persistencia de patrones de movimiento generales sincronizados contraídos, que son movimientos rígidos, que sustituyen el carácter suave y fluido de los movimientos fisiológicos, b) la ausencia de los movimientos generales serpenteantes, los cuales son movimientos de velocidad moderada que se producen en el cuello, tronco y extremidades en todas las direcciones (Einspieler & Prechtl, 2005).

Es importante diferenciar el retraso psicomotor de la regresión psicomotora, lo cual no siempre es fácil. Es de primordial importancia asegurar que la posible lesión sea estática y no progresiva, para lo cual la historia del desarrollo psicomotor es esencial. Es imprescindible percatarse del comienzo temprano y de la evolución con el fin de tener en cuenta las ganancias en el transcurso del tiempo.

No se debe clasificar a un niño de PCI antes de los 6 meses de edad, algunos autores recomiendan hasta un año. Sobre todo en los casos ligeros, con algún retraso motor y signos moderados del tono (Palmer, 2004). Los niños con PCI diagnosticados durante los dos primeros años de vida, a veces se establece la resolución definitiva durante la primera infancia, especialmente cuando el deterioro funcional es leve. En un estudio realizado con PCI leves en el 72% de los casos se confirmó el diagnóstico en un re-examen a la edad de 7 años (Nelson & Ellenberg 1982). Esto indica que, el niño debe tener al menos 4 o 5 años antes de que un diagnóstico fiable pueda ser hecho (Hagberg et al., 2001).

### **1.3. 8 COMPLICACIONES ASOCIDAS**

Aunque la PCI se produce como resultado de una lesión cerebral no progresiva, la función si puede cambiar con el tiempo, provocando limitaciones en la función y trastornos asociados tales como los trastornos cognitivos, complicaciones respiratorias, epilepsia, problemas de conducta, complicaciones sensoriales auditivas, visuales, alimentación y comunicación ([Rosembaum et al., 2007](#)).

### **1.3.9 PRONÓSTICO.**

El pronóstico para la función del sistema motor es difícil de predecir en niños jóvenes excepto en los casos de afectación severa. Para ello se debe evaluar el tipo de parálisis cerebral, el índice de desarrollo motor, la presencia de reflejos del desarrollo, la capacidad intelectual, el déficit sensorial y el ajuste emocional-social, considerando la capacidad de comunicarse y las cualidades de la personalidad, así como el apoyo familiar y psicológico. La deficiencia intelectual significativa a menudo, aunque no siempre, acompaña al déficit motor severo ([Rosenbaum et al., 2002](#)).

El pronóstico para caminar se valora en función de la capacidad de mantener el equilibrio, sentarse y la supresión de los reflejos primitivos. Así, el pronóstico es pobre en los niños que no alcanzan el equilibrio a los 20 meses, conservan reflejos primitivos y no tienen ninguna reacción postural a los 24 meses, o no se arrastra aproximadamente a los cinco años de edad. El pronóstico es bueno en los niños que se sientan a los dos años y se arrastran antes de los 30 meses de edad. Algunos niños que se sientan entre tres y cuatro años pueden caminar de forma eventual, pero requieren más apoyo. Un niño que no camina a los nueve años es poco probable que camine, incluso con ayuda. La probabilidad de caminar es favorable en la parálisis cerebral hemipléjica y atáxica y pobre en la hipotónica. Sin embargo, el resultado es absolutamente variable en la diplejía y cuadriplejía espástica, espástico-atetoide y atetoide ([Rosenbaum et al., 2002](#)).

En una investigación llevada a cabo por Palisano et al., realizaron una descripción longitudinal de la probabilidad de caminar, usar silla de ruedas o asistencia para la movilidad en niños y adolescentes con PCI, concluyendo que: a la edad de tres años los niños clasificados como nivel I en la GMFCS caminaban; los niños de nivel V necesitaban asistencia para la movilidad; los niños clasificados con nivel II del GMFCS, la probabilidad de caminar variaba según el entorno y los niños de nivel IV la probabilidad de usar silla de ruedas se incrementaba con la edad ([Palisano et al, 2006](#); [Palisano et al., 2010](#)).

## 1.4 MARCHA NORMAL

La marcha es una actividad compleja. Requiere (1) un sistema de control, (2) una fuente de energía, (3) palancas que proporcionen movimiento y (4) fuerzas que muevan estas palancas (Gage, 2009).

El control de la locomoción es iniciado en la región del córtex motor, necesitando una completa integración sensorial y motora para ser realizada adecuadamente. Además, el complejo sistema de control central de la locomoción requiere la interacción entre varias áreas cerebrales y la médula espinal mediante un sistema jerárquico de control motor que empieza en el córtex cerebral y termina en la neurona motora. Las partes de este sistema incluyen: el córtex motor, los ganglios de la base, el tálamo e hipotálamo, el cerebelo, el tronco cerebral y médula espinal (Gage, 2009).

Para la deambulación es necesaria una fuente de energía dependiente del aporte metabólico y de oxígeno a los músculos y de la producción y utilización de ésta, por lo que su conservación es fundamental para el normal funcionamiento de la marcha (Gage, 2009).

Los movimientos del cuerpo humano son generados por momentos, definidos como un conjunto de fuerzas que actúan sobre una palanca alrededor de un eje de rotación, es decir, lo que produce una aceleración angular sobre el eje. Los momentos surgen de los efectos de dos componentes: una fuerza y un brazo de palanca (Gage, 2009).

En el cuerpo humano los músculos son los motores fisiológicos que generan la fuerza necesaria para poder movernos. Al hacerlo, producen momentos internos en torno a los centros articulares. Sin embargo, cuando estamos de pie o realizamos actividades en las cuales los músculos resisten la fuerza de la gravedad, de reacción del suelo y/o de inercia, se generan fuerzas externas al cuerpo que también actúan sobre palancas del esqueleto para producir momentos articulares externos. La marcha humana es una compensación entre momentos internos generados por los músculos y momentos externos generados por las fuerzas de reacción del suelo y las fuerzas de inercia (Gage, 2009).

Durante la marcha humana suceden secuencias repetidas de las extremidades inferiores, también denominada cadencia, para mover el cuerpo mientras se mantiene simultáneamente la estabilidad en bipedestación (Perry, 1992). En esta acción una extremidad actúa como fuente de soporte móvil mientras que la otra avanza hacia delante. De este modo se invierten sus roles. Para transferir el peso corporal de una extremidad hacia la otra, ambos pies deben estar en contacto con el suelo. Esta serie de eventos es repetida por cada extremidad (Perry, 1992). La secuencia de marcha realizada por la misma extremidad es denominada ciclo de marcha y el momento en el que se produce el contacto con el suelo es considerado como el inicio de este ciclo (Perry, 1992).

Cada ciclo es dividido en dos períodos: apoyo y oscilación. El apoyo es el período para designar el tiempo durante el cual el pie está en contacto con el suelo y tiene su comienzo con el contacto inicial. La oscilación hace referencia al tiempo en el que el pie está en el aire durante el avance de la extremidad y tiene su comienzo cuando el pie se despega del suelo (Perry, 1992).

El ciclo de marcha también es identificado con el término de zancada, y su duración comprende el intervalo entre las dos secuencias del contacto inicial realizado por el mismo pie, es decir, contacto inicial del pie derecho y nuevo contacto inicial del mismo pie. El paso hace referencia al intervalo entre el contacto inicial de un pie y el contacto inicial del otro pie (Perry, 1992).

El ciclo de marcha consiste en una zancada y las tareas que incluye son: la aceptación del peso corporal, apoyo con una sola extremidad y avance de ésta. Además, el ciclo de la marcha se subdivide en 8 fases: Contacto inicial (CI), respuesta a la carga (RC), apoyo medio (AM), apoyo final (AF), pre-oscilación (PO), oscilación inicial (OI), oscilación media (OM) y oscilación final (OF) (Fig 1).

El desarrollo de la marcha en la infancia es un proceso especialmente complejo. Desde el nacimiento, el niño integra la información recibida y realiza un progresivo control cortical sobre los patrones neuromotores innatos para desarrollar diferentes formas de locomoción hasta la marcha independiente (Leonard, 1990). Alrededor de los 12 meses los niños dan sus primeros pasos independientes y a los 18 meses el niño con desarrollo normal ha adquirido la capacidad de desplazarse de forma independiente (Gessel, 1994). Entre los 2 y 3 años de edad ya se observan signos de maduración de la marcha como aumento de la velocidad, de la duración del apoyo monopodal, empiezan a observarse rotaciones opuestas de las cinturas escapular y pélvica y ha mejorado el equilibrio (Macias, 2002). Entre los 5-7 años el niño consigue un patrón de marcha semejante al adulto. A esta edad la posición bípeda es estable, sobre el talón carga un 61% de su peso corporal, sobre el borde lateral un 4% y sobre el antepie un 35% aproximadamente (Grieve et al., 1966). La longitud del paso se duplica en la primera infancia, se triplica a los 8 años y es cuatro veces mayor cuando el niño tiene 10 años, esto se debe al crecimiento de las extremidades inferiores, mayor angulación de las articulaciones y aumento de la duración de la fase de oscilación (Vazquez & Ruiz de la Cuesta, 1999). También se produce un aumento de la velocidad de la marcha, ésta se duplica a los 4 años, se triplica a los siete y es cinco veces mayor a los 10. El aumento de la longitud del paso y de la velocidad no se debe únicamente a una adaptación funcional de los miembros inferiores, sino también, a la mejor coordinación, equilibrio y mayor precisión de movimientos (Vazquez & Ruiz de la Cuesta, 1999). La cadencia de la marcha entre un año de edad y la etapa adulta varía de unos 85-90 ciclos/minuto a 50- 55 ciclos/minuto. El niño tiene una marcha insegura y con poco equilibrio y por este motivo la etapa de apoyo monopodal está acortada, ya que es la de menor estabilidad. El período de oscilación se va haciendo mayor y alrededor de los siete años se asemeja a la

duración de este período del ciclo de la marcha en el adulto, pues el niño ha conseguido mejorar su equilibrio tanto en apoyo bipodal como monopodal (Blanc, 2002).

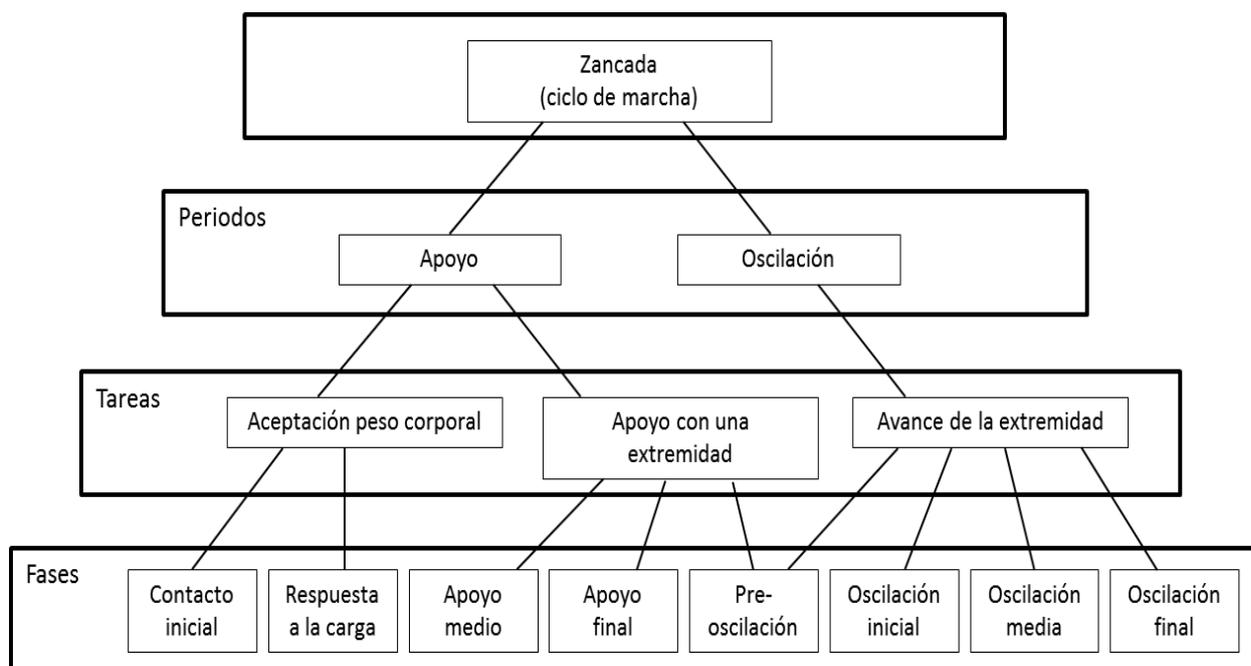


Figura 1. División del ciclo de marcha en períodos, tareas y fases (Gage, 2009).

## 1.5 MARCHA PATOLÓGICA

El desarrollo de habilidades en niños con PCI, está restringido por múltiples factores para la realización de actividades voluntarias tanto manipulativas como de movilidad, que van acompañadas por restricciones en la función postural (Woollacott et al., 2005). Los efectos primarios de la PCI incluyen espasmos musculares (Davis & De Luca, 1996), rigidez, movimientos involuntarios, alteración en la sensación y percepción y patrones de la marcha anormales (Visintin & Barbeau, 1989).

Los principales factores que influyen la capacidad de deambulación (capacidad de caminar con o sin dispositivos que asisten la marcha) fueron identificados por Sala y Grant, como: los reflejos primitivos y las reacciones posturales, el tipo de PCI y los patrones motores gruesos (Sala & Grant, 1995). Además de estos factores, otros factores como los déficits visuales, déficit intelectual y microencefalia, han sido considerados en otros estudios. Los patrones motores, particularmente la sedestación independiente y los patrones de locomoción en el suelo, que aparecen en la edad en la que tienen que ser alcanzados, son cruciales para el desarrollo de la marcha independiente y muy importantes para definir el pronóstico. En síndromes espásticos,

aquellos niños que han alcanzado a la edad de tres años la sedestación independiente y los patrones de locomoción que requieren de un buen control de tronco (gateo, desplazamiento en conejo, shuffling) alcanzan la marcha independiente en la mayoría de los casos. Pero aquellos niños que a esta edad no alcanzan la sedestación independiente o han podido solo arrastrarse con el estómago o voltear, tienen muy pocas oportunidades para caminar de forma independiente. En síndromes disquinéticos, algunos niños aprenden a caminar de forma independiente aunque no hayan alcanzado el desplazamiento en cuadrupedia de forma saltatoria a la edad de tres años, aunque su marcha es muy inestable y a menudo no les proporciona una independencia real (Bottos et al., 1995). Un importante aspecto a destacar es que, según algunos estudios, los niños pequeños con diagnóstico de PCI, los cuales son capaces de caminar de forma independiente pierden esta habilidad cuando alcanzan la edad de la adolescencia. Se ha demostrado, que el 75% de los PCI con capacidad de deambulación, los cuales tenían una marcha funcional experimentaban una disminución en la movilidad a la edad de 25 años (Murphy et al., 1995). Los investigadores han sugerido que estas pérdidas suelen atribuirse a un aumento de la inseguridad postural relacionada con el crecimiento físico, los efectos residuales de la cirugía ortopédica y el aumento de la demanda de gasto energético asociado con el aumento del peso y de la altura (Bottos & Gericke, 2003).

La disminución en la velocidad de la marcha y la resistencia son dos de los principales problemas funcionales que afectan a la habilidad del niño a caminar de forma independiente y eficaz en el hogar y en entornos comunitarios (Duffy et al., 1996).

El control neuromuscular durante la marcha se ha encontrado alterado en sujetos con PCI, utilizando un menor número de sinergias musculares. Estos cambios en las sinergias están relacionados con alteraciones en el control motor selectivo, fuerza y espasticidad (Steele et al., 2015).

La marcha en los niños con PCI a menudo se caracteriza por una alteración en la biomecánica de la marcha, como una excesiva flexión durante la fase de apoyo. Asociado a una desviación de los patrones de marcha normal y un elevado gasto energético, lo cual contribuye a limitaciones en la actividad (Kerkum et al., 2015). La alteración más común en la marcha en la PCI acontece en el plano sagital de la rodilla, así se han podido identificar cuatro patrones de marcha alterados siguiendo este criterio, según Shuterland et al., a) rodilla de salto: flexo inicial y extensión normal después; b) rodilla agazapada: incremento de flexión de rodilla y tobillo en dorsiflexión; c) rodilla rígida: flexión continua durante la marcha y d) rodilla hiperextendida en bipedestación (Sutherland & Davids, 1993). El patrón de marcha con rigidez en la rodilla ha sido considerado como la alteración más común en la marcha de los niños con un diagnóstico primario de PCI (Wren et al., 2005). La espasticidad del músculo recto anterior de los

cuádriceps durante la fase final del apoyo o la fase inicial de balanceo se ha considerado la causa primaria del patrón de marcha, con rigidez en la rodilla (Goldberg et al., 2003).

Los efectos del crecimiento y la edad en niños con PCI sobre la marcha, también han sido examinados utilizando valoraciones mediante sistemas tridimensionales (3D) cinemáticos, parámetros espacio-temporales y la exploración clínica. Mostrando disminución en los rangos de movimiento en la cadera, la rodilla y tobillo en el plano sagital, pico de la flexión de cadera durante la fase de balanceo y pico en la flexión de rodilla. En relación a los parámetros espacio-temporales, se encontró una disminución de la fase de balanceo (toe off), cadencia y velocidad de la marcha. Desde el punto de vista clínico se observó una disminución en el rango articular de la abducción de cadera, ángulo poplíteo y movimientos en el plano sagital del tobillo en PCI (Bell et al., 2002). En relación a la edad, uno de los hallazgos principales del estudio de Stevens et al., fue que entre los jóvenes con PCI presentaban altos niveles de función motora gruesa, la cantidad y la intensidad de la actividad diaria de los pasos era generalmente menor en los niños de más edad con PCI en comparación con los niños más pequeños con PCI. Si tenemos en cuenta niños de la misma edad con desarrollo normal típico, los niños de más edad con PCI también realizaban menos pasos al día, eran más inactivos, gastaban más tiempo en pasos de baja intensidad y dedicaban menos tiempo participando en actividades de alta intensidad del paso. Esta reducción relacionada con la edad en la actividad diaria de pasos podía estar relacionada con diversas variables anatómicas y fisiológicas (Stevens et al., 2010). Johnson et al., sugieren que una disminución relacionada con la edad en la estabilidad dinámica en niños con PCI se asocia con una gama disminuida de movimiento en la pelvis, las rodillas y tobillo y, una disminución en el ángulo poplíteo (Johnson et al., 1997). Los niños con parálisis cerebral también adoptan patrones compensatorios del movimiento, para dar cabida a las restricciones de movimiento impuestas por el tono muscular anormal en las caderas y rodillas (Waters & Mulroy, 1999). Con el tiempo, estas estrategias de adaptación, al tiempo que permite la deambulación con propósito, requieren un mayor esfuerzo de la cadera y de los músculos extensores de la rodilla para mantener la estabilización de las articulaciones, lo que conduce a una mayor demanda de energía para caminar, mayor fatiga y reducción de los niveles de actividad física (Waters & Mulroy, 1999). Se ha demostrado que el coste energético de caminar aumenta con la edad en la juventud, en sujetos con parálisis cerebral (Campbell & Ball, 1978); esta tendencia se invierte en jóvenes sin discapacidad, donde se ha encontrado una reducción del gasto energético al caminar conforme aumenta la edad (Morgan et al., 2002). Dado que los valores de potencia aeróbica máxima son más bajos en el niño con parálisis cerebral en comparación con los jóvenes con desarrollo normal (Hoofwijk et al., 1995), el niño de más edad con parálisis cerebral incurre en una mayor demanda de energía en relación a cualquier velocidad de marcha determinada y por lo tanto, experimenta un mayor nivel de fatiga.

En un estudio, donde analizaron mediante sistemas 3D cinemáticos y cinéticos, el tronco y las extremidades inferiores durante la marcha en niños con PCI ambulantes, se encontró una alteración en el control de los movimientos del tronco, con mayores movimientos en el plano sagital y transversal; incremento en los movimientos de la pelvis en el plano coronal y una menor capacidad de adaptar la marcha a terrenos irregulares, especialmente en la articulación del tobillo, en comparación con sujetos sanos (Malone et al., 2015).

Otros estudios se han centrado en ver la relación entre la fuerza muscular y el patrón de marcha en niños con PCI. Eek et al., encontraron que los niños con PCI tenían mayor debilidad en general en los patrones de fuerza de la extremidad inferior en comparación con niños sanos, informaron de una correlación significativa entre la fuerza muscular en casi todos los grupos musculares del miembro inferior y los momentos de plantiflexión y tobillo que generaban energía en los niños con PCI; y además que los músculos flexores plantares del tobillo presentaban una debilidad que afectaba al patrón cinético de la marcha (Eek et al., 2011). Desloovere et al, mostraron correlaciones débiles entre la fuerza en la extremidad inferior y la cinemática articular en niños con PCI. Dallmeijer et al., encontraron una diferencia significativa entre la fuerza isométrica de la flexión de la cadera y el momento pico de flexión de la cadera en la marcha en pacientes con diplejía espástica (Shin et al., 2016).

En resumen, se puede concluir que las principales características de la marcha en niños con diagnóstico PCI son: una disminución de la velocidad, la resistencia y los rangos de movimiento; una alteración en el control neuromuscular y la biomecánica de la marcha, junto con un aumento del gasto energético y debilidad muscular, que pueden conducir a una pérdida en la capacidad de deambulación con la edad.

## **1.6 INTERVENCIÓN EN LA MARCHA.**

El desarrollo de la marcha independiente y eficiente es a menudo, el enfoque principal de las intervenciones de fisioterapia para los niños con PCI. La disminución de la función locomotora es predictiva de la capacidad reducida para la actividad, participación e interacción social de los niños con PCI (Bjornson et al., 2007).

Según las corrientes teóricas del aprendizaje motor, sugieren que la práctica en tareas específicas y repetitivas pueden incrementar las actividades, tales como la marcha en personas con lesiones neurológicas tales como la PCI (Barbeau, 2003;Hesse, 2001).

Con el objetivo de comprobar el estado actual de la investigación sobre el efecto del entrenamiento en la marcha mediante sistemas robóticos y realidad virtual en niños con PCI, se realizó una revisión de la literatura relacionada con el uso de métodos de intervención terapéutica en la marcha sobre sujetos con lesión neurológica (Tabla I).

### 1.6.1 Terapias Clásicas

Actualmente, no existe evidencia de que la lesión cerebral, acontecida en el cerebro en desarrollo, pueda ser reversible (Bower, 1993); sin embargo tanto los procesos madurativos como adaptativos del SNC pueden cambiar el cuadro clínico del niño a lo largo del tiempo. El tratamiento en la PCI se ha basado en la mejor manera de ayudar al niño a optimizar/maximizar su potencial (Scrutton, 1990). Los niños con PCI reciben terapia física para facilitar su desarrollo motor y alcanzar su independencia en habilidades motoras, autocuidado, juego y actividades de ocio (Scrutton, 1990). En general, estos enfoques terapéuticos se basan en gran medida en las teorías neuromadurativas del desarrollo motor. La principal hipótesis de la teoría neuromadurativa es que el desarrollo de los movimientos y las habilidades motoras resultan de la maduración neurológica del SNC: los centros superiores inhiben y controlan los centros inferiores, dando lugar a la aparición de los movimientos voluntarios. Desde esta perspectiva, en la PCI aparecen unos patrones de postura y movimiento anormales, debido a la falta de esa inhibición de los centros inferiores del SNC. Los enfoques neurofisiológicos se centran en obtener y establecer los patrones normales del movimiento a través de las experiencias sensoriomotoras controladas. Estas experiencias sensoriomotoras van dirigidas a inhibir los movimientos anormales y facilitar los ajustes posturales, para optimizar el movimiento funcional (Bower, 1993). Estos enfoques terapéuticos basados en la neurofisiología están siendo cuestionados recientemente tanto en supuestos, como en la efectividad terapéutica. Las críticas se han centrado sobre el problema de la funcionalidad y algunos autores cuestionan si la facilitación de movimientos automáticos puede dar lugar o mejorar los movimientos activos y voluntarios. Aunque el énfasis en estos abordajes de tratamiento sigue siendo en las técnicas de manejo, que influyen en el tono postural y los patrones de postura y movimiento, también el control postural, las actividades funcionales y la participación del niño son aspectos en los cuales se hace un importante énfasis.

Los principios comunes que caracterizan a este grupo de terapias consisten en imitar o reproducir las etapas fisiológicas que intervienen en la adquisición y la maduración de la marcha mediante la movilización activa y pasiva de cadenas musculares (Tsorlakis et al., 2004).

Para conseguir el objetivo de mejorar la marcha, los terapeutas aplican un enfoque funcional tradicional mediante el fortalecimiento y la práctica de movimientos o varias técnicas neurofacilitadoras como la técnica de Brunnstrom, donde se practican movimientos sinergistas; terapia Kabat de facilitación neuromuscular propioceptiva, que requiere de la realización de movimientos en diagonal y en espiral; técnica de Vöjta y la terapia basada en el Concepto Bobath. Aunque presentan enfoques terapéuticos diferentes, ninguna de ellas demostró ser superior en diferentes estudios realizados (Mauritz, 1990).

Un importante abordaje de tratamiento aplicado a los niños con PCI, es el tratamiento basado en el neurodesarrollo (NDT), que pretende maximizar el potencial del niño para mejorar sus competencias motoras y prevenir el desarrollo de complicaciones y deformidades musculoesqueléticas. NDT está basado en un modelo conceptual desarrollado por el matrimonio Bobath en 1940 (Bobath & Bobath 1987), siendo actualmente el tratamiento más ampliamente aplicado, desde su visión empírica (Capelovitch, 2014). Los estudios sobre la efectividad del abordaje mediante NDT son inconsistentes ya que la influencia de la terapia física no es fácil de evaluar, porque hay muchas dificultades inherentes. Algunos estudios han mostrado que el NDT es efectivo para mejorar la función motora gruesa en los niños con PCI, especialmente en el control postural y la estabilidad (Ketelaar et al., 2001). Otras investigaciones se han centrado en evaluar el efecto de la intensidad en la aplicación del NDT sobre la función motora de los niños con PCI. En un estudio llevado a cabo por Tsorlakis et al., niños con PC espástica con grado de afectación media a moderada, mejoraban en la función motora gruesa, esta mejoría fue significativa tanto en el grupo que realizó tratamiento menos intensivo como en el grupo de tratamiento intensivo, sin embargo el grupo de entrenamiento intensivo mostró una mejora significativa frente al grupo de entrenamiento no intensivo (Tsorlakis et al., 2004).

### **1.6.2 Terapias basadas en el control motor**

Dentro de este espectro se incluirían las intervenciones terapéuticas basadas en enfoques ecológicos o enfoques de sistemas dinámicos (Smith & Thelen, 2003), donde se enfatiza que la conducta motora y su desarrollo no deban ser vistos como el despliegue de los patrones de movimiento predeterminados o establecidos en el SNC. El desarrollo motor y su coordinación emergen de la interacción dinámica de muchos subsistemas en la realización de una tarea específica, dentro de un contexto. Se enfatiza el rol del entorno y de la tarea, en la realización funcional de actividades. El sujeto tiene que explorar activamente el medio ambiente y encontrar soluciones a las demandas de la tarea, para lograr el objetivo. Las personas aprenden intentando activamente solucionar los problemas inherentes a una tarea funcional en lugar de practicar repetidamente los patrones de movimiento normales. Debido a que cada entorno y cada tarea exigen una solución única, la tarea del terapeuta se dirige a proporcionar un entorno que permita al niño aprender a realizar acciones por iniciativa propia. Desde este marco teórico, es más importante que el niño lleve a cabo una tarea como funcionalmente posible, a que se realice lo más normal posible. Los niños practican las habilidades motrices en situación funcional, con un papel activo para buscar soluciones, dirigidas hacia el problema motor. Las actividades funcionales se aprenden mediante la práctica repetida de las tareas, relacionadas con los objetivos a alcanzar en situaciones funcionales (Ketelaar et al., 2001).

### **1.6.2.1 Sistemas de entrenamiento en cinta rodante, sin suspensión del peso corporal**

Actualmente está bien establecido que la plasticidad cerebral existe y es particularmente pronunciada en el Sistema Nervioso (SN) del sujeto joven (Stiles, 2000; Stiles et al., 2005). Está demostrado que la plasticidad es dependiente de la experiencia y la actividad en el SN humano. La capacidad del SN para la reorganización es uno de los mecanismos fundamentales, por los que las intervenciones terapéuticas pueden ser efectivas (Eyre, 2003).

El entrenamiento en cinta o tapiz rodante es una de las intervenciones usadas en terapia física para mejorar la capacidad de locomoción de los pacientes (Angulo-Barroso et al., 2013). La mayoría de los conocimientos científicos relacionados con este tema proceden de modelos animales (desde el trabajo pionero de Sherrington) (Sherrington, 1910) o de intervenciones en población adulta humana (Sullivan et al., 2007). De hecho, el uso de la cinta rodante de marcha como intervención para personas con lesión neurológica tiene como raíces estudios en animales (Barbeau & Rossignol, 1987), donde los gatos adultos eran capaces de recuperar las habilidades de la marcha después de una lesión completa de la medula espinal. Los mecanismos subyacentes por los cuales esta técnica es efectiva, residen en la capacidad de regeneración (plasticidad) del SNC, cuando se proporciona práctica motora específica en una tarea o función. La participación activa del paciente junto con la intervención en cinta rodante de marcha ha sido utilizada en modelos humanos y animales para promover los cambios en el SNC, la plasticidad y la funcionalidad (Cotman & Berchtold, 2002; Cotman & Engesser-Cesar, 2002). El concepto de neuroplasticidad engloba una dimensión muy amplia que abarca diversos procesos que tienen lugar en los planos morfológicos, fisiológicos y neuroquímicos. Entre los cambios morfológicos, destacan los siguientes mecanismos: neurogénesis, colateralización, sinaptogénesis reactiva y regeneración axonal. En cuanto a los mecanismos fisiológicos de neuroplasticidad se señalan los siguientes: plasticidad sináptica a corto plazo, plasticidad sináptica a largo plazo y cambios en los circuitos neuronales. Por último los mecanismos neuroquímicos incluyen cambios en el nivel de los neurotransmisores y receptores de neurotransmisores (Bergado-Rosado & Almaguer-Melian, 2000). Estos mecanismos de plasticidad están particularmente activos durante las etapas tempranas del desarrollo.

El entrenamiento en marcha en cinta o tapiz rodante sin suspensión del peso corporal, puede mejorar la actividad de la marcha en niños con PCI, ya que le proporciona la oportunidad de entrenar el ciclo de marcha entera de forma repetida y facilita el mejorar habilidades motoras, tales como los patrones de marcha. El entrenamiento en cinta rodante ha sido asociado con un incremento en la fuerza y una disminución en el gasto energético (Kim et al., 2015).

Resultados positivos de intervención mediante cinta rodante de marcha sobre la plasticidad han sido establecidos en niños con Síndrome de Down. En esta línea un ensayo clínico aleatorizado dirigido por Ulrich et al., pretendió determinar si el practicar marcha en cinta rodante podía

ayudar a reducir el retraso en la adquisición de la marcha en niños con Síndrome de Down. Treinta familias participaron en el estudio, las cuales fueron aleatoriamente asignadas al grupo control (terapia física convencional) o experimental (terapia física convencional y entrenamiento en marcha). Los resultados mostraron que la práctica de pasos alternos facilitados por la cinta rodante, antes de conseguir caminar de forma independiente, reduce el retraso en el inicio de esta habilidad en los bebés con síndrome de Down y aprenden a caminar más tempranamente de lo que ellos normalmente lo harían (Ulrich et al., 2001). Dentro de esta misma línea de investigación, se valoró el efecto del entrenamiento intensivo en cinta de marcha en niños con Síndrome de Down, en un ensayo clínico aleatorio. Los resultados concluyeron que tanto los niños que habían entrenado en cinta de marcha con una intensidad alta o baja, mejoraron la frecuencia y la alternancia de los pasos en el suelo. Sin embargo, el grupo que entrenó de forma más intensiva alcanzó la marcha independiente más tempranamente que el grupo control (Ulrich et al., 2008). Siguiendo sobre esta temática Angulo-Barroso et al., asignaron aleatoriamente a treinta niños con Síndrome de Down en dos grupos, el grupo experimental entrenó de forma intensiva y el control con baja intensidad, para analizar el efecto sobre los niveles de actividad física. Los resultados demostraron que el entrenamiento en marcha de forma intensiva, proporcionaba mayores niveles de actividad física de intensidad moderada a vigorosa y que niños que entrenaron a baja intensidad invertían más tiempo en actividades sedentarias o de baja actividad (Angulo-Barroso et al., 2008). El efecto longitudinal de esta investigación, se llevó a cabo en otro estudio donde se siguió a estos mismos niños con Síndrome de Down, hasta que cumplieron un año después de la aplicación del protocolo de entrenamiento de alta y baja intensidad. Los niños que entrenaron de forma intensa tuvieron un incremento significativo de la cadencia y la velocidad, junto con un menor porcentaje de la fase de doble soporte que el grupo de entrenamiento en baja intensidad, es decir, los protocolos de entrenamiento intensivo mejoran los parámetros de la marcha a largo plazo en niños con Síndrome de Down (Angulo-Barroso et al., 2008).

Otro ensayo clínico aleatorizado se llevó a cabo en niños prematuros con riesgo moderado de retraso en el neurodesarrollo, se evaluó el potencial efecto beneficioso del entrenamiento en cinta rodante. Los resultados obtenidos mostraron que el entrenamiento en marcha con cinta rodante solo tuvo impacto en la calidad del paso, pero no produjo diferencias significativas en el inicio de adquisición de la marcha (Angulo-Barroso et al., 2013). En esta misma línea de investigación Bodkin et al., también encontraron beneficios del entrenamiento en cinta rodante en un niño prematuro con un alto riesgo de alteración neuromotora, demostrando que los resultados fueron similares a los estudios realizados en niños sin riesgo de discapacidad neuromotora, y que parecía estar asociado con las características de la marcha más madura (Bodkin et al., 2003).

Se han obtenido resultados beneficiosos del entrenamiento en cinta de marcha sin suspensión del peso corporal, en sujetos con PCI que han sido intervenidos quirúrgicamente en extremidades inferiores. Tanto si la intervención quirúrgica se realizó en tejidos blandos, como si se intervino tejidos blandos y óseos, se encontraron beneficios en la función motora gruesa y la velocidad de la marcha después del programa de entrenamiento en cinta de marcha (Grecco et al., 2013). Los mismos resultados se obtuvieron en un estudio de un caso clínico realizado con un adolescente con diplejía espástica (Crowley et al., 2009).

En un ensayo clínico controlado aleatorizado Chrysagis et al., evaluaron el efecto de entrenamiento en cinta rodante sobre la función motora gruesa, velocidad de la marcha y espasticidad en sujetos adolescentes con PCI espástica y capacidad de deambulación. Se obtuvieron mejorías significativas en la velocidad de la marcha y la función motora gruesa en los adolescentes que entrenaron en cinta rodante en comparación con aquellos que recibieron fisioterapia convencional. No se obtuvieron diferencias significativas en la espasticidad en ambos grupos (Chrysagis et al., 2012).

Otras investigaciones se han interesado por evaluar la diferencia de realizar el entrenamiento en cinta rodante o en la superficie del suelo. En este sentido un ensayo clínico controlado y aleatorizado llevado a cabo por el grupo de investigadores brasileños Grecco et al., demostraron que el entrenamiento en cinta rodante en sujetos con PCI mejoraba significativamente tanto la movilidad funcional, la función motora gruesa, el equilibrio, la resistencia de la marcha, como la ejecución funcional respecto a los sujetos que realizaron el entrenamiento en la superficie del suelo (Grecco et al., 2013).

#### **1.6.2.2 Sistemas de suspensión o soporte parcial del peso corporal**

Existe en la actualidad un creciente interés en los efectos de los programas de entrenamiento en cinta rodante con suspensión parcial del peso corporal en personas con lesión neurológica. En personas sin diagnóstico de PCI, la suspensión parcial del peso corporal y entrenamiento en marcha mediante cinta rodante, han mostrado tener beneficios. Por ejemplo, en una reciente revisión en personas con derrame cerebral, se encontró una tendencia en el incremento de la velocidad y la resistencia en la marcha sobre la superficie del suelo, después de su participación en un programa de entrenamiento en marcha mediante suspensión parcial del peso corporal (Mehrholtz et al., 2014). En personas adultas con lesión medular incompleta, el entrenamiento en marcha con suspensión parcial del peso corporal también ha mostrado un incremento en la velocidad (Protas et al., 2001) y resistencia en la marcha (Hicks et al., 2005), junto con una disminución en el gasto energético (Protas et al., 2001); mientras que en personas con enfermedad de Parkinson, este mismo entrenamiento incrementó la velocidad de la marcha y la longitud de la zancada (Miyai et al., 2002).

Los sistemas que utilizan la suspensión o soporte parcial del peso corporal se han utilizado como forma de entrenamiento en la marcha en la PCI. En este tipo de entrenamiento los sujetos practican la marcha sobre una cinta rodante mientras su peso es soportado por una suspensión tipo arnés, lo que determina una menor carga de peso en las extremidades inferiores. Se han utilizado diferentes porcentajes de desgravación del peso corporal (10, 30, 50,70%) para evaluar los patrones de marcha (Threlkeld et al., 2003). Esto permite, según los conceptos del aprendizaje motor, el entrenamiento en la tarea específica mediante la repetición (Hesse et al., 1999), lo que promueve la coordinación de las extremidades inferiores y minimiza los movimientos compensadores (Visintin et al., 1989). Los terapeutas pueden facilitar y corregir la marcha, mientras el sujeto mantiene el control en bipedestación soportado (Day et al., 2004).

El uso de soporte parcial del peso durante el entrenamiento de la marcha puede ser beneficioso para los pacientes con PCI, debido a que la reducción de la carga exige menos demanda a los músculos que intervienen en la propulsión y el equilibrio. Por ejemplo, las investigaciones han encontrado que la reducción de la carga de peso sobre la extremidad inferior, durante el entrenamiento en marcha mejora tanto la estabilidad, como el equilibrio (Fast et al., 1995). El uso de una cinta de marcha, durante el entrenamiento en marcha, desempeña un papel diferente a lo que acontece en la marcha sobre el suelo, ya que el impulso pasivo hacia delante generado por la cinta, atenúa la actividad de flexión plantar en el tobillo (Finch et al., 1991; Gardner et al., 1998). Consecuentemente, la simple deambulación en la cinta de marcha reduce la cantidad de actividad muscular necesaria para propulsar hacia delante. La combinación de la suspensión parcial del peso corporal junto con la cinta de marcha, puede contribuir a la eficiencia en la marcha, ya sea por el fomento de la propulsión pasiva hacia delante (atenuación de la actividad plantar flexora en el tobillo) y/o por la reducción de la demanda de los músculos implicados en el mantenimiento de la estabilidad y la propulsión hacia delante de la extremidad bajo condiciones dinámicas (durante la marcha).

La mayor parte de la investigación en el entrenamiento en marcha en cinta rodante se ha centrado en entrenamiento con suspensión parcial del peso corporal, siendo los resultados variables en función de los criterios seleccionados como: edades, niveles de afectación, protocolos de tratamiento, velocidad utilizada en la cinta rodante, cantidad de peso desgravado, asistencia manual en la marcha, frecuencia y duración de la intervención.

En relación a la velocidad utilizada en la cinta o tapiz rodante, en los estudios realizados con niños pequeños, la mayoría de los protocolos de intervención utilizaban entrenamiento con rangos de velocidad que oscilaban entre los 0.1m/s a 0.22m/s (Davis et al., 1994). Mientras que en estudios con niños más mayores, fueron entrenados a velocidades superiores a 1.8m/s (Begnoche & Pitetti, 2007).

El porcentaje de suspensión del peso corporal varía también de unos estudios a otros, así como la forma de realizarlo, desde estrategias manuales (el niño es soportado bajo los brazos, con los pies apoyados en la superficie de la cinta rodante, cargando el peso que le es cómodo) (Ulrich et al., 2001; Provost et al., 2007) o mediante arnés de tronco y/o pélvico comercialmente disponibles (Provost et al., 2007). Sólo en unos pocos estudios se ha cuantificado la cantidad de peso soportado durante el entrenamiento. En este sentido en un estudio llevado a cabo por Provost et al., plantearon un protocolo de tratamiento con una desgravación del peso corporal de aproximadamente el 30% en el inicio del tratamiento hasta una disminución de la desgravación del peso corporal del 0% o lo más cercano a ello, en todos los sujetos de la intervención (Provost et al., 2007). En otra investigación conducida por el Departamento de medicina y Rehabilitación de Viena y Berlín, utilizaron un protocolo de desgravación del peso corporal que iba desde el 40, 30 y 20% al inicio de la intervención, hasta una reducción progresiva del mismo (Schindl et al., 2000).

La asistencia manual por parte de los terapeutas, para facilitar la marcha, también ha sido objeto de variación según los estudios considerados, desde la no asistencia sobre la pierna que realiza el avance del paso hasta la asistencia por parte de tres fisioterapeutas: uno estabiliza y desgrava el peso desde el tronco y/o la pelvis, y los otros dos fisioterapeutas facilitarían el paso desde las extremidades inferiores del sujeto, uno en cada extremidad inferior (Mattern-Baxter, 2009).

Respecto a la duración del entrenamiento, los protocolos en los diferentes estudios varían con rangos que comprenden desde dos semanas (Provost et al., 2007; Phillips et al., 2007) hasta 47 semanas de intervención (Ulrich et al., 2001), con algunos estudios que incluyen cortes durante el programa de entrenamiento (McNevin et al., 2000). La frecuencia de las sesiones de entrenamiento también varía entre los estudios, desde dos a seis sesiones de entrenamiento por semana (Mattern-Baxter, 2009; Damiano & DeJong, 2009).

A pesar de la variabilidad de los protocolos utilizados, se han encontrado mejorías significativas en la marcha de niños con PCI, prueba de ello es el estudio llevado a cabo por Dodd et al., cuyo objetivo fue determinar si un programa de entrenamiento en marcha con suspensión parcial del peso, aplicado durante 6 semanas en un entorno escolar, podría incrementar la velocidad de marcha en la superficie y la resistencia en la marcha de niños diagnosticados de PCI con grado de afectación severa y moderada. La muestra estuvo formada por 14 niños distribuidos aleatoriamente en dos grupos. La edad de los niños estuvo comprendida entre 5 a 18 años, el grupo experimental realizó el entrenamiento en marcha en una cinta motorizada (Paragon CR) capaz de medir la cantidad de tiempo y distancia caminada en las sesiones de entrenamiento, en comparación con grupo control que no realizó el entrenamiento. Durante el entrenamiento la suspensión parcial del peso fue realizado por un sistema diseñado para niños y comercializado como WalkAble (Mobility research, Temple, AZ, USA), que estaba compuesto por un arnés, el

cual soportaba al niño en el tronco y la pelvis. Según la afectación de los niños, este arnés proporcionaba menor o mayor control de la postura. El arnés era suspendido verticalmente y se anclaba al marco del WalkAble. El entrenamiento fue conducido en el colegio, por un fisioterapeuta especializado en niños con PCI, durante dos sesiones semanales mientras los niños usaban sus zapatos u ortesis habituales. La suspensión parcial del peso se realizó acorde a cada niño, hasta que aparecía flexión a nivel de las rodillas y caderas estando posicionado de pie con el arnés en la cinta de marcha. La velocidad en la marcha en la cinta rodante comenzaba por los parámetros más bajos (0.1km/h) y se incrementaba en 0,1km/h según la tolerancia del niño. Cada sesión tuvo una duración máxima de 30 minutos. Las mediciones que se utilizaron fueron el test de 10 metros marcha y el test de 10 minutos marcha. Los resultados mostraron un incremento significativo en la velocidad de la marcha en la superficie del suelo en los participantes en el entrenamiento en marcha con suspensión parcial del peso corporal y un aumento en la resistencia en la marcha medida con el test de 10 minutos marcha, en niños afectados moderada y severamente (Dodd & Foley, 2007). Otros estudios también han considerado la inclusión de niños sin capacidad de deambulación, en este sentido Schindl et al., estudiaron el efecto del entrenamiento en cinta rodante con suspensión parcial del peso, en 10 niños con PCI (rango de edad de 6 a 18 años), de ellos 6 niños no tenían capacidad de deambulación, otros dos caminaban distancias cortas con continua ayuda física, otro necesitaba asistencia para la bipedestación y el último mantenía la bipedestación de forma independiente. La intervención consistió en la realización de sesiones de entrenamiento, de 25 minutos de duración, tres veces por semana durante un periodo de tres meses, además de una sesión de fisioterapia de 30 minutos por semana. Los resultados mostraron cambios en la Category Ambulation mejorando significativamente de un 1.1 a un 1.9 y así como en la subescala de la bipedestación y la marcha del Gross Motor Function Measure (GMFM), incrementándose de un 47 a un 50% respectivamente. Mejorías clínicamente relevantes en las habilidades motoras se encontraron en 8 de los 10 niños, aunque en dos de los niños se encontró que el entrenamiento no produjo mejorías (Schindl et al., 2000).

Mejorías individuales en ciertos niños, también han sido referidas en la medida de marcha (pe: caminar hacia delante y detrás, subir escaleras, escalar), así como otras funciones diferentes a la marcha (levantarse, transferencias, mantenerse sobre una pierna en bipedestación). Day et al., presentaron el caso de una niña de 9 años con PCI tetraplejia espástica, la cual no tenía capacidad de soportar su peso contra la gravedad y no tenía experiencia de marcha, que recibió entrenamiento en marcha con suspensión parcial del peso, que incluía práctica de pasos en estático, desplazamientos y caminar en la cinta rodante con desgravación parcial del peso, con una frecuencia de tres sesiones semanales, durante un tiempo de 25 semanas. Se administró el GMFM y el Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI) antes e inmediatamente

después del entrenamiento. Los resultados mostraron mejorías del 7% en la puntuación total del GMFM y mejorías en la movilidad, habilidades funcionales y asistencia por parte del cuidador en los dominios del PEDI. El niño fue capaz de completar 60 pasos de forma independiente sobre la cinta rodante mientras estaba soportado por el arnés y 4 meses después del entrenamiento, fue capaz de caminar pequeñas distancias sobre la superficie con un andador y mínima asistencia (Day et al., 2004). McNevi et al., encontraron que la frecuencia cardíaca, la presión arterial y la percepción del esfuerzo en un adolescente con PCI espástica, con capacidad para deambular distancias comunitarias mediante el uso de muletas, fueron significativamente menores durante la suspensión parcial del peso y su velocidad de deambulación fue más alta. Los autores concluyen que la suspensión parcial del peso generalmente mejora la eficiencia de la marcha a través de incrementos de la velocidad de la cinta de marcha, hasta un límite, el cual fue sobre 2.7 km/h para este sujeto, a partir de esta velocidad la eficiencia de la marcha disminuye conforme aumenta a velocidad de la marcha (McNevin et al., 2000). En esta misma línea de investigación, Cernak et al., describieron el efecto del entrenamiento en marcha con suspensión parcial del peso corporal en combinación con el entrenamiento en marcha sobre la superficie del suelo en un sujeto con 13 años diagnosticado de ataxia cerebelosa grave. Los resultados, después de 5 meses de entrenamiento, fueron la mejoría en la independencia en las transferencias y el progreso, de la no capacidad de deambulación al inicio del entrenamiento, a la capacidad de caminar distancias domiciliarias usando un andador siendo supervisada, de manera que estos resultados sugieren que el entrenamiento en marcha con suspensión parcial del peso puede ser una intervención prometedora para los pacientes con ataxia cerebelosa severa (Cernak et al., 2008).

La mayoría de los estudios sobre entrenamiento en marcha con suspensión parcial del peso corporal se han llevado a cabo en niños sin capacidad de deambulación, existiendo una menor cantidad de investigación sobre niños con PCI que son capaces de andar independientemente. Los niños que tienen capacidad de caminar de forma independiente pueden beneficiarse del entrenamiento en marcha con suspensión parcial del peso corporal por varias razones. Jahnsen et al., estudiaron las habilidades de marcha en adultos con PCI y encontraron que el 44% refirieron deterioro en las habilidades de la marcha, principalmente después de los 35 años. Algunas causas del deterioro incluyeron la fatiga y la falta de adaptación a la actividad física (Jahnsen et al., 2004), lo cual puede ser prevenible si el niño con PCI y capacidad ambulatoria se involucra en un programa de tratamiento, tal como, el entrenamiento en marcha con suspensión parcial del peso soportado. Además, los programas de acondicionamiento, se están convirtiendo cada vez más importantes para mejorar el nivel de forma física de los niños con discapacidad (Fragala-Pinkham et al., 2005) y el entrenamiento con suspensión parcial del peso corporal puede mejorar no solo la función sino la forma física, incluyendo los niveles de

resistencia de los niños con PCI que son ambulatorios. Así mismo, existe poca investigación sobre el efecto que tiene el incremento de la intensidad del tratamiento sobre los niños con PCI. Los Centros de Control y Prevención ([Centers for disease control and prevention, 2006](#)) sugieren unas directrices para la actividad física en niños: de 10-15 minutos o más de moderada a vigorosa actividad diaria y en adolescentes: una moderada/vigorosa actividad 20 minutos o más, tres veces por semana, puede resultar en un incremento de la forma física medida mediante el índice de gasto energético en niños con PCI. Provost et al., propusieron un estudio conducido por la Universidad de Nuevo Méjico, cuyo objetivo fue evaluar los efectos de un programa de entrenamiento intensivo en marcha mediante suspensión parcial del peso corporal en niños con PCI que tenían marcha independiente, para valorar la resistencia, funcionalidad en la marcha y equilibrio. Los niños del estudio estaban clasificados con nivel I según la GMFCS y eran capaces de caminar de forma independiente tanto por entornos interiores como exteriores, pero presentaban limitaciones en la coordinación, equilibrio y velocidad en las habilidades motoras gruesa avanzadas. Se realizaron evaluaciones pre y postratamiento, que incluyeron medidas de resistencia (test 6 minutos marcha, Índice de Gasto Energético), medidas de funcionalidad en la marcha (test de 10 metros marcha, subescala E del GMFM), y medidas de equilibrio estático (Single Leg Balance Test). Los sujetos fueron entrenados en el sistema LiteGait I, con una suspensión del peso corporal del 30% al inicio hasta llegara al 0% y una velocidad del 1.5 a 1.9 m/h al inicio incrementándose gradualmente hasta 2.3 y 3.1 m/h. Los niños caminaban 30 minutos, dos veces al día y un fisioterapeuta experto facilitaba los patrones de marcha del niño sobre la cinta rodante. Los resultados mostraron que todos los niños mejoraron significativamente el índice de gasto energético y la velocidad en la marcha después del entrenamiento intensivo ([Provost et al., 2007](#)).

Una gran cantidad de estudios basados en el entrenamiento en marcha con suspensión parcial del peso se han realizado en niños con diagnóstico de PCI espástica, con pocos estudios en poblaciones de niños con PCI no espástica. Un grupo de investigadores formado por Yu et al., realizó un estudio para determinar la fiabilidad del empleo del entrenamiento en marcha mediante desgravación parcial del peso corporal, para mejorar las habilidades motoras en niños y adolescentes con PCI no espástica, con niveles bajos de funcionalidad y retraso mental grave. Los niños y adolescentes, con edades comprendidas entre los 6 a 17 años, que intervinieron en este estudio procedían de un colegio de educación especial, y fueron distribuidos mediante un diseño cruzado aleatorizado de dos periodos. Los participantes fueron aleatoriamente asignados en dos grupos (I y II). Cada grupo recibió 12 semanas de entrenamiento en marcha con suspensión parcial del peso corporal y 12 semanas de entrenamiento en marcha convencional, con un descanso de 10 semanas entre uno y otro periodo. En el grupo de entrenamiento en cinta de marcha con suspensión del peso corporal se utilizó un 30% desgravación del peso corporal al

inicio, caminando a una velocidad de 0.36m/s durante 10 minutos. Después se hacía un descanso de 5 minutos y se volvía a caminar en la cinta rodante con un soporte de peso que le era confortable y la velocidad que podía tolerar el sujeto. Cada participante caminaba 25 minutos durante dos veces por semana. Un fisioterapeuta podía asistir en la marcha durante el entrenamiento. El entrenamiento en marcha convencional fue realizado por un fisioterapeuta y cada participante recibió 30 minutos de tratamiento convencional en marcha. Se obtuvieron diferencias significativas en la velocidad de la marcha junto con puntuaciones significativamente más altas en la función motora gruesa, como la bipedestación y la capacidad de deambulación, mediante el entrenamiento en marcha en cinta rodante con suspensión parcial del peso (Su et al., 2013).

Otras investigaciones se han centrado en evaluar el efecto del entrenamiento en marcha con suspensión parcial del peso en comparación con tratamiento convencional, en esta dirección Cherng et al., estudiaron el efecto del entrenamiento en marcha mediante desgravación del peso corporal en sujetos con PCI espástica y capacidad de deambulación. Valorando parámetros espacio-temporales, función motora gruesa, tono muscular y control motor selectivo, evaluadas en tres ocasiones; dos bajo el tratamiento terapéutico regular convencional y una después del entrenamiento en marcha con suspensión parcial del peso después de 12 semanas de intervención. Los resultados mostraron mejorías significativas en la marcha (incremento en la longitud del paso y disminución en el porcentaje de la fase de doble soporte en el ciclo de marcha) y en el GMFM (porcentaje en las subescalas D y E) en el entrenamiento marcha con desgravación del peso corporal. No encontrándose mejorías significativas ni en el tono muscular, ni en el control muscular selectivo. Concluyendo que en niños diagnosticados de PCI y con capacidad de deambulación, el entrenamiento en cinta rodante con suspensión parcial del peso corporal fue más efectiva que el entrenamiento en marcha sobre el suelo, mejorando más la movilidad funcional, la ejecución y la función motora gruesa (Cherng et al., 2007). Resultados contrarios muestra la investigación llevada a cabo por Willoughby et al., donde también se pretendió comparar la eficacia entre el entrenamiento mediante suspensión parcial del peso corporal en cinta rodante y el entrenamiento en marcha en el suelo, durante 9 semanas, en niños con PCI con dificultades moderadas y severas en la marcha, con edades comprendida entre los 5 a 18 años, que asistían a un colegio de educación especial. Los resultados mostraron que el entrenamiento con suspensión parcial del peso en cinta rodante no era más eficaz para mejorar la velocidad de la marcha, la resistencia y la función de la marcha en la escuela, que la práctica de caminar en la superficie del suelo. Una de las posibles explicaciones de este resultado pudiera ser debida a que el entrenamiento en cinta rodante con suspensión del peso corporal, no proporcionara un enfoque totalmente específico para la tarea de caminar en la superficie (Willoughby et al., 2010). Los mismos resultados se obtuvieron en un estudio (Matsuno et al.,

2010) llevado a cabo en 6 niños con hemiplejía espástica, con niveles I-III del GMFCS. Estos niños fueron evaluados en un laboratorio de marcha, mediante 4 cámaras bilateralmente dispuestas, mientras caminaban en 5 condiciones: 1) marcha en la superficie sin suspensión del peso corporal; 2) marcha en el suelo con 0% de suspensión del peso corporal; 3) marcha en el suelo con 30% de desgravación peso corporal; 4) marcha en cinta rodante con 0% de suspensión del peso corporal y 5) marcha en cinta rodante con 30% de suspensión del peso corporal. Las variables de estudio fueron: velocidad de la marcha, duración de la fase de apoyo, duración de fase de doble apoyo, duración de la fase de balanceo y rangos de movimiento articular (ROM) de la cadera, rodilla y tobillo durante el ciclo de marcha. Las imágenes filmadas fueron transferidas a un ordenador y procesada mediante Ariel Performance Analysis System Program. Los resultados indicaron que la cadencia de la marcha, longitud del paso, duración fase de apoyo y el ROM en la cadera en la condición de marcha sobre la superficie del suelo, con 0% y 30% de desgravación del peso corporal fueron mayores que en el entrenamiento en cinta de marcha con suspensión 0% o 30% del peso corporal. Por otro lado, la duración de la fase de doble apoyo fue menor en el entrenamiento en marcha sobre el suelo. Todo ello indica que el entrenamiento en el suelo mejora la marcha de sujetos con hemiplejía según este estudio.

Recientemente se ha llevado a cabo un ensayo clínico controlado aleatorizado ciego por Emará et al., comparando la eficacia del efecto del entrenamiento en marcha en cinta rodante con y sin suspensión parcial del peso, sobre las habilidades motoras gruesas de sujetos con diplejía espástica. La intervención consistió en 36 semanas de entrenamiento, realizadas tres veces por semana. Los resultados mostraron que después de 6 semanas de entrenamiento, no se obtuvieron diferencias significativas en las variables medidas entre los dos grupos. Después de las 12 semanas de entrenamiento, el grupo que realizó el entrenamiento en tapiz rodante con desgravación del peso corporal demostró mejorías en la capacidad de bipedestación y marcha superiores al grupo sin desgravación, lo que plantea la opción de utilizarla como forma de entrenamiento en marcha en niños con diplejía espástica (Emará et al., 2016).

### **1.6.2.3 Sistemas robóticos**

Durante la última década los dispositivos robóticos se han establecido cada vez más como sistemas para el entrenamiento de la marcha en pacientes con trastorno neurológico. Varios estudios han demostrado las mejoras en la capacidad locomotora en diferentes poblaciones de pacientes que realizan entrenamiento en marcha mediante asistencia robótica (Husemann et al., 2007; Krewer et al., 2007; Westlake & Patten, 2009; Mayr et al., 2007; Hornby et al., 2005; Wirz et al., 2005). Sin embargo, la evidencia hasta el momento es objeto de controversia. En ensayos clínicos controlados aleatorizados se ha demostrado la eficacia del entrenamiento de marcha asistida por robot y efectos prometedores en los resultados funcionales y motores en los

pacientes después de un accidente cerebrovascular (Mayr et al., 2007; Hornby et al., 2005) . En contraste, un ensayo clínico aleatorizado multicentro encontró que el entrenamiento en marcha convencional parece ser más eficaz para los pacientes con accidente cerebrovascular que el entrenamiento en sistemas robóticos (Schwartz et al., 2009).

En la actualidad hay un creciente campo de investigación en niños con PCI y el entrenamiento en dispositivos robóticos que puede considerarse como un método de tratamiento que reporta efectos beneficiosos en la bipedestación y la marcha (Borggraefe et al., 2010; Meyer-Heim et al., 2009). Este tipo de terapia pone especial énfasis en la promoción de la participación activa del sujeto, incluyendo el entrenamiento intensivo, repetido sobre tareas específicas que mejora la neuroplasticidad. Hay una gran evidencia de que el entrenamiento intensivo funcional es efectivo e incrementa las habilidades motoras y la fuerza muscular en niños con PCI (Damiano, 2006). Basándose en el concepto de aprendizaje motor, se ha introducido el entrenamiento en marcha en cinta rodante mediante sistemas robóticos con el uso de ortesis dinámicas de marcha (DGO) en niños con lesiones crónicas en la marcha, debido a PCI espástica bilateral (Meyer-Heim et al., 2009), lo que ofrece un aumento en la rehabilitación específica de la marcha por una mayor cantidad de práctica en la marcha y menor esfuerzo personal. En el mercado, uno de estos sistemas se comercializa mediante el nombre de Lokomat® (Hocoma AG, Volketswil, Switzerland), son sistemas altamente complejos y con un coste muy elevado. El DGO consta de dos exoesqueletos que se ajustan a la morfología de las piernas del paciente y permite simular o alcanzar un movimiento de marcha fisiológica. Varios aparatos ortopédicos se utilizan para sujetar al paciente a la DGO. Las piernas del DGO están conectadas al marco de un sistema de soporte de peso corporal, que permite movimientos verticales y proporciona estabilidad vertical. En cada pierna, dos unidades lineales mueven las articulaciones de la cadera y la rodilla de la ortesis, mediante un sistema que monitoriza y mide los parámetros cinemáticos de la marcha. El sujeto realiza el patrón de marcha sincronizado sobre una cinta de marcha. La velocidad de la marcha se puede ajustar entre un 1.0 y 3.2 Km/h. Para el soporte de peso corporal se utiliza un arnés de tronco y pelvis. También se establecen medidas de seguridad, como botones de parada para el terapeuta y el paciente, controlador que limita tanto la fuerza excesiva o la desviación en la posición deseada en los ángulos de las articulaciones. Este dispositivo pediátrico se utiliza en niños a partir de los 4 años de edad y con una longitud del fémur mayor a 35cm de longitud. Un estudio llevado a cabo en el Centro de Rehabilitación del Hospital Universitario para niños de Zúrich y en el departamento de Neurología del Hospital infantil de Múnich, seleccionó una muestra de niños con un diagnóstico de diplejía espástica. Estos niños siguieron un protocolo de entrenamiento mediante DGO Lokomat® con un total de 20 sesiones de 45 minutos. Los resultados mostraron que los niños con PCI se beneficiaban del entrenamiento en marcha

mediante sistemas robótico Lokomat, mejorando los parámetros funcionales de la marcha, tales como, la velocidad y la funcionalidad en la bipedestación, por el contrario no se encontraron mejoras significativas en la resistencia de la marcha ([Meyer-Heim et al., 2009](#)).

En el uso de sistemas complejos de asistencia robótica para la marcha (Lokomat®), la mayor parte de los trabajos analizados son estudios experimentales o investigaciones con un número reducido de pacientes, con la excepción de un ensayo clínico aleatorizado donde no se encuentran diferencias significativas en el uso del entrenamiento en marcha en Lokomat® en niños con PCI. Este estudio fue llevado a cabo por el grupo de Druzicki et al., con niños entre los 6 y 13 años diagnosticados de diplegia espástica, con niveles II y III según la GMFCS. El grupo experimental entrenó en marcha mediante DGO, mientras que el grupo control participó en sesiones de ejercicios de fisioterapia convencional. No se encontraron diferencias significativas en términos de parámetros espacio-temporales y cinemáticos en la marcha en los dos grupos de niños después de las 4 semanas de programa terapéutico. Los niños que realizaron el entrenamiento mediante Lokomat no mostraron una mejoría significativamente mayor en los parámetros investigados en comparación con el grupo que realizó la fisioterapia convencional ([Druzicki et al., 2013](#)).

Borggraefe et al., encontraron mejorías significativas en la marcha y la bipedestación mediante el uso de asistencia robótica en la terapia usando DGO Lokomat® en niños y adolescentes con PCI tipo diplegia espástica, después de 3 semanas de entrenamiento. Las mejorías fueron significativamente mayores en los niveles I y II según el GMFCS en comparación con los niños más severamente afectados, correspondientes a los niveles III y IV ([Borggraefe et al., 2010](#)).

Un aspecto importante a tener en cuenta, dentro del abordaje terapéutico de los sistemas que permite el entrenamiento para la adquisición y mejoría de la marcha, es la permanencia de los efectos que el entrenamiento produce a largo plazo. Este sentido un trabajo de investigación llevado a cabo por Arellano-Martínez et al, donde valoraron el efecto del entrenamiento inmediatamente después de la intervención y un año después de la misma. El objetivo fue comparar el entrenamiento mediante DGO (Lokomat®) y el entrenamiento en marcha dentro de un tanque de hidroterapia. Participaron 14 sujetos con diagnóstico de PCI hemiplejia espástica con diferentes niveles de afectación según la GMFCS. Ambos grupos obtuvieron mejorías en la funcionalidad de la marcha a corto plazo, sobre todo los niveles I-II de la GMFCS. Un año después de la intervención, los sujetos dentro del grupo de Lokomat®, mostraron tendencia a mantener los patrones de marcha adquiridos, por lo que parece que el entrenamiento en Lokomat® fue más efectivo que el tratamiento convencional a largo plazo ([Arellano-Martinez et al., 2013](#)).

Desafortunadamente, la asistencia robótica para el entrenamiento de marcha es inviable en la mayoría de ocasiones, ya que requiere de un entorno clínico altamente equipado, con sistemas altamente cualificados, con un importante coste y también requiere de terapeutas bien entrenados en el uso de los sistemas.

#### **1.6.2.4 Sistemas de realidad virtual**

En la última década, han aparecido un creciente número de estudios que se basan en la realidad virtual (RV), como respuesta a las limitaciones de las intervenciones motoras clásicas. El uso de la RV en rehabilitación, conocida como rehabilitación virtual, viene motivado por las características intrínsecas de esta tecnología. Se trata de una tecnología computerizada que proporciona feedback sensorial artificial, en un formato en que el usuario obtiene experiencias similares a actividades y eventos que acontecen en la vida real ([van Hedel et al., 2015](#)). La RV permite la posibilidad de crear entornos visuales (EV), diseñados de forma artificial, que responden a las acciones de los usuarios de manera inmediata, proporcionando así un feedback de las acciones realizadas, a través de los diferentes sistemas sensoriales que procesan esta información, de manera muy similar a como acontece en el mundo real. Si se tiene en cuenta la definición clásica de RV, esta conlleva la sustitución de los estímulos reales en todos los canales sensoriales por estímulos generados artificialmente; en la práctica real, los estímulos más relevantes y que mejor consiguen una inmersión en el mundo virtual, han sido los estímulos procesados por los sistemas sensoriales visuales y auditivos. Proporciona un aprendizaje motor en las tres dimensiones del espacio, correspondiente al movimiento que se realiza en el mundo real ([Snider et al., 2010](#)). La RV está diseñada para simular situaciones reales, tiene un alto grado de “validez ecológica” (grado en que un experimento se asemeja a la vida real), incrementando la probabilidad de que las habilidades aprendidas sean transferidas a la vida real. Ofrece seguridad en entornos realistas que en la vida real pueden ser peligrosos para niños con PCI y desarrolla la confianza y la autoeficacia en un ambiente seguro, preparando al niño para abordar la tarea en el mundo real ([Wang & Reid, 2011](#)).

Las características que definen a los sistemas de RV son la inmersión, la interacción e imaginación ([Wang & Reid, 2011](#); [Parsons et al., 2009](#)):

- **Inmersión:** se trata de la capacidad por parte del usuario de percibir físicamente el entorno virtual que le rodea, en base a una serie de dispositivos específicos y a sus canales sensoriales. Para conseguirlo, el sistema debe ser capaz de replicar los aspectos primordiales de la realidad, que sirvan para auto-convencer al usuario de que constituyen una situación similar.

- **Interacción:** son las técnicas necesarias para que el usuario, una vez inmerso dentro del mundo virtual y con los dispositivos adecuados, sea totalmente participativo, de forma que, en base a la interactividad dentro del EV, el usuario pueda realizar acciones como tocar objetos, moverlos y desplazarse, generándose principios de acción-reacción dentro del mundo virtual.
- **Imaginación:** consiste en la capacidad para percibir una realidad que no existe a través de los entornos virtuales.

El desarrollo tecnológico ha permitido aplicar la RV en diferentes campos clínicos, gracias a un menor coste de los instrumentos utilizados para tal fin. Este hecho ha ido ampliando el campo de aplicación en distintas patologías de origen neurológico como lesiones medulares, traumatismos craneoencefálicos y parálisis cerebral (Cameirao et al., 2012; Henderson et al., 2007). De manera que, se han introducido los sistemas de realidad virtual (RV) en la rehabilitación de los niños y adolescentes con PCI.

Entre los sistemas de bajo coste que se han utilizado en neurorrehabilitación cabe destacar los siguientes:

1. Periféricos originalmente concebidos para Nintendo Wii ®:

a. **Wiimote® (NINTENDO).** Se trata del periférico principal de la consola Wii de Nintendo. Su principal característica es su adaptación como sensor de movimiento, lo que permite interactuar con elementos mediante gestos y/o apuntando a elementos generalmente representados en la pantalla. Destacar que para conseguir su propósito hace uso de un acelerómetro y de un sensor óptico, con los que consigue detectar cambios en la aceleración y la orientación del dispositivo. El Wiimote lleva además integrado un altavoz y un sistema de vibración que ofrecen una posibilidad añadida para proporcionar feedback al usuario. Originalmente, este dispositivo se utiliza con aplicaciones de finalidad lúdica, como Wii Sports® o Wii Fit® (Huber et al., 2008; Levac et al., 2010). En el campo de la neurorrehabilitación, el periférico se utiliza habitualmente adaptado para sistemas que funcionan bajo ordenadores compatibles, pues existen librerías de desarrollo que permiten la comunicación Wiimote-ordenador a través de Bluetooth®

b. **Wii Balance Board® (NINTENDO).** Este periférico es una tabla con cuatro sensores que permite localizar el centro de presión del usuario (la proyección en el suelo del centro de masas del mismo). Esta característica la hace especialmente útil para su uso en neurorrehabilitación, sobre todo para trabajar transferencias de peso a la hora de reeducar el equilibrio. Al igual que el Wiimote, la Wii Balance Board se usa en

neurorrehabilitación con sistemas desarrollados sobre ordenadores compatibles, comunicándose con ellos a través de bluetooth® (Gil et al., 2011; Clark et al., 2010).

2. Periféricos de PlayStation® (SONY). Periféricos como EyeToy® y el mando Move® permiten al usuario entrar en contacto con infinidad de experiencias virtuales (Reid & Campbell, 2006; Bryanton et al., 2006; Golomb et al., 2010). EyeToy es básicamente una webcam que proporciona información que, una vez procesada, permite a los usuarios utilizar sus movimientos para interactuar con el sistema. PlayStation Move utiliza sensores inerciales y una esfera que se puede iluminar en el espectro RGB para detectar los movimientos del dispositivo.

3. Kinect® (MICROSOFT). Se trata de un dispositivo originalmente concebido para la consola XBOX 360®, si bien puede conectarse también a un ordenador compatible. La característica más destacada de Kinect es que, junto a la cámara RGB estándar que monta, dispone de un sensor de profundidad que permite estimar el mapa de profundidad de una escena y, a partir de este, detectar las siluetas humanas y asignarles un esqueleto. En otras palabras, Kinect™ permite detectar las articulaciones principales de un esqueleto, que se ajusta a la silueta de los usuarios sin necesidad de que estos utilicen o vistan ningún tipo de tecnología (Golomb et al., 2010).

Teniendo en cuenta el tipo de interacción que se establece entre la persona y el sistema, se pueden diferenciar tres grandes grupos de sistemas de RV: basados en gestos, basados en feedback y los basados en el contacto (sensaciones hápticas) (Wang & Reid, 2011). Los sistemas hápticos proporcionan a los usuarios feedback de fuerza respecto a su interacción con entornos virtuales. El uso de asistencia robótica en rehabilitación en combinación con sistemas de realidad virtual se ha utilizado en el entrenamiento de tareas específicas en niños con lesión cerebral (Brutsch et al., 2011). El objetivo es mejorar la participación activa y la motivación en el entrenamiento de marcha y evitar la pasividad en la que puede caer un niño cuando entrena la marcha en sistemas robóticos (Brutsch et al., 2011). Lokomat® (Hocoma) y Caren System® (Motek) son sistemas diseñados para facilitar el entrenamiento de la marcha y ambos pueden ser integrados con RV presentando escenarios virtuales de marcha en una pantalla frente al sujeto (Adamovich et al., 2009; Sanchez et al., 2005; Koenig et al., 2008; Baram & Lenger, 2009).

Diferentes estudios se han centrado en estudiar los efectos del entrenamiento de la intervención con RV en el uso del miembro superior de niños con PCI. Chen et al., valoraron los efectos del entrenamiento de RV en la respuesta de alcance de niños con PCI espástica, utilizaron medidas de alcance cinemático y herramientas estandarizadas de valoración para la función motora fina.

Los resultados de estos estudios mostraron mejoría en 3 de cada 4 niños, en la calidad de la ejecución del alcance durante la intervención y el mantenimiento de los efectos después de 4 semanas de la intervención. Los sistemas de RV usados en este estudio mostraron que la práctica del alcance realizada de forma repetida y en diferentes contextos, mejoraba la calidad de los alcances (Chen et al., 2007).

Otra investigación reveló la eficacia de la intervención mediante un programa intenso y de corta duración de realidad virtual en el equilibrio y la movilidad en adolescentes con PCI. En este estudio se valoró el equilibrio funcional y la movilidad de jóvenes adolescentes PCI con un nivel I según la GMFCS y se obtuvieron mejoras estadísticamente significativas en todos, tanto después de la intervención como 1 mes después del entrenamiento (Brien & Sveistrup, 2011).

En la rehabilitación pediátrica es de suma importancia la necesidad de la diversidad, la diversión y la motivación; en este sentido la RV proporciona la posibilidad de realizar la terapia dentro de un contexto funcional, útil y motivador (Holden, 2005). La eficacia del entrenamiento en sistemas robóticos en los niños podría estar influenciada fuertemente por su estado de motivación durante la intervención. Una investigación conducida por el Hospital Universitario de niños de Zurich, examinó el efecto de varias formas de entrenamiento, con y sin RV, en la iniciación y mantenimiento de la participación activa durante el entrenamiento en marcha con sistemas robóticos. Los sujetos participantes en el estudio fueron niños con alteración de la marcha por lesión neurológica y niños sanos. Todos los sujetos realizaron el entrenamiento con DGO (Lokomat®) en cuatro diferentes condiciones asignadas aleatoriamente: a) juego de fútbol de RV como herramienta motivadora para realizar la marcha activamente, b) instrucciones del terapeuta para promover la marcha activa, c) mirar una película de DVD y d) juego de navegación de RV para caminar activamente. El entrenamiento usando los dos sistemas de RV, logró los mejores resultados en términos de participación activa en la marcha en los dos grupos de sujetos, comparados con la participación en el entrenamiento usando métodos convencionales (Brutsch et al., 2011).

Tabla I. Tabla resumen sobre los artículos incluidos.

Entrenamiento en marcha mediante Terapias Clásicas						
Autor (año) País	Tipo estudio	Sujetos	Metodología	Variable	Resultados	P
(Tsorlakis et al., 2004) USA	ECA	N=17 PCI espástica, entrenamiento intensivo Control N=17 PCI espástica, con entrenamiento no intensivo Rango de edad	Grupo experimental: intervención mediante NDT, 5 veces por semana. Durante 16 semanas Grupo Control: intervención mediante NDT, 2 veces semana. Durante 16 semanas	Gross Motor Function Measure (GMFM)	Mejorías en los dos grupos Mayor mejoría en el grupo de intervención intensiva.	1) <0.05 2) <0.05
(Ketelaar et al., 2001) Países Bajos	ECA	N = 28, PCI espástica, intervención con terapia física funcional. Control N=27 intervención NTD o Vójta. Rango edad 2-7años	Entrenamiento 4 sesiones, 3 horas durante tres meses, por terapeutas especializados.	Gross Motor Function Measure (GMFM) Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI)	Ambos grupos mejoraban en todos los dominios Niños más jóvenes mejoraban más que los mayores	1) <0.05 2) <0.05
Entrenamiento en marcha en cinta rodante						
Autor (año) País	Tipo estudio	Sujetos	Metodología	Variable	Resultados	P
(Kim et al., 2015) Corea	ECA	N=14 adultos con PCI. Entrenamiento en cinta marcha Control N=7 adultos con PCI, fisioterapia convencional	Grupo experimental, entrenamiento 3-5 sesiones por semana, 30 minutos. 1-2 meses. Grupo control, intervención mediante terapia física convencional 3.5 veces semana, 30 minutos. 1-2 meses	Resistencia en la marcha: 6 minutos marcha Gasto energético	Incremento en la distancia y velocidad en la marcha en el grupo experimental. Disminución del gasto energético en el grupo experimental	1)=0,048 2)=0,04
(Ulrich et al., 2001) USA	ECA	N=15 niños con Síndrome Down, intervención en cinta marcha y terapia física. Control N=15 niños con síndrome de Down y terapia física	Intervención terapia física 2 veces por semana a todos los sujetos, durante 2 meses. Los padres del grupo experimental, tras formación, aplicaban en domicilio, entrenamiento en cinta rodante 8 minutos por día, 5 días por semana. Velocidad 0,2m/s. 2 meses	Bayley Scales of Infant Development: - tiempo mantenimiento la sedestación. - Paso de sedestación a bipedestación - caminar con ayuda. - distancia recorrida independientemente	Grupo experimental caminó tanto con ayuda como de forma independiente más rápido.  No diferencias significativas en la sedestación o la transferencia en paso de sedestación a bipedestación.	1)=0.02 2)=0,09
(Ulrich et al., 2008) USA	ECA	Niños Síndrome Down N=16 entrenamiento alta intensidad Control N=14 entrenamiento baja intensidad	Entrenamiento en cinta rodante: Grupo experimental: 8 minutos, 5 días/semana, velocidad ,15m/s, incrementando los parámetros. Grupo Control: : 8 minutos, 5 días/semana, velocidad ,15m/s	Bayley Scales of Infant Development:	1) Incremento en el nº pasos grupo experimental 2) Alcance más temprano de los hitos evolutivos en el grupo experimental	1) <0.05 2)=0,01
(Grecco et al., 2013) Brasil	ECA	PCI N=15 cirugía miembros inferiores partes blandas Control N= 15 cirugía miembros inferiores partes blandas y óseas.	Intervención marcha cinta rodante: 12 semanas, 30 minutos por semana	GMFM 6 metros marcha Tiempo de marcha en la cinta	1) Mejorías en la función motora gruesa 2) Mejorías en la velocidad 3) Mejorías en la resistencia en la cinta marcha	1)<0.05 2)<0.05 3)<0.05
(Grecco et al., 2013) Brasil	ECA	PCI N=17 marcha en cinta rodante Control N=18 marcha en el suelo Niveles GMFCS:I- III	Protocolo: 7 semanas consecutivas. 2 sesiones por semana. 4 semanas más de seguimiento	Resistencia: 6-minute walk test Timed up and go test Pediatric Evaluation Disability Inventory (PEDI) Gross Motor Function Measure-88 Berg Balance Scale	Entrenamiento en cinta rodante más efectivo en la movilidad funcional, en la función motora gruesa, resistencia y el equilibrio que el entrenamiento de marcha en la superficie	1)<0.05
(Chrysagis et al., 2012) Grecia	ECA	Adolescentes con PCI espástica y deambulación N=11, cinta marcha Control N=11 fisioterapia convencional	Protocolo: 12 semanas, 3 veces/semana.	1) Velocidad marcha 2) Función motora gruesa 3) Espasticidad	1)Cinta marcha↑ 2)Cinta marcha↑ 3) Cinta marcha=Control	1)=0.000 2)=0.007 3) >0.05
(Emara et al., 2016) España	ECA	Niños prematuros con riesgo de lesión neuromotora N=15cinta marcha Control N=13	Protocolo grupo experimental: - 8 minutos/día - 5 días/semana - hasta adquirir marcha	1) Frecuencia marcha 2) Calidad del paso 3) Edad de inicio de la marcha	1) Cinta marcha↑ 2) Cinta marcha↑ 3) Cinta marcha=Control	1) <0.05 2) <0.05 3) >0.05

(Bodkin et al., 2003) USA	CC	N=1 Niño prematuro de 5 meses edad corregida con alto riesgo de lesión neurológica	Protocolo: 3 veces por semana Velocidad 15cm/s 2 minutos y 20 segundos. Durante 23 semanas	1) Alberta Infant Motor Scale 2) Filmación marcha en cinta usando el protocolo de Davis and colleagues	Desarrollo del patrón de marcha fue similar al de un niño nacido a término y de aquellos niños prematuros con bajo riesgo de complicaciones motoras. El número total de pasos y el número de pasos alterantes se incrementó más rápido durante la fase de entrenamiento.	
(Angulo-Barroso et al., 2008) USA	ECA	Niños Síndrome Down N=16 entrenamiento alta intensidad Control N=14 entrenamiento baja intensidad	Grupo experimental Grupo control Hasta alcanzar 3 pasos independientes 25 niños completaron un año hasta después de la intervención.	1) Velocidad marcha 2) Cadencia 3) Longitud del paso 4) Longitud zancada 5) %doble soporte 6) Base dinámica 7) Rotación pie	1) Entrenamiento intensivo ↑ velocidad 2) Entrenamiento intensivo ↑ cadencia 3) Entrenamiento intensivo ↑ longitud paso 4) Entrenamiento intensivo ↑ longitud zancada 5) Entrenamiento intensivo ↓ %doble soporte 6) Entrenamiento intensivo ↓ %doble soporte 7) entrenamiento intensivo=entrenamiento no intensivo	1) <0.05 2) <0.05 3) <0.05 4) <0.05 5) <0.05 6) <0.05 7) >0.05
(Crowley et al., 2009) USA	CC	N=1 PCI diplejía espástica Marcha independiente con andador	Protocolo: 3 semanas intervención 3 sesiones/semana	GMFM Nº pasos	Incremento % total GMFM Incremento velocidad marcha	

### Entrenamiento en marcha en cinta rodante con suspensión parcial del peso corporal

Autor (año) País	Tipo estudio	Sujetos	Metodología	Variable	Resultados	P
(Schindl et al., 2000) Viena	EC Diseño abierto No aleatorizado, No grupo control	N=10 Rango 6-8 años A: 6 no ambulantes B: 2 con ayuda física, 1 pequeñas distancias con andador, 1 independiente	3 sesiones de tratamiento/semana 3 meses. 30' marcha Suspensión de 40% a 0% al final Velocidad desde .23m/s hasta .34m/s al final Valoración inicial: línea base Valoración a las tres y 6 semanas antes del estudio, Valoración a los tres meses después del tratamiento	1) GMFM: Dimensión D Bipedestación Dimensión E Marcha 2) Functional Ambulation Categories (FAC)	1) Mejoría en la bipedestación Mejoría en la marcha 2) Mejoría en FAC	1) <0.05 <0.01 2) <0.05
(Day et al., 2004) USA	CC	N=1 Tetraplejía espástica Edad 9 años GMFCS: IV	44 sesiones en total 2-3 sesiones por semana Suspensión parcial del peso	1) Gross Motor Function Measure (GMFM) 2) Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI)	Incremento de 7% en el GMFM. Mejorías al final del tratamiento; capaz de dar 60 pasos independiente sobre la cinta con suspensión del peso. 4 meses más tarde capaz de caminar distancias cortas con andador y mínima asistencia	
(Cherng et al., 2007) Taiwan	ECA Diseño : AAB ABA	N=8 PCI espástica	A: tratamiento terapéutico regular B: entrenamiento en marcha con suspensión parcial del peso y tratamiento convencional 12 semanas de tratamiento Valoración en tres ocasiones: - dos veces en la condición A - una vez después de recibir entrenamiento en marcha. - Valoración post: a las 12 semanas	1) Parámetros espacio-temporales de marcha 2) GMFM 3) Tono muscular 4) Control muscular selectivo	1) B ↑ longitud zancada y ↓ doble apoyo 2) B ↑ dimensión D y E 3) A=B 4) A=B	1) <0.05 2) <0.05 3) >0.05 4) >0.05
(Provost et al., 2007) USA	EC Diseño abierto No aleatorizado, No grupo control	N= 6 Rango edad 6-14 GMFM I Niños ambulantes	30 minutos, 2 veces al día 2 2 semanas Suspensión 30% hasta 0%. Velocidad de 1,5-1,9mph hasta 2,3-3,1mph al final de la 2 semana. Mediciones: - preintervención (sem 0) - postintervención (sem 12)	1) Resistencia: 6 minutos/marcha, 2) Índice Gasto energético 3) Velocidad: 10metros marcha 4) GMFM dimensión E 5) Static balance: single leg Balance Test.	1) No cambios 2) ↓ gasto energético 3) ↑ velocidad marcha 4) No cambios 5) No cambios	1) >0.05 2) <0.05 3) <0.05 4) >0.05 5) >0.05
(Dodd et al., 2007) Australia	ECA	EMSPPC N=7 Control N=7 Rango 5-18 años GMFCS: III, IV	Protocolo: 30 minutos 2 veces por semana 6 semanas Un terapeuta experimentado conduce las sesiones de marcha. Mediciones: preintervención (sem 0), postintervención (sem 6)	1) Velocidad marcha: test 10 metros marcha 2) Resistencia: test 10 minutos marcha	1) EMSPPC ↑ velocidad 1) EMSPPC =Control	1) =0.048 2) =0.083
(Cernak et al., 2008) USA	CC	N=1 Ataxia cerebelosa Edad 13 GMFCS IV	-Entrenamiento en la clínica: marcha con suspensión parcial del peso en cinta rodante 15' y sobre el suelo 15' 5 días/semana 4 semanas -Entrenamiento en casa: 5 días/semana 4 meses Suspensión peso: 30%-10% Velocidad: 0,18m/s hasta 0,3 m/s	1) Pediatric Functional Independence Measure (WeeFIM). Subescalas: Transferencias Locomoción 2) Gillette Functional Walking Scale 3) Función movilidad: Nivel de asistencia Nº de pasos independientes. Distancia	El uso de la suspensión parcial del peso en cinta rodante y sobre el suelo produce mejoras en la capacidad de deambulación en ataxia severa a largo plazo: ↓ asistencia marcha ↓ la asistencia en transferencias ↑ nº pasos de forma independiente	

(Willoughby et al., 2010) Australia	ECA	EMSPPC N=17 Control N=17, marcha en el suelo por exterior - 5-18 años - GMFCS III-IV - Capacidades de entenes sencillas y responder si/no	Protocolo: 9 semanas 2 días/semana 30 minutos Bases protocolo: Reducir el soporte de peso corporal. Aumentar progresivamente la velocidad de la marcha (cada sesión) Insistir en postura y parámetros de marcha	1) Velocidad marcha: test 10metros marcha 2) Resistencia: test 10minutos marcha. 3) Valoración marcha en el entorno de la escuela: School Function Assesment	1) EMSPPC =Control 2) EMSPPC <Control 3) EMSPPC =Control	1) >0.05 2)=0.097 3) >0.05
(Matsuno et al., 2010) Brasil	EC	N: 6 Hemiplejia espástica (6-9 años) GMFCS I,II,III	Condiciones experimentales: 1-Caminar en el suelo sin SPPC 2-Caminar en el suelo con suspensión 0% 3-Caminar en el suelo con SPPC 30% 4- Caminar en cinta con SPPC 0% 5- Caminar en cinta con SPPC 30% Análisis marcha con sistema tridimensional.	1) Parámetros espacio. Temporales marcha 2) Rango de movimiento articular cadera, rodilla y tobillo 3) Tono: escala Aswort 4) Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI)	1) Marcha en superficie suelo, 0%, 30% SPPC > marcha en cinta rodante con 0% y 30% SPPC 2) Marcha en superficie suelo, 0%, 30% SPPC > marcha en cinta rodante con 0% y 30% SPPC, en ROM cadera, no diferencias en rodilla y tobillo.	1) <0.05 2) <0.05
(Su et al., 2013) China	ECA Con dos periodos	N:10 Edad: 6-17 GMFCS:I-V PCI no espástica con severo retraso mental. No intervención quirúrgica ortopédica en los últimos 6 meses. No experiencia previa en marcha con suspensión parcial del peso	Grupos experimentales: Grupo I (5): AB Grupo II (5): BA Cada grupo recibe: A: 12 semanas EMSPPC B: 12 semanas de entrenamiento en marcha convencional. 10 semanas de descanso entre Ay B Grupo A: - Velocidad: 0,36m/s con incremento de 0,045m/s - Suspensión del peso:30% Ajustando según la tolerancia del paciente dentro de cada sesión al cabo de 10 minutos.25minutos. 2 veces/semana. Asistencia por fisioterapeuta.  Grupo B: - 30minutos.3veces/semana - asistencia por fisioterapeuta. En niveles IV y V se daba soporte externo por parte de un asistente.	1) GMFM-66	1) Mejorías significativas en la dimensión D y E del GMFM en marcha con suspensión parcial del peso.  Efectos beneficiosos del entrenamiento en cinta rodante con suspensión parcial del peso en niños con PCI no espástica	1) <0.05
(McNevin et al., 2000) USA	CC	N=1 Edad 17años PCI espástica	A. Entrenamiento con desgravación peso B. Entrenamiento sin desgravación peso	1) Presión arterial 2) Frecuencia cardíaca 3) Esfuerzo percibido	1) ↓ presión arterial con desgravación peso 2) ↓frecuencia cardíaca con desgravación peso 3) ↓ esfuerzo percibido con desgravación peso	1) <0.05 2) <0.05
(Damiano, 2009) USA	RS	29 artículos incluidos de 1980 a 2008	Estudios experimentales, cuasiexperimentales, EC y CC			
(Dodd et al., 2007) Arabia Saudi	ECA Ciego	Suspensión parcial peso N= 10 Control: no desgravación N=10 PCI diplejía espástica	Protocolo: 12 semanas 3seiones/semana 30´marcha  Fisioterapia convencional 40´	1) GMFM: Dimensiones D y E 2) 10m marcha 3) Five Times Sit to Stand	1) Suspensión > Control 2) Suspensión=Control 3) Suspensión=Control	1) <0.05 2) >0.05 3) =0.26
(Mutlu et al., 2009) USA	RS	7 artículos de 1950 a 2007	Estudios cuasiexperimentales ECA, ECC, CC			
(Valentin-Gudiol et al., 2013) España	RS	5 artículos incluidos de 1980 a 2011	Estudios cuasiexperimentales, ECC y ECA			

#### Entrenamiento en marcha mediante sistemas robóticos

Autor (año) País	Tipo estudio	Sujetos	Metodología	Variable	Resultados	P
(Meyer-Heim et al., 2009) Suiza	EC Diseño AB	N=22 II-IV GMFCS	Entrenamiento con DGO Grupo A: Ámbito Hospitalario. -20 sesiones. -45 minutos. (Se añaden sesiones de fisioterapia Logopedia. Terap. Manual. Hipoterapia) Grupo B: Ámbito Ambulatorio. -12 sesiones. -60 minutos	1) 10m marcha 2) 6 minutos marcha 3) GMFM: Dimensiones D y E 4) FAC	1) ↑velocidad marcha 2) = resistencia marcha 3) ↑D y =E 4)= FAC	1)<0.01 2)>0.05 3)<0.05 4)>0.05
(Patrioti et al., 2010) USA	EC	DGO+ feedback visual N=2 Control DGO N=2 GMFCS II-III	Protocolo: - 1,5 meses - 3 sesiones/semana - 30´ Progresión: - aumento de la inclinación cinta,	1) 10m marcha 2) 6 minutos marcha 3) GMFM: Dimensiones D y E	1) DGO+ feedback visual>Control 2) DGO+ feedback visual>Control 3) DGO+ feedback visual>Control	1) <0.05 2) <0.05 3) <0.05

		Diplejía espástica Edad: 5-8 años	velocidad y porcentaje de peso soportado durante el entrenamiento			
(Druzicki et al., 2013) Polonia	ECA	N=26 DGO (Lokomat) + tratamiento con ejercicios individuales. N=9 Grupo control: tratamiento con ejercicios individuales	Protocolo: 4 semanas 20 sesiones 45'	1) Duración fase de apoyo (% ciclo) 2) Longitud del paso (m) 3) Ancho del paso (m) 4) Longitud fase doble apoyo 5) Velocidad de la marcha m/s 6) ROM cadera (°)	1) DGO+ejercicios >ejercicios 2) DGO+ejercicios >ejercicios 3) DGO+ejercicios >ejercicios 4) DGO+ejercicios >ejercicios 5) DGO+ejercicios >ejercicios 6) DGO+ejercicios >ejercicios, en plano sagital	1)=0.003 2)<0.05 3)<0.05 4)=0.0048 5)=0.0035 6)=0.000
(Borggraefe et al., 2010) Alemania	EC	N=20(I-IV GMFCS) Diplejía espástica adolescentes	Protocolo: 12 sesiones DGO (Lokomat)	1) GMFM: Dimensión D 2) GMFM: Dimensión E	1) ↑dimensión D 2) ↑dimensión E 3) ↑dimensión D y E en I-II GMFCS > III-IV GMFCS	1)=0,001 2)<0,001 3)<0,05
(Arellano-Martinez et al., 2013) España	ECA	DGO (Lokomat) N=7 Control: marcha en hidroterapia N=7 Hemiplejía espástica	Valoraciones inmediatas y después de un año de concluir la intervención	1)GMFCS 2) Modified Asworth Scale 3) Paso del tiempo	1) ↑niveles I-II GMFCS 2) lokomat-control 3) se mantienen los patrones de marcha en el grupo de Lokomat	1)=0,042 2)=0,05

Entrenamiento en marcha mediante realidad virtual						
Autor (año) País	Tipo estudio	Sujetos	Metodología	Variable	Resultados	P
(Brutsch et al., 2011) Suiza	EC	DGO (Lokomat®) N=10 (PCI) Control( Lokomat®) N=14 (sanos)	Protocolo: 4 pruebas 7 minutos/prueba Descarga del peso corporal 30% Marcha dirigida con ortesis Lokomat en 4 condiciones asignadas aleatoriamente: - futbol RV (caminar activamente) - instrucciones del terapeuta: caminar - DVD: ver película video - RV navegación (caminar activamente)	1) Valores de biofeedback durante la fase de balanceo (1.Pasivo, 2.activo, 3.fuertemente activo).  2) Cuestionario de valoración de la participación	1) ↑ PCI y Control 2) Condición Futbol RV>PCI y control 3) Condición RV navegación>PCI y control 4) Condición instrucciones del terapeuta= PCI y control 5) Condición DVD= PCI y control	1)<0.05y <0.01 2)
(Brien & Sveistrup 2011) Canadá	MR	N=4 Adolescentes GMFCS I	Protocolo: -90 realidad virtual/día -5 días consecutivos	1) Community Balance and Mobility Scale (CB&M) 2) 6-Minute Walk Test (6MWT) 3) Gross Motor Function Measure, Dimension E	1) ↑ (CB&M) 2) ↑ Velocidad marcha	1) <0.05 2) <0.05

*EC, Ensayo clínico; ECA, Ensayo clínico aleatorio; CC, Caso clínico; DGO, Ortésis dinámicas de marcha; EMSPPC, Entrenamiento en cinta marcha con suspensión parcial del peso corporal; FAC, Functional Ambulation Categoric; GMFCS, Sistema de Clasificación de la Función motora Gruesa; GMFM, Gross Motor Function Measure; MR, Medidas repetidas; NDT, Neurodevelopment treatment; OE, Opinión de experto; PCI, Parálisis cerebral infantil; PEDI, Pediatric Evaluation of Disability Inventor; QOL, Global Quality of life; ROM, Movilidad articular; RS, Revisión sistemática; RV, Realidad virtual; SAS, Sitting assessment scale; SPPC, Suspension parcial del peso corporal; VGRF, Vertical ground reaction force; WeeFIM, Pediatric Functional Independence Measure; ↑, Incremento; ↓, Disminución;*

## **Objetivos e hipótesis**

---



### 2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS

El objetivo principal del presente estudio fue comparar la eficacia de un programa de entrenamiento de la marcha mediante ayuda robótica combinado con realidad virtual versus ayuda robótica, sobre la funcionalidad de la marcha en niños con parálisis cerebral infantil.

Los objetivos secundarios del presente estudio fueron:

- a. Establecer la fiabilidad test-retest de las siguientes variables de estudio:
  - Physiological Cost Index.
  - Índice de simetría de la marcha
  - Índice de simetría de la pelvis
- b. Establecer la correlación entre las variables de estudio al final de la intervención.

Las hipótesis a contrastar en nuestro estudio fueron las siguientes:

- El entrenamiento en marcha mediante ayuda robótica y realidad virtual produce una mayor mejoría en la funcionalidad de la marcha en los niños con PCI, que el entrenamiento en sistema robótico.
- El entrenamiento en marcha mediante ayuda robótica y realidad virtual produce una mayor reducción del gasto energético en los niños con PCI, que el entrenamiento en sistema robótico.
- El entrenamiento en marcha mediante ayuda robótica y realidad virtual produce una mayor simetría de la pelvis y la marcha en los niños con PCI, que el entrenamiento en sistema robótico.
- El entrenamiento en la marcha mediante ayuda robótica puede dar lugar a una mayor mejoría en la funcionalidad de la marcha en niños PCI más gravemente afectados (niveles IV y V según la clasificación GMFCS), respecto a los niños PCI con menor afectación (niveles II y III según la clasificación GMFCS)



# Material y métodos

---



### 3. MATERIAL Y MÉTODOS

#### 3.1. SUJETOS

En el presente estudio se incluyeron 24 niños diagnosticados de PCI con niveles II, III, IV y V según la GMFCS, de diferentes centros de Fisioterapia Pediátrica y colegios de Integración y Educación Especial de Valencia. El tipo de diagnóstico de PCI se resume en la tabla II.

Los criterios de inclusión fueron:

- Niños con diagnóstico de PCI.
- Edades comprendidas entre los 5 y 15 años.
- Nivel de GMFCS II, III, IV y V.
- Capacidad de seguir instrucciones y participar en el juego.
- Que no hubieran recibido cirugía ortopédica ni toxina botulínica en los últimos 6 meses.

El estudio se llevó a cabo siguiendo los requerimientos éticos establecidos en la Declaración de Helsinki de 1975 (Williams, 2008). Todos los sujetos participaron en el estudio mediante el consentimiento voluntario por parte de sus padres o cuidadores principales. Para ello, los padres o cuidadores principales fueron convenientemente informados sobre la naturaleza de la participación en el estudio y firmaron un documento de consentimiento informado.

Los registros se realizaron mediante técnicas no invasivas y las pruebas no conllevaron ninguna maniobra que pudiera causar ningún riesgo al niño.

Tabla II. Tipo de diagnóstico de PCI.

Diagnostico PCI	Nº sujetos
Tetraplejía distónica	5
Tetraplejía espástica	5
Diplejía espástica	10
Ataxia	2
Hemiplejía	1
Hipotonía	1

Los datos personales y antropométricos de los sujetos fueron recogidos través de una entrevista y se mantuvo la confidencialidad de cualquier dato registrado.

Los nombres reales de los sujetos de estudio figuraron únicamente en un fichero informático guardado y al que solo tendrían acceso los investigadores. Para todo el procesado subsiguiente de los datos, los sujetos fueron identificados según claves alfanuméricas sin ninguna relación distinguible con sus nombres reales. En todo momento se ha contemplado la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal.

### **3.2. DISEÑO**

El trabajo realizado fue un estudio longitudinal prospectivo, de medidas repetidas, doble ciego, controlado bajo la condición de grupo sin realidad virtual, con 2 grupos de tratamiento.

Los sujetos se asignaron aleatoriamente mediante el programa informático Random Allocation versión 1.0 (Saghaei, 2004) en dos grupos:

- Grupo experimental: entrenamiento en marcha mediante sistema robótico (CL1Walker) junto con inmersión en programa de realidad virtual (EMRV).
- Grupo Control: entrenamiento en marcha mediante sistema robótico (CL1Walker) (EM).

Tras ser incluidos en el estudio, un subgrupo de 14 sujetos elegidos aleatoriamente de la muestra inicial mediante el programa informático Random Allocation versión 1.0 (Saghaei, 2004), fueron seleccionados para determinar la repetitividad test-retest de las variables del estudio.

### **3.3. PROCEDIMIENTO**

#### **3.3.1 Instrumentos de Valoración**

Los registros del índice de gasto energético se realizaron mediante un pulsímetro de pulsera Garmin Forerunner 210 HRM Black, colocado en la extremidad superior del sujeto y su monitor de frecuencia cardiaca colocado alrededor del tórax (Fig.2). Así mismo también se requirió el uso de un cronómetro para registrar el tiempo invertido en recorrer 25m de distancia, para tal fin se utilizó un cronómetro digital onstart 100 gris geonaute (Fig.3).



Figura 2. Pulsímetro y monitor frecuencia cardíaca



Figura 3. Cronómetro

Con el fin de establecer unas condiciones homogéneas de la marcha, se utilizó un pasillo de 25m de longitud, para registrar el tiempo invertido en recorrer esta distancia.

Para el registro de los parámetros espacio-temporales y el análisis cinemático de la pelvis durante la marcha se utilizó el sistema inercial BTS G-SENSOR. Se trata de un sistema inalámbrico, que contiene el sensor inercial G-Walk (fig. 4), de BTS, con unas dimensiones de 78 x 48 x 20 mm y un peso 62 g.

El G-walk está integrado por 3 tipos de sensores:

- Acelerómetro triaxial con sensibilidad múltiple ( $\pm 1.5$  g,  $\pm 6$  g).
- Sensor magnético.
- Giroscopio triaxial con sensibilidad múltiple ( $\pm 300$  gps  $\pm 1200$  gps), que colocado a la altura de la quinta vertebra la lumbar (L5), permite un análisis funcional de la marcha.

También consta de un software BTS G-STUDIO para el análisis de los parámetros espacio-temporales de la marcha e índice de simetría.

El sistema extrapola de la información captada todos los parámetros espacio-temporales de la marcha, así como los parámetros cinemáticos de la pelvis (las rotaciones anteroposteriores, la anteversión y retroversión de la pelvis así como su inclinación) y los presenta en forma de datos y gráficas (fig. 5) (<http://www.btsbioengineering.com/products/kinematics/bts-g-walk/>) en un ordenador personal (PC) con sistema operativo Windows 7, un disco duro de 640GBsATA 5400rpm, un procesador Intel® Core™ i3-2330M, una memoria RAM 4GB DDR3 1333MHz (1x4GB) y una tarjeta gráfica NVIDIA® GeForce® 410M.



Figura 4. Sensor inercial G-Walk

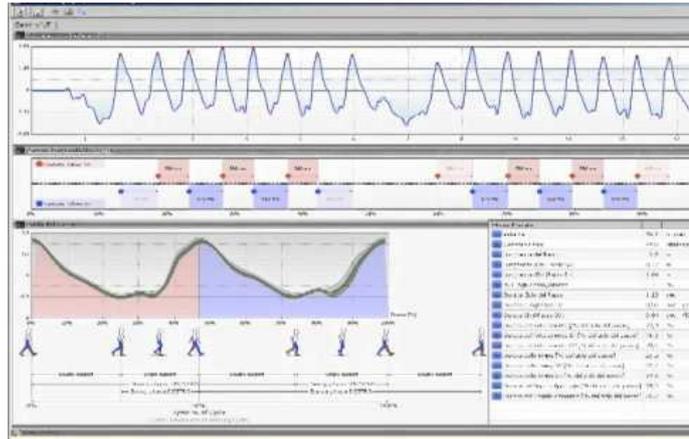


Figura 5. Gráficas del sensor inercial G-Walk

El sistema inercial G-Walk proporciona datos espacio-temporales de la marcha como: cadencia, velocidad, longitud del paso, duración del ciclo de marcha, duración de la fase de apoyo y balanceo, duración de la fase de apoyo simple y doble y el número de pasos registrados; datos de aceleración: índice de simetría de la marcha y velocidad de propulsión de cada una de las piernas; además de datos cinemáticos de la pelvis, como los índices de simetría y los rangos de movimiento en los tres planos del espacio (tilt, oblicuidad y rotación).

La CIF plantea una definición de la funcionalidad y la discapacidad del niño teniendo en cuenta las estructuras, funciones, actividades y participación, de manera que, siguiendo esta clasificación en este estudio, se han propuesto utilizar diferentes escalas, con el objetivo de describir la máxima funcionalidad y discapacidad de los sujetos. De manera que, para el registro de la funcionalidad en la marcha se utilizaron los siguientes cuestionarios y escalas de valoración:

- a) Gross Motor Function Measure-88 (GMFM) (Russell et al., 1989)
- b) Gillete Functional Assesment Questionnaire Walking Scale (FAQ) (Novacheck et al., 2000)
- c) Functional Mobility Scale (FMS) (Graham et al., 2004)
- d) Level of Sitting Scale (LSS) (Fife et al., 1991)
- e) Physiological Cost Index (Ganjwala, 2011)

a) Gross Motor Function Measure-88 (GMFM) (Russell et al., 1989). Se trata de un instrumento para medir la función motora en niños con PCI. Fue diseñada por Russell et al., en 1989 como una escala específica para detectar cambios en la función motora gruesa a lo largo del tiempo en

niños con PCI, existiendo una considerable evidencia de su fiabilidad inter e intra-observador (Nordmark et al.,1997) y de su validez (Bjornson et al.,1998), siendo la escala más utilizada para la valoración de la función motora gruesa en esta patología (Wei et al., 2006). Se ha utilizado para valorar los cambios en la marcha en niños con PCI; en este sentido, algunas investigaciones se han centrado en valorar el efecto del entrenamiento en marcha en cinta rodante en niños con PCI (Grecco et al., 2013; Crowley et al., 2009) . Otras investigaciones, también han valorado el efecto del entrenamiento en cinta rodante con suspensión del peso corporal, en la función motora de la bipedestación y la marcha en PCI (Cherng et al., 2007; Provost et al., 2007; Chrysagis et al., 2012). También se ha utilizado esta escala para medir los cambios en la funcionalidad de la marcha en PCI, mediante el entrenamiento con sistemas robóticos y realidad virtual (Brien & Sveistrup, 2011).

Está compuesta por 88 ítems agrupados en cinco dimensiones distintas: subescala A, tumbado y rodando (17 ítems); subescala B, sentado (20 ítems); subescala C, gateando y de rodillas (14 ítems); subescala D, de pie (13 ítems) y subescala E, andando, corriendo y saltando (24 ítems). Cada ítem se puntúa según una escala numérica de 4 puntos (0-3), donde 0 indica que el niño es incapaz de iniciar dicho ítem y 3 que es capaz de completar la tarea. Cada una de las opciones de puntuación dentro de los 88 ítems está explícitamente definida en las guías de administración y puntuación, diseñada por los autores (Russell et al., 2002.), con la finalidad de describir claramente el comportamiento observado de la función motora. Cada dimensión tiene el mismo peso en la puntuación total y se expresa como el porcentaje de la puntuación máxima para esa dimensión. La puntuación total se obtiene calculando la media de los porcentajes de las cinco dimensiones. La versión española del test, empleada para esta investigación, es la desarrollada por Robles Pérez de Azpillaga et al., (Robles Pérez et al., 2009) quienes emplean como metodología la "traducción-retrotraducción" por seis traductores bilingües independientes, la valoración de la equivalencia conceptual por un comité de expertos y un estudio piloto realizado por tres médicos especialistas en medicina física y rehabilitación.

b) Functional Mobility Scale (FMS), se trata de una escala de marcha creada por Graham et al. en el laboratorio de marcha del Royal Children's Hospital en Melbourne. Valora la habilidad del niño para caminar en tres distancias: 5, 50 y 500 m, que representan las distancias en el hogar, la escuela y grandes superficies de la comunidad. Clasifica en seis grados ordinales el nivel de la asistencia que requiere el niño para su movilidad en cada distancia. Ha sido diseñada para valorar los cambios en la función motora del niño después de la cirugía ortopédica, para lo que ha demostrado ser sensible. Ha sido validada en una muestra de 311 niños mayores de 6 años

afectados de PCI (Graham et al., 2004). Ha demostrado ser una herramienta fiable para valorar la movilidad en niños con PCI (Harvey, A.R. 2010).

c) Gillete Functional Assessment Questionnaire Walking Scale (FAQ) (Novacheck et al., 2000), se trata de una escala que responden los padres o cuidadores principales de los sujetos. Valora la movilidad del niño en diferentes terrenos y distancias. Incluye 10 niveles de clasificación sobre la función de deambulaci3n: desde la ausencia de marcha en el nivel 1 hasta un nivel de funcionalidad equivalente a un ni1o sin discapacidad, en el nivel 10. Discrimina entre los diferentes niveles de la habilidad de caminar en ni1os con PCI (Bagley et al., 2007), focalizándose en lo que el sujeto puede hacer de forma independiente con el uso de dispositivos u 3rtesis de asistencia, seg3n sea necesario, para maximizar la funcionalidad de la marcha (Gorton et al., 2011). Es una herramienta v3lida y fiable que mide el estado de funcionalidad de la marcha en ni1os con lesi3n neurol3gica, est3 validada en una muestra de 44 ni1os con enfermedades neuromusculares, con buena fiabilidad intraobservador y entre observadores (Novacheck et al., 2000). Ha sido utilizada para registrar los cambios funcionales que se obtienen como resultado de intervenciones ortop3dicas (Tervo et al., 2002; Schwartz et al., 2004).

d) Level of Sitting Scale (LSS), se trata de una escala que valora la habilidad funcional de la sedestaci3n, que fue dise1ada por el equipo de cl3nicos e investigadores del Sunny Hill Health Centre for Children. Consta de 8 niveles donde se describe la habilidad del ni1o para mantener la sedestaci3n y la cantidad de soporte que necesita hasta llegar a la m3xima independencia sin soporte. Los rangos de niveles van desde el nivel 1 (incapaz de mantener la sedestaci3n con asistencia de otra persona) hasta el nivel VIII (capaz de mantenerse sentado sin soporte y moverse sobre la base de soporte en las cuatro direcciones). Ha sido utilizada para la prescripci3n de sistemas de sedestaci3n, as3 como para la valoraci3n de los resultados de programas de adaptaci3n en la sedestaci3n (Mulcahy et al., 1988). Se ha documentado la fiabilidad test-retest y entre-evaluadores (Fife et al., 1991). La LSS ha demostrado ser una herramienta 3til para la descripci3n de las capacidades funcionales y las limitaciones en los ni1os con PCI, especialmente en la sedestaci3n y movilidad (Montero Mendoza et al., 2015). Se ha proporcionado evidencia de la validez de constructo de esta escala, como medida discriminativa de la habilidad en la sedestaci3n de ni1os con trastornos neuromotores (Field & Roxborough, 2012).

e) EL Physiological Cost Index consiste en una herramienta que mide el consumo de energía o gasto energético durante la marcha (Ganjwala, 2011). Raja et al. estudiaron en niños con PCI si el Physiological Cost Index podía ser utilizado como índice fiable de la eficiencia de la marcha y como una medida de resultado en la PCI, concluyendo que la reproductibilidad de la medición fue satisfactoria y que por lo tanto se puede utilizar como medida de resultado fiable de la eficiencia de la marcha en niños con PCI (Raja et al., 2007). Otras investigaciones también han utilizado el Physiological Cost Index como una medida para determinar los efectos del entrenamiento en marcha (DiBiasio & Lewis, 2012), evaluar la el efecto de la estimulación eléctrica neuromuscular (Arya et al., 2012) , evaluar el efecto de intervenciones quirúrgicas (Nene et al., 1993) y evaluar el incremento de peso en la marcha (Plasschaert et al., 2008) en sujetos con PCI. En un estudio controlado aleatorizado doble ciego se utilizó el Physiological Cost Index como medida de resultado para determinar la mejoría en la marcha en niños con diplejía y hemiplejía tras la aplicación de toxina botulínica intramuscular (Ubhi et al., 2000).

Para el cálculo del valor se tiene que registrar la frecuencia cardíaca en reposo, registrando el número de pulsaciones durante 1 minuto. El sujeto recorre una distancia caminando y se vuelve a registrar la frecuencia cardiaca inmediatamente después de la realización de la marcha. Posteriormente se aplica la siguiente formula (Ganjwala, 2011):

$$\text{Physiological Cost Index} = \frac{\text{Frecuencia cardíaca marcha} - \text{Frecuencia cardíaca reposo}}{\text{Velocidad (m/min)}}$$

### **3.3.2 Instrumentos de intervención**

#### **3.3.2.1 Sistema robótico CL1Walker**

Para el entrenamiento en marcha mediante el sistema robótico se empleó el sistema CL1Walker. Este dispositivo de marcha surgió del deseo y la necesidad de un padre con una hija diagnosticada de PCI, en poder ayudarla a caminar. A partir de aquí, un grupo de profesionales formado por un ingeniero en informática, varios mecánicos y el soporte de varios fisioterapeutas dieron a luz un dispositivo robótico para la marcha “low cost”. Fueron muchas horas de trabajo, con millones de pruebas tanto en niños con desarrollo típico como atípico, hasta que se creó un prototipo “low cost”, el cual estuvo en funcionamiento durante un tiempo en esta niña. Como los resultados fueron muy satisfactorios, en términos de funcionalidad, posteriormente se dedicó todo un año de trabajo y dinero para crear la versión CL1Walker, que actualmente, ha sido utilizada para llevar a cabo esta investigación.

El dispositivo robótico CL1Walker se trata de un simulador de la marcha activo, con un rango de velocidades que oscilan entre 0 y 5 km/h. Dispone de un sistema de suspensión del peso corporal que permite facilitar la marcha y evaluar la carga de trabajo en cualquier momento de la sesión. Cuenta con un sistema de cojinetes que imita la estabilidad en la fase de apoyo de la marcha. Además, posee un sistema de control de la elevación del talón, que permite modificar el grado de flexión plantar, durante la fase de oscilación inicial de la marcha. Igualmente, integra un sistema de patinetes que permite simular la fase de balanceo de la marcha, permitiendo el avance de la extremidad inferior.

### **3.3.2.1.1 Descripción del Sistema CL1Walker**

El sistema robótico para el entrenamiento en la marcha, tiene tres partes diferenciadas:

- a) Software de interfaz en el monitor de control.
- b) La unidad de elevación
- c) Unidad del caminador

#### a) Software de interfaz en el monitor de control.

Permite el control de la mayor parte de las funciones de la máquina. Está ubicado a la derecha del asiento del fisioterapeuta que controla la sesión. Es una pantalla táctil de 7 pulgadas, desde la cual se accede a la programación y puesta en funcionamiento del sistema.

Es al mismo tiempo el control de acceso a la máquina por medio de una base de datos de usuarios, autorizados por el administrador de la misma, quedando registrado cada acceso, sesión, operador de la sesión y duración de la misma. En el anexo 1 se describe la programación y funcionamiento del software para iniciar el entrenamiento de la marcha.

#### b) La unidad de elevación

Es la grúa o elevador propiamente dicho. Esta soportada por cuatro pilares que aguantan la carga del paciente y su transporte hasta el punto de anclaje de la máquina, mediante una guía. (fig.6 y 7).

La grúa tiene en su punto de anclaje más bajo un arnés (fig. 8), diseñado para poder caminar, con cuatro anclajes a los puntales de la grúa que mediante unas presillas permiten corregir la posición del paciente cuando es colocado en el caminador.

Entre el arnés y la grúa hay situada una célula de carga que nos permite controlar y decidir qué porcentaje de descarga del peso del paciente actuara sobre el caminador (fig.9).

En uno de los pilares, está ubicada la parada de emergencia manual.



Figura 6. Grúa o elevador del CL1Walker.

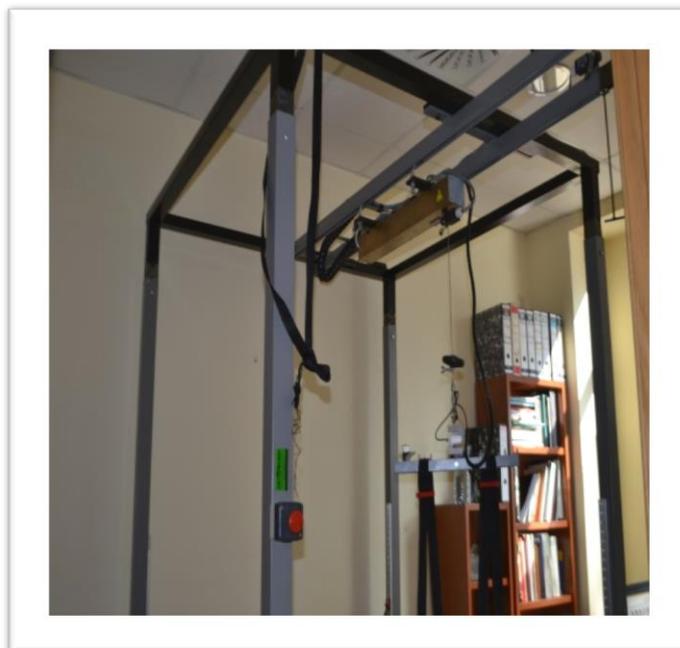


Figura 7. Unidad de elevación del CL1Walker.



Figura 8. Arnés del CL1 Walker.

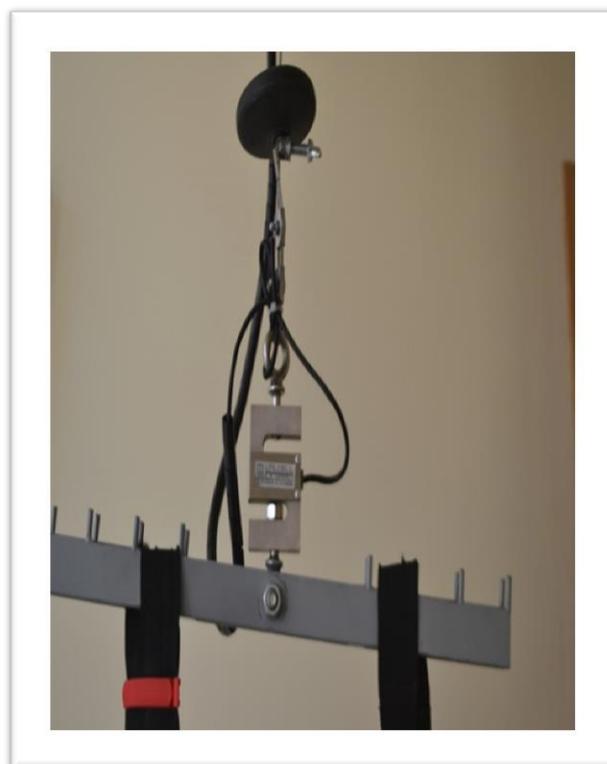


Figura 9. Célula de carga del CL1 Walker.

### c) Unidad del caminador

Es la unidad electromecánica construida para simular el movimiento de la marcha. Integrada entre los cuatro pilares de la grúa, nos permite fijar al paciente por los pies, cuando está sujeto por el arnés y en la posición adecuada (fig.10).

Consta de dos patines situados paralelos. En cada patín se encuentra el dispositivo para colocar los pies del sujeto. Este dispositivo simula la parte inferior de una suela de zapato, el cual se puede regular en función del tamaño del pie. Se encuentra articulado, de manera que al iniciar la fase de balanceo se eleva la parte posterior y facilita que el pie realice la flexión plantar. El grado de elevación de la parte posterior o talonera se puede graduar en función de las necesidades del sujeto.

A ambos lados del soporte para los pies se encuentran unas arandelas, que permiten pasar unas cinchas con cierres a presión, con el fin de estabilizar el pie del sujeto dentro de la estructura, para seguir el movimiento de los patines.

Los patines en el momento de colocar al sujeto para iniciar el proceso de entrenamiento se encuentran a diferente altura. Un patín más descendido, donde se encuentra la extremidad inferior que mantiene la carga, con componentes de extensión de rodilla. Este

posicionamiento representa la fase de balanceo de la marcha. El otro patín se encuentra más elevado, y en el mismo se sitúa el otro miembro inferior, con componentes de flexión de cadera y rodilla, que representa la fase de apoyo medio de la marcha. Ambas taloneras están sin elevación, de manera que ambos tobillos están en ángulo recto.

Al iniciar el funcionamiento del sistema robótico, los patines se deslizan de forma recíproca, uno va hacia delante y hacia abajo y el otro va hacia arriba y atrás. El patín que va hacia delante y abajo permite que el miembro inferior que está en flexión de rodilla y cadera vaya hacia la extensión. Representa el movimiento oscilante desde la fase de balanceo a la fase de apoyo, para la recepción de la carga. El punto más bajo del patín coincide con la fase de apoyo medio de la marcha, es decir el apoyo unilateral. El patín que va hacia arriba y hacia atrás representa el cambio de la extensión de rodilla y cadera a la flexión de ambas, para iniciar la fase de balanceo. Al iniciar este movimiento la talonera comienza a elevarse para facilitar el despegue del talón y el componente de flexión plantar. Este ciclo de repite de forma recíproca mientras dura el entrenamiento robótico.

La amplitud del movimiento de los patines, representa la longitud del paso. La separación de los patines representa el ángulo de progresión del paso. Son parámetros no modificables.



Figura 10. Caminador del CL1Walker.

En la parte anterior del sistema robótico CL1Walker se encuentra un asiento destinado al fisioterapeuta con el fin de facilitar la marcha del sujeto suspendido por el arnés y anclado al

caminador. Un fisioterapeuta experimentado en los trastornos motores del niño con PCI, asistió el proceso de la marcha, según las necesidades específicas de cada sujeto (fig.11).



Figura 11. Colocación del Fisioterapeuta para facilitar marcha en el CL1 Walker

### 3.3.2.1.2 Esquema de funcionamiento del Sistema CL1Walker

A la hora de que un paciente realice una sesión con el sistema CL1Walker, se siguen los siguientes pasos:

- a) Puesta en funcionamiento del sistema, mediante el panel de control de la pantalla de inicio.
- b) Identificación del usuario que llevará a cabo la sesión de tratamiento.
- c) Programación en la sesión, mediante la introducción de los datos y parámetros de cada sujeto según su nivel de afectación.
- d) Colocación del sujeto en bipedestación.
- e) Comprobación de los sistemas de seguridad, mediante la verificación de la información en las diferentes pantallas del monitor de control.
  - a. Colocación del arnés.
  - b. Desplazamiento lateral por la guía hasta llegar a los patines.
  - c. Apoyo de los pies en los posapies.
  - d. Ajuste de los pies con las cinchas.
- f) Estabilización del tronco del sujeto, mediante las cinchas de anclaje a los pilares que soportan la grúa.

- g) Elección de la suspensión del peso corporal, mediante los comandos de las flechas rojas que aparecen en la pantalla de inicio de sesión, junto a la grúa amarilla.
- h) Inicio de la marcha.
- i) Paro automático del sistema según la programación.
- j) Finalización y almacenamiento de los datos.
- k) Desatar los pies del paciente, subirlo y llevarlo a la zona de descarga segura.
- l) Quitar el arnés.

### **3.3.2.2 Sistema de Realidad Virtual**

El sistema de realidad virtual es una adaptación del sistema de rehabilitación virtual “A la Caza del Tesoro” (ACT). ACT se basa en la cámara Microsoft Kinect® como base para el seguimiento del paciente. Este sistema fue diseñado por expertos en Realidad Virtual Motora (RVM). ACT permite a los sujetos interactuar y entrenar de forma natural sin dispositivos adicionales, además de ser un dispositivo de bajo coste.

#### **3.3.2.2.1 Hardware**

Se pueden distinguir tres elementos en el hardware que forma parte del sistema ACT: ordenador personal (PC), sistema de visualización y un periférico de seguimiento del paciente (Microsoft Kinect).

##### a) Ordenador personal

Se ha utilizado un ordenador con sistema operativo Windows 7, con un disco duro de 640GBsATA 5400rpm, con un procesador Intel® Core™ i3-2330M , una memoria RAM 4GB DDR3 1333MHz (1x4GB) y una tarjeta gráfica NVIDIA® GeForce® 410M.

##### b) Sistema de visualización

Para visualizar el juego se usó una televisión de plasma Full HD de 29 pulgadas.

##### c) Microsoft Kinect

Se trata de un sensor originalmente diseñado para la plataforma Xbox 360. Consiste en un sistema periférico, cuyo objetivo es el control o interacción con el juego a través de movimientos físicos de cualquier parte del cuerpo, sin la necesidad de manejar otro controlador adicional. Para interactuar con el juego se necesita ponerse delante del sensor y éste responde en tiempo real.

El sensor Kinect aparentemente es una caja rectangular de color negra de 28 cm de ancho, 7 cm de alto y 6 cm de profundidad. Está conectada a un cable que finalmente se separa en dos, una salida corresponde a un cable USB y la otra se conecta a la fuente de alimentación eléctrica. Además los componentes que usa y caracterizan a este periférico son (fig.12) (Iñaki & Alfredo, 2012):

- Sensores 3D de profundidad: Es un proyector de rayos infrarrojos (correspondiendo al objetivo izquierdo) combinando objetivo derecho (cámara monocromática), calculando la distancia según el tiempo que tarda en reflejar la luz, así Kinect consigue ver el entorno en 3D. Sobre su campo de visión:
  - o Campo de visión horizontal: 57 grados
  - o Campo de visión vertical: 43 grados
  - o Rango de inclinación física:  $\pm 27$  grados
  - o Rango de profundidad del sensor: 1.2-3.5 metros
- Cámara RGB: Resolución de 640x480 a 32 bits de color a 30 fps. Corresponde al objetivo del medio.
- Inclinación monitorizada: Mueve el ángulo del sensor en el rango de inclinación especificada.
- Micrófono Multi-Array: Compuesto por cuatro micrófonos. Audio de 16 bits a 16 KHz.
- Acelerómetro (para conocer la orientación del sensor).
- Memoria RAM de 512Mb.
- Ventilador: No está siempre activo.



Figura 12. Componentes de Kinect

### 3.3.2.2 Descripción del Videojuego

La temática que guía el videojuego “A la Caza del Tesoro” del sistema ACT, está basada en una metáfora de un pirata que consigue tesoros. Para ello el sujeto que está interaccionando con el juego se convierte en pirata y tiene que obtener el mayor número de tesoros y evitar los explosivos o muertes en un tiempo limitado.

Se pueden diferenciar en el juego dos tipos de tesoros:

- Estáticos: están representados por monedas de color amarillo y se sitúan en el entorno de manera fija.
- Dinámicos: están representados por sacos o bolsas de dólar (\$) y se mueven por el entorno rodando.

Se pueden diferenciar en el juego diferentes obstáculos:

- Estáticos pasivos: representados por piedras, que impiden el paso, pero su colisión no causará muerte.
- Estáticos activos: se trata de las dinamitas. Estos obstáculos se mantienen fijos y no se mueven por el entorno, pero si el pirata colisiona con ellos explotarán y esto supone un punto al contador de las muertes.
- Dinámicos activos: representado por las bombas. Estas bombas se desplazan por todo el entorno rodando. Si se colisiona con ellas explotan y también supone un punto al contador de las muertes.

En la parte superior de la pantalla del juego se encuentran los marcadores que indican cuantos tesoros (izquierda), muertes (derecha) y tiempo que resta para finalizar la sesión programada (centro).

El sujeto se representa en el juego mediante un sombrero de pirata; este sombrero está guiado por los movimientos corporales que registra el sistema Microsoft Kinect. Cuando este sombrero se coloque encima de un tesoro se sumará un punto en el marcador de tesoros. Si el jugador choca contra un explosivo activo se sumará un punto en el marcador de muertes. Cuando el sombrero choque contra un explosivo y éste explote, el sombrero parpadeará durante 2.5 segundos, con el objetivo de impedir que en este intervalo de tiempo vuelva a explotar otro obstáculo. La presentación de los tesoros y obstáculos se realizó de forma aleatoria (fig.13).



Figura 13. ACT durante una partida

### 3.3.2.2.3 Configuración del Entorno

Es importante tener en cuenta el entorno o escenario para el uso de la Kinect, para el buen funcionamiento del sensor.

La Kinect se situó céntricamente en la parte anterior del sistema CL1Walker, por debajo de la pantalla de TV. A una altura de 130 cm del suelo. El ángulo de visión entre la Kinect y el sujeto estuvo despejado, de manera que no hubo objetos que obstruyeran los rayos infrarrojos. Como el fisioterapeuta que facilitaba la marcha se encontraba en el camino entre la Kinect y el sujeto, se colocó una pantalla para que no entrará en el campo de visibilidad de Kinect.

La iluminación del entorno también estuvo controlada para evitar el incorrecto funcionamiento del sensor Kinect. La estancia estuvo iluminada de forma uniforme, sin haces de luces que incidieran lateralmente sobre el sensor. Esto permite que la cámara localice perfectamente al sujeto y logre la mejor fluidez de los movimientos (<http://www.xbox.com/es-ES/kinect>) (fig.14).

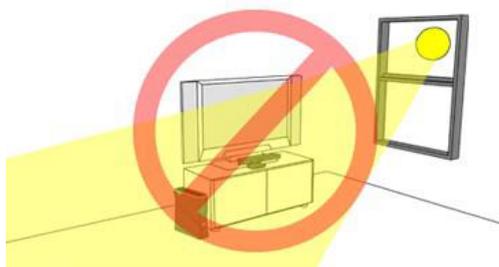


Figura 14. Incorrecta iluminación

### 3.3.2.2.4 Esquema de juego

El sistema de ACT se divide en tres partes:

- a. Configuración general
- b. Juego
- c. Resultados

- a) Al inicio del juego se visualiza una pantalla de presentación del sistema ACT (fig.15). La siguiente pantalla da lugar al menú inicial. En esta pantalla se realiza la configuración del juego según las limitaciones y características del sujeto que va a jugar. Así se puede seleccionar el número de subsesiones (máximo 15, mínimo 1), el tiempo de duración de cada subsesión, el tiempo de descanso entre las subsesiones, la velocidad de movimiento de los elementos, la dificultad del juego y el área de juego. Al principio de cada subsesión, se comprueba que Kinect esté conectada, (en el caso contrario se muestra un mensaje) y seguidamente Kinect intenta detectar al sujeto y da lugar al inicio de la subsesión.

El fisioterapeuta puede detener en cualquier momento el juego mediante la tecla esc en el PC, con la opción de volver al menú inicial.



Figura 15. Configuración del sistema ACT

- b) ACT tiene como metáfora la de un pirata que debe conseguir una serie de tesoros, evitando los explosivos que puedan aparecer en el entorno. El objetivo para el jugador es, por tanto, recoger el máximo de tesoros minimizando los impactos con los explosivos.

Con el fin de conseguir el objetivo, el jugador es representado por un sombrero pirata, que se desplaza por el escenario siguiendo la localización de una mano del paciente (la más cercana a la pantalla). Si el paciente mueve la mano a la derecha, el pirata se desplaza a la derecha, si la mueve arriba, el pirata sube... Esta relación directa entre el movimiento de la mano y el movimiento del pirata hace que los pacientes se hagan con el control del juego enseguida, minimizándose la curva de aprendizaje.

Para conseguir un tesoro basta con tocarlo con el pirata, mientras que una explosión se produce si dicho pirata entra en contacto con uno de los explosivos.

En el siguiente diagrama (fig.16) se muestra el flujo de juego, donde se describen los pasos a seguir.



Figura 16. Imágenes del flujo de juego

- c) Una vez finalizada la sesión completa se muestran los resultados en la pantalla, donde aparecen el número total de tesoros obtenidos y el de muertes. Desde los resultados se puede volver al menú de configuración general y volver a empezar con nuevas sesiones.

### 3.4. REGISTRO Y VARIABLES DE ESTUDIO

#### 3.4.1 Variables del estudio.

- Función motora gruesa. Para ello se utilizó el Gross Motor Function Measure (GMFM).
- Habilidades funcionales de la movilidad mediante los cuestionarios Gillette Functional Assessment Questionnaire (FAQ), Functional Mobility Scale (FMS) y Escala Funcional de la Sedestación (LSS).
- Gasto energético mediante el Physiological Cost Index (Ganjwala, 2011).
- Variables cinemáticas
  - Índice de simetría de la marcha
  - Índice de simetría de la pelvis:
    - Tilt
    - Oblicuidad
    - Rotación

### **3.4.2 Registro variables de estudio**

#### **3.4.2.1 Gross Motor Function Measure (GMFM)**

Para registrar la variable de la función motora gruesa, se administró el cuestionario GMFM-88. Se aplicó a todos los sujetos las subescalas B, D y E, que miden la funcionalidad en sedestación, funcionalidad en bipedestación y marcha, carrera y salto respectivamente.

La escala se administró con zapatos y con las órtesis dinámicas de pie en cada sujeto utilizaba habitualmente.

Se obtuvo el porcentaje en cada una de las subescalas, para cada uno de los sujetos.

#### **3.4.2.2 Habilidades funcionales de la movilidad.**

Para el registro de esta variable se utilizaron las escalas: Guillete Functional Assessment Questionnaire Walking Scale (FAQ) y Functional Mobility Scale (FMS), donde se solicitó a los padres o cuidadores principales, que valoraran la habilidad de marcha en el sujeto de la investigación.

Para tal fin, el fisioterapeuta mediante una entrevista estructurada, explicaba los diferentes ítems de la escala y solicitaba a los padres o cuidadores principales, que eligieran el nivel que correspondía con la funcionalidad en la marcha del sujeto.

El registro de la funcionalidad en sedestación se llevó a cabo mediante Level of Sitting Scale (LSS). El sujeto fue colocado en sedestación sobre un banco, sin que los pies contactaran con el suelo. Se puntuó la escala según el nivel de funcionalidad en sedestación, siempre que permaneciera 30 segundos en la condición testada.

#### **3.4.2.3 Gasto energético**

Para el registro de del Physiological Cost Index se le colocó al sujeto el pulsímetro y el monitor cardíaco, para el registro de la frecuencia cardíaca (fig.17). Se colocó al sujeto en condiciones de reposo, tumbado sobre su lado izquierdo sobre una cuña (fig.18) y se procedió al registro de la frecuencia cardíaca en reposo. Previamente se requirió que la frecuencia cardíaca se estabilizara. Una vez estabilizada se registró la frecuencia cardíaca durante un minuto de tiempo y al finalizar el mismo se obtuvo la media.

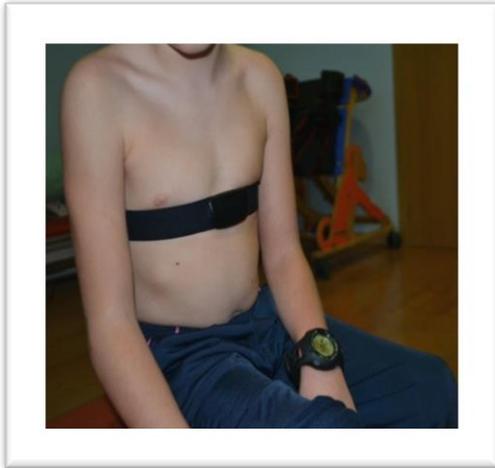


Figura 17. Colocación pulsímetro y monitor



Figura 18. Registro de la frecuencia cardíaca en reposo

Posteriormente se procedió a registrar la frecuencia cardíaca en marcha, para ello se le pidió al sujeto que caminara una distancia de 25m a lo largo de un pasillo. Para ello el sujeto iba calzado con sus zapatos habituales y dispuso de las ayudas técnicas que empleaba en su vida diaria para caminar. Estos productos de apoyo consistían en órtesis dinámicas de pie, trípodes, bastones o muletas y diferentes andadores, que le permitían realizar la marcha de forma independiente. Inmediatamente después de realizar el recorrido de 25 m, se calculó el promedio de la frecuencia cardíaca (fig.19).

Para el cálculo de la velocidad de la marcha se utilizó un cronómetro y se registró el tiempo invertido en recorrer la distancia en 25m. Igualmente el sujeto dispuso de todos los productos de apoyo que utilizaba en su vida diaria para la marcha. A partir de este valor se obtuvo la velocidad de la marcha en m/min (fig.19).



Figura 19. Registro de la frecuencia cardíaca y tiempo de caminar 25m

#### 3.4.2.4 Variables cinemáticas: Índice de simetría en la marcha y la pelvis

El registro de estas variables se realizó en los sujetos de nivel II y III según el GMFCS, ya que en los otros sujetos el uso de ayudas técnicas suponía un artefactado para la extrapolación de la información captada por el sensor inercial.

Para el registro de estas variables se requirió previamente tomar las medidas de la altura de la pierna, medida desde el trocánter mayor al suelo, con una cinta métrica. A continuación, se le colocó una cincha elástica cerrada con un velcro a la altura de la vértebra lumbar 5, en esta cincha se ancló el sensor inercial G-Walk, de BTS y se estableció la conexión vía bluetooth, para la conexión con el PC.

Tras colocar el sensor, el sujeto se colocó de pie en el inicio del pasillo de marcha, calzado con zapatos y con los productos de apoyo que habitualmente utilizaba. A la orden del fisioterapeuta de comenzar la marcha, el sujeto iniciaba el recorrido de 25 m caminando. Se evitó que los pacientes corrieran, realizando éstos el recorrido caminando relajadamente. Una vez alcanzados los 25 m se detenía la marcha.

El sistema extrapolaba de la información captada, todos los parámetros espacio-temporales de la marcha y cinemáticos de la pelvis y los presenta en forma de datos y gráficas en el PC.

### **3.5 PROTOCOLO**

#### **3.5.1 Protocolo de Experimentación**

El protocolo de experimentación consistió en lo siguiente:

1. Recogida de datos personales y antropométricos: nombre y apellidos, sexo, edad, peso, altura, diagnóstico clínico y nivel del GMFCS.
2. Información a los padres o cuidadores principales y cumplimentación de un formulario de consentimiento informado.
3. Registro de las variables de estudio, descrito en el apartado anterior.

Las pruebas para el registro de las diferentes variables de estudio, se llevaron a cabo en todos los sujetos en dos ocasiones: una semana previa a la realización de la intervención y una semana posterior a la finalización de la intervención, en un laboratorio de análisis de la marcha, a cargo de un fisioterapeuta experimentado en niños con lesión neurológica.

Las pruebas para el cálculo de la fiabilidad test-retest de las variables: Physiological Cost Index, Índice de simetría de la marcha e Índice de simetría de la pelvis se llevaron a cabo en 14 sujetos seleccionados aleatoriamente de la muestra, se registraron estas variables en dos ocasiones en el mismo día, con un intervalo de 30 minutos entre los dos registros, a cargo de un fisioterapeuta experimentado en niños con lesión neurológica.

#### **3.5.2 Protocolo de intervención**

El protocolo de la intervención se llevó a cabo durante un periodo continuado de 10 semanas, con intervenciones de 2 días por semana y una duración de 30 minutos por sesión. En las primeras sesiones de entrenamiento se contemplaba la posibilidad de realizar 1 o 2 periodos de descanso, de un minuto de duración o reducir el tiempo a 20 minutos de entrenamiento, en caso de que los sujetos no tuvieran la suficiente resistencia al entrenamiento.

Respecto a la velocidad de entrenamiento en marcha en el sistema robótico, se protocolizó según nivel del GMFCS. Nivel II y III: Comenzaron con 1.5 Km/h, aumentando progresivamente 0.5 Km/h según adaptación del sujeto al entrenamiento en cada sesión. Nivel IV y V: Comenzaron con 1 Km/h, aumentando progresivamente 0.5 km/h según adaptación del sujeto en cada sesión.

En concreto, en la tabla II y III figuran los protocolos de inicio de la intervención de los diferentes sujetos de investigación, basándonos en la literatura al respecto.

Tabla III: Protocolo nivel II y III según GMFCS

Tiempo de las subsesiones (minutos)	Velocidad (km/h)
3	1.5
5	2
5	2.5
5	3
12	3.5

Tabla IV: Protocolo nivel IV y V según GMFCS

Tiempo de las subsesiones (minutos)	Velocidad (km/h)
3	1
5	1.5
5	2
10	2.5
7	3

Respecto a la suspensión parcial del peso corporal se inició con una desgravación de 40% del peso del sujeto, hasta desgravación nula del peso corporal, con soporte de peso completo al final de la intervención. Se disminuyó progresivamente el porcentaje de peso soportado a lo largo del entrenamiento según los siguientes parámetros: empezará cada sesión en un 40% de peso soportado; se reducirá en base al nivel funcional y estado del sujeto (físico, emocional, motivación...) en fracciones de 5% el peso corporal soportado, tratando de disminuir el porcentaje de peso soportado al final de la sesión anterior.

El criterio seleccionado para modificar la suspensión de peso corporal y la velocidad se basó en la habilidad del niño en mantener el pie plano y extensión de rodilla en la fase de apoyo, valorado mediante la información de carga de peso que proporcionaba el sistema robótico en todo momento; el inicio de la fase de balanceo y siempre teniendo en cuenta la respuesta global del sujeto.

El entrenamiento en marcha en el sistema robótico CL1Walker, se llevó a cabo en el grupo control (EM) y el entrenamiento en marcha en el sistema robótico CL1Walker junto con inmersión en un programa de realidad virtual, se llevó a cabo en el grupo experimental (EMRV). Para ello se posicionó a todos los sujetos en el sistema CL1Walker y se inició el entrenamiento en marcha durante un periodo tiempo inicial de 3 minutos, para permitirle la adaptación a la actividad de caminar. A partir de ese momento en el grupo EM continuaba el entrenamiento sólo en el sistema robótico y además en el grupo EMRV se inició el juego. De manera que el sujeto tenía que caminar y al mismo tiempo estar jugando con el sistema ACT. En este estudio se protocolizó la siguiente configuración del juego:

- 5 subsesiones
- 3 minutos de duración de cada subsesión
- 1 minuto de descanso entre las subsesiones
- La velocidad de movimiento de los elementos en el nivel 5
- La dificultad se programó en modo adaptativo, empezando por un nivel 1 o 2. Así conforme el sujeto iba mejorando la puntuación el juego adaptativamente subía a un nivel mayor de dificultad.
- Área del juego grande.

Un fisioterapeuta, con amplia experiencia en trastornos de la marcha en sujetos con PCI, se encargaba de asistir la marcha al niño, situado en la parte anterior del sistema robótico. De manera que, sentado en la parte anterior facilitaba los componentes necesarios de la marcha, desde el control de las piernas del sujeto, según las necesidades y nivel de afectación de cada sujeto.

### **3.6. ANÁLISIS ESTADÍSTICO**

El análisis estadístico fue realizado con intención de tratar.

El cálculo del tamaño muestral fue realizado por un investigador externo no implicado en el procedimiento, y por consiguiente ciego a la intervención. Para el cálculo del tamaño muestral se utilizó el programa OpenEpi, versión 3. El cálculo se basó en la media y desviación estándar del índice de gasto energético pre-tratamiento y funcionalidad en bipedestación pre-tratamiento, correspondiente a los 10 primeros sujetos que participaron en el estudio. Para alcanzar un  $\alpha=0.05$ , con una potencia=80% y un intervalo de confianza=95, se requirió un tamaño de 9 sujetos por grupo, para la variable índice de gasto energético pre-tratamiento (fig. 20) y de 10 sujetos por grupo, para la funcionalidad en bipedestación pre-tratamiento (GMFM-D) (fig. 21). En previsión de posibles pérdidas de datos, en nuestro estudio participaron 12 sujetos por grupo.

<b>Tamaño de la muestra para comparar dos medias</b>			
<b>Información de entrada</b>			
Intervalo de confianza (2 lados)	95%		
Potencia	80%		
Razón del tamaño de la muestra (Grupo2/ Grupo 1)	1		
	<b>Grupo 1</b>	<b>Grupo 2</b>	<b>Diferencia *</b>
Media	5.28	1.56	3.72
Desviación estándar	3.82	0.79	
Varianza	14.5924	0.6241	
Tamaño de muestra del grupo 1	9		
Tamaño de muestra del grupo 2	9		
Tamaño total de la muestra	18		
Diferencia entre medias			

Figura 20. Tamaño muestral para la variable Physiological Cost Index pre-tratamiento

<b>Tamaño de la muestra para comparar dos medias</b>			
<b>Información de entrada</b>			
Intervalo de confianza (2 lados)	95%		
Potencia	80%		
Razón del tamaño de la muestra (Grupo2/ Grupo 1)	1		
	<b>Grupo 1</b>	<b>Grupo 2</b>	<b>Diferencia *</b>
Media	11.78	42.47	-30.69
Desviación estándar	15.46	30	
Varianza	239.012	900	
Tamaño de muestra del grupo 1	10		
Tamaño de muestra del grupo 2	10		
Tamaño total de la muestra	20		
Diferencia entre medias			

Figura 21. Tamaño muestral para la variable bipedestación (GMFM-D) pre-tratamiento

Para llevar a cabo los cálculos estadísticos se utilizó el programa SPSS versión 23.0 para Windows (SPSS Inc, Chicago, IL, EEUU). El punto de corte para la significación estadística fue una  $p < 0.05$ .

Las variables analizadas se clasifican del siguiente modo (Tabla V):

Tabla V. Variables del estudio

Variables dependientes	Factores	Naturaleza
GMFM (%)	Intervención:	Entre-sujetos
Subescala B	EM	
Subescala D	EMRV	Entre-sujetos
Subescala E	GMFCS:	
FMS	II	
FAQ	III	
LSS	IV	
Physiological Cost Index	V	Intra-sujetos
Índice simetría marcha (%)	Tiempo:	
Índice de simetría pelvis (%)	Pre-tratamiento	
	Post-tratamiento	

*EM: entrenamiento marcha sistema robótico; EMRV: entrenamiento marcha con sistema robótico combinado con realidad virtual; FAQ: Guillete Functional Assesment Questionnaire Walking Scale; FMS: Functional Mobility Scale; GMFM: Gross Motor Function Measure; LSS: Level of Sitting Scale*

Para determinar la fiabilidad del método establecido de algunas variables dependientes, se calculó el coeficiente de correlación intraclase (ICC) y se realizó una comparación de muestras relacionadas para descartar sesgos, mediante la prueba no paramétrica de Wilcoxon. El rango de valores del ICC se encuentra entre 0.0 hasta 1.0 y los descriptores son: “justa”, “moderada” y “alta fiabilidad”, asignando valores de corte entre 0.41-0.60, entre 0.61-0.80 y  $>0.80$ , respectivamente. Se calculó también la mínima diferencia de cambios clínicamente relevantes (MDC) (Segura-Ortí et al., 2011) para la variable Physiological Cost Index. El cambio mínimo detectable se define como la cantidad de cambio en una medida necesaria para concluir que la diferencia no es atribuible a error; es el cambio más pequeño que se encuentra fuera del rango esperado de error. El cálculo del MDC fue calculado con las siguientes fórmulas (Segura-Ortí et al., 2011):

$$SEM = SD \times \sqrt{(1 - r)}$$

Donde SEM es el error estándar de medida, que mide la fiabilidad absoluta y r es igual al ICC.

$$MDC_{90} = SEM \times 1.65 \times \sqrt{2}$$

El análisis del cumplimiento de normalidad de las variables para la selección del test estadístico adecuado, se realizó mediante el test de Kolmogorov-Smirnov. Las variables se describieron como media y desviación estándar en caso de distribución normal, y además como mediana y mínimo-máximo en caso de distribución no normal.

Respecto a la estadística inferencial, si las variables no seguían una distribución normal el análisis estadístico se realizó mediante técnicas no paramétricas, como Mann-Whitney (muestras independientes).

Para comprobar si la muestra era equivalente en sexo, diagnóstico médico y Sistema de Clasificación de Función Motora Gruesa (GMFCS) se han realizado tablas de contingencia aplicando la prueba chi-cuadrado o el test exacto de Fisher (en función de su idoneidad). El resto de medidas sociodemográficas, como la edad, altura y peso, junto con las variables de la muestra al inicio del estudio, como la velocidad de la marcha, gasto energético, funcionalidad en sedestación, bipedestación y marcha y simetría en la marcha y la pelvis, se compararon entre el grupo EM y EMRV utilizando la prueba t de Student para muestras independientes en el caso de distribución normal, o mediante la prueba de Mann-Whitney cuando la variable no siguió una distribución normal.

El método estadístico empleado para calcular las diferencias intergrupo fue un modelo anova mixto, con un factor intrasujetos (tiempo) en el que se diferencian dos niveles (pre/inicio y post) y dos factores entre sujetos (grupo y GMFCS) en el que se diferencian dos niveles en el factor grupo (EMRV y EM) y cuatro niveles en el factor GMFCS (II, III, IV, V). Se comprobó la igualdad de las matrices de covarianzas mediante la prueba de Box y la homogeneidad de varianzas mediante la prueba de Levene. Para ver las diferencias entre cada par de medidas, se utilizó Bonferroni como prueba post hoc. La significatividad para todos los casos se situó en  $p < 0.05$ .

También se estudió la correlación entre los cambios obtenidos en las variables principales del estudio, mediante el cálculo del coeficiente de correlación de Spearman. Para ello se emplearon las diferencias entre las medias de cada una de las variables al finalizar la intervención. Se considera una correlación baja  $\geq 0.1$ , media  $\geq 0.3$  y alta  $\geq 0.5$  (Cohen, 1988). La significatividad para todos los casos se situó en  $p < 0.05$ .



# Resultados

---



## 4. RESULTADOS

### 4.1. SUJETOS

Un total de 26 sujetos aceptaron participar en el estudio. Tras la entrevista inicial con los padres o cuidadores principales, 2 sujetos fueron excluidos debido a:

- No cumplir con el criterio diagnóstico de parálisis cerebral (n=1)
- Inyección de toxina botulínica previa en miembro inferior (n=1)

Finalmente 24 sujetos fueron incluidos en el estudio con edades comprendidas entre 5 y 15 años (11 mujeres y 13 hombres), distribuidos aleatoriamente en grupo experimental y control, para comparar los resultados obtenidos del entrenamiento en marcha mediante sistema robótico en las condiciones de uso de sistema de realidad virtual y sin ello (fig. 22).

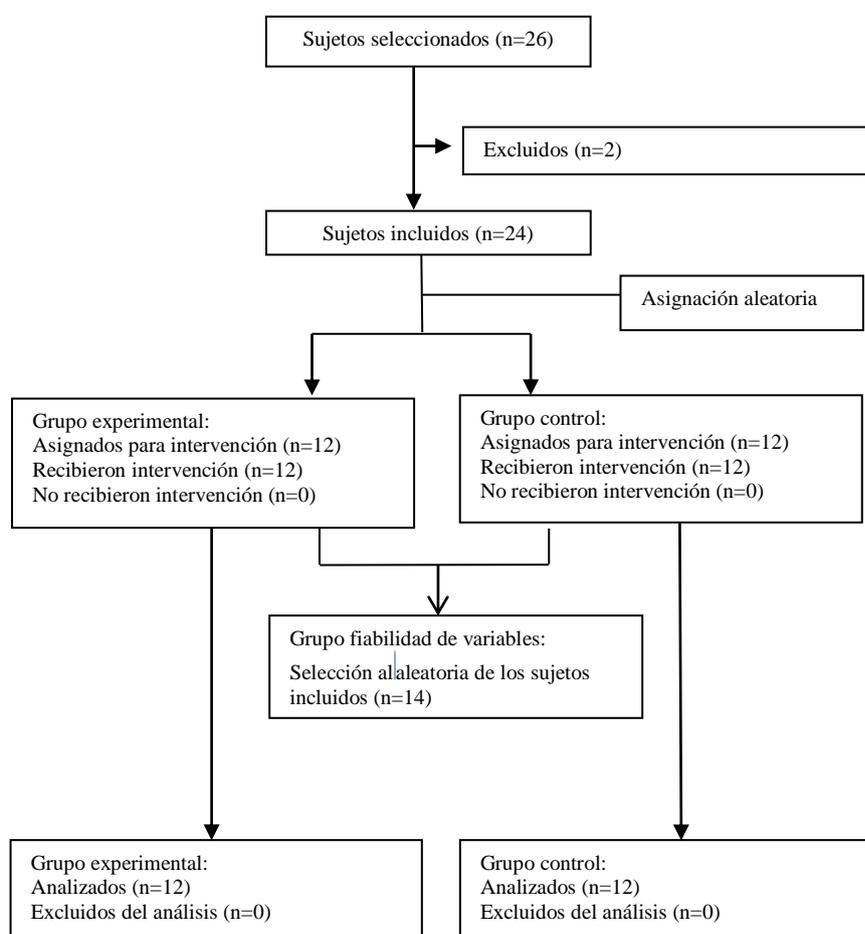


Figura 22. Diagrama de flujo de los sujetos del estudio

## 4.2. RESULTADOS DESCRIPTIVOS

### 4.2.1 DATOS SOCIODEMOGRAFICOS Y ANTROPOMETRICOS

A continuación se presenta un estudio comparativo de las características sociodemográficas y antropométricas de cada uno de los grupos, junto con las características clínicas iniciales generales (véase tabla VI y VII).

#### a) Edad

El rango de edad de los sujetos osciló entre los 5 y los 15 años, siendo la edad media de 8.2 (DE=2.1) años. La edad media de los sujetos del estudio no presentó diferencias significativas entre los grupos ( $p=0.927$ ).

#### b) Peso

El rango de peso de los sujetos osciló entre 17 y 43kg, siendo el peso medio de 25.3 (DE=6.2) kg. El peso medio de los sujetos fue similar en los dos grupos, no existiendo diferencia significativa entre la media de peso del grupo de entrenamiento en marcha mediante sistema robótico (EM) y la media de peso del grupo de entrenamiento en marcha mediante sistema robótico combinado con realidad virtual (EMRV) ( $p=0.643$ ).

#### c) Altura

El rango de altura de los sujetos osciló entre 108 y 145cm, siendo la talla de altura media de 118.5 (DE=10.8) cm. La altura media de los sujetos del estudio fue similar en los dos grupos, no existiendo diferencias significativas entre los mismos ( $p=0.117$ ).

#### d) Sexo

En relación al sexo los sujetos se distribuyeron con un mayor porcentaje de varones en el grupo EMRV y de mujeres en el grupo EM (75% y 66.6% respectivamente). La distribución de la muestra no fue homogénea en relación a esta variable (fig.23).

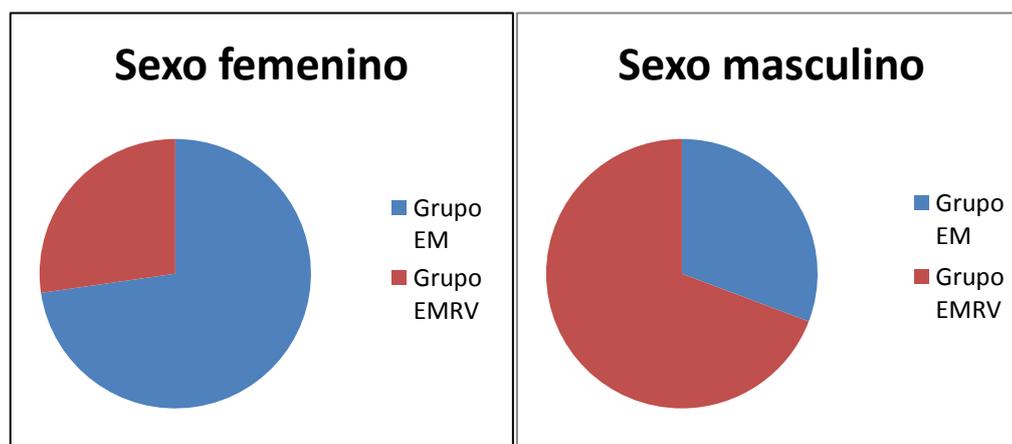


Figura 23. Distribución de los sujetos en relación al sexo  
120

### e) Diagnóstico clínico

Los sujetos que formaron parte de esta muestra se distribuyeron homogéneamente en los diferentes niveles de diagnóstico clínico, siendo el más frecuente el de diplejía espástica (33.3% del grupo EM y 50% del grupo EMRV). Le sigue el grupo de tetraplejía espástica y distónica, siendo más frecuente en ambos casos en el grupo de EM (25% grupo EM y 16.7% grupo EMRV) (fig. 24).

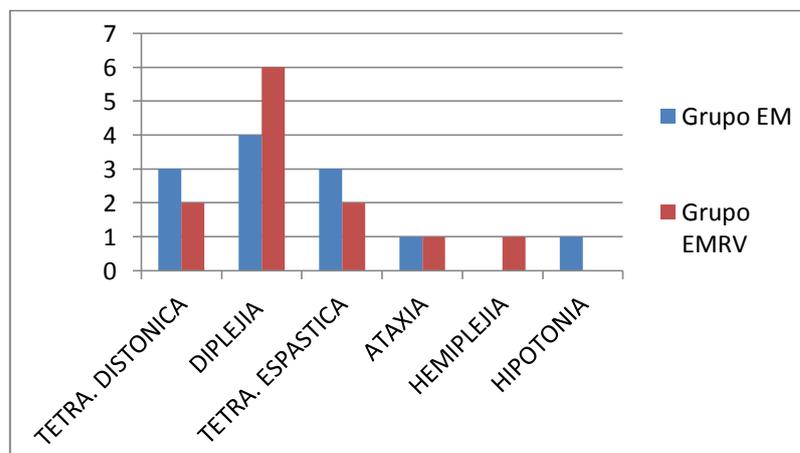


Figura 24. Diagnóstico médico de los sujetos de estudio

Tabla VI Características sociodemográficas y antropométricas de los sujetos

Variabes	EM n=12	EMRV n=12	P
<b>Edad</b> (años)	8.1±1.8	8.2±2.5	0.927
<b>Peso</b> (kg)	26±6.3	24.4±6.3	0.643
<b>Altura</b> (cm)	118.2±9.9	118.5±11.9	0.117
<b>Sexo</b> (% sujetos)			0.041*
Varones	33.3	75	
Mujeres	66.6	25	
<b>Diagnóstico clínico</b> (% sujetos)			0.731
Tetraplejía distónica	25	16.7	
Tetraplejía espástica	25	16.7	
Diplejía espástica	33.3	50	
Ataxia	8.3	8.3	
Hemiplejía	0	8.3	
Hipotonía	8.3	0	
<b>GMFCS</b> (% sujetos)			0.785
Nivel II	16.7	33.3	
Nivel III	33.3	33.3	
Nivel IV	25	16.7	
Nivel V	25	16.7	

Los valores son expresados como media ± desviación estándar. EM: entrenamiento robótico marcha; EMRV: entrenamiento robótico marcha combinado con realidad virtual; GMFCS: Gross Motor Function Classification System  
\*La diferencia de medias es significativa en el nivel .05

Tabla VII Características iniciales de los sujetos

Variables	EM n=12		EMRV n=12		P
	Media±DE	Mediana (min-max)	Media±DE	Mediana (min-máx)	
<b>Velocidad m/min</b>	13.68±10.67		23.74±16.31		0.082
<b>Frecuencia cardíaca marcha</b>	134±15.1		137±13.2		0.565
<b>Physiological Cost Index</b>	4.30±3.27		2.08±1.41		0.831
<b>GMFM (%)</b>					
Subescala B sedestación	64.25±32.01	69.1(15-100)	73.19±33.05	91.6(18.3-100)	0.338
Subescala D bipedestación	31.18±32.27		43.56±32.00		0.355
Subescala E marcha	19.19±25.28	8.6(0-73.3)	30.35±28.45	21.5(0-80)	0.340
<b>FMS</b>					
5m	2.00±1.48	1.5(1-5)	2.83±1.80	2(1-5)	0.270
50m	1.92±1.51	1(1-5)	2.58±1.56	2(1-5)	0.231
500m	1.75±1.55	1(1-5)	1.75±1.55	1(1-5)	1.000
<b>FAQ</b>	4.17±2.52	3(2-8)	5.50±2.54	6(1-9)	0.218
<b>LSS</b>	5.92±1.93	6(3-8)	6.33±2.19	8(3-8)	0.541
<b>Índice de simetría marcha (%)</b>	93.38±4.08		85.33±7.76		0.029*
<b>Índice de simetría pelvis (%)</b>					
Tilt	84.68±14.17		70.53±25.03		0.240
Oblicuidad	84.18±9.95		83.10±9.76		0.842
Rotación	77.67±18.21		75.03±16.99		0.785

Los valores de las variables con distribución normal se expresan como media ± desviación estándar. Los valores de las variables con distribución no normal se expresan como media ± desviación estándar y mediana (mínimo-máximo). EM: entrenamiento robótico marcha; EMRV: entrenamiento robótico marcha combinado con realidad virtual; FAQ: Guillelte Functional Assesment Questionnaire Walking Scale; FMS: Functional Mobility Scale System; GMFM: Gros Motor Function Measure; LSS: Level of Sitting Scale. \*La diferencia de medias es significativa en el nivel .05

#### f) GMFCS

En relación al GMFCS los sujetos se distribuyeron homogéneamente en ambos grupos, siendo el grupo más frecuente los sujetos pertenecientes al nivel III de la GMFCS (33.3% en los dos grupos). En el grupo EM se encuentra un mayor número de sujetos pertenecientes a los niveles IV y V, que en el grupo EMRV (25% y 16.7% respectivamente) (fig. 25).

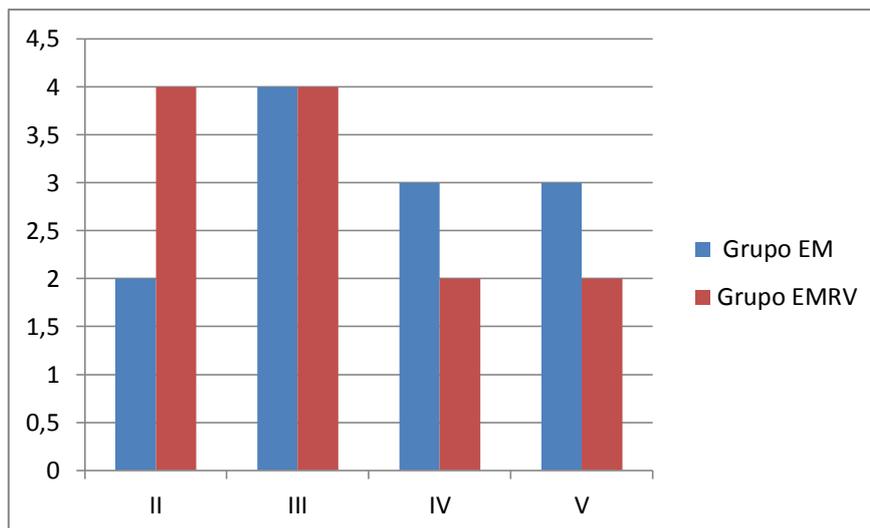


Figura 25. Gross Motor Function Classification System (GMFCS) de los sujetos de estudio

El resto de variables de la muestra, salvo la variable índice de simetría en la marcha, no mostró diferencias significativas entre los grupos EM y EMRV en la medición inicial (pre-tratamiento), lo que demuestra el éxito de la aleatorización ya que los grupos eran homogéneos en términos de todas estas variables (tabla VII).

#### 4.3. FIABILIDAD TEST-RETEST Y CONSISTENCIA INTEROBSERVADOR

Como muestra la tabla VIII, el ICC obtenido para la repetibilidad del Physiological Cost Index es de 0.99 (IC95%: 0.97-0.99), para el índice de simetría de la marcha es de 0.90 (IC95%: 0.69-0.97), así como para los índices de simetría de la pelvis: tilt 0.99 (IC95%: 0.98-0.99), oblicuidad 0.99 (IC95%: 0.990-0.999) y rotación 0.99 (IC95%: 0.98-0.99) respectivamente. De manera que, la repetibilidad de las variables de estudio mostró alta fiabilidad (>0.8).

La mínima diferencia para apreciar cambios clínicamente relevantes (MDC) mediante el Physiological Cost Index ha sido establecida en 0.25 (IC 95% 0.16-0.49).

Tabla VIII. Test-retest variables de estudio

Variable	Pre	Post	ICC	MDC
	Media $\pm$ DE			
Physiological Cost Index (latidos/m)	0.97 $\pm$ 1.09	1.08 $\pm$ 1.24	0.99 (0.97-0.99)	0.25 (0.16-0.49)
Índice simetría marcha (%)	91.37 $\pm$ 6.90	92.83 $\pm$ 6.83	0.90 (0.69-0.97)	
Índice simetría pelvis (%)				
Tilt	79.55 $\pm$ 23.01	80.38 $\pm$ 21.38	0.99 (0.98-0.99)	
Oblicuidad	78.57 $\pm$ 26.20	79.42 $\pm$ 26.23	0.99 (0.990-0.999)	
Rotación	78.02 $\pm$ 26.20	77.08 $\pm$ 26.56	0.99 (0.98-0.99)	

*Los valores de las variables se expresan como media  $\pm$  desviación estándar. Entre paréntesis se presentan los intervalos de confianza de la media al 95%. ICC: coeficiente de correlación intraclase; MDC: cambio clínicamente relevante. La medición se realizó el mismo día con un intervalo de 30 minutos.*

#### 4.4 RESULTADOS EXPERIMENTALES ANOVA MIXTO

##### 4.4.1 Cuestionario GMFM

Según los resultados obtenidos en el ANOVA mixto en el cuestionario GMFM **subescala B** (sedestación), no se encuentran diferencias significativas entre los grupos de tratamiento EM y EMRV ( $p=0.887$ ), independientemente del tiempo (tabla IX).

Tabla IX. Pruebas de efectos inter-sujetos en el cuestionario GMFM

Variables		F	p-valor	Tamaño del efecto
Subescala B	Grupo	0.02	0.887	0.001
Subescala D	Grupo	0.33	0.573	0.020
Subescala E	Grupo	0.04	0.852	0.002

*GMFM: Gross Motor Function Measure*

Los resultados del cuestionario GMFM (tabla X) muestran para la **subescala B** (sedestación) una significación estadística en el efecto principal del factor tiempo ( $p<0.001$ ; tamaño del efecto

0.867), de manera que en las comparaciones por pares se observa que ambos grupos experimentan un aumento estadísticamente significativo en la puntuación de la habilidad de la sedestación en la post- intervención, respecto a los valores iniciales (media  $\pm$  desviación estándar, EM vs EMRV: de  $64.25 \pm 32.01$  a  $73.18 \pm 26.94$  vs de  $73.19 \pm 33.05$  a  $83.05 \pm 24.33$ ) (fig. 26). Se observa una significación estadística en el efecto principal de la interacción de los factores grupo y tiempo ( $p=0.047$ : tamaño del efecto 0.225), al igual que en los factores GMFCS y tiempo ( $p<0.001$ : tamaño del efecto 0.828), siendo los niveles IV y V los que mayores mejorías alcanzan, incrementándose un 62.8% y un 49.6% respectivamente, después de realizar la intervención, de forma significativa (tabla XV).

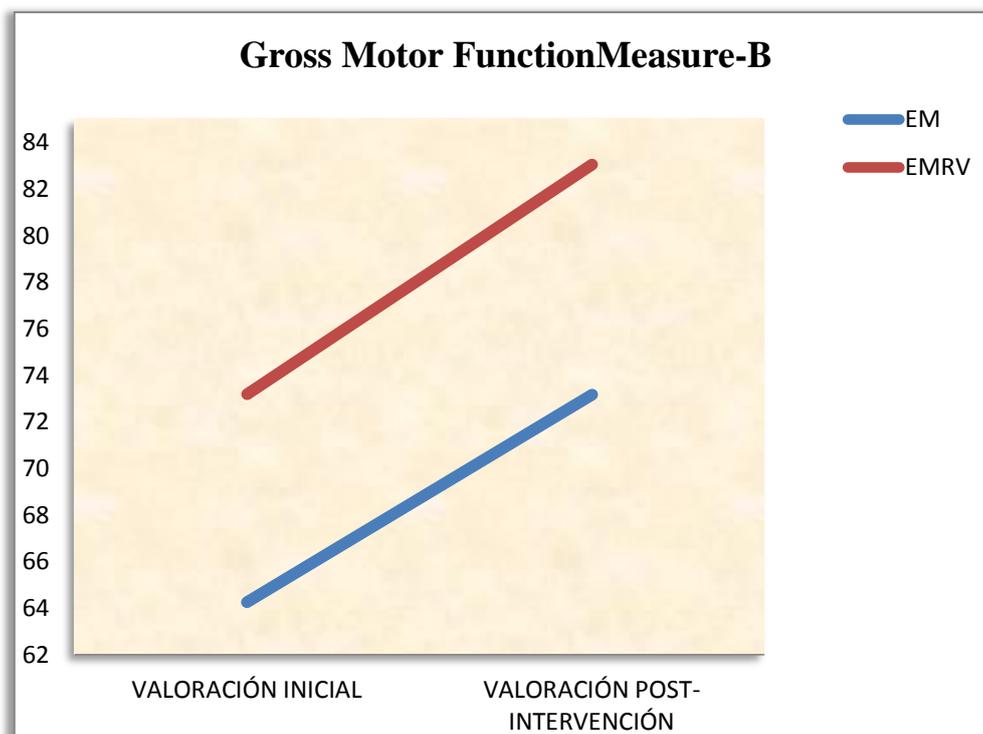


Figura 26. Resultados del cuestionario Gross Motor Function Measure-B en los diferentes periodos

Según los resultados obtenidos en el ANOVA mixto en el cuestionario GMFM **subescala D** (bipedestación), no hay diferencias significativas entre los grupos de tratamiento EM y EMRV ( $p=0.573$ ), independientemente del tiempo (tabla IX).

Los resultados de la **subescala D** (bipedestación) del GMFM (Tabla X) muestran una significación estadística de los efectos principales del factor tiempo ( $p < 0.001$ ; tamaño del efecto 0.719). En las comparaciones por pares se observa que ambos grupos experimentan un aumento estadísticamente significativo en la puntuación de este cuestionario tras la finalización del tratamiento (post- intervención), respecto del valor inicial (media  $\pm$  desviación estándar, EM vs EMRV: de  $31.18 \pm 32.27$  a  $36.54 \pm 32.35$  vs de  $45.56 \pm 32.00$  a  $55.32 \pm 33.72$ ) (fig. 27). En dicha subescala, también se muestra una significación estadística en el efecto principal de la interacción de los factores grupo y tiempo ( $p = 0.032$ ; tamaño del efecto 0.258), por lo que existen diferencias significativas entre el grupo EM y EMR, a favor del grupo EMRV, en la puntuación que mide la habilidad de bipedestación como consecuencia de la intervención realizada. Así mismo, se encontró una significación estadística de los efectos principales de la interacción de los factores GMFCS y tiempo ( $p = 0.014$ ; tamaño del efecto 0.475), siendo el grupo de nivel IV el que obtuvo la mayor mejoría en la función de bipedestación tras la intervención, incrementándose un 117.7%, de forma significativa (tabla XV).

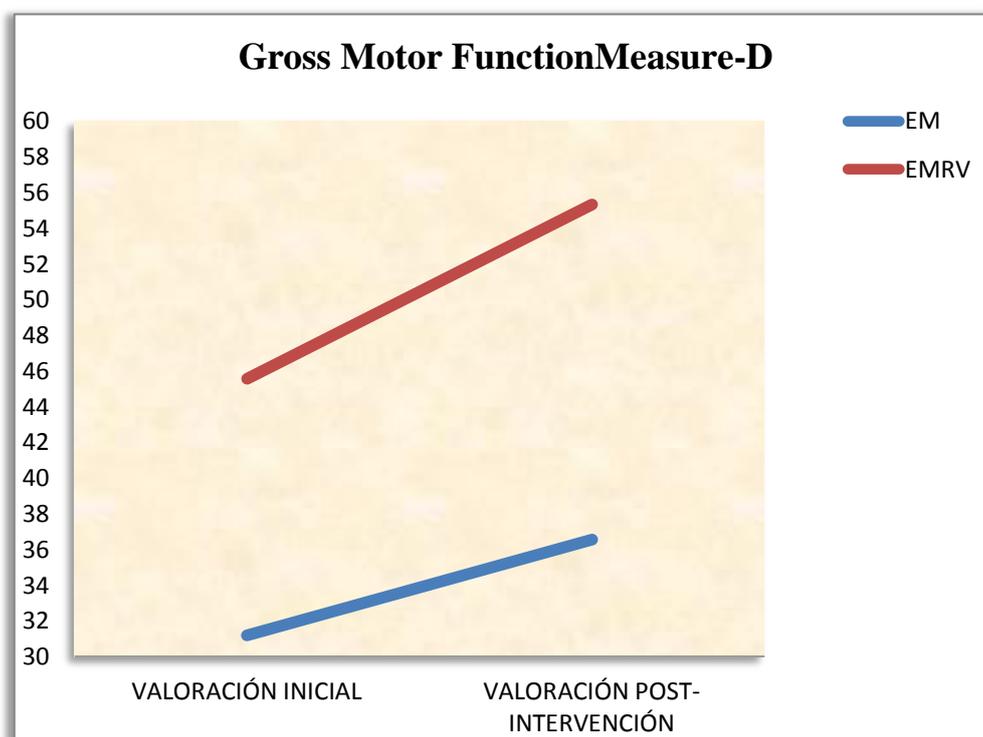


Figura 27. Resultados del cuestionario Gross Motor Function Measure-D en los diferentes periodos

Los resultados entre-sujetos obtenidos en el ANOVA mixto en el cuestionario GMFM **subescala E** (caminar, correr y saltar), no muestran diferencias significativas entre los grupos de tratamiento EM y EMRV ( $p = 0.852$ ), independientemente del tiempo (tabla IX).

Los resultados del cuestionario GMFM (tabla X) muestran para la **subescala E** (caminar, correr y saltar) una significación estadística en el efecto principal del factor tiempo ( $p=0.001$ ; tamaño del efecto 0.484), de manera que en las comparaciones por pares se observa que ambos grupos experimentan un aumento estadísticamente significativo en la puntuación de la habilidad de la marcha, carrera y salto en la post- intervención, respecto a los valores iniciales (media  $\pm$  desviación estándar, EM vs EMRV: de  $19.19 \pm 25.28$  a  $27.23 \pm 31.34$  vs de  $30.35 \pm 28.45$  a  $37.24 \pm 29.92$ ) (fig. 28). No existen diferencias entre el grupo EM y EMRV, en la puntuación de dicha subescala, como consecuencia de la intervención realizada. Sí que se observan diferencias significativas en el efecto principal de la interacción de los factores GMFCS y tiempo, siendo los grupos de los niveles IV y V los que mayores mejorías alcanzan, en relación a la puntuación medida por este cuestionario, con incrementos del 70 y 450% respectivamente, aunque no fueron estadísticamente significativas (tabla XV).

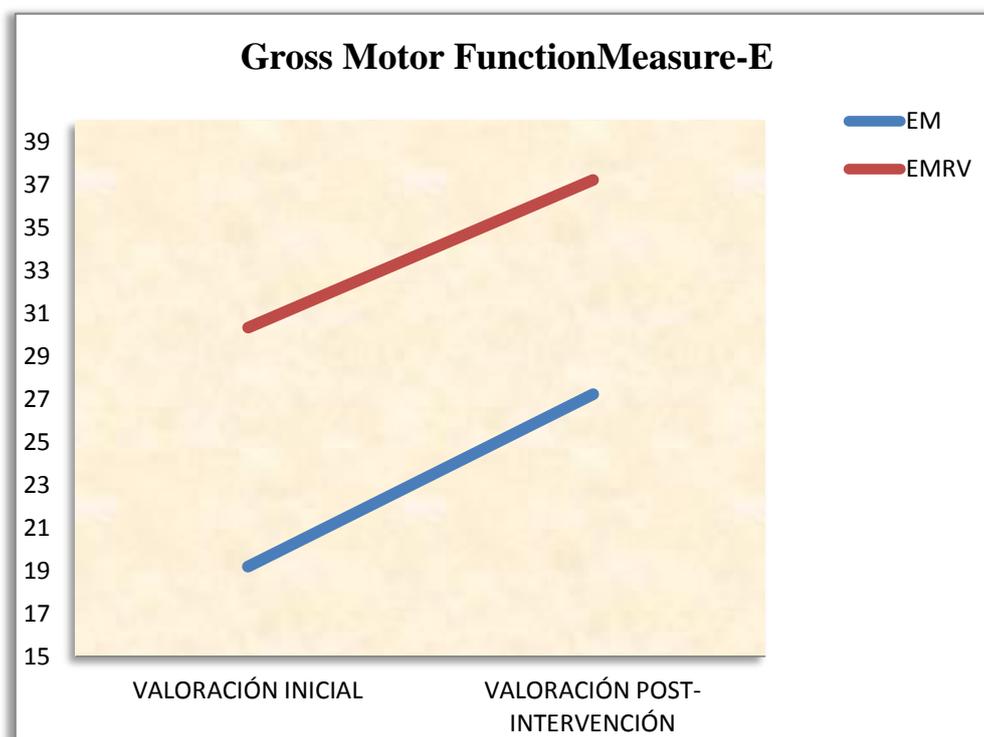


Figura 28. Resultados del cuestionario Gross Motor Function Measure-E en los diferentes periodos

Tabla X. Resultados y prueba de los efectos intra-sujeto en el cuestionario GMFM

Variables	Grupo	Media $\pm$ DE		Análisis de varianza (tiempo), p -valor, tamaño del efecto	Análisis de varianza (grupo x tiempo), p -valor, tamaño del efecto	Análisis de varianza (GMFCS x tiempo), p -valor, tamaño del efecto
		Inicio	Post-intervención			
GMFM SUBESCALA B %	EM	<b>64.25</b> $\pm$ 32.01	<b>73.18</b> $\pm$ 26.94	F=104.48 0.000*	F=4.64 0.047*	F=25.69 0.000*
	EMRV	<b>73.19</b> $\pm$ 33.05	<b>83.05</b> $\pm$ 24.33			
GMFM SUBESCALA D %	EM	<b>31.18</b> $\pm$ 32.27	<b>36.54</b> $\pm$ 32.35	F=41.04 0.000*	F=5.55 0.032*	F=4.81 0.014*
	EMRV	<b>43.56</b> $\pm$ 32.00	<b>55.32</b> $\pm$ 33.72			
GMFM SUBESCALA E %	EM	<b>19.19</b> $\pm$ 25.28	<b>27.23</b> $\pm$ 31.34	F=15.01 0.001*	F=0.20 0.661	F=3.76 0.032*
	EMRV	<b>30.35</b> $\pm$ 28.45	<b>37.24</b> $\pm$ 29.92			

Los valores de las variables se expresan como media  $\pm$  desviación estándar. EM: entrenamiento marcha; EMRV: entrenamiento marcha con realidad virtual; GMFM: Gros Motor Function Measure. \*.La diferencia de medias es significativa en el nivel .05.

#### 4.4.2 Escala FAQ

Según los resultados obtenidos en el ANOVA mixto en el cuestionario **FAQ**, hay diferencias significativas entre los grupos de tratamiento EM y EMRV ( $p=0.006$ ), independientemente del tiempo (tabla XI).

Tabla XI. Pruebas de efectos inter-sujetos en el cuestionario FAQ

Variables		F	p-valor	Tamaño del efecto
FAQ	Grupo	10.12	0.006*	0.387

\*.La diferencia de medias es significativa en el nivel .05. FAQ: Guillete Functional Assesment Questionnaire Walking Scale.

Los resultados del cuestionario **FAQ** (valora marcha con o sin los dispositivos de ayuda técnica) (Tabla XII) muestran una significación estadística de los efectos principales del factor tiempo ( $p < 0.001$ ; tamaño del efecto 0.833). En las comparaciones por pares se observa que ambos grupos experimentan un aumento estadísticamente significativo en la puntuación de esta escala, a la finalización del tratamiento (post- intervención), respecto del valor inicial (media  $\pm$  desviación estándar, EM vs EMRV: de  $4.17 \pm 2.52$  a  $4.75 \pm 2.18$  vs de  $5.50 \pm 2.54$  a  $7.00 \pm 2.09$ ) (fig. 29). Se encontró también una significación estadística de los efectos principales de la interacción de los factores grupo y tiempo ( $p < 0.001$ ; tamaño del efecto 0.555), es decir el grupo de EMRV experimenta un incremento significativo en la habilidad de la marcha que mide esta escala, respecto al grupo EM, después de la intervención. Así mismo, se encontró una significación estadística de los efectos principales de la interacción de los factores GMFCS y tiempo ( $p = 0.028$ ; tamaño del efecto 0.425), siendo el grupo del nivel IV y V los que mayores cambios alcanzaron después de realizar la intervención, con incrementos del 53.8 y 66.7% respectivamente, de forma significativa (tabla XV).

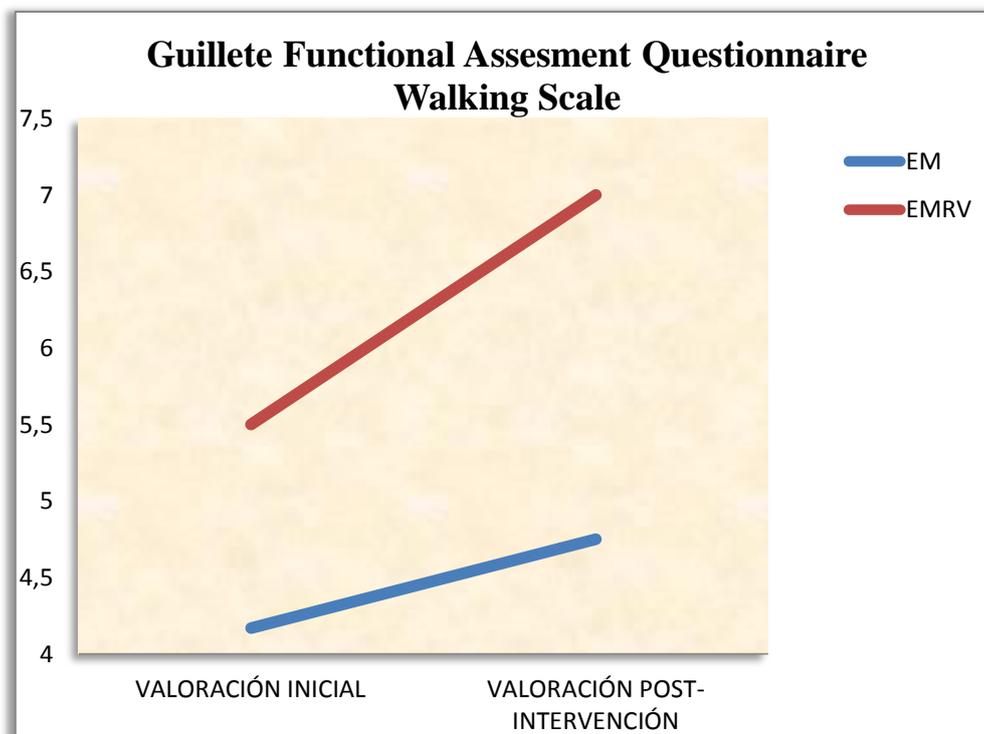


Figura 29. Resultados del cuestionario Guillete Functional Assesment Questionnaire Walking Scale en los diferentes periodos

Tabla XII. Resultados y prueba de los efectos intra-sujeto en el cuestionario FAQ

Variables	Grupo	Media $\pm$ DE		Análisis de varianza (tiempo), p -valor, tamaño del efecto	Análisis de varianza (grupo x tiempo), p -valor, tamaño del efecto	Análisis de varianza (GMFCS x tiempo), p -valor, tamaño del efecto
		Inicio	Post-intervención			
FAQ	EM	4.17 $\pm$ 2.52	4.75 $\pm$ 2.18	F=79.75 0.000*	F=19.94 0.000*	F=3.94 0.028*
	EMRV	5.50 $\pm$ 2.54	7.00 $\pm$ 2.09	0.833	0.555	0.425

Los valores de las variables se expresan como media  $\pm$  desviación estándar. EM: entrenamiento marcha; EMRV: entrenamiento marcha con realidad virtual; FAQ: Guillete Functional Assesment Questionnaire Walking Scale.\*La diferencia de medias es significativa en el nivel .05.

#### 4.4.3 Escala FMS

Según los resultados obtenidos en el ANOVA mixto en la escala **FMS 5m**, hay diferencias significativas entre los grupos de tratamiento EM y EMRV ( $p=0.005$ ), independientemente del tiempo (tabla XIII).

Los resultados de la escala **FMS en la distancia de 5m** (marcha en distancia domiciliaria) (Tabla XIV) ha mostrado una significación estadística en el efecto principal del factor tiempo ( $p<0.001$ ; tamaño del efecto 0.596), de manera que en las comparaciones por pares se observa que ambos grupos experimentan un aumento estadísticamente significativo en la puntuación de la habilidad de recorrer 5m en la post- intervención, respecto a los valores iniciales (media  $\pm$  desviación estándar, EM vs EMRV: de 2.00  $\pm$  1.48 a 2.25  $\pm$  1.71 vs de 2.83  $\pm$  1.80 a 3.92  $\pm$  1.88) (fig. 30). Los resultados para esta variable también muestran una significación estadística del efecto principal de la interacción de los factores grupo y tiempo ( $p=0.013$ ; tamaño del efecto 0.331), es decir, al comparar los valores iniciales con los obtenidos al finalizar la intervención, se observó un incremento significativo en la capacidad de desplazarse 5m en el grupo EMRV respecto al grupo EM. De la misma forma, el efecto principal de los factores GMFCS y tiempo fueron estadísticamente significativos en esta variable ( $p=0.004$ ; tamaño del efecto 0.549), siendo el nivel III el que obtuvo mayor mejoría, con un incremento del 61.3% (tabla XV)

Tabla XIII. Pruebas de efectos inter-sujetos en la escala FMS

Variables		F	p-valor	Tamaño del efecto
5m	Grupo	10.64	0.005*	0.399
50m	Grupo	2.34	0.146	0.128
500m	Grupo	0.08	0.776	0.005

\*La diferencia de medias es significativa en el nivel .05.FMS: Functional Mobility Scale System

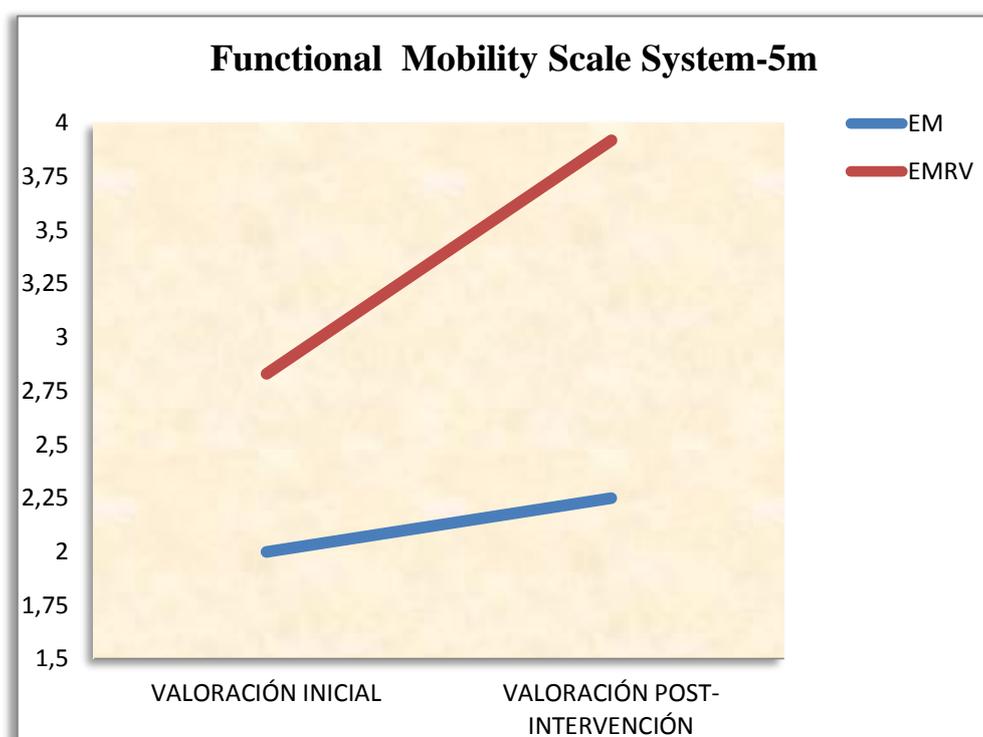


Figura 30. Resultados de la escala Functional Mobility Scale System 5m en los diferentes periodos

Según los resultados obtenidos en el ANOVA mixto en la escala **FMS 50m**, no hay diferencias significativas entre los grupos de tratamiento EM y EMRV ( $p=0.146$ ), independientemente del tiempo (tabla XIII).

Los resultados de la escala FMS **50m** (marcha en distancias rutinarias) (Tabla XIV) muestran una significación estadística de los efectos principales del factor tiempo ( $p<0.001$ ; tamaño del efecto 0.734). En las comparaciones por pares se observa que ambos grupos experimentan un aumento estadísticamente significativo en la puntuación de este cuestionario tras la finalización del tratamiento (post- intervención), respecto del valor inicial (media  $\pm$  desviación estándar, EM

vs EMRV: de  $1.92 \pm 1.51$  a  $2.00 \pm 1.54$  vs de  $2.58 \pm 1.56$  a  $3.58 \pm 1.78$ ) (fig. 31). En dicha escala, también se muestra una significación estadística en el efecto principal de la interacción de los factores grupo y tiempo ( $p < 0.001$ ; tamaño del efecto 0.674), por lo que existen diferencias entre el grupo EM y EMRV, en la puntuación al recorrer 50m como consecuencia de la intervención realizada a favor del grupo EMRV. Así mismo, se encontró una significación estadística de los efectos principales de la interacción de los factores GMFCS y tiempo ( $p = 0.003$ ; tamaño del efecto 0.569), siendo los grupos de los niveles III y IV los que obtuvieron la mayor mejoría en la función de realizar marcha en distancias rutinarias, con incrementos del 40.8% y 40% respectivamente, de forma significativa (tabla XV).

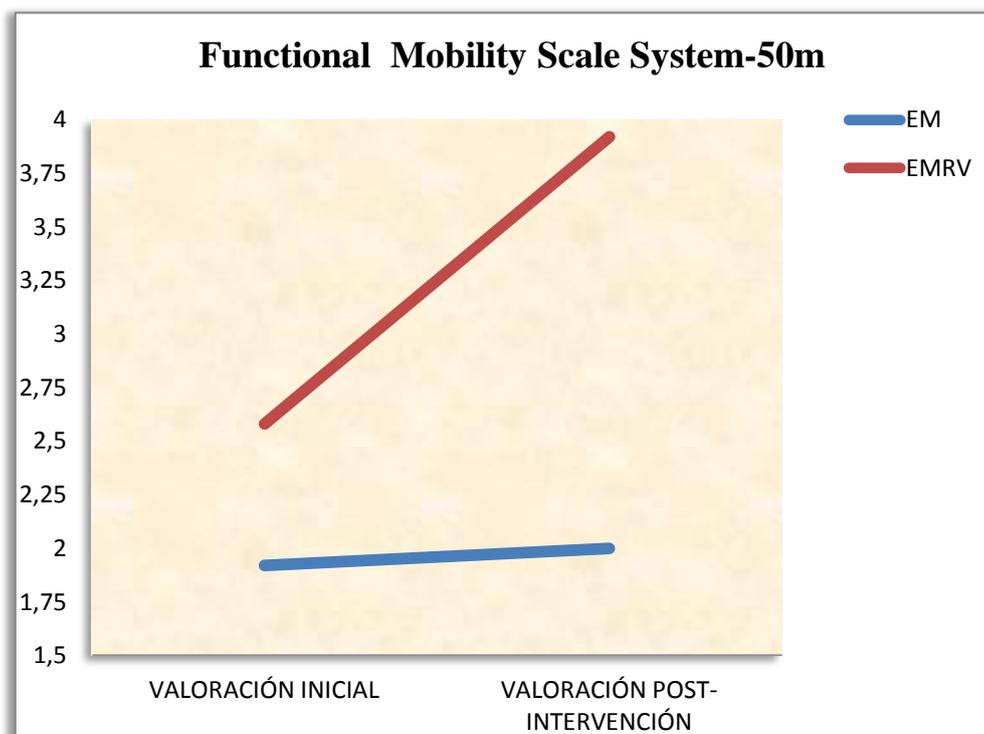


Figura 31. Resultados de la escala Functional Mobility Scale System 50m en los diferentes periodos

Según los resultados obtenidos en el ANOVA mixto en la escala **FMS 500m**, no hay diferencias significativas entre los grupos de tratamiento EM y EMRV ( $p = 0.776$ ), independientemente del tiempo (tabla XIII).

Los resultados de la escala FMS en la distancia de **500m** (marcha en distancia comunitarias) (Tabla XIV) ha mostrado una significación estadística en el efecto principal del factor tiempo

( $p=0.006$ ; tamaño del efecto 0.386), de manera que en las comparaciones por pares se observa que el grupo EMRV experimentan un aumento estadísticamente significativo en la puntuación de la habilidad de recorrer 500m en la post- intervención, respecto a los valores iniciales (media  $\pm$  desviación estándar, de  $1.75 \pm 1.55$  a  $2.83 \pm 1.90$ ), mientras que el grupo EM mantiene los mismos resultados (fig. 32). Los resultados para esta variable también muestran una significación estadística del efecto principal de la interacción de los factores grupo y tiempo ( $p=0.006$ ; tamaño del efecto 0.386). es decir al comparar los valores iniciales con los obtenidos al finalizar la intervención, se observó un incremento significativo en la capacidad de desplazarse 500m en el grupo EMRV respecto al grupo EM. De la misma forma, el efecto principal de los factores GMFCS y tiempo fueron estadísticamente significativos en esta variable ( $p=0.045$ ; tamaño del efecto 0.386), siendo los niveles II y III los que obtuvieron mayores mejorías (tabla XV).

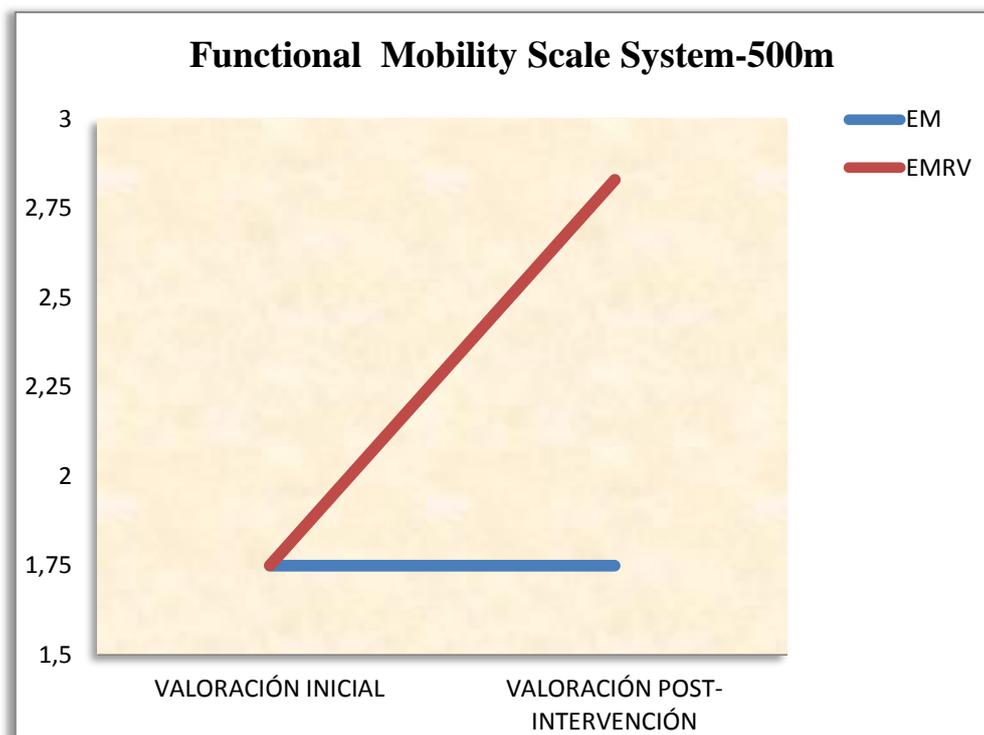


Figura 32. Resultados de la escala Functional Mobility Scale System 500m en los diferentes periodos

Tabla XIV. Resultados y prueba de los efectos intra-sujeto para la escala FMS

Variables	Grupo	Media $\pm$ DE		Análisis de varianza (tiempo), p -valor, tamaño del efecto	Análisis de varianza (grupo x tiempo), p -valor, tamaño del efecto	Análisis de varianza (GMFCS x tiempo), p -valor, tamaño del efecto
		Inicio	Post- intervención			
FMS 5m	EM	<b>2.00</b> $\pm$ 1.48	<b>2.25</b> $\pm$ 1.71	F=23.58 0.000*	F=7.90 0.013*	F=6.50 0.004*
	EMRV	<b>2.83</b> $\pm$ 1.80	<b>3.92</b> $\pm$ 1.88	0.596	0.331	0.549
FMS 50m	EM	<b>1.92</b> $\pm$ 1.51	<b>2.00</b> $\pm$ 1.54	F=44.08 0.000*	F=33.11 0.000*	F=7.04 0.003*
	EMRV	<b>2.58</b> $\pm$ 1.56	<b>3.58</b> $\pm$ 1.78	0.734	0.674	0.569
FMS 500m	EM	<b>1.75</b> $\pm$ 1.55	<b>1.75</b> $\pm$ 1.55	F=10.08 0.006*	F=10.08 0.006*	F=3.36 0.045*
	EMRV	<b>1.75</b> $\pm$ 1.55	<b>2.83</b> $\pm$ 1.90	0.386	0.386	0.386

*Los valores de las variables se expresan como media  $\pm$  desviación estándar. EM: entrenamiento marcha; EMRV: entrenamiento marcha con realidad virtual; FMS: Functional Mobility Scale System.\*.La diferencia de medias es significativa en el nivel .05.*

Tabla XV. Resultados GMFCS al inicio y final de la intervención respecto a las variables GMFM, FAQ, FMS, LSS y Physiological Cost Index

		Media±DE			
Variabes	Tiempo	GMFCS			
		II	III	IV	V
GMFM SUBESCALA B %	Inicio	99.44±1.36	89.74±5.32	36.93±13.47	29.98±16.42
	Post	100±0.00	93.74±5.02	60.13±18.58	44.85±19.64
	p-valor	0.851	<b>0.040</b>	<b>0.000</b>	<b>0.000</b>
GMFM SUBESCALA D %	Inicio	77.77±8.68	47.72±15.77	8.70±5.89	1.00±1.37
	Post	84.19±8.64	61.24±14.30	18.94±12.21	2.52±1.80
	p-valor	<b>0.036</b>	<b>0.000</b>	<b>0.001</b>	0.534
GMFM SUBESCALA E %	Inicio	64.99±12.78	24.07±9.13	2.00±1.22	0.40±0.89
	Post	72.90±9.30	38.52±16.43	3.40±2.07	2.20±1.30
	p-valor	<b>0.029</b>	<b>0.000</b>	0.667	0.603
FAQ	Inicio	8.00±0.63	5.75±1.04	2.60±0.89	1.80±0.45
	Post	8.50±0.84	6.88±1.13	4.00±1.41	3.00±0.71
	p-valor	0.147	<b>0.000</b>	<b>0.000</b>	<b>0.000</b>
FMS 5m	Inicio	5.00±0.00	2.25±0.71	1.00±0.00	1.00±0.00
	Post	5.50±0.55	3.63±1.30	1.40±0.55	1.00±0.00
	p-valor	0.061	<b>0.000</b>	0.074	1.000
FMS 50m	Inicio	4.50±0.84	2.13±0.84	1.00±0.00	1.00±0.00
	Post	5.17±0.75	3.00±1.31	1.40±0.55	1.00±0.00
	p-valor	<b>0.003</b>	<b>0.000</b>	<b>0.004</b>	1.000
FMS 500m	Inicio	3.83±1.84	1.13±0.35	1.00±0.00	1.00±0.00
	Post	5.00±0.89	1.88±0.99	1.00±0.00	1.00±0.00
	p-valor	<b>0.004</b>	<b>0.003</b>	1.000	1.000
LSS	Inicio	8.00±0.00	7.50±0.76	4.40±0.55	3.40±0.55
	Post	8.00±0.00	8.00±0.00	5.80±0.45	4.40±0.55
	p-valor	1.000	<b>0.024</b>	<b>0.000</b>	<b>0.001</b>
Physiological Cost Index	Inicio	1.27±1.11	1.96±0.47	5.02±3.45	6.53±2.24
	Post	0.93±1.17	1.36±0.46	4.12±3.54	5.23±3.11
	p-valor	<b>0.031</b>	<b>0.000</b>	<b>0.000</b>	<b>0.000</b>

Los valores de las variables se expresan como media ± desviación estándar. FAQ: Guillete Functional Assessment Questionnaire Walking Scale; FMS: Functional Mobility Scale System GMFCS: Gross Motor Function Classification System (niveles II-V); GMFM: Gross Motor Function Measure; LSS: Level of Sitting Scale.

#### 4.4.4 Escala LSS

Según los resultados obtenidos en el ANOVA mixto en la escala LSS, no hay diferencias significativas entre los grupos de tratamiento EM y EMRV ( $p=0.235$ ), independientemente del tiempo (tabla XVI).

Tabla XVI. Pruebas de efectos inter-sujetos en la escala LSS

Variables		F	p-valor	Tamaño del efecto
LSS	Grupo	1.60	0.235	0.138

*\*La diferencia de medias es significativa en el nivel .05. LSS: Level of Sitting Scale*

Por lo que respecta a la escala LSS (capacidad de mantener la sedestación teniendo en cuenta el soporte necesario) (tabla XVII), únicamente se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los efectos principales del factor tiempo ( $P<0.01$ ; tamaño del efecto 0.716). Dichas diferencias fueron observadas al comparar los valores iniciales con los obtenidos en la post intervención (fig. 33). Es decir, el conjunto de los sujetos de estudio mejoran después de la intervención (media  $\pm$  desviación estándar, EM vs EMRV: de  $5.92\pm 1.93$  a  $6.50\pm 1.68$  vs de  $6.33\pm 2.19$  a  $7.08\pm 1.44$ ), pero no existen diferencias entre ellos en función de la intervención recibida, ya que la interacción del factor tiempo y grupo no fue significativa. Por otro lado, se encontró una significación estadística de los efectos principales de la interacción de los factores GMFCS y tiempo ( $p=0.003$ ; tamaño del efecto 0.565), siendo el grupo del nivel IV y V los que mayores cambios alcanzaron, de forma significativa, respecto a los niveles II y III después de realizar la intervención, con incrementos del 31.8 y 29.4% respectivamente (tabla XV).

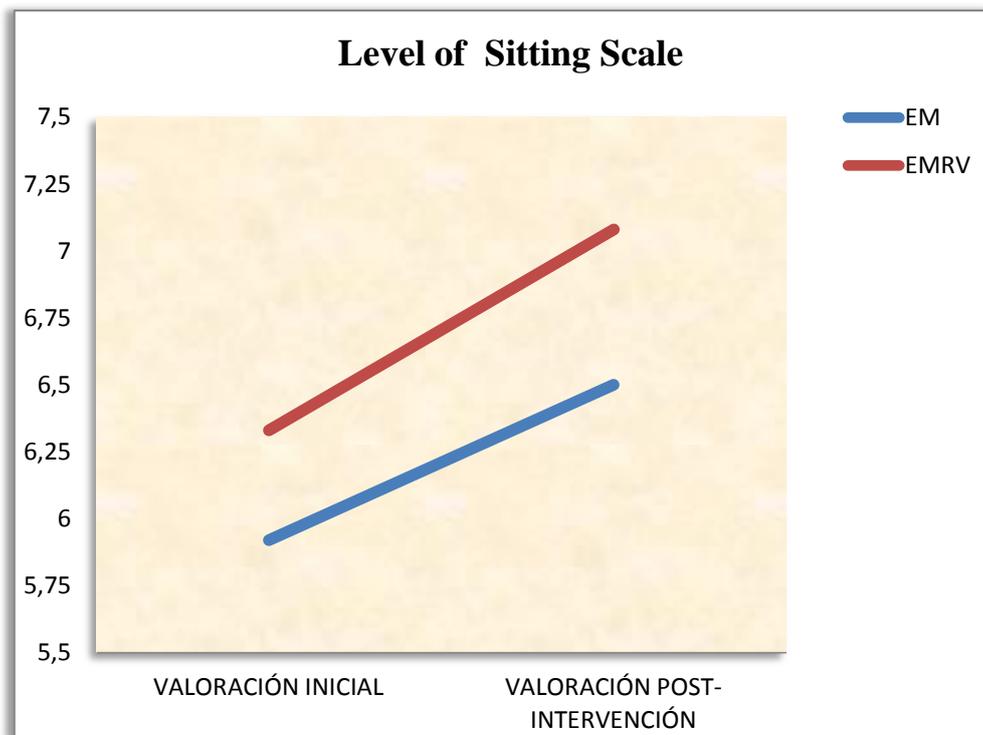


Figura 33. Resultados de la escala Level of Sitting Scale en los diferentes periodos

Tabla XVII. Resultados y prueba de los efectos intra-sujeto en la escala LSS

Variables	Grupo	Media ±DE		Análisis de varianza (tiempo), p -valor, tamaño del efecto	Análisis de varianza (grupo x tiempo), p -valor, tamaño del efecto	Análisis de varianza (GMFCS x tiempo), p -valor, tamaño del efecto
		Inicio	Post-intervención			
LSS	EM	5.92±1.93	6.50±1.68	F=40.38 0.000*	F= 3.57 0.077	F=6.92 0.003*
	EMRV	6.33±2.19	7.08±1.44	0.716	3.56	0.565

Los valores de las variables se expresan como media ± desviación estándar. EM: entrenamiento marcha; EMRV: entrenamiento marcha con realidad virtual; LSS: Level of Sitting Scale. \*La diferencia de medias es significativa en el nivel .05.

#### 4.4.5 Physiological Cost Index

Los resultados obtenidos en el ANOVA mixto de los efectos entre-sujetos en el Physiological Cost Index, muestra diferencias significativas entre los grupos de tratamiento EM y EMRV ( $p=0.049$ ), independientemente del tiempo (tabla XVIII).

Tabla XVIII. Pruebas de efectos inter-sujetos en el Physiological Cost Index

Variables		F	p-valor	Tamaño del efecto
Physiological Cost Index	Grupo	4.58	0.049*	0.234

\*.La diferencia de medias es significativa en el nivel .05.

Los resultados intra-sujetos del Physiological Cost Index (Tabla XIX) muestran una significación estadística de los efectos principales del factor tiempo ( $p<0.001$ ; tamaño del efecto 0.929). En las comparaciones por pares se observa que ambos grupos experimentan una disminución estadísticamente significativa del gasto energético a la finalización del tratamiento (post- intervención), respecto del valor inicial (media  $\pm$  desviación estándar, EM vs EMRV: de  $4.30 \pm 3.27$  a  $3.79 \pm 3.14$  vs de  $2.08 \pm 1.41$  a  $1.14 \pm 0.79$ ). Se encontró también una significación estadística de los efectos principales de la interacción de los factores grupo y tiempo ( $p<0.001$ ; tamaño del efecto 0.729), es decir el grupo de EMRV experimenta una disminución significativa del gasto energético respecto al grupo EM, después de la intervención (fig. 34). Así mismo, se encontró una significación estadística de los efectos principales de la interacción de los factores GMFCS y tiempo ( $p=0.008$ ; tamaño del efecto 0.799), siendo el grupo del nivel III el que mayor disminución del gasto energético alcanzó al final de la intervención 30.6 %, seguido de los grupos pertenecientes los niveles II, V y IV (26.8, 19.9 y 17.9% respectivamente), de forma significativa, véase tabla XV.

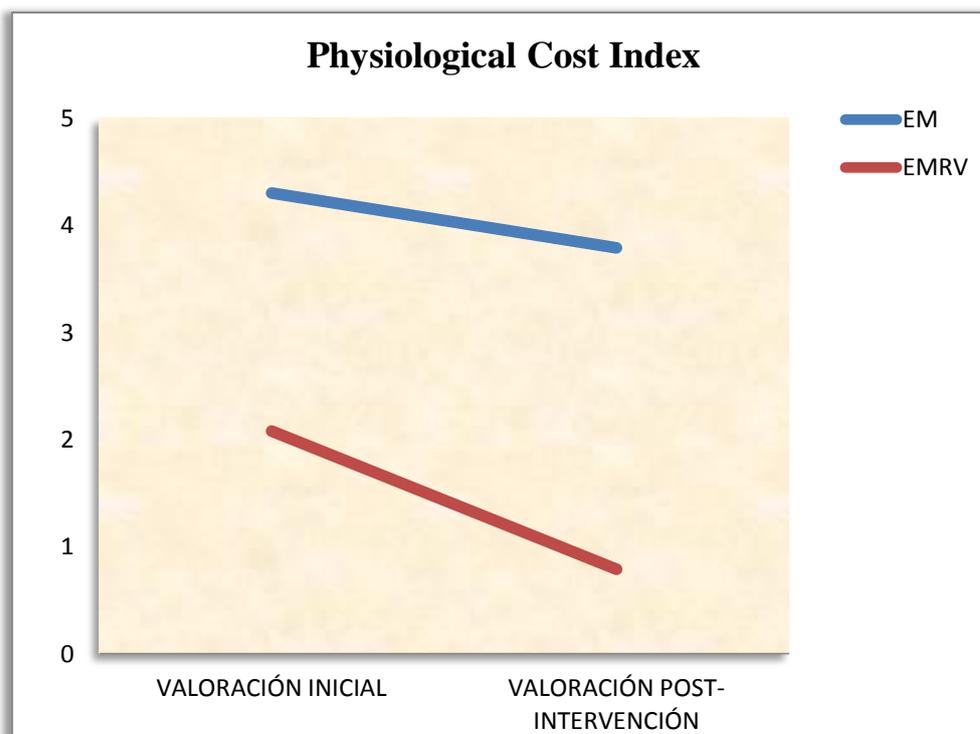


Figura 34. Resultados del Physiological Cost Index en los diferentes periodos

Tabla XIX. Resultados y prueba de los efectos intra-sujeto en el Physiological Cost Index

Variables	Grupo	Media ±DE		Análisis de varianza (tiempo), p -valor, tamaño del efecto	Análisis de varianza (grupo x tiempo), p -valor, tamaño del efecto	Análisis de varianza (GMFCS x tiempo), p -valor, tamaño del efecto
		Inicio	Post-intervención			
Physiological Cost Index	EM	4.30±3.27	3.79±3.14	F=196.57 0.000*	F=40.39 0.000*	F=19.82 0.008*
	EMRV	2.08±1.41	1.14±0.79	0.929	0.729	0.799

Los valores de las variables se expresan como media ± desviación estándar. EM: entrenamiento marcha; EMRV: entrenamiento marcha con realidad virtual\*. La diferencia de medias es significativa en el nivel .05.

#### 4.4.6 Variables cinemáticas

Por otro lado, las diferentes variables cinemáticas registradas (índice de simetría en la marcha y el índice de simetría de la pelvis: tilt, oblicuidad y rotación) muestran únicamente una

significación estadística en los efectos principales del factor tiempo. En todas ellas se observa que en ambos grupos se produce un incremento significativo en el índice de simetría en la marcha y de la pelvis (tilt, oblicuidad y rotación) tras finalizar la aplicación del tratamiento (post-intervención) respecto de los valores iniciales. Los resultados de la significación para cada variable aparecen reflejados en la tabla XX. No existiendo diferencias entre el grupo EM y EMRV, en la puntuación de dichas variables, como consecuencia de la intervención realizada. Así mismo, tampoco se encontró una significación estadística en el efecto principal de la interacción de los factores GMFCS y tiempo para ninguna de las variables cinemáticas.

Tabla XX. Resultados y prueba de los efectos intra-sujeto de las variables cinemáticas

Variables	Grupo	Media $\pm$ DE		Análisis de varianza (tiempo), p -valor, tamaño del efecto	Análisis de varianza (grupo x tiempo), p -valor, tamaño del efecto	Análisis de varianza (GMFCS x tiempo), p -valor, tamaño del efecto
		Inicio	Post-intervención			
Índice simetría en la marcha (%)	EM	<b>93.38</b> $\pm$ 4.09	<b>94.90</b> $\pm$ 4.47	F=8.29 0.016*	F=3.44 0.093	F=0.13 0.725
	EMRV	<b>85.33</b> $\pm$ 7.76	<b>94.16</b> $\pm$ 6.66	0.453	0.256	0.013
Índice simetría pelvis tilt (%)	EM	<b>84.68</b> $\pm$ 14.17	<b>90.57</b> $\pm$ 9.10	F=6.53 0.029*	F=0.57 0.467	F=0.00 0.931
	EMRV	<b>70.53</b> $\pm$ 25.03	<b>79.39</b> $\pm$ 16.63	0.395	0.054	0.001
Índice simetría pelvis oblicuidad (%)	EM	<b>84.18</b> $\pm$ 9.95	<b>86.78</b> $\pm$ 10.61	F=12.28 0.006*	F=3.47 0.092	F=0.23 0.642
	EMRV	<b>83.10</b> $\pm$ 9.76	<b>94.50</b> $\pm$ 5.09	0.551	0.257	0.022
Índice simetría pelvis rotación (%)	EM	<b>77.67</b> $\pm$ 18.21	<b>83.58</b> $\pm$ 18.79	F=42.22 0.000*	F=2.63 0.136	F=3.06 0.111
	EMRV	<b>75.03</b> $\pm$ 16.99	<b>85.39</b> $\pm$ 12.19	0.809	0.208	0.234

Los valores de las variables se expresan como media  $\pm$  desviación estándar. EM: entrenamiento marcha; EMRV: entrenamiento marcha con realidad virtual. \*.La diferencia de medias es significativa en el nivel .05.

En resumen:

- Todos los sujetos mejoran de forma estadísticamente significativa tras la aplicación de la intervención, independientemente del grupo al que pertenecen, en todas las variables de estudio (mejoría en relación al tiempo: inicio/post-intervención).
- El grupo EMRV mejora de forma significativa respecto al grupo EM en las variables:
  - GMFM-B
  - GMFM-D
  - FAQ
  - FMS
  - Physiological Cost Index
- En relación al nivel de afectación según el GMFCS, se obtienen los siguientes resultados:
  - Los sujetos pertenecientes al nivel II mejora de forma significativa en la variable FMS 500m y en el Physiological Cost Index
  - Los sujetos pertenecientes al nivel III mejora de forma significativa en la variable GMFM-B, GMFM-D, GMFM-E, FAQ, FMS, LSS y Physiological Cost Index.
  - Los sujetos pertenecientes al nivel IV mejoran de forma significativa en las variables GMFM-B, GMFM-D, FAQ, FMS 50m, LSS y Physiological Cost Index
  - Los sujetos pertenecientes al nivel V mejoran de forma significativa en las variables GMFM-B, FAQ, LSS y Physiological Cost Index.

#### **4.5 CORRELACIONES ENTRE VARIABLES**

El análisis de correlación entre los valores de las variables principales tras la intervención (tabla XXI), así como la correlación entre la mayoría de las variables principales del estudio al finalizar la intervención y el GMFCS (tabla XXII), obtuvo valores del coeficiente de correlación de Spearman superiores a 0.7 en todos los casos. Por ello se puede considerar la existencia de un nivel de correlación bueno entre las variables analizadas, que además es estadísticamente significativo

Tabla XXI. Correlaciones post-tratamiento en las variables principales

		GMFM B	GMFM D	GMFM E	FAQ	FMS 5m	FMS 50m	FMS 500m	LSS	Physiological Cost Index
GMFM B	Spearman		.887	.895	.901	.908	.876	.830	.874	-.755
	p-valor		.000	.000	.000	.000	.000	.000	.000	.000
GMFM D	Spearman	.887		.910	.926	.954	.933	.879	.889	-.779
	p-valor	.000		.000	.000	.000	.000	.000	.000	.000
GMFM E	Spearman	.895	.910		.908	.913	.880	.817	.847	-.727
	p-valor	.000	.000		.000	.000	.000	.000	.000	.000
FAQ	Spearman	.901	.926	.908		.976	.934	.904	.845	-.819
	p-valor	.000	.000	.000		.000	.000	.000	.000	.000
FMS 5m	Spearman	.908	.954	.913	.976		.961	.916	.857	-.821
	p-valor	.000	.000	.000	.000		.000	.000	.000	.000
FMS 50m	Spearman	.876	.933	.880	.934	.961		.911	.789	-.791
	p-valor	.000	.000	.000	.000	.000		.000	.000	.000
FMS 500m	Spearman	.830	.879	.817	.904	.916	.911		.705	-.727
	p-valor	.000	.000	.000	.000	.000	.000		.000	.000
LSS	Spearman	.874	.889	.847	.845	.857	.789	.705		-.724
	p-valor	.000	.000	.000	.000	.000	.000	.000		.000
Physiological Cost Index	Spearman	-.755	-.779	-.727	-.819	-.821	-.791	-.727	-.724	
	p-valor	.000	.000	.000	.000	.000	.000	.000	.000	

FAQ: Guillete Functional Assessment Questionnaire Walking Scale; FMS: Functional Mobility Scale System; GMFM: Gross Motor Function Measure; LSS: Level of Sitting Scale.

Tabla XXII. Correlaciones post-intervención entre la escala GMFCS y las variables principales

		GMFM B	GMFM D	GMFM E	FAQ	FMS 5m	FMS 50m	FMS 500m	LSS	Physiological Cost Index
GMFCS	Spearman	-.913	-.941	-.913	-.898	-.918	-.879	-.854	-.908	.784
	p-valor	.000	.000	.000	.000	.000	.000	.000	.000	.000

FAQ: Guillete Functional Assessment Questionnaire Walking Scale; FMS: Functional Mobility Scale System; GMFCS: Gross Motor Function Classification System (niveles II-V); GMFM: Gross Motor Function Measure; LSS: Level of Sitting Scale.

## Discusión

---



## 5. DISCUSIÓN

El presente estudio compara la eficacia de un programa de entrenamiento de la marcha mediante ayuda robótica combinado con realidad virtual versus ayuda robótica sobre la funcionalidad de la marcha en niños con Parálisis Cerebral Infantil. La intervención realizada ha sido diseñada específicamente para la realización de este trabajo. Se demuestra que en niños con PCI el entrenamiento en marcha mediante sistema robótico combinado con inmersión en programa de realidad virtual tiene un efecto positivo sobre la funcionalidad de la marcha, produciendo además una disminución en el gasto energético.

En primer lugar, es el primer estudio con este tipo de ayuda robótica, que permite conocer el efecto del entrenamiento en la marcha mediante sistema robótico combinado con realidad virtual (EMRV) y sin realidad virtual (EM) en la funcionalidad en niños diagnosticados de PCI, con diferentes niveles de afectación en su funcionalidad, según el Gross Motor Function Classification System (GMFC). En nuestro estudio se han incluido sujetos con afectación leve-moderada (niveles II y III) y sujetos con afectación severa-grave (niveles IV y V), siendo de los primeros estudios que incluyen sujetos de nivel V. La mayoría de investigaciones sobre el entrenamiento de la marcha en comparación o combinación con otras intervenciones, se han centrado en sujetos con PCI pertenecientes a los niveles I, II y III (Kim et al., 2015; Chrysagis et al., 2012; Grecco et al., 2013; Cherng et al., 2007; Provost et al., 2007; Matsuno et al., 2010; Patrilli et al., 2010; Arellano-Martinez, et al., 2013; Brien & Sveistrup, 2011; Cho et al., 2016; Sloom et al., 2015), es decir sujetos que presentan funcionalidad en la marcha de forma independiente con o sin sistemas de ayuda para la movilidad, como ortesis de pie, bastones, muletas o andadores, que les permite la participación social en los diferentes ámbitos. Un menor número de estudios ha incluido a sujetos con menor funcionalidad (Dodd et al., 2007; Cernak et al., 2008; Willoughby et al., 2010; Su et al., 2013; Meyer-Heim et al., 2009; Borggraefe et al., 2010) y realmente muy pocos estudios contemplan la inclusión de sujetos gravemente afectados en su funcionalidad (nivel V) (Su et al., 2013), entendiéndola ésta como la grave limitación en capacidad de autocuidado, realización de actividades de la vida diaria, participación e interacción social. De manera, que la muestra incluida en el presente estudio, atendiendo al GMFCS (sujetos con afectación leve, moderada y severa), refleja el perfil clínico de la población pediátrica dentro del ámbito de la neurorrehabilitación y al igual que otros estudios (Brutsch et al., 2011; Graser et al., 2016) los sujetos con PCI que participaron en este estudio se

caracterizan por la heterogeneidad en el diagnóstico y en los trastornos neurológicos de la marcha y por tanto en su funcionalidad.

En segundo lugar, este estudio establece el punto de partida sobre un posible uso de sistemas robóticos de entrenamiento de la marcha combinado con realidad virtual de bajo coste en el ámbito clínico de la neurorrehabilitación, en la población pediátrica, no existiendo hasta la fecha ningún estudio previo que lo haya demostrado.

Un objetivo importante del presente estudio ha sido demostrar la fiabilidad test-retest y la consistencia interobservador de las distintas variables analizadas durante la marcha. Los resultados obtenidos muestran una alta fiabilidad y sientan las bases metodológicas para la realización de futuros trabajos que analicen la permanencia de los efectos del entrenamiento de la marcha combinado con realidad virtual a largo plazo en sujetos con PCI. Así mismo, **el poder estadístico utilizado (95%) para el cálculo del tamaño muestral** y el cegado de los investigadores dan consistencia a los resultados del estudio.

En la actualidad, dentro de la rehabilitación neurológica, existe una creciente evidencia en relación al entrenamiento en la tarea específica, como intervención neuromotora. La evidencia está basada en la psicología del aprendizaje de las habilidades motoras y en la neurociencia de los cambios plásticos neuronales dependientes de la experiencia y el aprendizaje en el cerebro humano. Existe una gran evidencia empírica de la eficacia del entrenamiento en tareas específicas en la rehabilitación y de los cambios plásticos a nivel neural, después del entrenamiento orientado a la tarea (Hubbard et al., 2009). Algunos estudios apoyan la teoría actual sobre la neuroplasticidad del cerebro, indicando que se requieren cientos de repeticiones para lograr un cambio en un patrón de movimiento (Nudo, 1997; Lang et al., 2007). El presente trabajo de investigación se ha centrado en el entrenamiento de la tarea específica de la marcha, lo que ha implicado el uso activo de las extremidades inferiores durante la práctica, esta gran repetición activa de secuencias del movimiento por parte de los sujetos induciría cambios en las vías neurales, y da como resultado los cambios obtenidos en la funcionalidad en sedestación, bipedestación, marcha en distancias domiciliarias y distancias cortas rutinarias, parámetros espacio-temporales en la marcha, y gasto energético, en los dos grupos estudiados (EM y EMRV). En esta línea de investigación, se llevó a cabo un estudio para determinar los cambios en la funcionalidad de la marcha a través de un programa de entrenamiento específico en la marcha en niños y adolescentes con PCI mediante el sistema robótico Lokomat<sup>®</sup>. Los resultados mostraron un incremento del 15% en la velocidad de la marcha y un 6% la funcionalidad en

bipedestación en todos los participantes (Meyer-Heim et al., 2009). En nuestro estudio se obtuvieron mejorías entre un 21% y un 41,6% en la velocidad de la marcha en el grupo EM y EMRV respectivamente, después de 10 semanas de entrenamiento en marcha, además y según muestran los resultados, el incremento en la habilidad de bipedestación se incrementó en ambos grupos después de finalizar la intervención, aunque los cambios más notables se produjeron en el grupo EMRV (27%), es decir, al igual como se muestra en nuestro estudio, el uso de sistemas robóticos, permite mejorar los parámetros funcionales en la marcha mediante el entrenamiento específico en la marcha.

Una de las hipótesis del presente trabajo de investigación fue que el entrenamiento en marcha mediante ayuda robótica y realidad virtual produce una mayor mejoría en la funcionalidad de la marcha en los niños con PCI, que el entrenamiento en sistema robótico. Los resultados en el cuestionario GMFM, FAQ, FMS y LSS han permitido demostrar esta hipótesis.

Los resultados de este estudio obtenidos en el **cuestionario GMFM**, en todas las dimensiones o subescalas B, D y E muestran un incremento de la puntuación de este cuestionario en ambos grupos, EM y EMRV entre el inicio y finalización de la intervención. Sin embargo, únicamente el grupo EMRV obtuvo diferencias estadísticamente significativas en el incremento de las puntuaciones en las subescalas B y D, al finalizar la intervención en comparación con el grupo EM.

Por lo que respecta a la **subescala B del cuestionario GMFM**, que mide la habilidad en la capacidad de alcanzar y mantener la sedestación, el grupo EMRV alcanzó una mejoría estadísticamente significativa del 13.5% al finalizar la intervención respecto al grupo EM. En principio, podría no ser esperable una mejora en esta escala debida al programa de EMRV, pues los aspectos dinámicos valorados por este test no son directamente entrenados por el sistema de marcha y RV. Por lo tanto, esta mejoría puede significar la capacidad de transferir los beneficios en el entrenamiento en marcha con un entorno de juego de realidad virtual a otras habilidades diferentes a la marcha, como la sedestación. Existen muy pocos estudios previos enmarcados en esta línea de investigación, Burdea et al., (Burdea et al., 2013) revelaron como el entrenamiento en sedestación, mediante la activación de los movimientos del tobillo a través de un sistema robótico con diferentes entornos de juegos de realidad virtual, mejoraron la habilidad de la marcha en niños con PCI, transfiriendo la actividad realizada en la sedestación a la marcha.

Los principales problemas asociados en la PCI en relación al movimiento y la postura incluye tono postural anormal, actividad limitada, falta de equilibrio y alteración en el alineamiento músculo-esquelético que afecta a la sedestación y favorece la aparición de posturas compensadoras en los tres planos del espacio (Bax et al., 2005). Una posible explicación de

nuestros resultados puede estar relacionada con los mecanismos corticales que explican el control del equilibrio. El equilibrio del cuerpo se alcanza por la coordinación de tres sistemas: visual, vestibular y propioceptivo. Previos estudios han demostrado que el córtex prefrontal es una de las áreas más importantes que controla el equilibrio en humanos adultos (Walker, 2010). Proporciona información sobre la posición y el movimiento de la cabeza en el espacio basada sobre la información visual del entorno, obtenida por estímulos visuales. Recientes estudios han mostrado como diferentes áreas corticales fueron activadas en relación a tareas en entornos artificiales. El córtex prefrontal se activaría cuando los sujetos llevaban a cabo tareas de orientación espacial (Drew et al., 2004), en este sentido en nuestro estudio los sujetos que participaban en el juego de realidad virtual tenían que llevar a cabo estas tareas de orientación espacial para alcanzar los tesoros y/o evitar los obstáculos, esto implicaría una mayor activación del córtex prefrontal y por consiguiente mayor incremento del equilibrio que se traduciría en la mayor habilidad obtenida en el grupo EMRV en la sedestación. Otros estudios (Sharan et al., 2012; Deutsch et al., 2008; Shumway-Cook et al., 2003; Lange et al., 2010; Tarakci et al., 2016), también han encontrado mejorías en el equilibrio después del uso de video juegos de realidad virtual mediante la plataforma Wii-Balance (juegos Wii Fit), en sujetos con PCI.

Otra posible explicación en relación a los cambios significativos alcanzados en el grupo EMRV en la capacidad de alcanzar, mantener y controlar la sedestación podría estar relacionada con el aumento de la estabilidad postural. Es posible que la mayor cantidad de movimiento realizado en la inmersión del juego de realidad virtual, haya podido generar mayor fuerza para mantener el control postural antigravitatorio. Este control postural afecta tanto a la habilidad de sedestación, bipedestación y la secuencia de movimientos apropiados (Chung et al., 2008). En la actualidad hay un creciente interés en la sedestación en los niños con PCI, debido a que la posición estable en sedestación permite el desarrollo de la coordinación ojo-mano, funciones de las extremidades superiores, habilidades de autocuidado, desarrollo cognitivo e, interacción social (Reid, 1996), todos ellos elementos que contempla la CIF. De manera que es importante plantear estrategias terapéuticas que vayan en la dirección de mejorar la habilidad de la sedestación y en este sentido el presente trabajo de investigación puede ser tenido en cuenta para futuras intervenciones en sujetos con PCI

Al analizar también, los resultados obtenidos en relación a la sedestación mediada mediante la escala LSS, observamos un aumento de esta habilidad en los dos grupos en la post-intervención. Sin embargo, no existen diferencias significativas entre el grupo EMVR y el EV, aunque se evidencia una tendencia al incremento de la sedestación para el grupo EMRV (8.9%). Esta escala tiene como objetivo medir, mediante ocho niveles, la cantidad de soporte requerido para mantener la posición de sentado, y el caso de aquellos sujetos que pueden sentarse de forma

independiente sin necesidad de soporte, la estabilidad mientras se está sentado. No existe investigación al respecto que permita comparar los resultados, de manera que sería interesante volver a replicar los resultados con estudios longitudinales. Quizá el tamaño y heterogeneidad de la muestra no ha permitido establecer diferencias significativas y los resultados deben ser interpretados con cautela.

Respecto a la evaluación de una de las variables principales del estudio la bipedestación, medida con la **subescala D del cuestionario GMFM**, los resultados obtenidos en nuestro estudio muestran un aumento estadísticamente significativo en la habilidad de alcanzar, mantener y controlar la bipedestación en el grupo EMRV respecto al grupo EM. El presente estudio de investigación ha usado un sistema robótico de bajo coste para el entrenamiento en la marcha junto un juego de realidad virtual mediante un sistema sensor originalmente diseñado para la plataforma Xbox 360. Los sensores del movimiento del sistema pueden detectar de forma precisa y completa los movimientos en las tres dimensiones y crear una imagen virtual del niño, la cual se proyecta en una pantalla. Esta proyección proporciona un feedback visual en tiempo real de los movimientos, en este caso del miembro superior del niño, el cual permite al sujeto ver la representación de este movimiento proyectado en la pantalla en tiempo real y poder así corregir los patrones de movimiento compensatorios. El feedback visual, asociado con las consignas verbales del terapeuta, puede facilitar la adopción de posturas con un mayor alineamiento biomecánico al realizar las tareas dentro del juego mientras se camina. Así, la constante repetición de las tareas llevadas a cabo con continua corrección postural puede mejorar los patrones de control postural del niño durante la realización del juego, resultando en un incremento en la funcionalidad en la dimensión D del GMFM. En este caso, la elección del juego usado en este protocolo y las demandas específicas pueden haber contribuido a estos resultados. El juego elegido para la intervención requiere de la ejecución de movimientos en diagonal de brazos, entrenamiento de habilidades para alcanzar los objetivos y un variado y amplio rango de movimiento de los brazos que se mueven sobre un tronco con cierta estabilidad proporcionada por el arnés, que suspende parcialmente el peso corporal. Según Lacoste, el entrenamiento de la marcha con suspensión parcial del peso posibilita una adecuada estabilidad postural a nivel proximal en el tronco, lo cual constituye la base para mejorar las habilidades funcionales como la manipulación, la bipedestación o la marcha (Lacoste et al., 2009). La interacción con el juego elegido para la intervención ha podido cambiar el repertorio motor del niño, la estabilidad postural y facilitar los ajustes posturales anticipatorios. Massion et al., han puesto de manifiesto que unos adecuados ajustes posturales anticipatorios, encargados de preceder y organizar el movimiento voluntario antes de que acontezca, son esenciales para tener un movimiento voluntario coordinado. La suspensión parcial del peso, podría haber modulado

estos mecanismos de ajuste postural anticipatorio y reclutamiento de patrones posturales, a través del control en los aspectos somatosensoriales y neuromusculares (Massion et al., 2004); lo que pudo permitir caminar con menor necesidad de suspensión del peso corporal. A medida que aumenta la cantidad de soporte de peso sobre las extremidades inferiores, la función muscular se mejora para mantener la postura, esta es la base sobre la que el entrenamiento de la marcha mejora la fuerza muscular, la movilidad y funcionalidad de las extremidades inferiores (Cho et al., 2016) lo que progresivamente mejora la estabilidad en el tronco y la repuesta a la carga de peso en miembros inferiores y por consiguiente la respuesta a la carga en bipedestación en el grupo EMRV.

Estudios previos (Meyer-Heim et al., 2009; Borggraefe et al., 2010) también han revelado un aumento en la puntuación de la subescla D del GMFM tras la aplicación de un programa de entrenamiento en marcha mediante asistencia robótica, en el grupo experimental.

Nuestros resultados coinciden con los obtenidos por Cho y cols (Cho et al., 2016), quienes también observaron un incremento estadísticamente significativo en la habilidad de bipedestación en niños con PCI que realizaron entrenamiento en cinta rodante sin suspensión parcial del peso corporal reforzado con juego de realidad virtual en comparación con entrenamiento en cinta rodante. Este hecho que apoyaría la hipótesis de que el grupo de entrenamiento combinado con sistemas de realidad virtual caminarían más activamente que el grupo sin ella, debido a que la utilización de programas de realidad virtual les animó a competir para obtener mayores puntuaciones. En otro estudio realizado previamente se obtuvo una mejoría en la bipedestación tras el entrenamiento en un sistema robótico donde el sujeto participaba en diferentes juegos de realidad mediante la movilidad del tobillo, de manera que dos de los tres sujetos participantes obtuvieron un aumento en dicha dimensión entre el 5 y 7% al finalizar las 36 sesiones de entrenamiento (Burdea et al., 2013)

Por lo que respecta a la evaluación de la **dimensión E (marcha, carrera y salto) de la escala GMFM**, los resultados obtenidos en nuestro estudio muestran un aumento estadísticamente significativo en la habilidad de la marcha, carrera y salto después de la intervención en todos los sujetos del estudio, no encontrándose diferencias entre los grupos.

Estudios previos, (Schroeder et al., 2014) también han revelado un aumento en la puntuación del cuestionario GMFM dimensión E tras la aplicación de entrenamiento en sistema robótico de la marcha en todos los sujetos después de la intervención. Otro estudio previo conducido por el grupo de Johnston et al., mostró que un programa de entrenamiento en marcha sobre cinta rodante no fue mejor que un programa de ejercicios llevado a cabo en el ámbito domiciliario, en una muestra de 26 sujetos con diplegia espástica, de manera que no se obtuvieron cambios en la

función motora gruesa en el ámbito de la marcha, carrera y salto entre los grupos (Johnston et al., 2011). En este sentido, nuestros resultados son comparables con los del estudio de Brien et al., donde no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la dicha dimensión, en adolescentes con PCI que realizaron un entrenamiento intensivo mediante realidad virtual, de corta duración (Brein et al., 2011). Resultados contrarios se han encontrado en un trabajo previo cuyo objetivo fue valorar la utilidad de un sistema de videojuego basado en tecnología de realidad virtual no inmersiva (Xbox 360 Kinect™) en comparación con tratamiento convencional en 11 niños con PCI, sobre la velocidad de la marcha, balance y carrera y salto. Los resultados mostraron diferencias significativas en la dimensión E del GMFM ( $p=0.001$ ) después de la intervención, en el grupo de realidad virtual, sin embargo estos resultados no fueron estadísticamente significativos a largo plazo (Luna-Oliva et al., 2013). Estos resultados plantean la necesidad de realizar estudios longitudinales que midan los efectos de los resultados a lo largo del tiempo.

Por otro lado, un estudio realizado por Cho et al., (Cho et al., 2016) se aproxima algo más a las características de nuestro trabajo en tanto que han revelado cambios en la función motora gruesa en el ámbito de la marcha, carrera y salto incrementándose significativamente las puntuaciones en el grupo de entrenamiento en marcha combinado con realidad virtual y el grupo de entrenamiento en marcha después del entrenamiento en 18 sujetos con PCI, sin embargo no existieron diferencias significativas entre los grupos. En este caso la intervención se realizó sobre sujetos de niveles I-III de la GMFCS.

Como muestra la tabla X, en relación a la variable GMFM-E hubo una gran variabilidad de la muestra, lo cual ha podido contribuir a la falta de significación estadística entre los grupos para la variable medida. Sin embargo, el mínimo cambio clínicamente relevante (MCID) es importante para entender el potencial de la significancia clínica de los resultados. El uso de la MCID se está convirtiendo en un elemento importante en rehabilitación ya que un cambio estadístico puede no ser clínicamente relevante y un cambio clínicamente relevante puede no alcanzar la significación estadística. Así pues, nosotros decidimos examinar adicionalmente los resultados en este estudio en relación a los valores MCID disponibles en la literatura.

El mínimo cambio clínicamente relevante (MCID) ha sido calculado y usado como medida para niños con PCI, con el objetivo de establecer cambios clínicamente relevantes. La mínima diferencia para apreciar cambios clínicamente relevantes mediante el GMFM-E ha sido establecida en 1.6 puntos para un tamaño del efecto mediano (0.5) y de 2.6 puntos para un tamaño del efecto grande (0.8), calculado en sujetos con PCI y niveles I-III del GMFCS (Oeffinger et al., 2008). La diferencia de medias entre el grupo EMRV y el grupo EM, en la

puntuación del GMFM-E en la post-intervención, es de 10.01 (IC95%: -15.93, 35.95). Por ello, podemos considerar la existencia de cambios clínicamente relevantes en la habilidad de marcha, carrera y salto evaluado mediante el GMFM-E, después del entrenamiento en marcha combinado con realidad virtual. No obstante, este resultado debe ser valorado de forma cautelosa debido a que en nuestro estudio se han incluido sujetos de niveles IV y V y además, debido a la magnitud que presenta el límite inferior del intervalo de confianza.

Hay toda una línea de investigación que se ha centrado en estudiar la actividad física de los sujetos con PCI. Como ocurre con el resto de la población, bajos niveles de actividad física en niños con PCI pueden incrementar el riesgo de problemas secundarios como la obesidad, enfermedad cardiovascular y diabetes (Hamilton et al., 2007). Los clínicos necesitan información sobre los factores que pueden predecir los niveles de actividad física. En este sentido un estudio de investigación planteó que los adolescentes y jóvenes adultos con diplejía espástica, que tienen dificultades en la capacidad de caminar (niveles I-III del GMFCS), tienen una reducida actividad física. Los resultados también mostraron que la función motora gruesa, medida con la dimensión E, es un importante predictor de la actividad física diaria en este grupo de sujetos jóvenes, así como la dimensión D, también ayuda a predecir la actividad física diaria. Estos resultados sugieren que la mejoría en la función motora gruesa se correlaciona con un mayor nivel de actividad física (Bania et al., 2014). En la práctica clínica, estos resultados sugieren que los clínicos pueden ser capaces de usar las puntuaciones en el GMFM-D y E para identificar quien está en riesgo de desarrollar problemas de salud por los bajos niveles de actividad diaria. Las intervenciones dirigidas específicamente a mejorar los ítems de dificultad en el cuestionario GMFM - E, como la práctica de tareas específicas, se podrían implementar en base a la hipótesis de que la terapia que mejora GMFM - E también puede conducir a la mejora de los niveles de actividad física diaria. En este sentido nuestro trabajo de investigación encontró un incremento estadísticamente significativo en la dimensión D del GMFM en el grupo de EMRV y un incremento en la dimensión E del GMFM en ambos grupos después de la intervención, por lo que se puede afirmar que este tipo de intervenciones, centradas en la práctica repetida de patrones de marcha mejoran la actividad física de los sujetos con PCI, previniendo futuros problemas de salud, pudiéndose plantear como opción terapéutica.

La evaluación de otra variable principal del estudio, la habilidad para la realización de marcha independiente con el uso de ayudas técnicas u ortesis para maximizar la función, se registró mediante **cuestionario FAQ**, dicha variable obtuvo mejorías significativas en el tiempo. Esto quiere decir que el proceso rehabilitador produjo una mejoría en ambos grupos tras finalizar la

intervención. El hecho de que ambos grupos realizaran el entrenamiento en el sistema robótico para la marcha, era de esperar una mejoría en las puntuaciones de esta escala. Por otro lado, los resultados de nuestro estudio muestran un aumento estadísticamente significativo de la habilidad de la marcha medida por este cuestionario en el grupo EMRV, frente al grupo EM, inmediatamente después de las 10 semanas de la intervención (post-intervención), lo que confirma la hipótesis principal.

Un estudio realizado por Molteni et al., mostraron un incremento significativo en la escala FAQ en niños con hemiplejía adquirida, después de realizar una intervención de entrenamiento en marcha combinada con terapia física versus terapia física (Molteni et al., 2015). No tenemos constancia de estudios anteriores que analicen la aplicación de RV para la reeducación de la marcha mediante sistemas robóticos “low cost” (es el primer estudio en este sentido), y tampoco que utilicen el cuestionario FAQ para medir los cambios en la marcha, aunque si existen estudios basados en protocolos de rehabilitación mediante sistemas robóticos Lokomat y realidad virtual, que sugieren mejorías en esta capacidad para la rehabilitación en niños con PCI (Brutsch et al., 2011).

Por lo que respecta a la **escala FMS**, en sus tres dimensiones (5m, 50m y 500m), que valora el tipo de ayudas técnicas habituales que el niño utiliza para realizar la marcha en distancias domiciliarias, rutinarias o comunitarias, se observa una mejora significativa en el tiempo durante el periodo de intervención, mejorando en ambos grupos la media en las puntuaciones en todas las dimensiones. Esto es debido a que el sistema robótico permite el entrenamiento específico y repetido en la tarea de marcha, que es precisamente la actividad que valora esta escala, por ello estos resultados eran esperables a priori.

Solamente se ha encontrado un estudio conducido en niños con PCI donde se realizó un entrenamiento intensivo en cinta rodante de marcha y suspensión parcial del peso corporal junto con terapia física convencional frente al grupo control que sólo realizó terapia física convencional, en el que se obtuvo un aumento significativo de la FMS en el grupo experimental después de la intervención ( $P=0.004$ ) (Mattern-Baxter et al., 2013). En la misma línea que este estudio, nuestro trabajo de investigación también encontró diferencias estadísticamente significativas en la escala FMS entre el grupo EMRV y EM, aumentando la capacidad de desplazamiento en distancias domiciliarias, en distancias en entorno escolar y comunitarias en el grupo EMRV.

Una posible respuesta para este resultado es que el entrenamiento en marcha combinado con realidad virtual puede mejorar la participación activa en los sujetos durante más tiempo que las

indicaciones del terapeuta, esto implica una mayor intensidad en la práctica específica de la tarea, que en este caso es la marcha, por lo tanto un mayor incremento en la estabilidad y mejoría en el ajuste postural, que permitirá disminuir la asistencia técnica que el niño utiliza para recorrer las diferentes distancias. En consonancia con nuestros resultados una investigación previa, se centró en examinar el efecto de varias formas de entrenamiento en marcha con y sin realidad virtual, sobre la iniciación y mantenimiento de la participación activa. Todos los sujetos participaron en el entrenamiento en marcha mediante el sistema Lokomat y 4 condiciones: juego de navegación mediante RV, juego de fútbol mediante RV, visualización de una película de DVD e instrucciones por parte del terapeuta. Los dos sistemas de terapia asistida por RV fueron igualmente eficientes en iniciar y mantener la participación en todos los niños comparados con las condiciones de entrenamiento convencional (Brutsch et al., 2011).

En los últimos años los sistemas robóticos han sido introducidos de forma progresiva en la rehabilitación infantil, para mejorar la función locomotora en pacientes con alteraciones de la marcha de origen neurológico. Recientes estudios han demostrado que el entrenamiento en sistemas robóticos de marcha tienen un efecto beneficioso en la función de la marcha en niños con PCI (Borggraefe et al., 2010; Meyer-Heim et al., 2009). Uno de los inconvenientes actuales de estos dispositivos robóticos podría ser que no hay necesidad de cargar el peso, para participar activamente en la marcha. El dispositivo robótico se pone en marcha y camina con la programación determinada y el sujeto puede permanecer pasivo, sin participar en el aprendizaje de la funcionalidad de la marcha. Esto daría lugar a una actividad muscular reducida, que ha sido demostrada en varios estudios (Hidler & Wall, 2005; Israel et al., 2006; Campbell & Ball, 1978). Una de las estrategias para promover la participación activa, fundamentalmente en niños, es mediante el juego basado en realidad virtual. Con la RV es posible combinar todos los elementos necesarios para tener éxito en el aprendizaje motor, como son la repetición, el aumento del feedback y la motivación (Harris & Reid, 2005). Los resultados del presente trabajo de investigación han mostrado como los sujetos fueron capaces de disminuir su gasto energético en la marcha después del entrenamiento en el dispositivo robótico y la participación activa en el juego de RV, obteniendo diferencias significativas en el **Physiological Cost Index** entre el grupo EMRV y EM, lo que ha podido demostrar la segunda hipótesis de nuestro estudio.

El Physiological Cost Index permite evaluar el gasto de energía en la actividad, y cuantificar la eficiencia de la marcha, basándose en la relación lineal entre la frecuencia cardíaca y el consumo de oxígeno con un nivel de actividad submáxima (Bratteby Tollerz et al., 2011). Diversos estudios han utilizado este índice de gasto energético para medir la eficacia entre

diferentes tratamientos en niños con PCI, así Ubhi et al., valoraron la eficacia en la marcha después de inyección intramuscular de toxina botulínica en niños con diplegia espástica (Ubhi et al., 2000). Nene et al., valoraron la marcha en niños con diplegia espástica tras cirugía múltiple (Nene et al., 1993). En un estudio llevado a cabo en adultos con diagnóstico de PCI donde se realizó un entrenamiento intensivo de marcha en cinta rodante, se obtuvo una mejoría de la eficiencia en la marcha, con una disminución de gasto energético medido mediante el consumo de oxígeno, durante la marcha en el suelo (Kim et al., 2015). Solamente se ha encontrado un estudio cuyo objetivo fue evaluar los efectos de un programa de entrenamiento intensivo en marcha mediante suspensión parcial del peso corporal en niños con PCI que tenían marcha independiente, los resultados mostraron que todos los niños mejoraron significativamente el índice de gasto energético después del entrenamiento intensivo (Provost, et al., 2007).

El valor del Physiological Cost Index ha sido calculado en niños sin discapacidad, entre 3 y 12 años, para establecer el parámetro de normalidad en la función de la marcha, obteniéndose un valor de 0.4 con calzado y de 0.38 sin zapatos, (Butler et al., 1984), mientras que en niños con PCI es 6 veces mayor y los valores más altos se encuentran en niños con marcha en flexión (Raja et al., 2007). De manera que este parámetro es un valioso indicador cuantitativo del nivel de hándicap en niños con PCI. En el presente estudio los valores medios al inicio de la intervención en cada grupo oscilaron entre  $4.30 \pm 3.27$  para el grupo de EM y  $2.08 \pm 5.4$  para el grupo de EMRV sin diferencias significativas entre ambos, estos valores indican que el gasto de energía empleado en caminar es muy alto y si tenemos en cuenta que el Physiological Cost Index está determinado por dos parámetros: la velocidad y la frecuencia cardíaca, en los sujetos perteneciente al grupo EMRV se ha producido un incremento en la velocidad de la marcha, pero también la diferencia entre la frecuencia cardíaca en marcha y reposo ha podido contribuir a esa disminución del gasto energético. Esta diferencia puede estar asociada a una mejoría en la capacidad cardiorespiratoria, derivada de un mayor nivel de intensidad en la participación activa en el juego de realidad virtual. Acorde con estos resultados, un estudio llevado a cabo por Robert et al., sobre los niveles de intensidad del ejercicio en niños con PCI mientras jugaban a un video juego no inmersivo mostró que los niños con PCI (niveles I y II GMFCS) presentaban el mismo nivel de intensidad en la realización del ejercicio que niños con desarrollo típico, por lo que estos niveles eran lo suficientemente altos como para mejorar la capacidad del sistema cardiorespiratorio (Robert et al., 2013).

Por otro lado, la mínima diferencia para apreciar cambio clínicamente relevante mediante el Physiological Cost Index ha sido establecida en 0,25 (IC95%: 0.16, 0.49) en la valoración test-retest. La diferencia de medias en esta variable en el entre el grupo EM y el grupo EMRV, en la puntuación del Physiological Cost Index en la post-intervención, es de 2.65 (IC95%: 0.62,

4.68). Por ello, podemos considerar la existencia de cambios clínicamente relevantes en el gasto energético evaluado mediante el Physiological Cost Index, después de la realización del entrenamiento de la marcha en sistema robótico combinado con realidad virtual.

Al analizar los resultados de las variables cinemáticas obtenidas mediante el sistema inercial G-walk: **índice de simetría en la marcha e índice de simetría de la pelvis (tilt, oblicuidad y rotación)**, se generaron mejoras significativas en el tiempo. Esto quiere decir que el proceso rehabilitador en uno y otro grupo produjo una mejora clínica, evolucionando ambos de una manera similar. Sin embargo, no se produjeron diferencias significativas en el grupo con respecto al tiempo en ninguna de los valores medios de dichas variables. Nuestro estudio refleja, para todas estas variables, una pequeña muestra con una relativa variabilidad entre los sujetos. Este bajo poder del estudio ha podido contribuir al hecho de que no se hayan encontrado efectos de la interacción de factores grupo y tiempo en el grupo EMRV, no pudiéndose demostrar la tercera hipótesis planteada en el estudio.

En relación a la variable índice de simetría en la aceleración en la marcha, la situación de partida de los sujetos pertenecientes al grupo EM era mucho mejor que la de los sujetos pertenecientes al grupo EMRV ( $93.38 \pm 4.09$  frente a  $85.33 \pm 7.76$  respectivamente). A pesar de ello, sí se observa el progreso de los grupos con el programa de entrenamiento, ambos mejoran significativamente en el tiempo. En lo referente a esta medida hay otro resultado a destacar: la mejoría, aunque no significativa, de los sujetos del grupo EMRV es mayor que la del grupo EM (10.35% frente a 1.63%), de manera que el cambio fue mayor en los primeros, a pesar de que venían de una situación más desventajosa.

Según Cappa et al., la asimetría en el funcionamiento entre las extremidades inferiores está asociada con un incremento del gasto energético y mayor inestabilidad durante la marcha (Cappa et al., 2008), de manera que en nuestro estudio en el grupo EMRV ya se evidenció una disminución estadísticamente significativa en el gasto energético, que puede estar asociada a esta mayor simetría en la aceleración entre las dos extremidades inferiores al finalizar la intervención.

En recientes estudios, que ha utilizado un sensor inercial sobre la parte baja de la zona lumbar para evaluar los patrones de marcha en niños con PCI, ha puesto de manifiesto que los niños con PCI tienen dificultades en el control del balance dinámico durante la marcha comparado con niños con desarrollo típico, sugiriendo una amplia oscilación en el tronco, incremento en la aceleración de la pelvis y asimetría en los tres planos anatómicos (Iosa et al., 2012; Saether et al., 2014).

Actualmente no existen datos normativos para comparar los resultados obtenidos en el sistema inercial G-Walk que permitan precisar la magnitud de los valores obtenidos. En relación a las variables medidas por este sistema inercial en nuestro estudio, consideramos el 100% como el índice ideal de simetría.

En la actualidad existen estudios que han realizado calibraciones y validaciones de los sistemas inerciales en la población infantil tanto sana como con lesión neurológica ([van den Noort et al., 2013](#); [Schwesig et al., 2011](#)). Sin embargo, no existe una base de datos de referencia en población infantil sana en relación a los parámetros de marcha y tampoco en la población con PCI, futuros estudios deberían centrarse en estas cuestiones.

En nuestro estudio hemos comprobado la existencia de una correlación positiva y estadísticamente significativa entre la mayoría de las variables principales del estudio. Así, cabe destacar la correlación negativa y estadísticamente significativa entre la variable de gasto energético con el resto de variables, cuanto mayor aumento se registró en las puntuaciones de los cuestionarios de la función motora gruesa, el cuestionario FAQ, la escala FMS y la escala LSS, mayor reducción se obtuvo en el gasto energético, después de la intervención. En relación a la variable FAQ, Novacheck et al., obtuvieron una alta correlación entre el gasto energético y la escala FAQ ([Novacheck et al., 2000](#)).

Al analizar la correlación entre el GMFCS y la mayoría de variables principales se ha encontrado correlaciones negativas y estadísticamente significativas, a excepción de la variable que mide el gasto energético donde la correlación ha sido positiva con significación estadística. El valor negativo de la asociación refleja el hecho de que las escalas van en direcciones opuestas: el nivel I de la GMFCS representa a niños con gran autonomía, mientras que el mismo nivel en la LSS o FAQ representan a niños con el mayor grado de dependencia en la sedestación y la marcha, o el porcentaje más bajo en la escala GMFM. Nuestros resultados, en la correlación entre el GMFCS y la escala LSS, coinciden con los obtenidos por [Montero et al., \(Montero et al., 2015\)](#), quienes también observaron una alta correlación entre la capacidad de sedestación y el GMFCS sobre 139 niños con PCI ( $r_s = -0.86, p = 0.00$ ). De acuerdo con el nivel, los niños que son capaces de mantener una buena habilidad en sedestación (LSS VIII) y mover su tronco, fueron también capaces de caminar independientemente con y sin limitaciones (GMFCS I, II). En contraste, los niños capaces de mantener la sedestación pero sin capacidad de moverse y aquellos con necesidad de soporte pélvico (LSS IV, V) podrían caminar pero con ayuda técnica y con limitaciones (GMFCS III, IV). Por último, los niños con necesidades de soporte desde la cabeza (LSS II) fueron transportados en sillas manuales o eléctricas. De la misma manera,

nuestro estudio también demuestra la relación entre la habilidad de sedestación y la capacidad de caminar con y sin ayudas técnicas.

Otra de las hipótesis del presente trabajo de investigación fue que el entrenamiento en la marcha mediante ayuda robótica puede dar lugar a una mejoría en la funcionalidad de la marcha en niños PCI más gravemente afectados (niveles IV y V según la GMFCS), respecto a los niños PCI con menor afectación (niveles II y III de la GMFCS). Según los resultados obtenidos en este estudio ha demostrado esta hipótesis en la mayoría de variables de estudio: la habilidad de controlar la sedestación medida tanto con el cuestionario GMFM-B como con la escala LSS, la habilidad de bipedestación y la habilidad de la marcha medida con el cuestionario GMFM-E, el cuestionario FAQ y la escala FMS 50m han demostrado mejorías estadísticamente significativas en los niveles de sujetos con mayor afectación, en comparación con los de menor afectación, según la GMFCS. Esto quiere decir que los sujetos con mayor afectación tienen más margen para el cambio que los sujetos con menor afectación después de realizar el entrenamiento en marcha con dispositivo robótico, por lo que puede considerarse en el futuro como un abordaje terapéutico en los niños con importante afectación neurológica, que a priori podemos pensar que no tienen tanta posibilidad de cambio.

Existen pocos estudios previos que han tenido en cuenta los cambios en los resultados relacionados con la marcha entre los niños con diferente nivel en el GMFCS. Algunos estudios coinciden con nuestros resultados, así un estudio retrospectivo llevado a cabo por van Hedel et al., evaluó el efecto del entrenamiento mediante Lokomat® y otras intervenciones multidisciplinarias, sobre los diferentes niveles de afectación según la GMFCS. Se evaluaron 67 sujetos, con una edad comprendida entre los 3.9 y 19.9 años, utilizando el GMFM y la Functional Independence Measure for Children (WeeFIM). Los resultados indicaron que los sujetos pertenecientes al nivel IV de la GMFCS, fueron los que significativamente tuvieron mayores mejorías, en comparación con los sujetos de niveles II, y aunque fueron los que menos caminaron durante el entrenamiento en el sistema robótico fueron los que más cambios obtuvieron en los resultados de relacionados con la marcha (van Hedel et al., 2015). Willoughby et al., concluyeron que los mayores beneficios se producían en los sujetos con mayor severidad funcional (Willoughby et al., 2010), sugiriendo que estos niños podrían ser capaces de utilizar la movilidad a pie por dentro de casa y podrían reducir su dependencia de la movilidad en la silla de ruedas. Esto aumentaría su independencia. Estos resultados están en línea con los obtenidos por nuestro estudio, ya que tanto la escala FMS 5m, FMS50m como la escala FAQ reflejan el rendimiento en la vida diaria, nuestros resultados indica que el entrenamiento en marcha mejora el rendimiento en caminar en la vida cotidiana en los sujetos

de mayor nivel de afectación (III, IV y V) y por lo tanto esto implica una mayor participación social.

El protocolo de intervención empleado en este estudio ha sido el entrenamiento en marcha mediante sistema robótico y de realidad virtual de bajo coste, en general, una de las ventajas que ofrece la RV junto con el sistema de robótico de entrenamiento en marcha de bajo coste es la posibilidad de adaptar el sistema para uso en entornos clínicos y domésticos, con lo que los pacientes se pueden beneficiar de un programa más completo de rehabilitación.

El presente estudio tiene varias limitaciones.

- Una de ellas es variabilidad en la muestra, debido al pequeño tamaño, que posibilita el error tipo II.
- No aleatorización por sexo en el proceso de asignación de los sujetos a los grupos de intervención.
- Efecto de los resultados obtenidos en el protocolo de intervención a largo plazo. Par ello se requerirán de estudios de diseño longitudinal que incluyan mediadas de seguimiento tras finalizar la intervención.
- Los cambios clínicamente relevantes en algunas variables de estudio se han obtenido de sujetos con niveles de afectación I-III de la GMFCS, por lo que sería interesante la obtención de estos parámetros en el resto de niveles.

Basándonos en nuestros resultados, podemos recomendar la aplicación del protocolo de entrenamiento en marcha mediante sistema robótico combinado con un sistema de realidad virtual de bajo coste, descrito en el presente estudio, para la mejoría en la funcionalidad en la marcha y el gasto energético en sujetos con diagnóstico de parálisis cerebral infantil. Es posible que la combinación de este protocolo de intervención con otras variaciones, permita la consecución de otros efectos añadidos que contribuyan a mejorar el estado de salud de los sujetos.



## **Conclusiones**

---



**6. CONCLUSIONES**

- 1. La aplicación del programa de entrenamiento en marcha mediante sistema robótico combinado con realidad virtual empleado en el presente estudio produce un incremento estadísticamente significativo sobre la habilidad de la sedestación, bipedestación y marcha en niños con parálisis cerebral infantil.**
- 2. La aplicación del programa de entrenamiento en marcha mediante sistema robótico combinado con realidad virtual empleado en el presente estudio produce una disminución estadísticamente significativa del gasto energético en la marcha en niños con parálisis cerebral infantil.**
- 3. La aplicación del programa de entrenamiento en marcha mediante sistema robótico combinado con realidad virtual empleado en el presente estudio no produce cambios estadísticamente significativos en la simetría de la marcha, así como tampoco en la simetría de la pelvis.**
- 4. El entrenamiento en marcha mejora de forma significativa la habilidad de la sedestación, bipedestación y la marcha en los niños afectados moderada, grave y severamente en comparación con los niños con afectación leve.**
- 5. Los resultados obtenidos en el análisis de las variables principales de nuestro estudio muestran que el protocolo de entrenamiento en marcha mediante sistema robótico combinado con sistema de realidad virtual diseñado en el presente trabajo, constituye una alternativa para el abordaje terapéutico de los niños con parálisis cerebral infantil.**



# Agradecimientos

---



### 7. AGRADECIMIENTOS

Doy gracias a Dios por darme la fortaleza y perseverancia para conseguir cada una de mis metas profesionales.

Esta tesis doctoral ha supuesto para mí un gran reto, tanto en el plano académico como profesional y personal. Tengo que agradecer a muchas personas las oportunidades que me han dado y el apoyo recibido de ellos. Por eso voy a intentar recordarlos a todos:

A mis hijos Borja y Hugo que con sus 14 y 11 años han sabido entender lo que supone este esfuerzo y lo han compartido en todo momento conmigo. Gracias por vuestra nobleza, paciencia y comprensión.

A mi marido, José Luis, por ser mi apoyo y la persona que ha estado a mi lado siempre animándome a seguir adelante. Sin tí esto no hubiera sido posible. Gracias por estar a mi lado en los buenos y malos momentos de este duro camino, por ser consciente de lo que supone para mí.

A mi padre, que en paz descanse, a quien sigo teniendo como un ejemplo de esfuerzo en el trabajo cada día. No hay día que no me acuerde de ti. Sé que te sentirías muy orgulloso de tu niña.

A mi madre, Teresa, por toda la energía que me transmite y por su apoyo en todos los proyectos que he comenzado tanto personales como profesionales y fundamentalmente por su infinito amor hacia mí, gracias mamá.

A mi hermana, Gema, siempre dispuesta a ayudarme.

A mis directores de tesis, Dra. Eva Segura, Dr. Javier Martínez y Dr. José Antonio Gil, gracias por confiar en mí y en este proyecto y por haber dedicado tanto esfuerzo y entusiasmo en la dirección de mi Tesis, utilizando las vacaciones para ayudarme a cumplir los plazos que me había marcado.

A los compañeros del Departamento de Fisioterapia de la Universidad CEU Cardenal Herrera, que realmente aprecio por estar ahí ayudándome en cualquier duda, problema o consulta.

A mis compañeros fisioterapeutas, Sara Perpiñá, Cintia Garcia y Julio Araujo entre otros, que me han brindado de manera incondicional, su ayuda y labor profesional para llevar a cabo tanto las valoraciones como las intervenciones con los niños durante todo el proceso.

A cada uno de los niños y niñas que han participado en el presente trabajo, así como a sus familias, a quienes quiero transmitir la satisfacción que me han hecho vivir. Gracias por enseñarme todo lo que sé y sobre todo lo que no sé, por hacerme sentir y vivenciar de manera tan apasionante la parálisis cerebral, que no se trata sólo de un vínculo profesional, si no que forma parte de mi filosofía de vida.

A los creadores del sistema robótico CL1Walker: Vicente Sánchez, Jordi Crespo y Toni Socuéllamos que han trabajado incansablemente en la creación y perfeccionamiento del mismo, para permitir realizar el entrenamiento en la marcha a todos estos niños.

**Anexos**

---



## 8. ANEXOS

### 8.1 DESCRIPCIÓN DE LA PROGRAMACIÓN Y FUNCIONAMIENTO DEL SOFTWARE DEL SISTEMA ROBÓTICO CL1WALKER.

La pantalla de inicio permite la entrada en el menú principal (fig.35), desde este menú se puede acceder a todas las opciones:

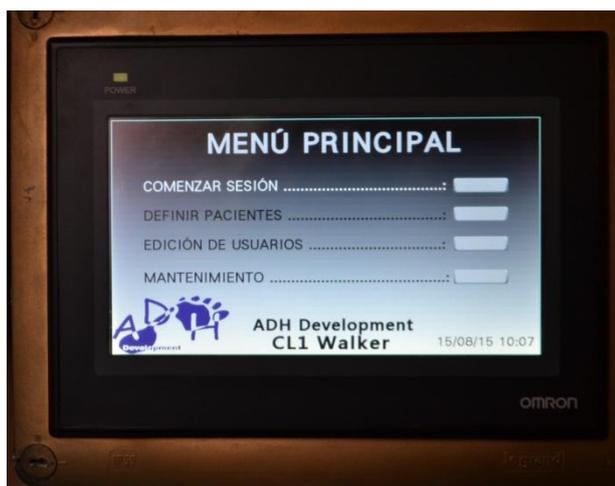


Figura 35. Pantalla táctil de inicio.

MENU PRINCIPAL del CL1Walker

- **EDICIÓN DE USUARIOS.** Permite registrar al usuario o administrador (fisioterapeuta) que llevará a cabo la sesión de entrenamiento. El registro se realiza mediante la creación de cuenta del usuario. Para ello se introduce el nombre del usuario y la clave o contraseña asignada a dicho usuario.
- **Configuran los datos de los sujetos o pacientes, el apartado de DEFINICIÓN DE PACIENTES.** Al presionar sobre el icono “DEFINICIÓN DE PACIENTES” se abre otra nueva pantalla “SELECCIÓN DE PACIENTE PARA LA SESIÓN”, donde se editan y guardan los datos de los sujetos que van a realizar el tratamiento. Permite introducir hasta un total de 72 pacientes, mediante la memoria de sistema. Desde esta pantalla, se pueden visualizar todos los pacientes registrados, navegando en tres pantallas, desde el botón “siguiente” o “atrás”. En cada pantalla se visualizan 24 pacientes (fig. 36). Al seleccionar el número de la casilla que queremos editar y pulsando OK, se despliega otra pantalla donde se incluye el “Nº IDENTIFICATIVO”, se puede indicar el número identificativo que se desee (número de paciente, DNI...); “NOMBRE” del sujeto mediante su nombre y apellidos, tecleando en el teclado que se

despliega. Se registra el “PESO” del sujeto en Kg. y se categoriza el “GRADO” de afectación de cada sujeto, mediante una escala de tres rangos (1.bajo, 2.medio y 3.alto). En el apartado de “TABLA DE CAMBIOS DE RITMO AUTOMÁTICOS” se realiza la programación de la sesión. Se introducen los valores de Tiempo que dura cada subsesión (minutos), el Número de subsesiones, Velocidad en cada subsesión (Km/h) y el Grado de elevación del talón en la fase de despegue (mm) (fig.37). De manera que se quedarán registrados todos los parámetros para las sesiones de entrenamiento, según el grado de gravedad de cada sujeto.

Figura 36. Pantalla de Selección de Pacientes para la Sesión del CL1 Walker

Figura 37. Pantalla de Edición de Paciente del CL1 Walker

- Para comenzar la sesión se pulsará en el recuadro de COMENZAR SESIÓN del menú principal (fig.35). Desde este submenú podrá comenzar la sesión de trabajo. Se debe de introducir el número del sujeto o paciente deseado para poder continuar con la sesión. Una vez indicado el número de paciente con el que se desee trabajar pulsarnos el botón “OK”. A partir de aquí, se deben seguir los pasos que indica la interfaz. Esto asegura, que siempre se utilizará el sistema robótico de forma segura y se evitarán daños mecánicos o lesiones personales (fig.38).

En estos pasos importantes tendremos la información de cada uno de los pasos a seguir en pantalla. Leer atentamente estos pasos. En la parte superior nos informará del

nombre de usuario que ha iniciado sesión, esto se identifica con la contraseña introducida. Desde las pantallas de los cuatro pasos previos a la sesión, se puede subir o bajar la grúa. Cada vez que se realice cada uno de los pasos pulsaríamos en el botón “SIGUIENTE”. Podemos salir de estas pantallas con el botón “ATRÁS” o ir directamente al menú con el botón “MENÚ”.



Figura 38. Pasos a seguir en el inicio de la sesión del CL1 Walker

Una vez completados estos pasos de seguridad, se llega a la pantalla de INICIO DE LA SESIÓN (Fig.39), en donde pulsando al icono de “MARCHA” el dispositivo se pondrá en funcionamiento.

Durante el proceso de marcha desde esta pantalla (Fig.39) se obtiene información del % de apoyo en cada una de las subsesiones de marcha, el tiempo transcurrido en cada subsesión. Así mismo, se obtiene una información en cada momento de la cantidad de peso que está

soportando la grúa en Kg. y el % de peso que ejerce el sujeto sobre la carga en los patines. Al finalizar la sesión completa, se registran el número de pasos realizados así como los metros recorridos y el tiempo total transcurrido.

Durante la sesión de marcha se pueden modificar los parámetros de la velocidad y posición del talón, desde los iconos (+ y -) y de la desgravación del peso corporal mediante los comandos de la pantalla de subir o bajar la grúa.

El comando “% deseado” se trata de un valor que se puede ajustar y posibilita que el sistema robótico active una señal acústica, si queremos que avise, si se sale del % de trabajo deseado. Esta opción se puede activar o desactivar según convenga.

En esta pantalla se encuentra el botón de MARCHA/PARO, que permite iniciar la sesión o detenerla de forma voluntaria. Cuando se consumen los tiempos de la sesión, el sistema robótico se parará de forma automática.

Tiene incorporada la llave de armado y la parada de emergencia

**SESIÓN INICIADA CON:  
NOMBRE DEL PACIENTE:**

TABLA DE CAMBIOS DE RITMO AUTOMÁTICOS						Peso(Kg)	0°
Temp.(min)	Velocidad	Pos.Talón	% Apoyo	T.Transcurrido		0.00	0
1°	0	0 cm	0 %	0 : 00		TIEMPO TOTAL	0
2°	0	0 cm	0 %	0 : 00		TIEMPO CURSO	0
3°	0	0 cm	0 %	0 : 00		Metros	0.000
4°	0	0 cm	0 %	0 : 00		Pasos	0
5°	0	0 cm	0 %	0 : 00		Peso en Grúa	0.00 Kg.

Cambio de velocidad actual (en Hz)    
 Cambio de posición actual Talón (cm)      
    % en grúa  % deseado

Figura 39. Inicio de la sesión del CL1Walker

Al pulsar sobre el icono finalizar la sesión (fig.39) se da acceso a otra pantalla donde se tiene la opción de finalizar la sesión. Desde esta pantalla (fig.40) se pueden realizar las siguientes opciones de “DESCARTAR” y se descarta la sesión realizada y no se guardarán los datos; “FINALIZAR Y GUARDAR” con este botón se guardarán los datos de la sesión para posteriormente poder adquirirlos y visualizarlos desde un PC y “VOLVER A LA SESIÓN”, con

este botón se puede volver a la sesión y continuar, siempre que no se haya terminado el tiempo programado.

Desde esta pantalla (fig. 40) en el icono “AJUSTE DE SEÑALIZACIÓN DEL % DE PESO DESEADO” se puede realizar la programación de la señal acústica que avisa cuando el sujeto no realiza el % de trabajo que se desee. Mediante la célula de carga instalada en la grúa y el conocimiento del peso del sujeto, el sistema robótico conoce qué % de trabajo está realizando el sujeto. De esta forma e fisioterapeuta que asiste en la marcha puede bajar o subir la grúa para hacer trabajar más o menos al sujeto según interese.



Figura 40. Finalizar la sesión del CL1 Walker

Al finalizar la sesión, ya sea guardando o descartando los datos, aparecerá la siguiente pantalla en el interfaz (fig. 41). Desde aquí se dará las pautas para poder sacar al sujeto del sistema robótico. Para ello se deberán desatar los posapiés, elevar al sujeto y volverlo a llevar a la posición inicial de carga/descarga. Bajarlo y desatarlo del arnés. Cuando se terminen estas acciones, se puede pulsar sobre el botón “FINALIZAR”, volviendo a la pantalla del menú principal.

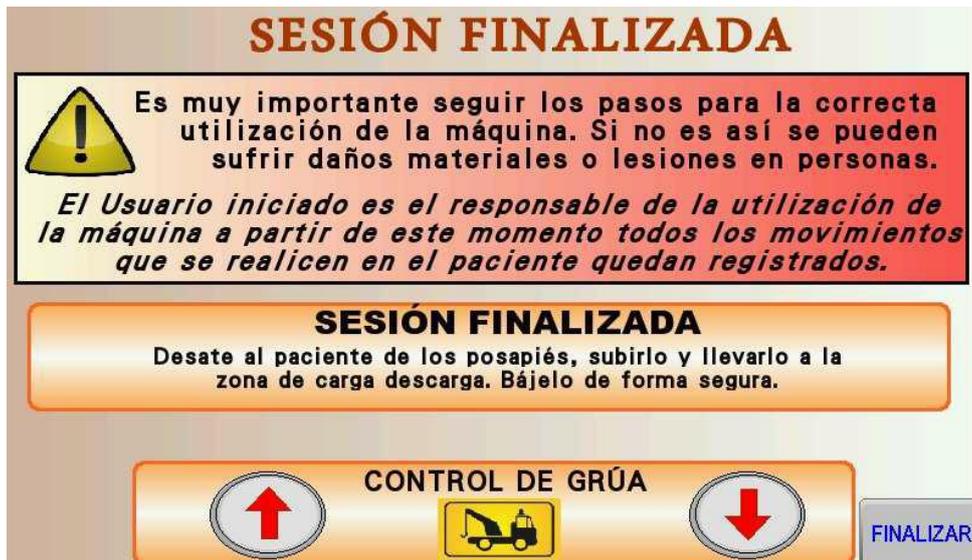


Figura 41. Sesión finalizada del CL1Walker

- MANTENIMIENTO. Al pulsar en la opción de “MANTENIMIENTO” (fig. 42) se pueden realizar operaciones de mantenimiento y arranque del sistema sin necesidad de iniciar la sesión.
  - Menú Principal de Mantenimiento: Desde esta pantalla (fig.42), se puede cambiar la velocidad, pulsando en el + y – en valor de 1 unidad o pulsando encima del valor para insertar otro valor, al pulsar el botón “MARCHA CAMINAR” el sistema se pondrá en funcionamiento (siempre que no exista un paro de emergencia pulsado y el sistema esté rearmado). También se puede modificar el “CAMBIO DE LA POSICIÓN ACTUAL TALÓN” (cm) se puede cambiar la elevación del talón con – y+ en valor de 1 unidad o pulsando encima del valor para insertar otro valor. Al pulsar “VALIDAR” el posapiés se ubicará en la posición deseada. Si se pulsa en “IR a 0 CM” el posapiés irá a la posición más baja.



Figura 42. Menú mantenimiento del CL1Walker

- Menú avanzado: solamente el fabricante del sistema puede acceder a este menú. En este menú se dispone de parámetros de configuración del sistema y es muy peligroso cambiar estos parámetros sin conocimiento.

El software del sistema realiza test de las diferentes situaciones, en el momento en que detecte alguna anomalía indica por pantalla el error o aviso identificado (fig.43) (fig.44). Se deben seguir los pasos indicados en la pantalla, si el error persiste hay que ponerse en contacto con la asistencia técnica

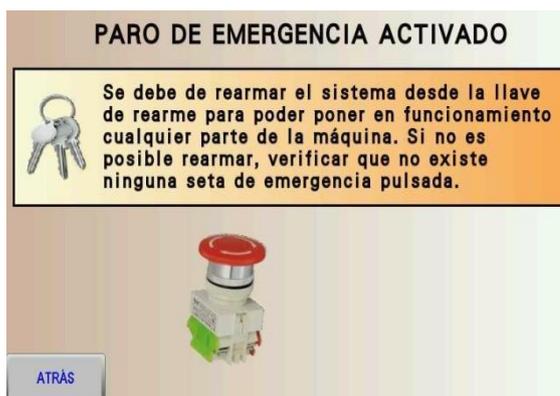


Figura 43. Paro de emergencia del CL1 Walker



Figura 44. Detector de Seguridad del CL1 Walker



## **8.2 CONSENTIMIENTO**

### **DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO**

**Estudio del efecto del entrenamiento sobre la marcha mediante ayuda robótica en combinación con realidad virtual, en niños con parálisis cerebral infantil.**

### **INFORMACIÓN**

El grupo de investigación del Departamento de Fisioterapia de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad CEU Cardenal Herrera y del Departamento de Sistemas Informáticos y Computación de la Universidad Politécnica de Valencia, están desarrollando una investigación en la que se comparan las variables más relevantes sobre la funcionalidad de la marcha en niños con parálisis cerebral infantil, en el entrenamiento en marcha mediante sistema de ayuda robótica con y sin con realidad virtual.

Los ensayos de la citada investigación consisten en la valoración de la funcionalidad de la marcha y la aplicación de un protocolo de intervención en niños con diagnóstico de parálisis cerebral infantil. En relación a la valoración, los datos se registrarán mediante la aplicación de cuestionarios y escalas de valoración funcional de la marcha, mediante un sistema inercial colocado a nivel lumbar, con el objetivo de registrar el índice de simetría de la marcha y la pelvis, así como un pulsímetro y monitor cardíaco que registrará la actividad cardíaca tanto en reposo como en marcha. Respecto al protocolo de intervención, se llevará a cabo un programa de entrenamiento en un sistema robótico para el entrenamiento de la marcha (CL1Walker) con y sin participación en juego de realidad virtual, durante un periodo de 20 sesiones, con una duración de 30 minutos cada sesión.

Se le informa que las pruebas para la valoración se realizaran en un Laboratorio de Análisis de Marcha, ubicado en la primera planta del edificio seminario de la Universidad de Fisioterapia CEU Cardenal Herrera, Avd/ Seminario, s/n, 43113 de Moncada, Valencia. El tiempo estimado de cada sesión de medida será de unas 2 horas aproximadamente por sujeto. Las valoraciones se realizaran en dos tiempos, una semana antes y otra semana después de finalizar el protocolo de intervención. El protocolo de intervención se realizará en el Centro de Fisioterapia Infantil, Plza/ Vicentica la Serrana, 2, Xirivella, Valencia.

### **RIESGOS**

Las pruebas no implican ningún riesgo de lesiones, dado que se trata del registro de la capacidad de caminar de forma independiente, con o sin el uso de sistemas de apoyo, a una velocidad de la marcha relajada. El programa de intervención tampoco entraña ningún riesgo, ya que el

entrenamiento de la marcha se adaptará en todo momento a las capacidades que manifieste el niño en su habilidad motórica de caminar. Pudiendo en cualquier momento detener el entrenamiento ante cualquier signo de alarma. El sistema robótico utilizado para el entrenamiento en la marcha (CL1Walker), cuenta con sistemas de seguridad y está homologado según la normativa vigente.

## **BENEFICIOS**

Los resultados obtenidos de la investigación serán de gran utilidad para la prescripción de programas de rehabilitación eficaces en diferentes grupos de población, especialmente, para grupos con posibilidades de movimiento disminuidas, pero también para mejorar la condición física en general de cualquier persona. Sus resultados estarán en todo momento a su disposición.

## **CONFIDENCIALIDAD**

Los datos personales de los voluntarios/as serán recogidos en el estudio, pero no serán publicados en ningún informe, memoria o artículo. Los datos serán confidenciales y estarán controlados exclusivamente por miembros del equipo de investigación.

## **CONTACTOS**

Si tuviera alguna cuestión que plantear acerca del estudio puede dirigirse a los investigadores: Maite Montañana ([teresa.montanana@uch.ceu.es](mailto:teresa.montanana@uch.ceu.es)) o Javier Martínez ([jmg@uch.ceu.es](mailto:jmg@uch.ceu.es)) en la facultad de Ciencias de la Salud, Universidad CEU Cardenal Herrera.

## **PARTICIPACIÓN**

La participación de su hijo/a en este estudio es voluntaria y, por tanto, puede comunicar su deseo de no continuar en cualquier momento.

## **CONSENTIMIENTO**

Después de leer este documento, declaro como padre/madre del niño, que las condiciones expuestas son satisfactorias y declaro la disposición a que mi hijo participe en este estudio.

Fdo: \_\_\_\_\_

DNI: \_\_\_\_\_

Fecha: \_\_\_\_\_

## **Referencias bibliográficas**

---



**8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- Adamovich, S., Fluet, G., Tunik, E., & Merians, A. (2009). Sensorimotor training in virtual reality: A review. *NeuroRehabilitation*, 25(1), 29-44.
- Álvarez, J.C., Guillen, F., Portella, E., & Torres, N. (2008). *Los problemas de salud infantil. tendencias en los países desarrollados*. Hospital Sant Joan de Déu: Faros Sant Joan de Déu.
- Angulo-Barroso, R., Burghardt, A. R., Lloyd, M., & Ulrich, D. A. (2008). Physical activity in infants with down syndrome receiving a treadmill intervention. *Infant Behavior & Development*, 31(2), 255-269.
- Angulo-Barroso, R. M., Tiernan, C., Chen, L. C., Valentin-Gudiol, M., & Ulrich, D. (2013). Treadmill training in moderate risk preterm infants promotes stepping quality, results of a small randomised controlled trial. *Research in Developmental Disabilities*, 34(11), 3629-3638.
- Angulo-Barroso, R. M., Wu, J., & Ulrich, D. A. (2008). Long-term effect of different treadmill interventions on gait development in new walkers with down syndrome. *Gait & Posture*, 27(2), 231-238.
- Arellano-Martínez, I. T., Rodríguez-Reyes, G., Quinones-Uriostegui, I., & Arellano-Saldana, M. E. (2013). Spatial-temporal analysis and clinical findings of gait: Comparison of two modalities of treatment in children with cerebral palsy-spastic hemiplegia. Preliminary report. *Cirugía Y Cirujanos*, 81(1), 14-20.
- Arroyo, M. A., Beltrán, C., Conejero, J.A., & Higuera, M. (2012). *Rehabilitación infantil*. Editorial Médica Panamericana.

- Arya, B. K., Mohapatra, J., Subramanya, K., Prasad, H., Kumar, R., & Mahadevappa, M. (2012). Surface EMG analysis and changes in gait following electrical stimulation of quadriceps femoris and tibialis anterior in children with spastic cerebral palsy. *Conference Proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2012*, 5726-5729.
- Badawi, N., Felix, J. F., Kurinczuk, J. J., Dixon, G., Watson, L., Keogh, J. M., Stanley, F. J. (2005). Cerebral palsy following term newborn encephalopathy: A population-based study. *Developmental Medicine and Child Neurology, 47*(5), 293-298.
- Bagley, A. M., Gorton, G., Oeffinger, D., Barnes, D., Calmes, J., Nicholson, D., & Tylkowski, C. (2007). Outcome assessments in children with cerebral palsy, part II: Discriminatory ability of outcome tools. *Developmental Medicine and Child Neurology, 49*(3), 181-186.
- Bangash, A. S., Hanafi, M. Z., Idrees, R., & Zehra, N. (2014). Risk factors and types of cerebral palsy. (*JPMA*) *the Journal of the Pakistan Medical Association, 64*(1), 103-107.
- Bania, T. A., Taylor, N. F., Baker, R. J., Graham, H. K., Karimi, L., & Dodd, K. J. (2014). Gross motor function is an important predictor of daily physical activity in young people with bilateral spastic cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology, 56*(12), 1163-1171.
- Baram, Y., & Lenger, R. (2012). Gait improvement in patients with cerebral palsy by visual and auditory feedback. *Neuromodulation, 15*(1), 48-52.
- Barbeau, H. (2003). Locomotor training in neurorehabilitation: Emerging rehabilitation concepts. *Neurorehabilitation and Neural Repair, 17*(1), 3-11.
- Barbeau, H., & Rossignol, S. (1987). Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cat. *Brain Research, 412*(1), 84-95.

- Bax, M., Goldstein, M., Rosenbaum, P., Leviton, A., Paneth, N., Dan, B. Executive Committee for the Definition of Cerebral Palsy. (2005). Proposed definition and classification of cerebral palsy, april 2005. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 47(8), 571-576.
- Begnoche, D. M., & Pitetti, K. H. (2007). Effects of traditional treatment and partial body weight treadmill training on the motor skills of children with spastic cerebral palsy. A pilot study. *Pediatric Physical Therapy*, 19(1), 11-19.
- Bell, K. J., Ounpuu, S., DeLuca, P. A., & Romness, M. J. (2002). Natural progression of gait in children with cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 22(5), 677-682.
- Bergado-Rosado, J. A., & Almaguer-Melian, W. (2000). Cellular mechanisms of neuroplasticity. *Revista De Neurología*, 31(11), 1074-1095.
- Bjornson, K.F., Graubert, C.S., Buford, V.L., & McLaughlin, J. (1998). Validity of the gross motor function measure. *Pediatr Phys Ther*, 10, 43-7.
- Bjornson, K. F., Belza, B., Kartin, D., Logsdon, R., & McLaughlin, J. F. (2007). Ambulatory physical activity performance in youth with cerebral palsy and youth who are developing typically. *Physical Therapy*, 87(3), 248-257.
- Blanc, Y. (2002). Adquisición de la marcha en Viel E. En: La marcha humana. La carrera y el salto. Biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones. Barcelona: Masson, (pp.205-215)
- Bobath, B., & Bobath, K. (1987). *Desarrollo motor en distintos tipos de parálisis cerebral*. (1<sup>a</sup> ed.). Editorial Médica Panamericana.
- Bobath, K. (1999). *Base neurofisiológica para el tratamiento de la parálisis cerebral* (2<sup>a</sup> ed.). Editorial Médica Panamericana.

- Bodkin, A. W., Baxter, R. S., & Heriza, C. B. (2003). Treadmill training for an infant born preterm with a grade III intraventricular hemorrhage. *Physical Therapy, 83*(12), 1107-1118.
- Borggraefe, I., Klaiber, M., Schuler, T., Warken, B., Schroeder, S. A., Heinen, F., & Meyer-Heim, A. (2010). Safety of robotic-assisted treadmill therapy in children and adolescents with gait impairment: A bi-centre survey. *Developmental Neurorehabilitation, 13*(2), 114-119.
- Borggraefe, I., Schaefer, J. S., Klaiber, M., Dabrowski, E., Ammann-Reiffer, C., Knecht, B., & Meyer-Heim, A. (2010). Robotic-assisted treadmill therapy improves walking and standing performance in children and adolescents with cerebral palsy. *European Journal of Paediatric Neurology (EJPN), 14*(6), 496-502.
- Bottos, M., & Gericke, C. (2003). Ambulatory capacity in cerebral palsy: Prognostic criteria and consequences for intervention. *Developmental Medicine and Child Neurology, 45*(11), 786-790.
- Bottos, M., Puato, M. L., Vianello, A., & Facchin, P. (1995). Locomotion patterns in cerebral palsy syndromes. *Developmental Medicine and Child Neurology, 37*(10), 883-899.
- Bower, E. (1993). Physiotherapy for cerebral palsy: A historical review. *Bailliere's Clinical Neurology, 2*(1), 29-54.
- Bratteby Tollerz, L. U., Olsson, R. M., Forslund, A. H., & Norrlin, S. E. (2011). Reliability of energy cost calculations in children with cerebral palsy, cystic fibrosis and healthy controls. *Acta Paediatrica (Oslo, Norway: 1992), 100*(12), 1616-1620.

- Brien, M., & Sveistrup, H. (2011). An intensive virtual reality program improves functional balance and mobility of adolescents with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy, 23*(3), 258-266.
- Brooks, J., Day, S., Shavelle, R., & Strauss, D. (2011). Low weight, morbidity, and mortality in children with cerebral palsy: New clinical growth charts. *Pediatrics, 128*(2), e299-307.
- Brusch, K., Koenig, A., Zimmerli, L., Merillat-Koeneke, S., Riener, R., Jancke, L., & Meyer-Heim, A. (2011). Virtual reality for enhancement of robot-assisted gait training in children with central gait disorders. *Journal of Rehabilitation Medicine, 43*(6), 493-499.
- Bryanton, C., Bossé, J., Brien, M., Mclean, J., McCormick, A., & Sveistrup, H. (2006). Feasibility, motivation and selective motor control: Virtual reality compared to conventional home exercise in children with cerebral palsy. *Cyberpsychol Behav., 9*, 123-8.
- Burdea, G. C., Cioi, D., Kale, A., Janes, W. E., Ross, S. A., & Engsberg, J. R. (2013). Robotics and gaming to improve ankle strength, motor control, and function in children with cerebral palsy, a case study series. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 21*(2), 165-173.
- Butler, P., Engelbrecht, M., Major, R. E., Tait, J. H., Stallard, J., & Patrick, J. H. (1984). Physiological cost index of walking for normal children and its use as an indicator of physical handicap. *Developmental Medicine and Child Neurology, 26*(5), 607-612.
- Cabañas, F., Pellicer, A., & Valverde, E. (2000). *Hemorragia intraventricular y ventriculomegalia en valls i soler A, morcillo F, salcedo S editores. Algoritmos diagnósticos-terapeuticos en el recién nacido de muy bajo peso* (1ª ed., pp.193-201). Madrid: Ediciones Laboratorios Serono.

- Camacho-Salas, A., Pallás-Alonso CR., de la Cruz-Bértolo J., & Simón-De las Heras S, Mateos-Beato F. (2007). Parálisis cerebral: Concepto y registros de base poblacional. *Rev Neurol*, 45, 503-8.
- Cameirao, M. S., Badia, S. B., Duarte, E., Frisoli, A., & Verschure, P. F. (2012). The combined impact of virtual reality neurorehabilitation and its interfaces on upper extremity functional recovery in patients with chronic stroke. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, 43(10), 2720-2728.
- Campbell, J., & Ball, J. (1978). Energetics of walking in cerebral palsy. *The Orthopedic Clinics of North America*, 9(2), 374-377.
- Cano de la Cuerda, R., & Collado, S. (2012). *Neurorrehabilitación. Métodos específicos de valoración y tratamiento*. Editorial Médica Panamericana.
- Capelovitch, S. (2014). Neurodevelopmental therapy, a popular approach. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 56(4), 402.
- Cappa, P., Patane, F., Rossi, S., Petrarca, M., Castelli, E., & Berthoz, A. (2008). Effect of changing visual condition and frequency of horizontal oscillations on postural balance of standing healthy subjects. *Gait & Posture*, 28(4), 615-626.
- Centers for disease control and prevention, 2006 promoting better health. Retrieved from [http://www.cdc.gov/healthyouth/physicalactivity/promoting\\_health/](http://www.cdc.gov/healthyouth/physicalactivity/promoting_health/)
- Cernak, K., Stevens, V., Price, R., & Shumway-Cook, A. (2008). Locomotor training using body-weight support on a treadmill in conjunction with ongoing physical therapy in a child with severe cerebellar ataxia. *Physical Therapy*, 88(1), 88-97.

- Chen, Y. P., Kang, L. J., Chuang, T. Y., Doong, J. L., Lee, S. J., Tsai, M. W., & Sung, W. H. (2007). Use of virtual reality to improve upper-extremity control in children with cerebral palsy: A single-subject design. *Physical Therapy, 87*(11), 1441-1457.
- Cherng, R. J., Liu, C. F., Lau, T. W., & Hong, R. B. (2007). Effect of treadmill training with body weight support on gait and gross motor function in children with spastic cerebral palsy. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists, 86*(7), 548-555.
- Cho, C., Hwang, W., Hwang, S., & Chung, Y. (2016). Treadmill training with virtual reality improves gait, balance, and muscle strength in children with cerebral palsy. *The Tohoku Journal of Experimental Medicine, 238*(3), 213-218.
- Chrysagis, N., Skordilis, E. K., Stavrou, N., Grammatopoulou, E., & Koutsouki, D. (2012). The effect of treadmill training on gross motor function and walking speed in ambulatory adolescents with cerebral palsy: A randomized controlled trial. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists, 91*(9), 747-760.
- Chung, J., Evans, J., Lee, C., Lee, J., Rabbani, Y., Roxborough, L., & Harris, S. R. (2008). Effectiveness of adaptive seating on sitting posture and postural control in children with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy, 20*(4), 303-317.
- Clark, R. A., Bryant, A. L., Pua, Y., McCrory, P., Bennell, K., Hunt, M., (2010). Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait & Posture, 31*(3), 307-310.
- Clasificación internacional del funcionamiento de la discapacidad y de la salud. Versión para la infancia y la adolescencia. CIF-IA. Organización Mundial de la Salud. (2011).

- Clements, K. M., Barfield, W. D., Ayadi, M. F., & Wilber, N. (2007). Preterm birth-associated cost of early intervention services: An analysis by gestational age. *Pediatrics*, *119*(4), e866-74.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2<sup>a</sup> ed.). Hillsdale, NJ: Erlbaum.
- Colver, A., Fairhurst, C., & Pharoah, P.O. (2014). Cerebral palsy. *Lancet*, *383*, 1240-9.
- Cotman, C. W., & Berchtold, N. C. (2002). Exercise: A behavioral intervention to enhance brain health and plasticity. *Trends in Neurosciences*, *25*(6), 295-301.
- Cotman, C. W., & Engesser-Cesar, C. (2002). Exercise enhances and protects brain function. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *30*(2), 75-79.
- Croen, L. A., Grether, J. K., Curry, C. J., & Nelson, K. B. (2001). Congenital abnormalities among children with cerebral palsy: More evidence for prenatal antecedents. *The Journal of Pediatrics*, *138*(6), 804-810.
- Crowley, J. P., Arnold, S. H., McEwen, I. R., & James, S. (2009). Treadmill training in a child with cerebral palsy: A case report. *Physical & Occupational Therapy in Pediatrics*, *29*(1), 60-70.
- Cruzado, J., & De la Puente, M. (1997). Lo psicossomático. *Ed Aguilar, Madrid*.
- Cussen, G. H., Barry, J. E., Moloney, A. M., Buckley, N. M., Crowley, M., & Daly, C. (1978). Cerebral palsy: A regional study. *Irish Medical Journal*, *71*(17), 568-572.
- Dabney, K.W., Lipton, G.E., & Miller, F. (1997). Cerebral palsy. *Curr Opin Pediatr*, *9*, 81-8.
- Damiano, D. L. (2006). Activity, activity, activity: Rethinking our physical therapy approach to cerebral palsy. *Physical Therapy*, *86*(11), 1534-1540.

- Damiano, D. L., & DeJong, S. L. (2009). A systematic review of the effectiveness of treadmill training and body weight support in pediatric rehabilitation. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 33(1), 27-44.
- Davis, R. B., & De Luca, P. A. (1996). Gait characterization via dynamic joint stiffness. *Gait Posture*, 4, 224-231.
- Davis, D. W., Thelen, E., & Keck, J. (1994). Treadmill stepping in infants born prematurely. *Early Human Development*, 39(3), 211-223.
- Day, J. A., Fox, E. J., Lowe, J., Swales, H. B., & Behrman, A. L. (2004). Locomotor training with partial body weight support on a treadmill in a nonambulatory child with spastic tetraplegic cerebral palsy: A case report. *Pediatric Physical Therapy*, 16(2), 106-113.
- Denney, J. M., Culhane, J. F., & Goldenberg, R. L. (2008). Prevention of preterm birth. *Women's Health (London, England)*, 4(6), 625-638.
- Deutsch, J. E., Borbely, M., Filler, J., Huhn, K., & Guarrera-Bowlby, P. (2008). Use of a low-cost, commercially available gaming console (wii) for rehabilitation of an adolescent with cerebral palsy. *Physical Therapy*, 88(10), 1196-1207.
- DiBiasio, P. A., & Lewis, C. L. (2012). Exercise training utilizing body weight-supported treadmill walking with a young adult with cerebral palsy who was non-ambulatory. *Physiotherapy Theory and Practice*, 28(8), 641-652.
- Dinomais, M., Hertz-Pannier, L., Groeschel, S., Chabrier, S., Delion, M., Husson, B. AVCnn Study Group. (2015). Long term motor function after neonatal stroke: Lesion localization above all. *Human Brain Mapping*, 36(12), 4793-807.

- Dodd, K. J., & Foley, S. (2007). Partial body-weight-supported treadmill training can improve walking in children with cerebral palsy: A clinical controlled trial. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 49(2), 101-105.
- Drew, T., Prentice, S., & Schepens, B. (2004). Cortical and brainstem control of locomotion. *Progress in Brain Research*, 143, 251-261.
- Druzbecki, M., Rusek, W., Snela, S., Dudek, J., Szczepanik, M., Zak, E., & Sobota, G. (2013). Functional effects of robotic-assisted locomotor treadmill therapy in children with cerebral palsy. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 45(4), 358-363.
- Duffy, C. M., Hill, A. E., Cosgrove, A. P., Corry, I. S., & Graham, H. K. (1996). Energy consumption in children with spina bifida and cerebral palsy: A comparative study. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 38(3), 238-243.
- Dutra, F., Quintans, G., & Banchemo, G. (2007). Lesions in the central nervous system associated with perinatal lamb mortality. *Australian Veterinary Journal*, 85(10), 405-413.
- Eek, M. N., Tranberg, R., & Beckung, E. (2011). Muscle strength and kinetic gait pattern in children with bilateral spastic CP. *Gait & Posture*, 33(3), 333-337.
- Ehrenkranz, R. A., Dusick, A. M., Vohr, B. R., Wright, L. L., Wrage, L. A., & Poole, W. K. (2006). Growth in the neonatal intensive care unit influences neurodevelopmental and growth outcomes of extremely low birth weight infants. *Pediatrics*, 117(4), 1253-1261.
- Einspieler, C., & Prechtel, H. F. (2005). Prechtel's assessment of general movements: A diagnostic tool for the functional assessment of the young nervous system. *Mental Retardation and Developmental Disabilities Research Reviews*, 11(1), 61-67.
- Emara, H. A., El-Gohary, T., & Al-Johani, A. (2016). Effect of suspension training versus treadmill training on gross motor abilities of children with spastic diplegic cerebral palsy:

- A comparative study. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 52(3), 356-63.
- Espinosa, J. (2010). *Parálisis cerebral: Clasificación, clínica y pronóstico. Guía esencial de rehabilitación infantil*. (pp. 66-74). Madrid.
- Eyre, J. A. (2003). Development and plasticity of the corticospinal system in man. *Neural Plasticity*, 10(1-2), 93-106.
- Fast, A., Wang, F. S., Adrezin, R. S., Cordaro, M. A., Ramis, J., & Sosner, J. (1995). The instrumented walker: Usage patterns and forces. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(5), 484-491.
- Field, D. A., & Roxborough, L. A. (2012). Validation of the relation between the type and amount of seating support provided and level of sitting scale (LSS) scores for children with neuromotor disorders. *Developmental Neurorehabilitation*, 15(3), 202-208.
- Fife, S. E., Roxborough, L. A., Armstrong, R. W., Harris, S. R., Gregson, J. L., & Field, D. (1991). Development of a clinical measure of postural control for assessment of adaptive seating in children with neuromotor disabilities. *Physical Therapy*, 71(12), 981-993.
- Finch, L., Barbeau, H., & Arsenault, B. (1991). Influence of body weight support on normal human gait: Development of a gait retraining strategy. *Physical Therapy*, 71(11), 842-55; discussion 855-6.
- Fragala-Pinkham, M. A., Haley, S. M., Rabin, J., & Kharasch, V. S. (2005). A fitness program for children with disabilities. *Physical Therapy*, 85(11), 1182-1200.
- Gage, J. R. S., M. H. (2009). "Normal gait" in the identification and treatment of gait problems in cerebral palsy (2<sup>a</sup> ed., pp. 31-64). Mac Keith Press, London.

- Ganjwala, D. (2011). Multilevel orthopedic surgery for crouch gait in cerebral palsy: An evaluation using functional mobility and energy cost. *Indian Journal of Orthopaedics*, 45(4), 314-319.
- García, A., Herencia, C., Rico, T., Puyol P., & Bote, C.J. (2007). Intercambio de experiencias EAT\_EOEP. la orientación: Investigación y acción. La prematuridad como causa de discapacidad en el niño. *Madrid. Universidad Rey Juan Carlos*,
- Gardner, M. B., Holden, M. K., Leikaukas, J. M., & Richard, R. L. (1998). Partial body weight support with treadmill locomotion to improve gait after incomplete spinal cord injury: A single-subject experimental design. *Physical Therapy*, 78(4), 361-374.
- Gesell, A. (1994). El niño de 1 a 4 años. Barcelona: Paidós Ibérica
- Gibson, C. S., MacLennan, A. H., Hague, W. M., Haan, E. A., Priest, K., Chan, A. South Australian Cerebral Palsy Research Group. (2005). Associations between inherited thrombophilias, gestational age, and cerebral palsy. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 193(4), 1437.
- Gil, J. A., Llorens, R., Alcaniz, M., Colomer, C., (2011). Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*.
- Gilbert, W. M., Jacoby, B. N., Xing, G., Danielsen, B., & Smith, L. H. (2010). Adverse obstetric events are associated with significant risk of cerebral palsy. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 203(4), 328.
- Giuliani, CA. (1991). Dorsal rhizotomy for children with cerebral palsy: Support for concepts of motor control. *Phys.Ther.*, 71, 248-59.

- Glenting, P. (1976). Variations in the population of congenital (pre- and perinatal) cases of cerebral palsy in danish counties east of the little belt during the years 1950-1969. Report from cerebral palsy registry III. *Ugeskrift for Laeger*, 138(47), 2984-2991.
- Glinianaia, S. V., Jarvis, S., Topp, M., Guillem, P., Platt, M. J., Pearce, M. S. SCPE Collaboration of European Cerebral Palsy Registers. (2006). Intrauterine growth and cerebral palsy in twins: A european multicenter study. *Twin Research and Human Genetics: The Official Journal of the International Society for Twin Studies*, 9(3), 460-466.
- Goldberg, S. R., Ounpuu, S., & Delp, S. L. (2003). The importance of swing-phase initial conditions in stiff-knee gait. *Journal of Biomechanics*, 36(8), 1111-1116.
- Golomb, M. R., McDonald, B. C., Warden, S. J., Yonkman, J., Saykin, A. J., Shirley, B., & Burdea, G. C. (2010). In-home virtual reality videogame telerehabilitation in adolescents with hemiplegic cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(1), 1-8.e1.
- González de Dios, J., & Moya, M. (1996). Perinatal asphyxia, hypoxic-ischemic encephalopathy and neurological sequelae in full-term newborns. II. description and interrelation. *Revista De Neurología*, 24(132), 969-976.
- Gorton, G. E., 3rd, Stout, J. L., Bagley, A. M., Bevans, K., Novacheck, T. F., & Tucker, C. A. (2011). Gillette functional assessment questionnaire 22-item skill set: Factor and rasch analyses. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 53(3), 250-255.
- Grad, F.P. (2002). The preamble of the constitution of the world health organisation. *Bulletin of the world health organisation*. 80(12), 981-984.

- Graham, E. M., Ruis, K. A., Hartman, A. L., Northington, F. J., & Fox, H. E. (2008). A systematic review of the role of intrapartum hypoxia-ischemia in the causation of neonatal encephalopathy. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, *199*(6), 587-595.
- Graham, H. K., Harvey, A., Rodda, J., Nattrass, G. R., & Pirpiris, M. (2004). The functional mobility scale (FMS). *Journal of Pediatric Orthopedics*, *24*(5), 514-520.
- Graser, J. V., Letsch, C., & van Hedel, H. J. (2016). Reliability of timed walking tests and temporo-spatial gait parameters in youths with neurological gait disorders. *BMC Neurology*, *16*, 15-016-0538.
- Grecco, L. A., de Freitas, T. B., Satie, J., Bagne, E., Oliveira, C. S., & de Souza, D. R. (2013). Treadmill training following orthopedic surgery in lower limbs of children with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy*, *25*(2), 187-92; discussion 193.
- Grecco, L. A., Zanon, N., Sampaio, L. M., & Oliveira, C. S. (2013). A comparison of treadmill training and overground walking in ambulant children with cerebral palsy: Randomized controlled clinical trial. *Clinical Rehabilitation*, *27*(8), 686-696.
- Grether, J. K., Cummins, S. K., & Nelson, K. B. (1992). The california cerebral palsy project. *Paediatric and Perinatal Epidemiology*, *6*(3), 339-351.
- Grieve, D.W., Gear, R.J. (1966). The relationship between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults. *Ergonomics*, *5*: 379-399.
- Hagberg, B., Hagberg, G., Beckung, E., & Uvebrant, P. (2001). Changing panorama of cerebral palsy in sweden. VIII. prevalence and origin in the birth year period 1991-94. *Acta Paediatrica (Oslo, Norway: 1992)*, *90*(3), 271-277.

- Hagberg, G., Hagberg, G., & Olow, I. (1975). The changing panorama of cerebral palsy in Sweden 1954-1970. II. analysis of the various syndromes. *Acta Paediatrica Scandinavica*, 64(2), 193-200.
- Hamilton, M. T., Hamilton, D. G., & Zderic, T. W. (2007). Role of low energy expenditure and sitting in obesity, metabolic syndrome, type 2 diabetes, and cardiovascular disease. *Diabetes*, 56(11), 2655-2667.
- Harris, K., & Reid, D. (2005). The influence of virtual reality play on children's motivation. *Canadian Journal of Occupational Therapy/Revue Canadienne D'Ergotherapie*, 72(1), 21-29.
- Harvey, A. R., Morris, M. E., Graham, H. K., Wolfe, R., & Baker, R. (2010). Reliability of the functional mobility scale for children with cerebral palsy. *Physical & Occupational Therapy in Pediatrics*, 30(2), 139-149.
- Henderson, A., Korner-Bitensky, N., & Levin, M. (2007). Virtual reality in stroke rehabilitation: A systematic review of its effectiveness for upper limb motor recovery. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 14(2), 52-61.
- Herzog, M., Cerar, L. K., Srsen, T. P., Verdenik, I., & Lucovnik, M. (2015). Impact of risk factors other than prematurity on periventricular leukomalacia. A population-based matched case control study. *European Journal of Obstetrics, Gynecology, and Reproductive Biology*, 187, 57-59.
- Hesse, S. (2001). Locomotor therapy in neurorehabilitation. *NeuroRehabilitation*, 16(3), 133-139.

- Hesse, S., Konrad, M., & Uhlenbrock, D. (1999). Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(4), 421-427.
- Hicks, A. L., Adams, M. M., Martin Ginis, K., Giangregorio, L., Latimer, A., Phillips, S. M., & McCartney, N. (2005). Long-term body-weight-supported treadmill training and subsequent follow-up in persons with chronic SCI: Effects on functional walking ability and measures of subjective well-being. *Spinal Cord*, 43(5), 291-298.
- Hidler, J. M., & Wall, A. E. (2005). Alterations in muscle activation patterns during robotic-assisted walking. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(2), 184-193.
- Himmelman, K., Ahlin, K., Jacobsson, B., Cans, C., & Thorsen, P. (2011). Risk factors for cerebral palsy in children born at term. *Acta Obstetrica Et Gynecologica Scandinavica*, 90(10), 1070-1081.
- Hinchcliffe, A. (2007). *Children with cerebral palsy. A manual for therapists, parents and community workers* (Second Edition) Sage.
- Holden, M. K. (2005). Virtual environments for motor rehabilitation: Review. *Cyberpsychology & Behavior : The Impact of the Internet, Multimedia and Virtual Reality on Behavior and Society*, 8(3), 187-211; discussion 212-9.
- Honeycutt, A.A., Grosse, S.D., & Dunlap, L.J. (2003). *Economic costs of mental retardation, cerebral palsy, hearing loss, and vision impairment. Results from the national health interview survey on disability* (pp. 207–228). Elsevier, Oxford.
- Hoofwijk, M., Unnithan, V., & Bar Or, O. (1995). Maximal treadmill performance of children with cerebral palsy. *Pediatr Exerc Sci*, 7, 305-313.

Hornby, T. G., Zemon, D. H., & Campbell, D. (2005). Robotic-assisted, body-weight-supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury. *Physical Therapy*, 85(1), 52-66.

<http://www.btsbioengineering.com/products/kinematics/bts-g-walk/>.

<http://www.xbox.com/es-ES/kinect>.

Hubbard, I. J., Parsons, M. W., Neilson, C., & Carey, L. M. (2009). Task-specific training: Evidence for and translation to clinical practice. *Occupational Therapy International*, 16(3-4), 175-189.

Huber, M., Rabin, B., Docan, C., Burdea, G., Nwosu, M., & Abdelbaky, M. (2008). PlayStation 3 based tele-rehabilitation for children with hemiplegia. *Virtual Rehabilitation*, 10(5), 12-28.

Husemann, B., Muller, F., Krewer, C., Heller, S., & Koenig, E. (2007). Effects of locomotion training with assistance of a robot-driven gait orthosis in hemiparetic patients after stroke: A randomized controlled pilot study. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, 38(2), 349-354.

Iñaki I.L., & Alfredo P.C. (2012). "Desarrollo de aplicaciones con microsoft kinect". escuela técnica superior de ingenieros industriales y de telecomunicación. *Proyecto Final De Carrera*,

Instrumento de ratificación de la convención sobre los derechos del niño, adoptado por la asamblea de las naciones unidas el 20 de noviembre de 1989. Boletín oficial del estado, n<sup>a</sup> 313, (31-12-1990).

International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF), (2001). Geneva, Switzerland: World Health Organization.

- Iosa, M., Marro, T., Paolucci, S., & Morelli, D. (2012). Stability and harmony of gait in children with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities, 33*(1), 129-135.
- Israel, J. F., Campbell, D. D., Kahn, J. H., & Hornby, T. G. (2006). Metabolic costs and muscle activity patterns during robotic- and therapist-assisted treadmill walking in individuals with incomplete spinal cord injury. *Physical Therapy, 86*(11), 1466-1478.
- Jahnsen, R., Villien, L., Egeland, T., Stanghelle, J. K., & Holm, I. (2004). Locomotion skills in adults with cerebral palsy. *Clinical Rehabilitation, 18*(3), 309-316.
- Johnson, D. C., Damiano, D. L., & Abel, M. F. (1997). The evolution of gait in childhood and adolescent cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopedics, 17*(3), 392-396.
- Johnston, T. E., Watson, K. E., Ross, S. A., Gates, P. E., Gaughan, J. P., Lauer, R. T., & Engsborg, J. R. (2011). Effects of a supported speed treadmill training exercise program on impairment and function for children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology, 53*(8), 742-750.
- Kerkum, Y. L., Buizer, A. I., van den Noort, J. C., Becher, J. G., Harlaar, J., & Brehm, M. A. (2015). The effects of varying ankle foot orthosis stiffness on gait in children with spastic cerebral palsy who walk with excessive knee flexion. *PloS One, 10*(11).
- Ketelaar, M., Vermeer, A., Hart, H., van Petegem-van Beek, E., & Helders, P. J. (2001). Effects of a functional therapy program on motor abilities of children with cerebral palsy. *Physical Therapy, 81*(9), 1534-1545.
- Kim, O. Y., Shin, Y. K., Yoon, Y. K., Ko, E. J., & Cho, S. R. (2015). The effect of treadmill exercise on gait efficiency during overground walking in adults with cerebral palsy. *Annals of Rehabilitation Medicine, 39*(1), 25-31.

- Kirton, A., & deVeber, G. (2006). Cerebral palsy secondary to perinatal ischemic stroke. *Clinics in Perinatology*, 33(2), 367-386.
- Kobayashi, S., Wakusawa, K., Inui, T., Tanaka, S., Kobayashi, Y., Onuma, A., & Haginoya, K. (2015). The neurological outcomes of cerebellar injury in premature infants. *Brain & Development*, 37(9), 858-863.
- Koenig, A., Wellner, M., Koneke, S., Meyer-Heim, A., Lunenburger, L., & Riener, R. (2008). Virtual gait training for children with cerebral palsy using the lokomat gait orthosis. *Studies in Health Technology and Informatics*, 132, 204-209.
- Kojima, T., Asano, S., & Takahashi, N. (2013). Teratogenic factors affect transcription factor expression. *Bioscience, Biotechnology, and Biochemistry*, 77(5), 1035-1041.
- Krägeloh-Mann, I., & Cans, C. (2009). Cerebral palsy update. *Brain Dev*, 31, 537-44.
- Krewer, C., Muller, F., Husemann, B., Heller, S., Quintern, J., & Koenig, E. (2007). The influence of different lokomat walking conditions on the energy expenditure of hemiparetic patients and healthy subjects. *Gait & Posture*, 26(3), 372-377.
- Kuban, K.C.K., & Leviton, A. (1994). Cerebral palsy. *New Engl J Med*. 330:188-95
- Kulak, W., Okurowska-Zawada, B., Sienkiewicz, D., Paszko-Patej, G., & Krajewska-Kulak, E. (2010). Risk factors for cerebral palsy in term birth infants. *Advances in Medical Sciences*, 55(2), 216-221.
- Lacoste, M., Therrien, M., & Prince, F. (2009). Stability of children with cerebral palsy in their wheelchair seating: Perceptions of parents and therapists. *Disability and Rehabilitation. Assistive Technology*, 4(3), 143-150.

- Lang, C. E., MacDonald, J. R., & Gnip, C. (2007). Counting repetitions: An observational study of outpatient therapy for people with hemiparesis post-stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 31(1), 3-10.
- Lange, B., Flynn, S., Proffitt, R., Chang, C. Y., & Rizzo, A. S. (2010). Development of an interactive game-based rehabilitation tool for dynamic balance training. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 17(5), 345-352.
- Leonard, E. L. (1990). *Early motor development and control: Foundations for independent walking*. *Gait in Rehabilitation* (pp. 121-140). New York: Churchill Livingstone
- Levac, D., Pierrynowski, M. R., Canestraro, M., Gurr, L., Leonard, L., & Neeley, C. (2010). Exploring children's movement characteristics during virtual reality video game play. *Human Movement Science*, 29(6), 1023-1038.
- Li, J., Vestergaard, M., Obel, C., Precht, D. H., Christensen, J., Lu, M., & Olsen, J. (2009). Prenatal stress and cerebral palsy: A nationwide cohort study in denmark. *Psychosomatic Medicine*, 71(6), 615-618.
- Longo, M., & Hankins, G. D. (2009). Defining cerebral palsy: Pathogenesis, pathophysiology and new intervention. *Minerva Ginecológica*, 61(5), 421-429.
- Luna-Oliva, L., Ortiz-Gutierrez, R. M., Cano-de la Cuerda, R., Piedrola, R. M., Alguacil-Diego, I. M., Sanchez-Camarero, C., & Martinez Culebras Mdel, C. (2013). Kinect xbox 360 as a therapeutic modality for children with cerebral palsy in a school environment: A preliminary study. *NeuroRehabilitation*, 33(4), 513-521.
- Macias, L. (2002). *Desarrollo motor y aprendizaje del movimiento. Conceptos contemporáneos*. *Fisioterapia en Pediatría* (pp.1-29). Madrid.

- Malone, A., Kiernan, D., French, H., Saunders, V., & O'Brien, T. (2015). Do children with cerebral palsy change their gait when walking over uneven ground? *Gait & Posture*, *41*(2), 716-721.
- Martínez, I., & Abad, J.A. (2016). *Parálisis cerebral infantil. Manejo de las alteraciones musculo-esqueléticas asociadas*. Ergon.
- Massion, J., Alexandrov, A., & Frolov, A. (2004). Why and how are posture and movement coordinated? *Progress in Brain Research*, *143*, 13-27.
- Matsuno, V. M., Camargo, M. R., Palma, G. C., Alveno, D., & Barela, A. M. (2010). Analysis of partial body weight support during treadmill and overground walking of children with cerebral palsy. *Revista Brasileira De Fisioterapia (Sao Carlos (Sao Paulo, Brazil))*, *14*(5), 404-410.
- Mattern-Baxter, K. (2009). Effects of partial body weight supported treadmill training on children with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy*, *21*(1), 12-22.
- Mattern-Baxter, K., McNeil, S., & Mansoor, J. K. (2013). Effects of home-based locomotor treadmill training on gross motor function in young children with cerebral palsy: A quasi-randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *94*(11), 2061-2067.
- Mauritz, K. H. (1990). General rehabilitation. *Current Opinion in Neurology and Neurosurgery*, *3*(5), 714-718.
- Mayr, A., Kofler, M., Quirbach, E., Matzak, H., Frohlich, K., & Saltuari, L. (2007). Prospective, blinded, randomized crossover study of gait rehabilitation in stroke patients using the lokomat gait orthosis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *21*(4), 307-314.

- McElhation, P.R. (1999). The principles of teratogenicity. *Current Obstetrics and Gynaecology*, (9), 163-9.
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*, 29(3), 360-369.
- McNevin, N. H., Coraci, L., & Schafer, J. (2000). Gait in adolescent cerebral palsy: The effect of partial unweighting. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(4), 525-528.
- Mehrholz, J., Pohl, M., & Elsner, B. (2014). Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, 1, CD002840.
- Menticoglou, S. M. (2008). How often do perinatal events at full term cause cerebral palsy? *Journal of Obstetrics and Gynaecology Canada (JOGC)*, 30(5), 396-403.
- Meyer-Heim, A., Ammann-Reiffer, C., Schmartz, A., Schafer, J., Sennhauser, F. H., Heinen, F., & Borggraefe, I. (2009). Improvement of walking abilities after robotic-assisted locomotion training in children with cerebral palsy. *Archives of Disease in Childhood*, 94(8), 615-620.
- Miyai, I., Fujimoto, Y., Yamamoto, H., Ueda, Y., Saito, T., Nozaki, S., & Kang, J. (2002). Long-term effect of body weight-supported treadmill training in parkinson's disease: A randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(10), 1370-1373.
- Molteni, E., Beretta, E., Altomonte, D., Formica, F., & Strazzer, S. (2015). Combined robotic-aided gait training and 3D gait analysis provide objective treatment and assessment of gait in children and adolescents with acquired hemiplegia. *Conference Proceedings: Annual*

*International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2015*, 4566-4569.

Montero Mendoza, S., Gomez-Conesa, A., & Hidalgo Montesinos, M. D. (2015). Association between gross motor function and postural control in sitting in children with cerebral palsy: A correlational study in Spain. *BMC Pediatrics*, *16*, 15, 124.

Morgan, D. W., Tseh, W., Caputo, J. L., Keefer, D. J., Craig, I. S., Griffith, K. B., & Martin, P. E. (2002). Longitudinal profiles of oxygen uptake during treadmill walking in able-bodied children: The locomotion energy and growth study. *Gait & Posture*, *15*(3), 230-235.

Mulcahy, C.M., Pountney, T.E., & Nelham, R.L. (1988). Adaptive seating for the motor handicapped: Problems, a solution, assessment and prescription. *Physiotherapy*, *74*, 531-636.

Murphy, K. P., Molnar, G. E., & Lankasky, K. (1995). Medical and functional status of adults with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *37*(12), 1075-1084.

Murray, C. J., & Lopez, A. D. (1996). Evidence-based health policy, lessons from the global burden of disease study. *Science (New York, N.Y.)*, *274*(5288), 740-743.

Mutlu, A., Krosschell, K., & Spira, D. G. (2009). Treadmill training with partial body-weight support in children with cerebral palsy: A systematic review. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *51*(4), 268-275.

Nelson, K. B., & Ellenberg, J. H. (1982). Children who "outgrew" cerebral palsy. *Pediatrics*, *69*(5), 529-536.

Nelson, K. B., & Grether, J. K. (1998). Potentially asphyxiating conditions and spastic cerebral palsy in infants of normal birth weight. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, *179*(2), 507-513.

- Nene, A. V., Evans, G. A., & Patrick, J. H. (1993). Simultaneous multiple operations for spastic diplegia. outcome and functional assessment of walking in 18 patients. *The Journal of Bone and Joint Surgery.British Volume*, 75(3), 488-494.
- Nielsen, L. F., Schendel, D., Grove, J., Hvidtjorn, D., Jacobsson, B., Josiassen, T., Thorsen, P. (2008). Asphyxia-related risk factors and their timing in spastic cerebral palsy. (*BJOG*) *An International Journal of Obstetrics and Gynaecology*, 115(12), 1518-1528.
- Nordmark, E., Hagglund, G., & Jarnlo, G. B. (1997). Reliability of the gross motor function measure in cerebral palsy. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 29(1), 25-28.
- Novacheck, T. F., Stout, J. L., & Tervo, R. (2000). Reliability and validity of the gillette functional assessment questionnaire as an outcome measure in children with walking disabilities. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 20(1), 75-81.
- Novak, I., McIntyre, S., Morgan, C., Campbell, L., Dark, L., Morton, N., Goldsmith, S. (2013). A systematic review of interventions for children with cerebral palsy: State of the evidence. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 55(10), 885-910.
- Nudo, R. J. (1997). Remodeling of cortical motor representations after stroke: Implications for recovery from brain damage. *Molecular Psychiatry*, 2(3), 188-191.
- Odding, E., Roebroek, M., & Stam, H. (2006). The epidemiology of cerebral palsy: Incidence, impairments and risk factors. *Disabil Rehabil*, 28(4), 183-91.
- Oeffinger, D., Bagley, A., Rogers, S., Gorton, G., Kryscio, R., Abel, M., & Tylkowski, C. (2008). Outcome tools used for ambulatory children with cerebral palsy: Responsiveness and minimum clinically important differences. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 50(12), 918-925.

- Palisano, R. J., Cameron, D., Rosenbaum, P. L., Walter, S. D., & Russell, D. (2006). Stability of the gross motor function classification system. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 48(6), 424-428.
- Palisano, R. J., Hanna, S. E., Rosenbaum, P. L., & Tieman, B. (2010). Probability of walking, wheeled mobility, and assisted mobility in children and adolescents with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 52(1), 66-71.
- Palisano, R. J., Rosenbaum, P., Bartlett, D., & Livingston, M. H. (2008). Content validity of the expanded and revised gross motor function classification system. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 50(10), 744-750.
- Palmer, F. B. (2004). Strategies for the early diagnosis of cerebral palsy. *The Journal of Pediatrics*, 145(2 Suppl), S8-S11.
- Panet, N., Hong, T., & Korzeniewski, S. (2006). The descriptive epidemiology of cerebral palsy. *Clin Perinatol*, 145, 36-41.
- Paneth, N. (2001). Cerebral palsy in term infants-birth or before birth? *The Journal of Pediatrics*, 138(6), 791-792.
- Parsons, T. D., Rizzo, A. A., Rogers, S., & York, P. (2009). Virtual reality in paediatric rehabilitation: A review. *Developmental Neurorehabilitation*, 12(4), 224-238.
- Pascual-Castroviejo, I. (1996). Plasticidad cerebral. *Rev Neurol Barc*, 24, 1361-1366.
- Patritti, B., Sicari, M., Deming, L., Romaguera, F., Pelliccio, M., Benedetti, M. G., & Bonato, P. (2010). Enhancing robotic gait training via augmented feedback. *Conference Proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2010*, 2271-2274.

- Pérez, L., & Bastian, L. (2008). Infantile cerebral paralysis. mortality in youngers of 15 years in camagüey province . *Revista Archivo Médico De Camagüey*, 12(4).
- Perry, J. (1992). "Gait cycle" in *gait analysis: Normal and pathological function slack international* (pp. 3-8). USA.
- Pestana, EM. (2001). Parálisis cerebral infantil, en : Álvarez síntesis R. *Temas De Medicina General Integral* (pp. 937-45) La Habana: *Ciencias Médicas*,.
- Pfeifer, L.I., Silva, D.F., Funayama, C.A., & Santos, J.L. (2009). Classification of cerebral palsy association between gender, age, motor type, topography and gross motor function. *Arg Neuropsiquiatr*, 67, 1057-61.
- Pharoah, P. O., Cooke, T., Rosenbloom, I., & Cooke, R. W. (1987). Trends in birth prevalence of cerebral palsy. *Archives of Disease in Childhood*, 62(4), 379-384.
- Phillips, J. P., Sullivan, K. J., Burtner, P. A., Caprihan, A., Provost, B., & Bernitsky-Beddingfield, A. (2007). Ankle dorsiflexion fMRI in children with cerebral palsy undergoing intensive body-weight-supported treadmill training: A pilot study. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 49(1), 39-44.
- Plasschaert, F., Jones, K., & Forward, M. (2008). The effect of simulating weight gain on the energy cost of walking in unimpaired children and children with cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(12), 2302-2308.
- Postieux, G. (2000). *Fisioterapia respiratoria en el niño*. (1ª ed.). Madrid: Mc Graw Hill Iberoamericana.
- Protas, E. J., Holmes, S. A., Qureshy, H., Johnson, A., Lee, D., & Sherwood, A. M. (2001). Supported treadmill ambulation training after spinal cord injury: A pilot study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(6), 825-831.

- Provost, B., Dieruf, K., Burtner, P. A., Phillips, J. P., Bernitsky-Beddingfield, A., Sullivan, K. J., & Toser, L. (2007). Endurance and gait in children with cerebral palsy after intensive body weight-supported treadmill training. *Pediatric Physical Therapy, 19*(1), 2-10.
- Raja, K., Joseph, B., Benjamin, S., Minocha, V., & Rana, B. (2007). Physiological cost index in cerebral palsy: Its role in evaluating the efficiency of ambulation. *Journal of Pediatric Orthopedics, 27*(2), 130-136.
- Ravn, S. H., Flachs, E. M., & Uldall, P. (2010). Cerebral palsy in eastern denmark: Declining birth prevalence but increasing numbers of unilateral cerebral palsy in birth year period 1986-1998. *European Journal of Paediatric Neurology (EJPN), 14*(3), 214-218.
- Reid, D., & Campbell, K. (2006). The use of virtual reality with children with cerebral palsy: A pilot randomized trial. *Ther Recreation J, 40*, 225-68.
- Reid, D. T. (1996). The effects of the saddle seat on seated postural control and upper-extremity movement in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology, 38*(9), 805-815.
- Rethlefsen, S. A., Ryan, D. D., & Kay, R. M. (2010). Classification systems in cerebral palsy. *The Orthopedic Clinics of North America, 41*(4), 457-467.
- Richards, C. L., & Malouin, F. (2013). Cerebral palsy: Definition, assessment and rehabilitation. *Handbook of Clinical Neurology, 111*, 183-195.
- Rimrod, SL., & Johnston, M.V. (2009). Neural plasticity and developmental disabilities in shevell M, ed. neurodevelopmental disabilities: Clinical and scientific foundations. International review of child neurology series (pp. 225-40). London: Mac keith press.

- Robaina-Castellanos, G. R., Riesgo-Rodriguez, S., & Robaina-Castellanos, M. S. (2007). Definition and classification of cerebral palsy: A problem that has already been solved? *Revista De Neurologia*, *45*(2), 110-117.
- Robert, M., Ballaz, L., Hart, R., & Lemay, M. (2013). Exercise intensity levels in children with cerebral palsy while playing with an active video game console. *Physical Therapy*, *93*(8), 1084-1091.
- Robles Pérez A., Rodríguez Piñero M., Zarco Periñán MJ., Rendón Fernández B., & Mesa López C, Echevarría Ruiz C. (2009). Versión española de la gross motor function measure (GMFM): Fase inicial de su adaptación transcultural. *Rehabilitación*, *43*(05), 197-203.
- Rogowski, J. (1998). Cost-effectiveness of care for very low birth weight infants. *Pediatrics*, *102*(1 Pt 1), 35-43.
- Ronen, G., Fayed, N., & Rosenbaum, P. (2011). Outcomes in pediatric neurology:A review of conceptual issues and recommendations the 2010 ronnie mackeith lecture. *Dev Med Child Neurol*, *53*(4), 305-312.
- Ronen, G., & Rosenbaum, P., (2013). Life quality outcomes in children and young people with neurological and developmental conditions: Concepts evidence and practice. London: Mac keith press.
- Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., & Damiano, D. (2007). A report: The definition and classification of cerebral palxy. *Dev Med Child Neurol Suppl*, *109*, 8-14.
- Rosenbaum, P. L., Walter, S. D., Hanna, S. E., Palisano, R. J., Russell, D. J., Raina, P., & Galuppi, B. E. (2002). Prognosis for gross motor function in cerebral palsy: Creation of motor development curves. *Jama*, *288*(11), 1357-1363.

- Russell, D., Rosebaum, P. L., Avery L., & Lane, M. (2002.). The gross motor function measure (GMFM-66 & GMFM-88) user's manual. U.K.: Mac Keith Press, (*Clinics in Developmental Medicine No 159*)
- Russell, D. J., Rosenbaum, P. L., Cadman, D. T., Gowland, C., Hardy, S., & Jarvis, S. (1989). The gross motor function measure: A means to evaluate the effects of physical therapy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 31(3), 341-352.
- Ryu, H. J., & Don Kim, K. (2015). Temperament of premature infants with cerebral palsy. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(3), 883-885.
- Saether, R., Helbostad, J. L., Adde, L., Braendvik, S., Lydersen, S., & Vik, T. (2014). Gait characteristics in children and adolescents with cerebral palsy assessed with a trunk-worn accelerometer. *Research in Developmental Disabilities*, 35(7), 1773-1781.
- Saghaei, M. (2004). Random allocation software for parallel group randomized trials. *BMC Medical Research Methodology*, 4, 26.
- Sala, D. A., & Grant, A. D. (1995). Prognosis for ambulation in cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 37(11), 1020-1026.
- Sanchez, R., Wolbrecht, E., Smith, R., Liu, J., Rao, S., & Cramer, S. (2005). A pneumatic robot for re-training arm movement after stroke: Rationale and mechanical design. . *En: 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*,
- Sanger, T. D., Chen, D., Delgado, M. R., Gaebler-Spira, D., Hallett, M., Mink, J. W., & Taskforce on Childhood Motor Disorders. (2006). Definition and classification of negative motor signs in childhood. *Pediatrics*, 118(5), 2159-2167.
- Sanger, T. D., Chen, D., Fehlings, D. L., Hallett, M., Lang, A. E., Mink, J. W. & Valero-Cuevas, F. (2010). Definition and classification of hyperkinetic movements in childhood.

*Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society*, 25(11), 1538-1549.

Sanger, T. D., Delgado, M. R., Gaebler-Spira, D., Hallett, M., Mink, J. W., & Task Force on Childhood Motor Disorders. (2003). Classification and definition of disorders causing hypertonias in childhood. *Pediatrics*, 111(1), e89-97.

Schindl, M. R., Forstner, C., Kern, H., & Hesse, S. (2000). Treadmill training with partial body weight support in nonambulatory patients with cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(3), 301-306.

Schroeder, A. S., Von Kries, R., Riedel, C., Homburg, M., Auffermann, H., Blaschek, A., & Berweck, S. (2014). Patient-specific determinants of responsiveness to robot-enhanced treadmill therapy in children and adolescents with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 56(12), 1172-1179.

Schulzke, S. M., Rao, S., & Patole, S. K. (2007). A systematic review of cooling for neuroprotection in neonates with hypoxic ischemic encephalopathy , are we there yet? *BMC Pediatrics*, 7, 30.

Schwartz, I., Sajin, A., Fisher, I., Neeb, M., Shochina, M., Katz-Leurer, M., & Meiner, Z. (2009). The effectiveness of locomotor therapy using robotic assisted gait training in subacute stroke patients: A randomized controlled trial. *Pm R, Jun;1(6)*, 516-23.

Schwartz, M. H., Viehweger, E., Stout, J., Novacheck, T. F., & Gage, J. R. (2004). Comprehensive treatment of ambulatory children with cerebral palsy: An outcome assessment. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 24(1), 45-53.

Schwesig, R., Leuchte, S., Fischer, D., Ullmann, R., & Kluttig, A. (2011). Inertial sensor based reference gait data for healthy subjects. *Gait & Posture*, 33(4), 673-678.

- Scrutton, D. (1990). Motor delay and cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 32(7), 649.
- Segura-Orti, E., & Martinez-Olmos, F. J. (2011). Test-retest reliability and minimal detectable change scores for sit-to-stand-to-sit tests, the six-minute walk test, the one-leg heel-rise test, and handgrip strength in people undergoing hemodialysis. *Physical Therapy*, 91(8), 1244-1252.
- Shah, P. S., Ohlsson, A., & Perlman, M. (2007). Hypothermia to treat neonatal hypoxic ischemic encephalopathy: Systematic review. *Archives of Pediatrics & Adolescent Medicine*, 161(10), 951-958.
- Sharan, D., Ajeesh, P. S., Rameshkumar, R., Mathankumar, M., Paulina, R. J., & Manjula, M. (2012). Virtual reality based therapy for post operative rehabilitation of children with cerebral palsy. *Work (Reading, Mass.)*, 41 Suppl 1, 3612-3615.
- Sherrington, C. S. (1910). Flexion-reflex of the limb, crossed extension-reflex, and reflex stepping and standing. *The Journal of Physiology*, 40(1-2), 28-121.
- Shin, H. I., Sung, K. H., Chung, C. Y., Lee, K. M., Lee, S. Y., Lee, I. H., & Park, M. S. (2016). Relationships between isometric muscle strength, gait parameters, and gross motor function measure in patients with cerebral palsy. *Yonsei Medical Journal*, 57(1), 217-224.
- Shumway-Cook, A., Hutchinson, S., Kartin, D., Price, R., & Woollacott, M. (2003). Effect of balance training on recovery of stability in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 45(9), 591-602.
- Sloot, L. H., Harlaar, J., & van der Krogt, M. M. (2015). Self-paced versus fixed speed walking and the effect of virtual reality in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 42(4), 498-504.

- Smith, L. B., & Thelen, E. (2003). Development as a dynamic system. *Trends in Cognitive Sciences*, 7(8), 343-348.
- Snider, L., Majnemer, A., & Darsaklis, V. (2010). Virtual reality as a therapeutic modality for children with cerebral palsy. *Developmental Neurorehabilitation*, 13(2), 120-128.
- St John, E. B., Nelson, K. G., Cliver, S. P., Bishnoi, R. R., & Goldenberg, R. L. (2000). Cost of neonatal care according to gestational age at birth and survival status. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 182(1 Pt 1), 170-175.
- Stanley, F., Blair, E., & Alberman, E. (2000). Causal pathways to the cerebral palsies: A new aetiological model. in stanley F, blair E, alberman E, *Cerebral Palsies: Epidemiology and Causal Pathways.*, 151, Cambridge: Cambridge University Press, 22-39.
- Stanley, F. J. (1979). An epidemiological study of cerebral palsy in western australia, 1956-1975. I: Changes in total incidence of cerebral palsy and associated factors. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 21(6), 701-713.
- Stauss, D., Shavelle, R., & Reynolds, R. (2007). Survival in cerebral palsy in the last 20 years: Signs of improvement? *Dev Med Child Neurol*, 49, 86-92.
- Steele, K. M., Rozumalski, A., & Schwartz, M. H. (2015). Muscle synergies and complexity of neuromuscular control during gait in cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 57(12), 1176-82.
- Stein, R. (2004). Measurement of children's health. *Ambul Pediatr*. 4, 365-370.
- Steiner, W., Ryser, L., Huber, E., Uebelhart, D., Aeschlimann, A., & Stucki, G. (2002). Use of the ICF model as a clinical problem-solving tool in physical therapy and rehabilitation medicine. *Phys Ther*. 82(11), 1098-1107.

- Stevens, S. L., Holbrook, E. A., Fuller, D. K., & Morgan, D. W. (2010). Influence of age on step activity patterns in children with cerebral palsy and typically developing children. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 91*(12), 1891-1896.
- Stiles, J. (2000). Neural plasticity and cognitive development. *Developmental Neuropsychology, 18*(2), 237-272.
- Stiles, J., Reilly, J., Paul, B., & Moses, P. (2005). Cognitive development following early brain injury: Evidence for neural adaptation. *Trends in Cognitive Sciences, 9*(3), 136-143.
- Stoelhorst, G. M., Rijken, M., Martens, S. E., Brand, R., den Ouden, A. L., Wit, J. M. Leiden Follow-Up Project on Prematurity. (2005). Changes in neonatology: Comparison of two cohorts of very preterm infants (gestational age). *Pediatrics, 115*(2), 396-405.
- Stoknes, M., Andersen, G. L., Elkamil, A. I., Irgens, L. M., Skranes, J., Salvesen, K. A., & Vik, T. (2012). The effects of multiple pre- and perinatal risk factors on the occurrence of cerebral palsy. A norwegian register based study. *European Journal of Paediatric Neurology. (EJPN), 16*(1), 56-63.
- Su, I. Y., Chung, K. K., & Chow, D. H. (2013). Treadmill training with partial body weight support compared with conventional gait training for low-functioning children and adolescents with nonspastic cerebral palsy: A two-period crossover study. *Prosthetics and Orthotics International, 37*(6), 445-453.
- Sullivan, K. J., Brown, D. A., Klassen, T., Mulroy, S., Ge, T., & Azen, S. P. Physical Therapy Clinical Research Network (PTClinResNet). (2007). Effects of task-specific locomotor and strength training in adults who were ambulatory after stroke: Results of the STEPS randomized clinical trial. *Physical Therapy, 87*(12), 1580-1602.

- Surveillance of cerebral palsy in Europe: A collaboration of cerebral palsy surveys and registers. (2000). *Dev Med Child Neurol*, 42, 816-24.
- Sutherland, D. H., & Davids, J. R. (1993). Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (288), 139-147.
- Tarakci, D., Ersoz Huseyinsinoglu, B., Tarakci, E., & Razak Ozdincler, A. (2016). The effects of nintendo wii-fit video games on balance in children with mild cerebral palsy. *Pediatrics International : Official Journal of the Japan Pediatric Society*, 9.
- Terry, M. (1980). La revolución epidemiológica y la medicina social. Siglo XXI, Méjico.
- Tervo, R. C., Azuma, S., Stout, J., & Novacheck, T. (2002). Correlation between physical functioning and gait measures in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 44(3), 185-190.
- Threlkeld, A. J., Cooper, L. D., Monger, B. P., Craven, A. N., & Haupt, H. G. (2003). Temporospacial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension. *Gait & Posture*, 17(3), 235-245.
- Tommiska, V., Heinonen, K, Ikonen, S., Kero, P., Pokela, M.L., Renlund, M., Virtanen, M., & Fellman, V. (2001). A national short-term follow-up study of extremely low birth weight infants born in Finland in 1996-199. *Pediatrics*, Jan; 107(1):E2.
- Tsoralakis, N., Evaggelinou, C., Grouios, G., & Tsorbatzoudis, C. (2004). Effect of intensive neurodevelopmental treatment in gross motor function of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 46(11), 740-745.
- Ubhi, T., Bhakta, B. B., Ives, H. L., Allgar, V., & Roussounis, S. H. (2000). Randomised double blind placebo controlled trial of the effect of botulinum toxin on walking in cerebral palsy. *Archives of Disease in Childhood*, 83(6), 481-487.

- Ulrich, D. A., Lloyd, M. C., Tiernan, C. W., Looper, J. E., & Angulo-Barroso, R. M. (2008). Effects of intensity of treadmill training on developmental outcomes and stepping in infants with down syndrome: A randomized trial. *Physical Therapy, 88*(1), 114-122.
- Ulrich, D. A., Ulrich, B. D., Angulo-Kinzler, R. M., & Yun, J. (2001). Treadmill training of infants with down syndrome: Evidence-based developmental outcomes. *Pediatrics, 108*(5), E84.
- Valentín-Gudiol, M., Bagur-Calafat, C., Girabent-Farres, M., Hadders-Algra, M., Mattern-Baxter, K., & Angulo-Barroso, R. (2013). Treadmill interventions with partial body weight support in children under six years of age at risk of neuromotor delay: A report of a cochrane systematic review and meta-analysis. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine, 49*(1), 67-91.
- van den Noort, J. C., Ferrari, A., Cutti, A. G., Becher, J. G., & Harlaar, J. (2013). Gait analysis in children with cerebral palsy via inertial and magnetic sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing, 51*(4), 377-386.
- van Hedel, H. J., Meyer-Heim, A., & Rusch-Bohtz, C. (2015). Robot-assisted gait training might be beneficial for more severely affected children with cerebral palsy: Brief report. *Developmental Neurorehabilitation, 19*, 1-6.
- Vázquez, J., Ruiz de la Cuesta, A. (1999) *Corrección de pies planos. Ejercicios. Calzado y normas*. 2ª ed. Madrid.
- Vincer, J. M., Allen, C. A., Joseph, K. S., Stinson, D. A., Scott, H., & Wood, E. (2006). Increasing prevalence of cerebral palsy: Among very pretrem infants: A population-based-study. *Pediatrics, 118*(6), 1621-26.

- Visintin, M., & Barbeau, H. (1989). The effects of body weight support on the locomotor pattern of spastic paretic patients. *The Canadian Journal of Neurological Sciences. Le Journal Canadien Des Sciences Neurologiques*, 16(3), 315-325.
- Vöjta V. (2005). *Las reacciones posturales en la cinesiología del desarrollo. Alteraciones motoras cerebrales. Diagnóstico y tratamiento precoz* (pp. 49-65). Ediciones Morata Madrid
- Walker, D. (2010). Neurogenesis: Pathways for population balance. *Nature Reviews.Neuroscience*, 11(11), 731.
- Wang, M., & Reid, D. (2011). Virtual reality in pediatric neurorehabilitation: Attention deficit hyperactivity disorder, autism and cerebral palsy. *Neuroepidemiology*, 36(1), 2-18.
- Waters, R. L., & Mulroy, S. (1999). The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait & Posture*, 9(3), 207-231.
- Wei, S., Su-Juan, W., Yuan-Gui, L., Hong, Y., Xiu-Juan, X., & Xiao-Mei, S. (2006). Reliability and validity of the GMFM-66 in 0- to 3-year-old children with cerebral palsy. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 85(2), 141-147.
- Westlake, K. P., & Patten, C. (2009). Pilot study of lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 6, 18-0003-6-18.
- Williams JR. (2008). "The declaration of helsinki and public health". *Bulletin of the World Health Organization*, 86(6), 650-651.
- Willoughby, K. L., Dodd, K. J., Shields, N., & Foley, S. (2010). Efficacy of partial body weight-supported treadmill training compared with overground walking practice for

- children with cerebral palsy: A randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(3), 333-339.
- Winter, S., Autry, A., Boyle, C., & Yeargin-Allsopp, M. (2002). Trends in the prevalence of cerebral palsy in a population-based study. *Pediatrics*, 110(6), 1220-1225.
- Wirz, M., Zemon, D., Rupp, R., Scheel, A., Colombo, G., & Dietz, V. (2005). Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: A multicenter trial. *Arch Phys Med Rehabil*, Apr(86), 4-672.
- Wlodarczyk, B. J., Palacios, A. M., Chapa, C. J., Zhu, H., George, T. M., & Finnell, R. H. (2011). Genetic basis of susceptibility to teratogen induced birth defects. *American Journal of Medical Genetics. Part C, Seminars in Medical Genetics*, 157C(3), 215-226.
- Wood, N. S., Marlow, N., Costeloe, K., Gibson, A. T., & Wilkinson, A. R. (2000). Neurologic and developmental disability after extremely preterm birth. EPICure study group. *The New England Journal of Medicine*, 343(6), 378-384.
- Woollacott, M., Shumway-Cook, A., Hutchinson, S., Ciol, M., Price, R., & Kartin, D. (2005). Effect of balance training on muscle activity used in recovery of stability in children with cerebral palsy: A pilot study. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 47(7), 455-461.
- Wren, T. A., Rethlefsen, S., & Kay, R. M. (2005). Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy: Influence of cerebral palsy subtype, age, and previous surgery. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 25(1), 79-83.
- Wu, Y.W., Croen, L.A., Vanderwerf, A., Gelfand, A.A., & Torres, A.R. (2011). *Pediatric Res.*, 70, 642-6.

Zelnik, N., Lahat, E., Heyman, E., Livne, A., Schertz, M., Sagie, L., & Fattal-Valevski, A. (2015). The role of prematurity in patients with hemiplegic cerebral palsy. *Journal of Child Neurology*. May; 31(6), 678-82.







