

UNIVERSIDAD DE COSTA RICA
SISTEMA DE ESTUDIOS DE POSTGRADO
PROGRAMA DE POSTGRADO EN ESPECIALIDADES MÉDICAS

PROPUESTA DE MANUAL PARA USO CLÍNICO DEL ANÁLISIS INSTRUMENTADO DE LA MARCHA PARA EL MANEJO DE LOS TRASTORNOS DE LA MARCHA ASOCIADOS A PARÁLISIS CEREBRAL

Trabajo final de graduación sometido a la consideración del comité director de la especialidad de Medicina Física y Rehabilitación para optar por el grado y título de especialista en Medicina Física y Rehabilitación

Dra. Alice Maeva Barrientos Riley

Sustentante

2022

Agradecimientos

Agradezco a mis padres, Malean Riley Stone y Rafael Barrientos Germé y a mis hermanos, a quienes les debo todo, por su apoyo, paciencia y amor incondicional durante estos años de formación que han implicado un gran sacrificio. A la Dra. Alina Saborío llama por la calidad de profesional y persona y por la guía y el acompañamiento que me brindó durante este proceso. A la Dra. Paula Valverde, por la disposición y participación para concluir con este ciclo. A la Dra. Cordero, por ser una excelente líder, por el apoyo incondicional y la voluntad de ayudar y estar presente siempre. A todos los médicos fisiatras tutores y maestros dispuestos a enseñar y plasmar el amor por la rehabilitación a lo largo de esta residencia. Por último, a mis compañeros residentes, de quienes me llevo un gran cariño y una gran experiencia durante todo este tiempo que tuve el privilegio de compartir con ellos, en especial a la Dra. Teresita Aguilera, con la que viví esta aventura desde el día uno hasta la culminación, convirtiéndose en una más de mi familia. Me llevo el corazón lleno por esta experiencia tan enriquecedora en infinitos ámbitos de mi vida.

Hoja de aprobación

Este trabajo final de graduación fue aceptado por la Subcomisión de la especialidad de Medicina Física y Rehabilitación del Programa de Posgrado en Especialidades Médicas de la Universidad de Costa Rica, como requisito parcial para optar al grado y título de Especialista en Medicina Física y Rehabilitación.

Dra. Laura Cordero Molina

Médica especialista en Medicina Física y Rehabilitación

Coordinadora Nacional del Posgrado de Medicina Física y Rehabilitación

Dra. Alina Saborío Ilima

Médico especialista en Medicina Física y Rehabilitación

Tutor de la investigación

Dra. Paula Valverde Cuevillas

Lectora de la investigación

Dra. Alice Maeva Barrientos Riley



UNIVERSIDAD DE
COSTA RICA

SEP Sistema de
Estudios de Posgrado

Autorización para digitalización y comunicación pública de Trabajos Finales de Graduación del Sistema de Estudios de Posgrado en el Repositorio Institucional de la Universidad de Costa Rica.

Yo, Alice Maeva Barrientos Riley, con cédula de identidad 11245 0579, en mi condición de autor del TFG titulado Propuesta de manual para uso clínico del análisis instrumentado de la marcha para el manejo de los trastornos de la marcha asociados a parálisis cerebral.

Autorizo a la Universidad de Costa Rica para digitalizar y hacer divulgación pública de forma gratuita de dicho TFG a través del Repositorio Institucional u otro medio electrónico, para ser puesto a disposición del público según lo que establezca el Sistema de Estudios de Posgrado. **SI** **NO** *

*En caso de la negativa favor indicar el tiempo de restricción: _____ año (s).

Este Trabajo Final de Graduación será publicado en formato PDF, o en el formato que en el momento se establezca, de tal forma que el acceso al mismo sea libre, con el fin de permitir la consulta e impresión, pero no su modificación.

Manifiesto que mi Trabajo Final de Graduación fue debidamente subido al sistema digital Kerwá y su contenido corresponde al documento original que sirvió para la obtención de mi título, y que su información no infringe ni violenta ningún derecho a terceros. El TFG además cuenta con el visto bueno de mi Director (a) de Tesis o Tutor (a) y cumplió con lo establecido en la revisión del Formato por parte del Sistema de Estudios de Posgrado.

FIRMA ESTUDIANTE

Nota: El presente documento constituye una declaración jurada, cuyos alcances aseguran a la Universidad, que su contenido sea tomado como cierto. Su importancia radica en que permite abreviar procedimientos administrativos, y al mismo tiempo genera una responsabilidad legal para que quien declare contrario a la verdad de lo que manifiesta, puede como consecuencia, enfrentar un proceso penal por delito de perjurio, tipificado en el artículo 318 de nuestro Código Penal. Lo anterior implica que el estudiante se vea forzado a realizar su mayor esfuerzo para que no sólo incluya información veraz en la Licencia de Publicación, sino que también realice diligentemente la gestión de subir el documento correcto en la plataforma digital Kerwá.

Carta de aprobación del filólogo

Cartago, 04 de enero de 2023

Los suscritos, Elena Redondo Camacho, mayor, casada, filóloga, incorporada a la Asociación Costarricense de Filólogos con el número de carné 0247, portadora de la cédula de identidad número 3-0447-0799 y, Daniel González Monge, mayor, casado, filólogo, incorporado a la Asociación Costarricense de Filólogos con el número de carné 0245, portador de la cédula de identidad número 1-1345-0416, ambos vecinos de Quebradilla de Cartago, revisamos el trabajo final de graduación que se titula: *Propuesta de manual para uso clínico del análisis instrumentado de la marcha para el manejo de los trastornos de la marcha asociados a parálisis cerebral*, sustentado por Alice Maeva Barrientos Riley.

Hacemos constar que se corrigieron aspectos de ortografía, redacción, estilo y otros vicios del lenguaje que se pudieron trasladar al texto. A pesar de esto, la originalidad y la validez del contenido son responsabilidad directa de la persona autora.

Esperamos que nuestra participación satisfaga los requerimientos de la Universidad de Costa Rica.

X

Elena Redondo Camacho
Filóloga - Carné ACFIL n.º 0247

X

Daniel González Monge
Filólogo - Carné ACFIL n.º 0245

Índice de contenido

Presentación	12
Introducción	14
Objetivos	21
Objetivo general.....	21
Objetivos específicos	21
Capítulo 1. Generalidades de la parálisis cerebral	22
Definición	22
Factores de riesgo	22
Diagnóstico.....	23
Presentación clínica.....	26
Sistemas de clasificación funcional	28
Capítulo 2. Generalidades de la marcha.....	31
Biomecánica de la marcha.....	31
Ciclo de la marcha.....	31
Fase de apoyo.....	32
Fase de balanceo	33
Mecedoras de tobillo-pie	34
Contacto inicial y respuesta de carga – Primera mecedora	34
Apoyo medio – Segunda mecedora	35

Apoyo terminal – Tercera mecedora	35
Prebalanceo – Cuarta mecedora	36
Marcha patológica en parálisis cerebral	36
Patrón de marcha espástica unilateral.....	37
Patrón de marcha espástica bilateral	39
Deformidades del brazo de palanca en PC	42
Anteversión femoral aumentada	44
Rotación interna de la cadera.....	45
Torsión tibial externa.....	45
Equino dinámico.....	46
Equino-valgo.....	47
Capítulo 3. Laboratorio instrumentado de la marcha	48
Componentes del laboratorio instrumentado de la marcha.....	49
Tecnología y métodos estándar	49
Parámetros espaciotemporales	49
Cinemática	51
Cinética.....	53
Electromiografía de superficie.....	55
Pedobarografía.....	57
Consumo de oxígeno	58

Capítulo 4. Evidencia.....	61
Capítulo 5. Limitaciones.....	66
Capítulo 6. Propuesta del manual práctico para AIM.....	68
Historia clínica.....	68
Escalas de funcionalidad.....	68
Examen físico.....	69
Fuerza muscular	69
Control motor selectivo	70
Tono muscular e hipertonía	70
Arcos de movilidad y contracturas	71
Pruebas de retracciones	71
Test de Thomas	71
Test de Duncan Ely	72
Ángulo poplíteo	73
Test de Silverskiöld	74
Test de abducción	75
Pruebas rotacionales	75
Anteversión femoral.....	75
Ángulo muslo-pie.....	76
Ángulo bimalleolar.....	77

	10
Test del segundo dedo	78
Otros	79
Insuficiencia del mecanismo extensor.....	79
Patela alta	80
Evaluación de la posición del retropié con la articulación subastragalina neutra.....	81
Valgo del antepié	82
Análisis observacional de la marcha	83
Principios de la captura de video para el análisis de marcha	85
Datos adicionales por considerar al registrar la marcha de un paciente	86
Escalas de marcha observacional	86
Análisis instrumentado de la marcha	87
Recopilación de datos.....	87
Normalización de los datos	89
Interpretación de datos cinemáticos.....	90
Interpretación de datos cinéticos.....	94
Interpretación de datos de electromiografía de superficie	96
Interpretación de los datos de pedobarografía	98
Índices de la marcha.....	99
Conclusiones.....	101

Bibliografía.....	103
Anexos	111
Anexo A. Clasificación de la función motora gruesa extendida y revisada.....	111
Anexo B. Cuestionario de evaluación funcional/ Functional Assessment Questionnaire	116
Anexo C. Escala de movilidad funcional/Functional Mobility Scale	117
Anexo D. Sistema de clasificación de habilidad manual/ Manual Ability Classification system.....	118
Anexo E. Sistema de clasificación de capacidad para comer y beber/Eating and Drinking Ability Classification System	119
Anexo F. Sistema de clasificación de funciones de comunicación/Communication Function Classification System.....	120
Anexo G. Instrumento de recopilación de datos de resultados pediátricos/Pediatric Outcomes Data Collection Instrument	121
Anexo H. Escala de Kendall	127
Anexo I. Escala de valoración de la hipertensión	128
Anexo J. Escala de Ashworth.....	129
Anexo K. Escala de Ashworth modificada.....	130
Anexo L. Escala de Tardieu	131

Presentación

El análisis instrumentado de la marcha (AIM) en pacientes con parálisis cerebral (PC) en laboratorio permite obtener resultados objetivos y cuantitativos de sus alteraciones posturales. Lo anterior principalmente en los casos más complejos, donde las herramientas convencionales de evaluación presentan importantes limitantes.

En la actualidad, Costa Rica no cuenta con esta tecnología en el ámbito de los establecimientos de salud pública, aunque se cuenta con personal médico, quirúrgico y terapéutico altamente calificado para un manejo multidisciplinario de esta patología. Esta situación incluso se presenta en hospitales especializados como el Hospital Nacional de Niños (HNN) donde se atienden y manejan cirugías complejas en la población con PC.

La introducción de un laboratorio instrumentado de la marcha completo al sistema de salud pública contribuye con el manejo de acuerdo con las buenas prácticas clínicas y evidencia actual. Con este se contribuye, de forma importante, al abordaje del paciente más dirigido, preciso y efectivo, tanto en el manejo médico como en el quirúrgico y en el proceso y resultados de la rehabilitación.

En cuanto a las intervenciones quirúrgicas, las personas pacientes con PC en quienes se realiza una valoración prequirúrgica en el laboratorio tridimensional favorecen someterse a cirugías multinivel de evento único (CMEU) en comparación con los que se someten a una combinación de intervenciones quirúrgicas que se realizan por etapas (síndrome del cumpleaños) (Wren, 2020). Las cirugías multinivel se traducen en un beneficio para las personas pacientes, ya que la tasa reducida de cirugías posteriores significa un aumento en calidad de vida, una mejor respuesta a los procesos de rehabilitación, mejoras mantenidas o progresivas en sus niveles de funcionalidad en general, sin aumentar los costos (States, 2021).

El objetivo de esta herramienta es utilizarse junto con los diferentes métodos de evaluación convencionales para sumar información y precisión a los distintos

abordajes de los cuales se pueden beneficiar las personas pacientes. Esto sin sustituir las evaluaciones que en conjunto llevan a mejores resultados en múltiples ámbitos, sumado a la experiencia de los profesionales, la individualización de los casos, el entorno y la disponibilidad de los recursos.

Por lo tanto, es importante iniciar con la introducción y el proceso de conocer esta nueva opción tecnológica para los servicios de la seguridad social pública y evidenciar por medio de la investigación su costo-beneficio favorable. A raíz de lo expuesto, surge la iniciativa de desarrollar un manual introductorio práctico para la comprensión de todos los profesionales de la salud involucrados en el proceso e ir un paso adelante. Esto con el fin de que en el futuro se pueda contar con esta herramienta y tener personal familiarizado con el proceso y la relevante curva de aprendizaje que este procedimiento implica.

Introducción

La marcha fisiológica es el resultado de un sistema neuromusculoesquelético íntegro. El sistema nervioso central y periférico (generador locomotor), los músculos y las palancas esqueléticas deben integrarse entre sí, así como el sistema visual, propioceptivo, cognitivo y cardiovascular. Cualquier deterioro en estas estructuras y funciones corporales puede causar un patrón de marcha patológico.

En PC los individuos conservan su capacidad para la marcha por medio de mecanismos compensatorios, utilizando patrones de movimiento alternativos y activaciones musculares para superar las limitaciones impuestas por la patología primaria. El patrón final de la marcha es una combinación del déficit primario y sustituciones compensatorias que incluyen, entre otros, una acción muscular inadecuada, excesiva, inapropiada o fuera de fase (Papageorgiou, 2019).

Los trastornos de la marcha en niños con PC son heterogéneos y muchos requieren tratamientos invasivos. El uso del AIM para caracterizar el patrón puede mejorar la comprensión de las anomalías complejas, como el comportamiento diferente de los músculos biarticulares, mecanismo de compensación, contracciones conjuntas, sinergias musculares, problemas de equilibrio e interacciones entre planos y niveles (Nieuwenhuys, 2016).

En el pasado, el tratamiento de las deformidades posturales en pacientes con PC se centraba en los hallazgos clínicamente visibles, con resultados insatisfactorios, tanto en el manejo conservador como quirúrgico (Wren, 2020).

El análisis de la marcha es uno de los pasos esenciales del examen clínico en la medicina musculoesquelética y se puede medir mediante diversas técnicas cualitativas y cuantitativas. El método observacional se ha utilizado durante muchos años en la práctica diaria, sin embargo, para identificar parámetros de marcha más complejos la evaluación observacional no reúne las características ideales. Esto dificulta diferenciar las disfunciones primarias de la marcha de los movimientos compensatorios (Wren, 2020).

El deseo de un análisis de los trastornos de la marcha y su complejidad condujo a introducir una evaluación objetiva mediante el uso de un método cuantitativo tridimensional. Esto permite comprender el problema principal detrás de un trastorno complejo con mayor precisión que el análisis observacional (Armand, 2016).

Además, permite la determinación de movimientos articulares tridimensionales, momentos articulares, registro de la actividad muscular y función dinámica de los pies durante la marcha por medio de la cinemática, cinética, electromiografía dinámica y pedobarografía, respectivamente (Medved, 2021).

El uso de este sistema no reemplaza los métodos de diagnóstico convencionales. Por el contrario, es una extensión del examen físico y sirve como una herramienta para la planificación del tratamiento e intervenciones mediante la cuantificación de las limitaciones funcionales (Medved, 2021).

Una historia clínica detallada y un examen físico combinados con los datos de la marcha y la experiencia de un equipo multidisciplinario contribuyen con la toma de decisiones clínicas en términos de intervenciones farmacológicas y productos de apoyo. Además, un AIM puede reducir el número total de intervenciones quirúrgicas a lo largo de la vida del niño mediante el desarrollo de un plan de tratamiento que incluya opciones de manejo conservador y quirúrgicas que puedan abordar múltiples deficiencias musculares, esqueléticas y deformidades articulares (States, 2021).

Una limitación significativa es el conocimiento especializado necesario para interpretar los datos, tomando en cuenta los hallazgos clínicos y radiológicos y la subjetividad interevaluador (Hebda-Boona, 2022). Este manual pretende proponer un protocolo de evaluación completa y organizada de los componentes involucrados en un AIM en pacientes con parálisis cerebral, su interpretación e integración de los datos recolectados para una propuesta objetiva y dirigida a mejorar las alteraciones de la marcha y sus posibles intervenciones.

Lista de abreviaturas

3D	Tridimensional
AIM	Análisis instrumentado de la marcha
AFO	Ortesis tobillo-pie
CIF	Clasificación internacional de funcionamiento, de la discapacidad y de la salud
CFCS	Communication Function Classification System/ Sistema de clasificación de funciones de comunicación
CMEU	Cirugía multinivel de evento único
EDACS	Eating and Drinking Ability Classification System/Sistema de Clasificación de capacidad para comer y beber
EIAS	Espina iliaca anterosuperior
EMG	Electromiografía
EVGS	Edinburgh Visual Gait Score/ Puntuación de la marcha visual de Edimburgo
GDI	Gait Deviation Index/ Índice de desviación de la marcha
GGI	Gillette Gait Index/ Índice de la marcha de Gillette
GMFCS	Gross Motor Function Classification System/ Sistema de clasificación de la función motora gruesa
GPS	Gait Profile Score/ Puntuación del perfil de la marcha
GRF	Ground reaction force/ Fuerza de reacción del suelo
GVS	Gait Variable Score/ Puntuación variable de la marcha
FAQ	Functional Assessment Questionnaire/ Cuestionario de evaluación funcional

FMS	Functional Mobility Scale/ Escala de movilidad funcional
HNN	Hospital Nacional de Niños
MACS	Manual Ability Classification System/ Sistema de clasificación de habilidad manual
MAP	Movement Analysis Profile/ Perfil del análisis de movimiento
OGS	Observational Gait Scale/ Escala observacional de la marcha
OMS	Organización Mundial de la Salud
PODCI	Pediatric Outcomes Data Collection Instrument/ Instrumento de recopilación de datos de resultados pediátricos
PC	Parálisis cerebral
RAM	Rango articular del movimiento
SD	Standard Deviation/ Desviación estándar
STJN	Subtalar joint neutral/ Articulación subastragalina neutral
VEPC	Vigilancia Europea de Parálisis Cerebral
VGAS	Visual Gait Assessment Scale/ Escala de evaluación visual de la marcha

Lista de tablas

Tabla 1 Clasificaciones clínicas de la parálisis cerebral.....	26
Tabla 2 Escalas de valoración funcional para parálisis cerebral.....	30
Tabla 3 Análisis observacional de la marcha valorada por articulaciones	84

Lista de figuras

Figura 1 Factores de riesgo asociados con parálisis cerebral.....	23
Figura 2 Algoritmo para el diagnóstico precoz o alto riesgo de parálisis cerebral .	25
Figura 3 Fases de la marcha normal	34
Figura 4 Mecedoras funcionales de tobillo pie	36
Figura 5 Patrón de marcha espástica unilateral en parálisis cerebral.....	39
Figura 6 Patrón de marcha espástica bilateral en parálisis cerebral	42
Figura 7 Parámetros espaciotemporales	50
Figura 8 Parámetros espaciotemporales de un ciclo de la marcha.....	51
Figura 9 Reporte de datos cinemáticos.....	53
Figura 10 Reporte de datos cinéticos	55
Figura 11 Reporte de datos de electromiografía de superficie.....	57
Figura 12 Reporte de datos de presiones plantares	58
Figura 13 Marco experiencia/roles/capacitación (Exp-ERT).....	67
Figura 14 Test de Thomas.....	72
Figura 15 Test de Duncan Ely.....	73
Figura 16 Medición del ángulo poplíteo.....	74
Figura 17 Test de Silverskiöld.....	75
Figura 18 Evaluación de anteversión femoral	76
Figura 19 Medición de ángulo muslo-pie	77
Figura 20 Medición de ángulo bimalleolar	78
Figura 21 Test del segundo dedo.....	79

Figura 22 Insuficiencia del mecanismo extensor.....	80
Figura 23 Evaluación de la patela alta.....	81
Figura 24 Evaluación de la posición del retropié con la articulación subastragalina neutra	82
Figura 25 Valgo de antepié.....	83
Figura 26 Sistema de coordenadas locales y globales de los segmentos corporales de las extremidades inferiores	88
Figura 27 Datos cinemáticos: momento y magnitud de los movimientos de la articulación de la cadera	92
Figura 28 Datos cinemáticos: cambio de dorsiflexión del tobillo a flexión plantar .	93
Figura 29 Datos cinemáticos: flexión plantar del tobillo excesiva.....	94
Figura 30 Datos cinéticos: Ejemplo de sincronización inapropiada del paciente en la fase de apoyo de la dorsiflexión del tobillo.....	96
Figura 31 Datos de la electromiografía de superficie durante el ciclo de la marcha	98

Objetivos

Objetivo general

Elaborar un manual introductorio práctico, con base en la evidencia, para la valoración de trastornos de la marcha asociados con parálisis cerebral, mediante el análisis instrumentado de la marcha.

Objetivos específicos

1. Desarrollar un marco teórico actualizado en cuanto a la marcha patológica de las personas pacientes con parálisis cerebral y sus principales alteraciones posturales.
2. Exponer una introducción general de las características de los componentes presentes para el desarrollo completo del análisis instrumentado de la marcha.
3. Establecer las pautas mínimas del conocimiento del análisis instrumentado de la marcha en un contexto de aplicabilidad clínica.

Capítulo 1. Generalidades de la parálisis cerebral

Definición

El término *parálisis cerebral* se utilizó por primera vez más de 170 años atrás, por un ortopedista inglés llamado William Little, quien correlacionó una labor de parto difícil y la hipoxia neonatal con espasticidad de las extremidades y sus consecuentes deformidades musculoesqueléticas (Brand, 2012).

A través de los años, la definición de PC cambió repetidamente. De acuerdo con la definición actual, desarrollada por un equipo internacional de expertos, la parálisis cerebral es un grupo de trastornos permanentes, pero no inmutables, del movimiento o postura, que se da por una interferencia, lesión o anomalía no progresiva en el desarrollo del cerebro inmaduro (Sadowska, 2020).

El diagnóstico de PC se basa principalmente en los trastornos de función motora y postural que ocurren en la primera infancia y persisten hasta el final de la vida. Además, no son progresivos, pero cambian con la edad (Sadowska, 2020).

Los trastornos de la función motora, que son los síntomas centrales de la PC, se acompañan con frecuencia de otras disfunciones como trastornos de la sensibilidad, alteraciones cognitivas, comunicación, trastornos del comportamiento, epilepsia y trastornos musculoesqueléticos (Patel, 2020).

Factores de riesgo

Los factores de riesgo se pueden subdividir en las siguientes categorías: antes de la concepción, prenatal, perinatal y neonatal o periodo infantil (ver Figura 1). Los factores prenatales parecen ser responsables de casi el 75 %, mientras que los factores de riesgo del periodo neonatal y del lactante representan del 10 % al 18 % de todos los casos de PC (Sadowska, 2020).

Uno de los principales factores de riesgo en PC es la prematuridad. La frecuencia y la gravedad de los trastornos del neurodesarrollo se correlacionan con la duración del embarazo: cuanto más corto es el embarazo, más graves son los

trastornos. El peso al nacer en bebés prematuros es otro factor de riesgo (Sadowska, 2020).

Figura 1

Factores de riesgo asociados con parálisis cerebral



Nota. Sadowska, M. S. (2020). Cerebral Palsy: Current Opinions on Definition, Epidemiology, Risk Factors, Classification and Treatment Options. *Neuropsychiatric disease and treatment*, 16, 1505–151.

Diagnóstico

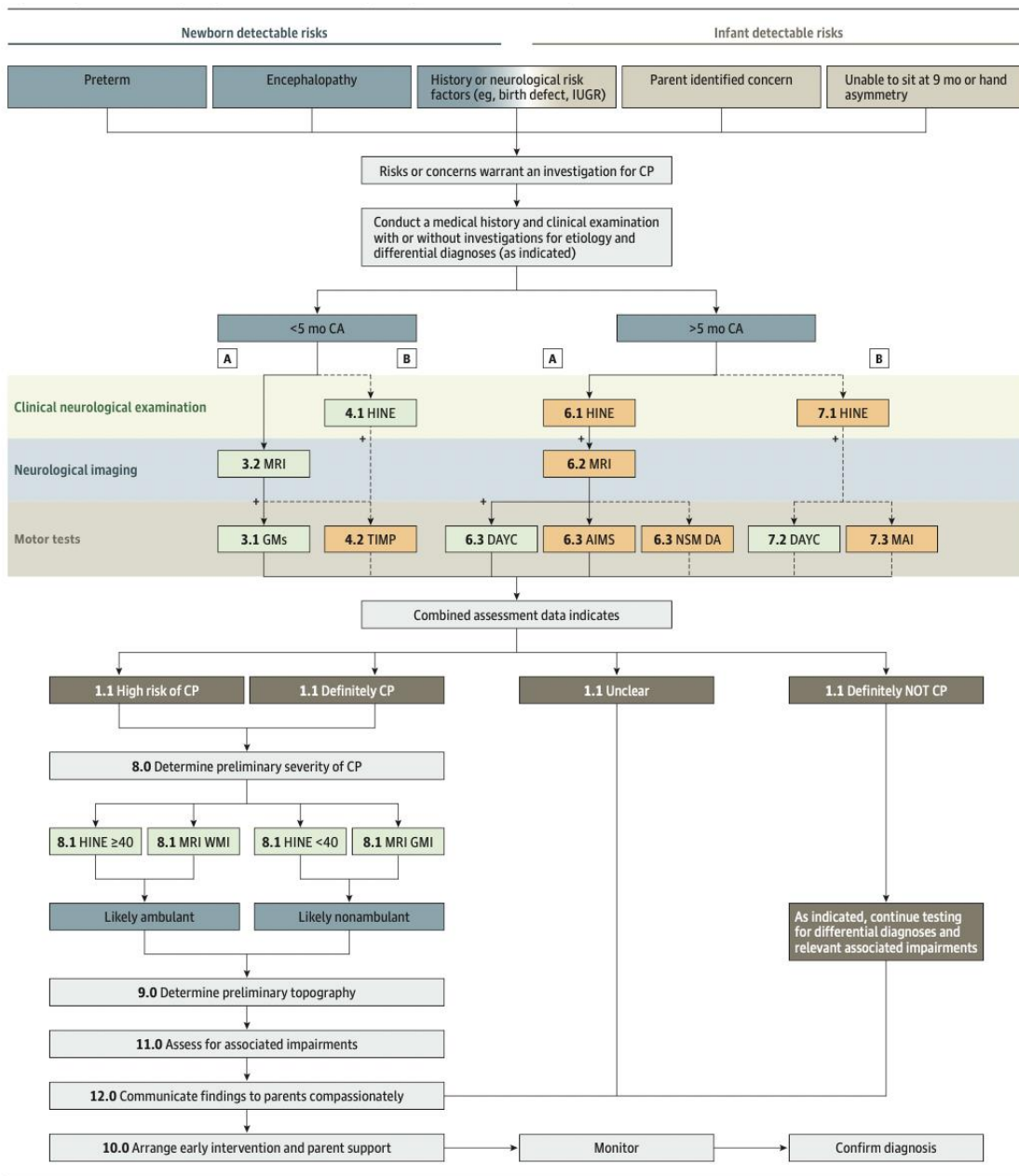
Un diagnóstico temprano y preciso de PC es posible con base en una combinación de hallazgos del historial médico, neuroimágenes y herramientas de evaluación neurológica y motora estandarizadas (ver Figura 2). Las herramientas estandarizadas deben administrarlas e interpretarlas profesionales médicos con formación específica y experiencia en su uso (Patel, 2020). Novak *et al.* (2017), con base en su revisión sistemática de la literatura publicada entre 1983 y 2016, concluyen que:

- Para los niños ≤ 5 meses de edad corregida, las herramientas más predictivas para detectar el riesgo de parálisis cerebral son: la resonancia magnética nuclear (RMN) a término (86 %-89 % de sensibilidad), la evaluación cualitativa de movimientos generales de Prechtl (98 % de sensibilidad) y el examen neurológico infantil de Hammersmith (90 % de sensibilidad) (Novak, 2017).

- Para niños ≥ 6 meses de edad corregida, las herramientas más predictivas para detectar el riesgo de PC son: la resonancia magnética (86 %-89 % de sensibilidad), el examen neurológico infantil de Hammersmith (90 % de sensibilidad) y la evaluación del desarrollo de niños pequeños (83 % de sensibilidad) (Novak, 2017).

En los casos en los que no hay certeza de los resultados que se obtuvieron por las pruebas estandarizadas, se debe realizar un diagnóstico clínico provisional de *alto riesgo de PC*. De este modo, se pueden iniciar intervenciones tempranas específicas (Novak, 2017).

Figura 2
 Algoritmo para el diagnóstico precoz o alto riesgo de parálisis cerebral



A indicates the best available evidence pathway. B indicates the next best available evidence pathway when some pathway A tools are not available. The numerals correspond to the numbering in Table 1. AIMS indicates Alberta Infant Motor Scale; CA, corrected age; CP, cerebral palsy; DAYC, Developmental Assessment of Young Children; GMs, Prechtl Qualitative Assessment of General

Movements; HINE, Hammersmith Infant Neurological Examination; IUGR, interuterine growth restriction; MAI, Motor Assessment of Infants; MRI, magnetic resonance imaging; NSMDA, Neuro Sensory Motor Development Assessment; TIMP, Test of Infant Motor Performance; and WMI, white matter injury.

Nota. Novak, I. M. (2017). Early, Accurate Diagnosis and Early Intervention in Cerebral Palsy: Advances in Diagnosis and Treatment. *JAMA pediatrics*, 897-907.

Presentación clínica

La presentación clínica de la parálisis cerebral es variada (ver Tabla 1). Hay muchas clasificaciones de este grupo heterogéneo de trastornos motores. Las más aplicadas son las propuestas por Ingram (en 1955) y Hagberg (en 1976) (Sadowska, 2020). La clasificación de Ingram proporciona una definición completa, tanto del tipo de síndrome neurológico y su localización como de la gravedad de los síntomas. Incluye los siguientes tipos clínicos: diplejía, hemiplejía, hemiplejía bilateral (tetraplejía), ataxia, discinesia y tipos mixtos.

En todos los tipos, los trastornos del movimiento pueden ser leves, moderados o graves (Sadowska, 2020). A la vez, la clasificación según Hagberg tiene en cuenta: síndromes espásticos, síndromes extrapiramidales (disquinéticos) y ataxia.

Por otro lado, la Vigilancia Europea de Parálisis Cerebral (VEPC), con el objetivo de estandarizar la clasificación de la PC, ha propuesto una clasificación simple de las personas pacientes. Para esto los divide en tres grandes grupos: espásticos (espásticos unilaterales o bilaterales), discinéticos (distónicos o coreo-tetósicos) y atáxicos (Sadowska, 2020).

Tabla 1

Clasificaciones clínicas de la parálisis cerebral

Tipo	Características
Clasificación de Ingram	
Diplejía	La paresia espástica se presenta principalmente en miembros inferiores, tres o cuatro miembros (este tipo también incluye síndromes de cuadriparesia, en los que la paresia de miembros inferiores prevalece sobre la paresia de miembros superiores)
Hemiplejía	La paresia espástica es unilateral (lado derecho o izquierdo) con predominio del miembro superior o inferior
Hemiplejía bilateral (tetraplejía)	Tetraparesia espástica con predominio de paresia de las extremidades superiores (el tipo de parálisis cerebral más grave en

	términos de gravedad de la discapacidad motora y problemas coexistentes)
Ataxia	La tensión muscular se reduce, acompañada de trastornos de la coordinación ojo-mano. Este tipo puede ser bilateral o con predominio de un solo lado del cuerpo
Disquinesia	Tipo distónico, atetósico, coreico de CP, acompañado de temblores o que se presenta en cambios frecuentes del tono muscular. Este tipo puede ocurrir en una extremidad, en un lado del cuerpo o en tres o cuatro extremidades.
Tipo mixto	Las características mencionadas en varias combinaciones

Clasificación de Hagberg

Síndromes espásticos	Como resultado del daño de los centros cerebrales y las pistas que controlan una actividad determinada Monoparesia Hemiparesia Triparesia Tetraparesia diplejía espástica
Síndromes extrapiramidales (disquinéticos)	En relación con el daño de la estructura subcortical, caracterizado por varios movimientos involuntarios y rigidez muscular generalizada con movimientos escasos.
Ataxia	Resultante del daño del cerebelo, caracterizado por hipotensión generalizada, temblores y trastornos de la coordinación motora.

Clasificación VEPC

Tipo espástico	Caracterizado por aumento de la tensión muscular, hiperreflexia y reflejos patológicos. Se divide en espástica unilateral y espástica bilateral, sin más división en diplejía, triplejía o tetraplejía
Tipo discinético	Las personas pacientes realizan movimientos involuntarios, incontrolados, repetitivos, a veces estereotípicos; tensión muscular, que puede aumentar o disminuir y cambia con frecuencia con el tiempo. En este tipo, se identifican por VEPC

	<ul style="list-style-type: none"> • Parálisis cerebral distónica con una postura predominantemente defectuosa y aumento de la tensión muscular (la llamada hipertónica-hipocinética). • Parálisis cerebral coreoatetótica: este tipo se caracteriza por movimientos rápidos, incontrolados, violentos, con frecuencia <i>fragmentados</i> que se superponen a movimientos lentos y, constantemente, cambiantes de <i>torsión</i>; la tensión suele ser fluctuante, reducida predominantemente (la llamada hipotónica-hipercinética)
Tipo atáxico	Relacionado con la pérdida de coordinación motora, que ocasiona ataxia, suavidad de movimientos y temblores. En este tipo de PC predomina la tensión muscular disminuida

Fuente: Sadowska, M. S. (2020). Cerebral Palsy: Current Opinions on Definition, Epidemiology, Risk Factors, Classification and Treatment Options. *Neuropsychiatric disease and treatment*, 16, 1505–1518.

Sistemas de clasificación funcional

En personas con PC se utilizan cinco sistemas de clasificación funcional para permitir una forma estandarizada de evaluar las necesidades de apoyo y terapia del individuo (ver Tabla 2). El Sistema de Clasificación de la Función Motora Gruesa (GMFCS) para la PC se basa en el movimiento autoiniciado por el paciente con énfasis en la sedestación (control de tronco), las transferencias y la movilidad.

Para definir el sistema de clasificación de cinco niveles, el principal criterio es que la diferencia entre cada uno de estos niveles sea significativa para la vida diaria. Estas diferencias se basan en las limitaciones funcionales, la necesidad de uso de dispositivos auxiliares de la marcha (muletas, bastones y andadera) o de movilidad sobre ruedas (silla de ruedas manual o eléctrica, autopropulsadas o no), más que en la calidad de movimiento (Paulson, 2017).

La escala de movilidad funcional (FMS) se ha construido para clasificar la movilidad funcional en los niños y tiene en cuenta la gama de dispositivos de ayuda que un niño puede utilizar. La escala puede utilizarse para clasificar la movilidad funcional de los niños, documentar cambios en el tiempo y los vistos tras intervenciones quirúrgicas (Paulson, 2017).

El sistema de clasificación de la habilidad manual (MACS) describe como los niños con parálisis cerebral usan sus manos para manejar objetos en la vida diaria. MACS describe cinco niveles, los cuales se basan en la habilidad autoiniciada del niño para manipular objetos y su necesidad de asistencia o adaptación para desempeñar actividades manuales diariamente.

Esta es una descripción funcional que puede usarse, de manera complementaria, al diagnóstico de parálisis cerebral y sus subtipos. Valora la habilidad general del niño para manipular objetos cotidianos, no la función de cada mano por separado. No toma en cuenta las diferencias entre la función de ambas manos; más bien, aborda cómo los niños manejan objetos apropiados para su edad y no intenta explicar las razones subyacentes de las capacidades manuales deterioradas (Eliasson, 2006).

El propósito del sistema de clasificación de comunicación funcional (CFCS) es clasificar el desempeño de la comunicación cotidiana de un individuo con parálisis cerebral en uno de los cinco niveles. Se centra en niveles de actividad y participación como se describe en la clasificación internacional del funcionamiento, discapacidad y salud (CIF) de la Organización Mundial de la Salud (OMS) (Hidecker, 2011).

El sistema de clasificación de la habilidad para comer y beber (EDACS) tiene como objetivo clasificar la manera en la que las personas con parálisis cerebral comen y beben en su vida diaria, utilizando distinciones significativas. EDACS proporciona una forma sistemática para describir el modo en el que una persona come y bebe en cinco niveles de habilidad. Las distinciones entre los niveles de la EDACS se basan en la capacidad funcional, la necesidad de adaptaciones a la textura de los alimentos y bebidas, las técnicas usadas y alguna otra característica del entorno (Sellers, 2014).

Tabla 2*Escalas de valoración funcional para parálisis cerebral*

Ni- vel	GMFCS	MACS	CFCS	EDACS
I	Marcha sin restricciones, pero limitada para las actividades motoras más demandantes	Manipula objetos fácil y exitosamente	Emisor y receptor eficaz con interlocutores conocidos y desconocidos	Come y bebe con seguridad y eficiencia
II	Marcha con restricciones	Manipula la mayoría de los objetos, pero con una calidad o velocidad de logro algo reducidas	Emisor o receptor eficaz, pero con un ritmo más lento con interlocutores conocidos o desconocidos	Come y bebe con seguridad, pero con algunas limitaciones en la eficiencia
III	Marcha con asistencia técnica que utiliza con las manos	Manipula objetos con dificultad; necesita ayuda para preparar o modificar actividades	Emisor y receptor eficaz con los interlocutores conocidos	Come y bebe con algunas limitaciones en la seguridad; puede tener algunas limitaciones en la eficiencia
IV	Limitaciones para la automovilidad, puede utilizar una asistencia técnica controlada por el paciente	Manipula una selección limitada de objetos fáciles de manejar en situaciones adaptadas	Emisor o receptor inconstante con los interlocutores conocidos	Come y bebe con limitaciones significativas de seguridad
V	El paciente necesita ser transportado por otra persona en una silla de ruedas	No manipula objetos y tiene una habilidad limitada severamente para realizar incluso acciones simples	Emisor y receptor raramente eficaz incluso con interlocutores	Es incapaz de comer y beber con seguridad-la alimentación por sonda puede considerarse para proporcionar la nutrición

Fuente: Traducido al español de Patel, D. R. (2020). Patel, D. R., Neelakantan, M., Pandher, K. y Merrick, J. (2020). Cerebral palsy in children: a clinical overview. *Translational Pediatrics*, 9(S1), S125–S135. *Translational Pediatrics*, 125–135.

Capítulo 2. Generalidades de la marcha

Biomecánica de la marcha

La evaluación de la marcha forma parte integral del examen clínico de las extremidades inferiores. La marcha normal requiere estabilidad, espacio libre y posicionamiento adecuado de la extremidad durante todo el ciclo de la marcha (Armand, 2016).

Los trastornos de la marcha surgen como consecuencia de trastornos musculoesqueléticos o neuromusculares. Los procesos de enfermedad y las lesiones provocan cambios característicos en la marcha que se observan clínicamente según el área afectada, la etiología y las deformidades resultantes (Armand, 2016).

El patrón normal de marcha se define como una serie de movimientos coherentes y energéticamente eficientes que dan como resultado una propulsión estable hacia adelante del cuerpo (Armand, 2016).

El ciclo normal de la marcha consta de dos fases distintas (apoyo y balanceo) que, para efectos de análisis, se han desglosado en subfases. Un solo ciclo de marcha comienza en el punto en el que el pie contacta el suelo por primera vez. Cuando el mismo pie realiza contacto con el suelo, se logra un ciclo completo de marcha. Los procesos de trauma o enfermedad pueden conducir a cambios en cada una de las subfases, lo que lleva a cambios característicos y distintos en el patrón de la marcha (Armand, 2016).

Ciclo de la marcha

El ciclo de la marcha (ver Figura 3) se compone de la fase de apoyo y la fase de balanceo. En condiciones normales de marcha, aproximadamente el 60 % del tiempo se dedica a la fase de apoyo y el 40 % a la fase de balanceo. Además, hay dos puntos en el ciclo de la marcha al caminar donde ambos pies están en contacto con el suelo (al principio y al final de la fase de apoyo). Estos se denominan *fase de doble apoyo* y representan aproximadamente el 10 % de un ciclo de marcha

(Webster, 2019). La fase de apoyo durante la marcha consta de cinco subfases individuales y la fase de balanceo de tres subfases (Webster, 2019).

Fase de apoyo

Contacto inicial: es la primera de las cinco subfases de la fase de apoyo y comienza tan pronto como el pie principal toca el suelo. En condiciones fisiológicas normales, el talón es la primera parte del pie en hacer contacto con el suelo, con el tobillo en posición de dorsiflexión. En este punto durante la marcha, el otro pie también sigue en contacto con el suelo. El contacto inicial es, por lo tanto, también el comienzo del primer periodo de doble apoyo (Webster, 2019).

Respuesta de carga: la fase de respuesta de carga sigue al contacto inicial y comienza tan pronto como todo el pie entra en contacto con el suelo a través de la flexión plantar controlada del tobillo. Esto se debe a una contracción excéntrica del tibial anterior (contracción muscular mientras se alarga la unidad músculo-tendinosa).

La flexión pasiva de la rodilla ocurre simultáneamente, haciendo que toda la extremidad inferior actúe como un amortiguador. A medida que se produce la propulsión hacia adelante, el pie contralateral eventualmente deja el suelo, lo que señala el final de la fase de carga; al hacerlo, también señala el final del primer periodo de doble apoyo (Kanishk Shah, 2020).

Fase media de apoyo: cuando finaliza la respuesta de carga y el apoyo doble comienza la posición intermedia. El cuerpo se mueve hacia adelante secundario al impulso del peso corporal. El pie permanece pegado al suelo y el tobillo se dorsiflexiona pasivamente. En este punto, la rodilla está bloqueada en extensión. Esto requiere un esfuerzo muscular mínimo, ya que la fuerza de reacción del suelo es anterior a la rodilla. Un mayor movimiento hacia adelante da como resultado la extensión de la cadera, de nuevo con un esfuerzo mínimo, mientras la pierna se prepara para la postura final (Kanishk Shah, 2020).

Apoyo terminal: cuando el talón comienza a levantarse del suelo también inicia la postura terminal. Durante esta fase, la carga del pie se mueve distalmente

hacia las cabezas de los metatarsianos. A medida que la rodilla está extendida completamente, el músculo gastrocnemio está en tensión máxima y es capaz de generar una poderosa fuerza de flexión plantar del tobillo para la propulsión (Webster, 2019).


Prebalanceo: sigue a la postura terminal y es el punto en el que la extremidad comienza a dejar el suelo o *toe-off*. La cadera ipsilateral se flexiona y, a la vez, flexiona la rodilla, lo que permite que el pie despeje el suelo en preparación para la fase de balanceo. El espacio libre del pie se facilita todavía más mediante la dorsiflexión del tobillo a través de la contracción concéntrica del tibial anterior (contracción concéntrica y contracción del músculo mientras que la unidad músculo-tendón se acorta) (Kanishk Shah, 2020; Webster, 2019).

Fase de balanceo

Balanceo inicial, medio y terminal: la fase de balanceo de la marcha se divide en tres subfases: balanceo inicial, balanceo medio y balanceo terminal. La extremidad se *balancea* a través de esta fase y el movimiento se realiza principalmente bajo el impulso generado durante la fase de apoyo. Durante la fase de balanceo debe haber una flexión adecuada, tanto de la cadera como de la rodilla.

Lo anterior se logra mediante la contracción concéntrica de los flexores de la cadera junto con los flexores de la rodilla (isquiotibiales) y una pequeña contribución del complejo gastro-soleo. El resultado es la flexión de la cadera y la rodilla durante las subfases inicial y media del balanceo. Además, se requiere una dorsiflexión adecuada del tobillo en el balanceo terminal para lograr una separación entre los pies y el suelo. Esto se logra por medio de la contracción concéntrica del tibial anterior (Kanishk Shah, 2020).

Figura 3
Fases de la marcha normal



Fases de la marcha	IC Initial Contact Apoyo inicial	LR Loading Response Respuesta a la carga	MST Mid Stance Apoyo medio	TST Terminal Stance Apoyo final	PSW Pre Swing Fase de pre balanceo	ISW Initial Swing Balanceo inicial	MSW Mid Swing Balanceo medio	TSW Terminal Swing Balanceo final
Ciclos de la marcha	0 %	0 – 12 %	12 – 31 %	31 – 50 %	50 – 62 %	62 – 75 %	75 – 87 %	87 – 100 %
Cadera	20° flexión	20° flexión	0° flexión	-20° hiperextensión	-10° hiperextensión	15° flexión	25° flexión	20° flexión
Rodilla	0° – 5° flexión	20° flexión	0° – 5° flexión	0° – 5° flexión	40° flexión	60° – 70° flexión	25° flexión	0° – 5° flexión
Tobillo	0°	5° – 10° flexión plantar	5° flexión dorsal	10° flexión dorsal	15° flexión plantar	5° flexión plantar	0°	0°
Actividad muscular	M. quadriceps femoris M. tibialis anterior M. gluteus medius M. gluteus maximus Ischioocrurale Muskulatur	M. quadriceps femoris M. tibialis anterior M. gluteus medius M. gluteus maximus M. adductor Magnus M. tensor fascia latae M. tibialis posterior M. peroneus longus	M. gastrocnemius M. soleus	M. soleus M. gastrocnemius M. flexor digitorum longus M. flexor hallucis longus M. tibialis posterior M. peroneus longus M. peroneus brevis	M. soleus M. gastrocnemius M. rectus femoris M. adductor longus	M. extensor hallucis longus M. flexor hallucis longus M. sartorius M. iliacus M. tibialis anterior	M. semimembranosus M. semitendinosus M. biceps femoris M. tibialis anterior	M. quadriceps femoris M. semitendinosus M. semimembranosus M. biceps femoris M. tibialis anterior
Funciones	• contacto del talón con el suelo	• absorción del impacto en la rodilla y el tobillo • transferencia de carga y estabilidad en la cadera • movimiento adelante mediante heel rocker	• movimiento adelante controlado de la tibia • traslado del centro de gravedad hacia adelante mediante ankle rocker	• extensión dorsal controlada del tobillo elevándose el talón del suelo	• flexión pasiva de la rodilla de 40° • flexión plantar del tobillo	• flexión de la rodilla de al menos 55° para suficiente altura sobre el suelo	• creciente flexión de la cadera a 25° • extensión dorsal del tobillo hasta la posición cero	• extensión de la rodilla hasta flexión neutra • preparación para la fase de apoyo

Fuente: <http://www.streifeneder.es/op>

Mecedoras de tobillo-pie

El ciclo de la marcha también se puede considerar en términos de cuatro unidades funcionales de balancín o mecedoras (ver Figura 4). Cada balancín tiene un fulcro diferente y es otra forma de considerar las subfases de apoyo (Kanishk Shah, 2020).

Contacto inicial y respuesta de carga – Primera mecedora

Durante el primer balanceo, el centro de rotación del tobillo se encuentra anterior a la fuerza de reacción del suelo (cupla plantar flexora-extensora de la rodilla). El talón actúa efectivamente como punto de apoyo alrededor del cual el pie *rota* con respecto al movimiento hacia adelante o al rodar en flexión plantar. El centro de rotación de la rodilla durante esta etapa también se encuentra anterior a la fuerza de reacción del suelo que surge del peso corporal.

Por lo tanto, existe un momento de flexión plantar ejercido sobre el tobillo y un momento de flexión ejercido sobre la rodilla. El momento de flexión plantar en el tobillo se controla a través de la contracción excéntrica del tibial anterior y los

extensores de los dedos del pie y el momento de flexión de la rodilla a través de la contracción excéntrica del cuádriceps a medida que el ciclo avanza hacia la posición media. La fuerza de reacción del suelo en esta etapa pasa por medio del centro de rotación de la articulación de la cadera, por lo que la cadera es esencialmente neutra en rotación durante esta etapa (Kanishk Shah, 2020).

Cuando el talón golpea el suelo, se empuja pasivamente en valgo, lo que desbloquea la articulación. Esto permite que el pie sea flexible y así: 1) se adapte a superficies irregulares y 2) absorba el impacto del aterrizaje. Esto significa que el centro de gravedad del cuerpo no tiene que subir, lo que optimiza la eficiencia energética (Webster, 2019).

Apoyo medio – Segunda mecedora

A continuación, la extremidad se mueve sobre el pie y el tobillo se somete a una dorsiflexión pasiva. En consecuencia, el vector de la fuerza de reacción del suelo a través de la extremidad inferior cambia y ahora pasa directamente a través de la articulación del tobillo. El tobillo ahora actúa como punto de apoyo. El centro de rotación de la rodilla y la cadera pasa por detrás de la fuerza de reacción del suelo y, por lo tanto, se ejercen momentos de extensión en ambas articulaciones.

Tanto la rodilla como la cadera se mantienen en extensión con una contribución mínima de la musculatura, lo que, además, sirve para conservar energía. El movimiento hacia adelante del tobillo (es decir, la dorsiflexión) se controla mediante la contracción excéntrica del complejo gastro-soleo (Kanishk Shah, 2020; Webster, 2019).

Apoyo terminal – Tercera mecedora

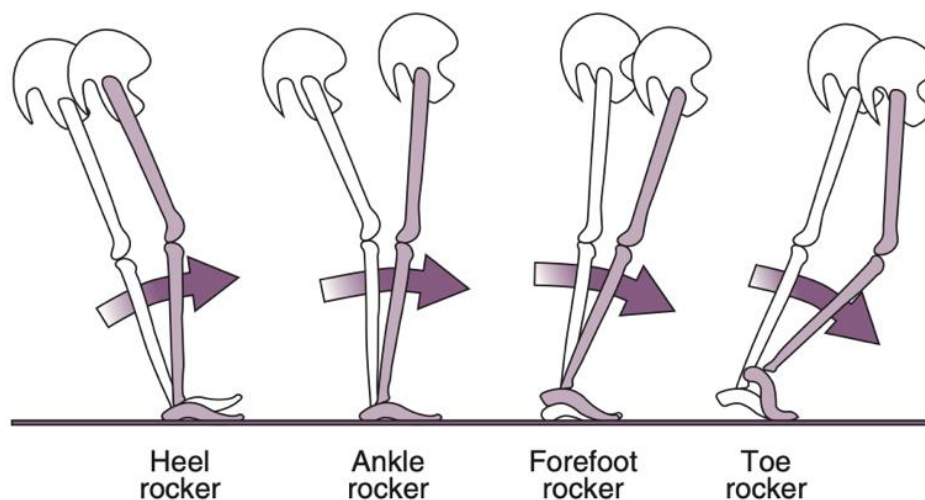
A medida que continúa el impulso hacia adelante, la dorsiflexión pasiva del tobillo progresa hasta que se alcanza el límite de la articulación. En ese punto, se produce la contracción concéntrica del complejo gastro-soleo y hace que el talón se levante del suelo. El punto de apoyo ahora se mueve hacia las cabezas de los metatarsianos.

A medida que la cadera permanece extendida y el tobillo comienza a realizar una flexión plantar, el centro de rotación de la articulación del tobillo pasa por detrás a la fuerza de reacción del suelo y por delante al centro de rotación de la rodilla, lo que da como resultado la flexión de la rodilla. El tibial posterior se contrae concéntricamente e induce el varo del talón. Esto tiene el efecto de bloquear las articulaciones mediotarsianas y transforma el pie de una estructura flexible en una palanca rígida que puede impulsar el cuerpo hacia adelante (Kanishk Shah, 2020).

Prebalanceo – Cuarta mecedora

Se produce durante el prebalanceo sobre el primer orjejo, ya que sirve como punto de pivote final para el movimiento continuo hacia adelante del cuerpo y la transición a la fase de balanceo (Webster, 2019).

Figura 4
Mecedoras funcionales de tobillo pie



Fuente: Webster, J. B. (2019). Principles of Normal and Pathologic Gait. *Atlas of Orthoses and Assistive Devices*, 49-62.

Marcha patológica en parálisis cerebral

Aunque la marcha y la postura son variables en los niños con PC, existen ciertos patrones (y 6) que se pueden identificar y reconocer utilizando una variedad

de herramientas. En general, los patrones motores espásticos son razonablemente consistentes.

Patrón de marcha espástica unilateral

Tipo 1 Pie caído: Hay un *pie caído* que se nota más claramente en la fase de balanceo de la marcha, debido a la incapacidad de controlar de manera selectiva los dorsiflexores del tobillo durante esta parte del ciclo de la marcha. No hay contractura del gastrocnemio, por lo tanto, durante la fase de apoyo, la flexión dorsal del tobillo es normal. El único manejo requerido es una órtesis de tobillo-pie (AFO). El manejo de la espasticidad y la cirugía de contracturas no son necesarios (Rodda, 2001; Armand, 2016).

Tipo 2 (2a Equino más rodilla neutra y extensión de cadera/ 2b Equino más rodilla en *recurvatum* y extensión de cadera): La marcha hemipléjica tipo 2 es el tipo más común en la práctica clínica. El equino verdadero se observa en la fase de apoyo de la marcha debido a la espasticidad o contractura de los músculos gastro-sóleo. Hay un grado variable de caída del pie en el balanceo debido a la función alterada del tibial anterior y los flexores dorsales del tobillo. Se observa un patrón de equino verdadero, con el tobillo en el rango de flexión plantar durante la mayor parte de la fase de apoyo. La cupla plantar flexora-extensora de la rodilla está sobreactivada y la rodilla puede adoptar una posición de extensión o *recurvatum* (Rodda, 2001) (Armand S, 2016).

La espasticidad del gastrocnemio puede tratarse mediante inyecciones intramusculares de toxina botulínica tipo A, especialmente en los niños más pequeños. Si hay una contractura leve, el yeso complementario puede ser muy eficaz. La mayoría de los niños también necesitará soporte ortopédico, tanto para controlar la tendencia al equino durante la fase de balanceo de la marcha como para aumentar y prolongar la respuesta a la quimiodenervación con toxina botulínica tipo A (Rodda, 2001; Armand, 2016).

Una vez que se desarrolla una contractura fija significativa puede estar indicado el alargamiento del gastrocnemio o el sóleo. La marcha hemipléjica tipo 2 con

contractura fija del gastro-sóleo constituye la única indicación para el alargamiento aislado del tendón de Aquiles. Si la rodilla está extendida completamente o en *recurvatum*, entonces la ortesis más adecuada es una AFO articulada con un tope de flexión plantar (Rodda, 2001).

Las deformidades en equinovaro pueden tratarse mediante la inyección concomitante de tibial posterior en el momento de la inyección en el gastrocnemio o por medio de la transferencia dividida del tibial posterior. Las deformidades en equinovalgo se pueden tratar inicialmente mediante inyección en gastrocnemio y una AFO. La inyección en gastrocnemios a menudo mejora la tolerancia y la eficacia de AFO. Es probable que los niños mayores con deformidades progresivas en valgo se vuelvan intolerantes a los aparatos ortopédicos y requieran cirugía ósea como el alargamiento del hueso calcáneo o la fusión subastragalina para restablecer el brazo de palanca del pie (Rodda, 2001; Armand, 2016).

Tipo 3 Rodilla saltadora: Se caracteriza por espasticidad o contractura del gastro-sóleo, alteración de la flexión dorsal del tobillo en el balanceo y una *marcha con rodilla rígida* como resultado de la cocontracción del músculo recto femoral.

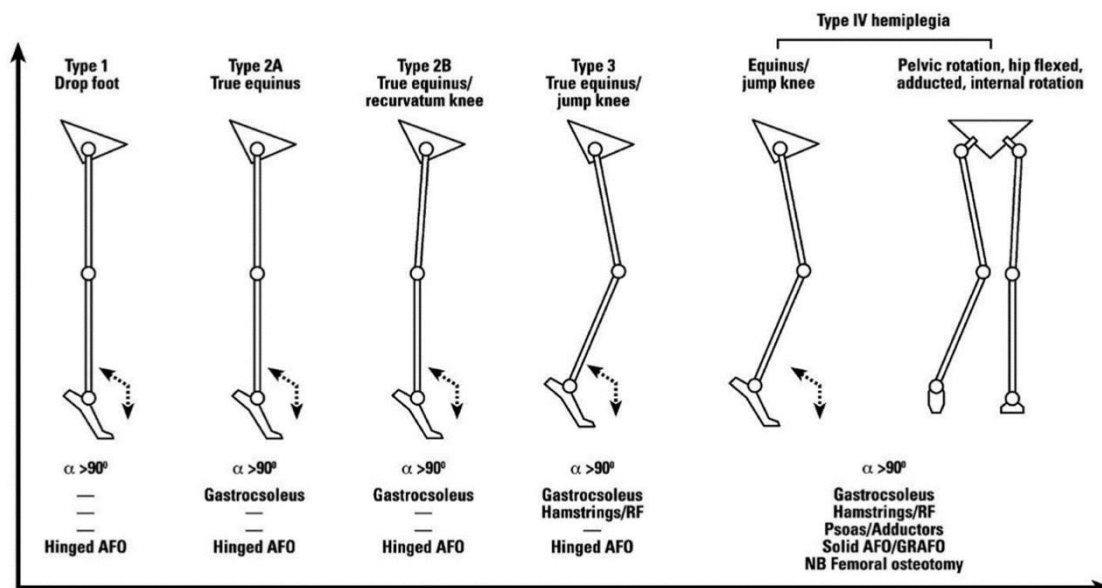
El tratamiento puede consistir en inyecciones de toxina botulínica tipo A para la espasticidad del gastrocnemio y, en una etapa posterior, alargamiento del tendón muscular para la contractura del gastrocnemio. Además, el alargamiento de los isquiotibiales mediales con transferencia del recto femoral al semitendinoso es la solución a largo plazo más eficaz para la rigidez de la rodilla cuando se documenta un acortamiento real de los mismos para no interferir en el brazo de palanca. Una AFO sólida también puede ser útil; la elección debe estar de acuerdo con la integridad de la cupla plantar flexora-extensora de rodilla (Rodda, 2001; Armand, 2016).

Tipo 4 Hemipléjica: Hay una afectación proximal mucho más marcada y el patrón es similar al que se observa en la diplejía espástica. Sin embargo, debido a que la afectación es unilateral, habrá una marcada asimetría, incluida la retracción pélvica. En el plano sagital hay equino, una rodilla rígida flexionada, una cadera flexionada y una inclinación pélvica anterior. En el plano coronal hay aducción de cadera y en el plano transversal rotación interna.

El manejo es similar a la hemiplejía tipo 2 y tipo 3, con respecto a los problemas distales. Sin embargo, existe una alta incidencia de subluxación de cadera y es importante un examen radiográfico cuidadoso de la cadera. La cadera en aducción y rotación interna requiere el alargamiento de los aductores solo en algunos casos específicos y una osteotomía de rotación externa del fémuro una osteotomía varizante de cadera en presencia de coxalvalga para restablecer el brazo de palanca para los abductores de cadera. Si no se aborda la aducción de la cadera y la rotación interna de la cadera, por lo general, cualquier intervención que se enfoca distalmente fallará y el resultado es deficiente (Rodda, 2001; Armand, 2016).

Figura 5

Patrón de marcha espástica unilateral en parálisis cerebral



Fuente: Rodda, J. (2001). Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *European journal of neurology*, 98–108.

Patrón de marcha espástica bilateral

Equino verdadero: Cuando el niño más pequeño con diplegia comienza a caminar con o sin ayuda, la espasticidad del gastrocnemio suele ser dominante, lo que da como resultado una marcha de *equino verdadero* con el tobillo en flexión plantar durante toda la postura y las caderas y las rodillas extendidas. El equino verdadero puede estar oculto por el desarrollo de *recurvatum* en la rodilla. El paciente puede

lograr una postura plantígrada en estático compensando con el *genu recurvatum* de la rodilla o con varo o valgo del tobillo, lo que da un pie equino clínicamente no aparente (Rodda, 2001; Armand, 2016).

La toxina botulínica tipo A puede ser muy eficaz para la espasticidad del gastrocnemio, para mejorar la estabilidad de la postura. Se puede optimizar al restablecer el brazo de palanca con una base de apoyo más estable mediante el uso de AFO con bisagras (Rodda, 2001; Armand, 2016).

Algunos niños con diplejía permanecen con un patrón equino verdadero durante toda la infancia y, si desarrollan una contractura fija, pueden eventualmente beneficiarse del alargamiento aislado del gastrocnemio. La persistencia de este patrón es inusual y solo se observa en una minoría de niños con diplejía. Es más común en niños con espasticidad, secundaria a lesiones espinales (por ejemplo, paraparesia espástica hereditaria) (Rodda, 2001; Armand, 2016).

Rodilla de saltador (con o sin rodilla rígida): El patrón de marcha en salto se observa con frecuencia en niños con diplejía, que tienen una afectación más proximal, puede existir espasticidad de flexores de cadera, además de espasticidad de gastrocnemios. El tobillo está en equino, la rodilla y la cadera están en flexión, hay una inclinación anterior de la pelvis si los isquiotibiales están alargados y un aumento de la lordosis lumbar. A menudo, hay una rodilla rígida debido a la actividad del recto femoral en la fase de balanceo de la marcha.

En niños más pequeños este patrón puede controlarse de manera efectiva, con la toxina botulínica tipo A en el gastrocnemios y recto femoral y la provisión de una AFO (Rodda, 2001). En niños mayores, el alargamiento musculotendinoso del gastrocnemio, el acortamiento de los isquiotibiales y el alargamiento intrapélvico del iliopsoas puede estar indicado con la transferencia del recto femoral al semitendinoso para la cocontracción de la rodilla (Rodda, 2001; Armand, 2016).

Equino aparente (con o sin rodilla rígida): A medida que el niño crece y aumenta de peso puede ocurrir una serie de cambios que pueden hacer que el músculo gastrocnemio y la cupla plantar flexora-extensora de rodilla sean menos

competentes. El equino puede disminuir gradualmente a medida que aumenta la flexión de la cadera y la rodilla.

Con frecuencia hay una etapa de *equino aparente* en la que todavía se observa que el niño camina de puntillas y un simple análisis observacional de la marcha puede concluir erróneamente que el equino es real, cuando es aparente por el efecto de los músculos biarticulares al estar en flexión de rodilla. La cinemática del plano sagital mostrará que el tobillo tiene un rango normal de dorsiflexión, pero la cadera y la rodilla tienen una flexión excesiva durante la fase de apoyo de la marcha. En esta etapa, el debilitamiento del gastrocnemio mediante inyecciones de toxina botulínica tipo A o el alargamiento del músculo gastrocnemio solo provocará una marcha agazapada y deterioro de la función.

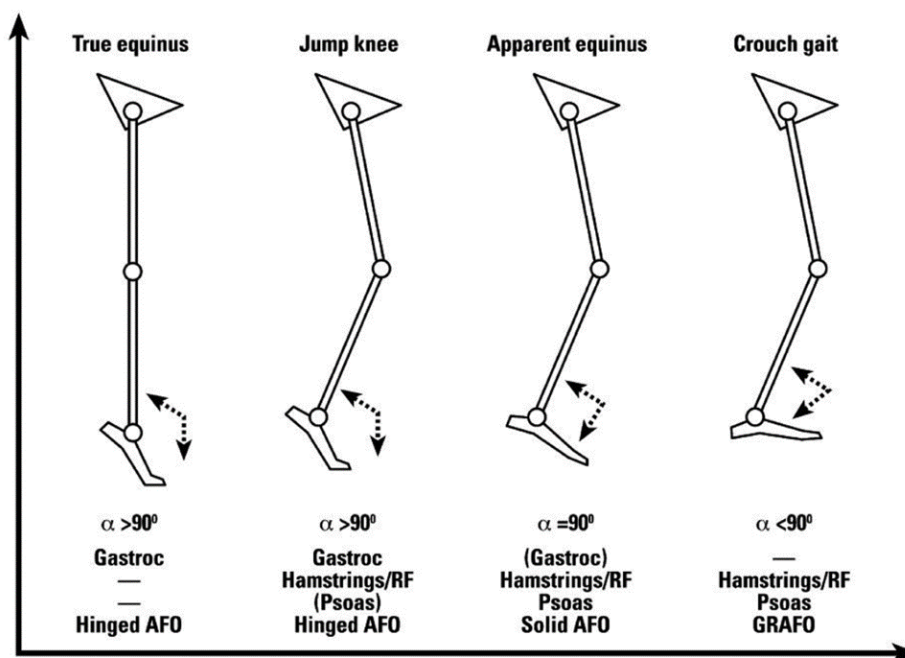
El tratamiento debe centrarse en los niveles proximales para restablecer los brazos de palanca, donde los isquiotibiales documentan una basculación pélvica posterior y, por lo tanto, acortamiento de estos y el iliopsoas pueden beneficiarse del tratamiento de la espasticidad o del alargamiento musculotendinoso. Posteriormente, se debe tratar en el ámbito distal de restablecer la cupla plantar flexora extensora de rodilla. La redirección del vector de reacción del suelo frente a la rodilla se puede lograr mejor mediante el uso de un AFO sólido o de reacción del suelo si esta no está contraindicada por rotaciones externas excesivas o flexión excesiva de rodilla (mayor que 25 grados) (Rodda, 2001; Armand, 2016).

Marcha agazapada (Crouch): La marcha agazapada se define como una excesiva flexión dorsal del calcáneo en el tobillo en combinación con una flexión excesiva de la rodilla y la cadera. Este patrón es parte de la historia natural del trastorno de la marcha en niños con diplejía más severa y en la mayoría de los niños con cuadriplejía espástica. Lamentablemente, la causa más frecuente de marcha agazapada en niños con diplejía espástica es el alargamiento aislado y excesivo del tendón de Aquiles y el debilitamiento del soleo con toxina botulínica en los niños más pequeños.

El resultado es un patrón de marcha con exceso de gasto energético, seguido de dolor en la parte anterior de la rodilla y patología rotuliana en la

adolescencia. La marcha agazapada siempre es difícil de manejar y, generalmente, requiere una CMEU para restablecer los brazos de palanca y apoyo ortésico después de esta. En el momento en que se reconoce, la patología musculoesquelética suele estar demasiado avanzada para responder a la toxina botulínica A intramuscular (Rodda, 2001; Armand, 2016).

Figura 6
Patrón de marcha espástica bilateral en parálisis cerebral



Fuente: Fuente: Rodda, J. (2001). Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *European journal of neurology*, 98–108.

Deformidades del brazo de palanca en PC

Las deformidades esqueléticas en PC afectan la función de los huesos como brazos de palanca y comprometen la marcha. La disfunción del brazo de palanca se debe considerar cuidadosamente al proponer el manejo de las alteraciones de la marcha en niños con PC (Theologis, 2013).

La marcha normal se basa en la integridad del sistema musculoesquelético y su control neurológico. La actividad muscular adecuada y oportuna, controlada por el sistema nervioso central, genera fuerzas en todo el esqueleto. Estas fuerzas

conducen a la generación de la secuencia de movimientos necesaria para caminar. La gravedad y su contraparte, la fuerza de reacción del suelo, se utilizan de manera óptima para estabilizar las articulaciones y minimizar el gasto de energía. Durante esta secuencia de eventos, los huesos actúan como brazos de palanca rígidos, lo que facilita aplicar torsión en las articulaciones (Theologis, 2013).

El deterioro neurológico primario causado por la lesión cerebral en la parálisis cerebral (PC) afecta el tono muscular, el control selectivo, la coordinación y el equilibrio. Aunque el deterioro neurológico es estático, sus manifestaciones musculoesqueléticas son progresivas, particularmente durante el crecimiento (Theologis, 2013).

Las contracturas musculares pueden desarrollarse con el tiempo, debido al aumento del tono y la reducción de la movilidad y esto puede provocar contracturas articulares y una reducción del rango de movimiento de las articulaciones. Las deformidades óseas secundarias pueden desarrollarse en las extremidades inferiores. Las deformidades del pie se causan comúnmente por un desequilibrio muscular y una carga anormal. Estas deformidades musculoesqueléticas secundarias se suman al deterioro motor de los niños con parálisis cerebral. El control motor del cuerpo, que ya está afectado por el déficit neurológico, se ve todavía más comprometido por estas deformidades. Esto conduce a desafíos adicionales en la capacidad del niño para realizar la marcha (Theologis, 2013).

El efecto perjudicial de la deformidad musculoesquelética secundaria sobre la función motora se debe principalmente a la función comprometida del brazo de palanca normal. Los huesos deformados, las articulaciones rígidas y las deformidades de los pies afectan la capacidad del esqueleto para responder de manera adecuada a las fuerzas que se generan por la actividad muscular. Además, el brazo de palanca comprometido impide la transferencia adecuada de fuerzas y pares que surgen de la GRF (Theologis, 2013).

Al considerar las opciones de manejo de la marcha en niños con parálisis cerebral es importante diferenciar entre los problemas que surgen del compromiso neurológico primario y los causados por las deformidades musculoesqueléticas

secundarias. Al considerar el manejo de la deformidad musculoesquelética, el tratamiento óptimo de la disfunción del brazo de palanca puede conducir a mejoras significativas en la marcha. Por lo tanto, la comprensión adecuada de la disfunción del brazo de palanca en la marcha con PC es relevante al considerar las opciones de manejo (Theologis, 2013).

Las deformidades esqueléticas más comunes que causan disfunción del brazo de palanca en PC incluyen anteversión femoral aumentada, torsión tibial externa y deformidades del pie. Las contracturas articulares también causan disfunción del brazo de palanca, ya que impiden la generación adecuada de torsión de los músculos a través de las articulaciones y el uso óptimo de la GRF para controlar los movimientos articulares.

Anteversión femoral aumentada

Puede representar una falla en la remodelación de la anteversión fetal y se cree que la postura erguida y la extensión completa de la cadera contribuyen con la remodelación de la anteversión fetal en niños pequeños sanos. La cápsula anterior de la cadera y los ligamentos probablemente ejercen fuerzas sobre el fémur proximal durante la bipedestación, lo que conduce a que se reduzca la anteversión femoral durante los primeros años de vida.

Lo anterior se debe a que los niños con parálisis cerebral, por lo general, tardan en caminar y, a menudo, no logran una postura erguida completamente y con la extensión completa de la cadera es probable que no logren remodelar el fémur proximal (Boyer, 2016). La carga anormal de la cadera y el fémur proximal causada por una postura y marcha anormales también puede contribuir con este problema.

El aumento de la anteversión femoral se asocia con la rotación interna de la cadera durante la marcha en niños con parálisis cerebral. Es probable que la anteversión femoral no sea la única causa de la rotación interna de la cadera, ya que también se sabe que las desviaciones rotacionales distales y la actividad muscular anormal contribuyen con este problema. Sin embargo, desde el punto de vista

biomecánico, es evidente que el aumento de la anteversión femoral compromete el brazo de palanca de los abductores de la cadera, pues se acorta la proyección de la longitud del cuello femoral en el plano frontal (coronal).

Por lo tanto, la rotación interna de la cadera puede representar una compensación para llevar la longitud completa del cuello femoral al plano frontal y aumentar el brazo de palanca de los abductores. Múltiples estudios clínicos han demostrado que la corrección quirúrgica de la anteversión femoral mediante osteotomía de desrotación puede corregir la rotación interna de la cadera durante la marcha a corto y medio plazo. Sin embargo, existe un riesgo de recurrencia a largo plazo, lo que indica que factores distintos al aumento de la anteversión femoral desempeñan un papel en este problema (Boyer, 2016).

Rotación interna de la cadera

Durante la marcha también afecta la carga de la rodilla y el pie. Como todo el miembro rota internamente, la proyección del brazo de palanca de las fuerzas que actúan en el plano sagital se acorta. Por ejemplo, el pie en rotación interna representa un brazo de palanca deficiente durante el despegue, ya que su longitud proyectada en el plano sagital se acorta (Boyer, 2016).

Torsión tibial externa

Esto es común en niños ambulatorios con PC, particularmente en aquellos con afectación bilateral. Es probable que esta deformidad se desarrolla con el tiempo y está asociada con la deformidad del pie equino-valgo. La carga del pie en valgo en combinación con la flexión y rotación interna de la rodilla generaría fuerzas de torsión en la tibia, lo que llevaría a una remodelación hacia una torsión externa. Esto compromete la alineación entre la rodilla y el pie en el plano transversal.

El momento de los flexores plantares está comprometido, ya que la longitud proyectada del pie en el plano sagital se acorta y el brazo de palanca es inadecuado. Esto afecta todavía más cualquier debilidad preexistente de los flexores plantares. El momento de flexión plantar inadecuado tiene un efecto perjudicial sobre la

extensión de la rodilla. Los flexores plantares ineficaces permiten que la tibia progrese hacia delante durante el apoyo y provocan una dorsiflexión excesiva del tobillo. Esto, a la vez, permite que la rodilla se flexione excesivamente, lo que provoca una marcha agazapada.

La osteotomía de desrotación de la tibia, junto con la corrección de cualquier deformidad del pie, puede restaurar el momento flexor plantar y formar una parte crucial de la corrección quirúrgica de la deficiencia del brazo de palanca. La corrección adecuada de cualquier contractura de rodilla en esta situación también restaurará la extensión adecuada de la rodilla durante la fase de apoyo de la marcha (Min, 2021).

A menudo, coexisten una mayor anteversión femoral y una torsión tibial externa, lo que da la apariencia de un colapso en valgo en la rodilla. Esta apariencia generalmente se debe al efecto de torsión de estas deformidades en combinación con una mayor flexión de la rodilla, aunque puede coexistir un verdadero valgo de rodilla. La corrección adecuada de las deformidades torsionales junto con la corrección de las contracturas articulares y las deformidades del pie puede restaurar el brazo de palanca y mejorar la marcha (Min, 2021).

Equino dinámico

La deformidad más común del pie en niños pequeños ambulantes con PC es el equino dinámico. Esto a menudo progresa a equino fijo y sigue una deformidad secundaria del pie en el plano coronal, ya que los flexores plantares apretados empujan el calcáneo en varo o valgo. La deformidad del plano coronal puede tomar la forma de equino-varo, que es más común en la PC unilateral o equino-(plano)-valgo, que es más común en la PC bilateral.

El desequilibrio muscular, los patrones de carga anormales, las desviaciones rotatorias de la marcha y las características anatómicas intrínsecas probablemente desempeñan un papel en el desarrollo de estas deformidades. La rotación interna de toda la extremidad, la debilidad del peroneo y la espasticidad del tibial posterior a menudo se asocian con el patrón equinovaro (Theologis, 2013).

Equino-valgo

En la deformidad equino valgo el calcáneo se impulsa principalmente en valgo por los flexores plantares tensos. La posición evertida de la articulación subastragalina permite flexibilidad en las articulaciones del mediopié, que colapsan y conducen el antepié en abducción. Esto a menudo se describe como una fractura en la parte media del pie (Theologis, 2013).

La deformidad del pie equino provoca el acortamiento del brazo de palanca de los flexores plantares, ya que se acorta la longitud efectiva del pie. A menudo, se compensa con la flexión de la cadera y la rodilla o con la hiperextensión de la rodilla. Estas alteraciones en la posición articular afectan el brazo de palanca, tanto del GRF como de las fuerzas musculares y comprometen la eficiencia del control de la marcha (Theologis, 2013).

Se produce un mayor compromiso con la deformidad del pie en el plano coronal, ya que la carga anormal del pie cambia la dirección de la GRF en el plano coronal. Esto afecta la estabilidad del pie en apoyo y produce efectos deletéreos en las articulaciones proximales. Como resultado, se producen momentos anormales en los planos transversal y coronal, lo que lleva a desviaciones en la carga y el movimiento de las articulaciones. La alineación del pie equino-valgo, por ejemplo, a menudo se asocia con una mayor flexión de la rodilla, un empuje de la rodilla en valgo y una rotación interna de la cadera.

La rotura del mediopié, en particular, afecta todavía más la función del brazo de palanca, pues compromete la rigidez del pie, que es necesaria para que actúe como palanca. La longitud efectiva del brazo de palanca en esta situación se extiende solo entre el talón y la parte media del pie. La corrección adecuada de la deformidad del pie o el uso de ortesis ajustadas adecuadamente pueden mejorar la función del pie como brazo de palanca y restaurar la estabilidad y los patrones de carga adecuados (Park, 2008).

Capítulo 3. Laboratorio instrumentado de la marcha

El análisis de la marcha es un aspecto importante de la evaluación ortopédica pediátrica. Los niños con parálisis cerebral a menudo tienen problemas de marcha significativa que afectan negativamente su ambulación, actividad en la sociedad y su calidad de vida. El análisis instrumentado de la marcha, con captura del movimiento, puede proporcionar datos significativos para ayudar al cirujano y al médico rehabilitador a comprender mejor la fisiopatología específica y planificar las intervenciones médicas y quirúrgicas (Shrader, 2021).

El análisis instrumentado de la marcha se compone de cinemática, cinética, electromiografía de superficie, pedobarografía y evaluación metabólica (Shrader, 2021).

La literatura sugiere que el uso del análisis de la marcha instrumentado puede ser efectivo en el tratamiento y cuidado de los niños con PC. Seguir las recomendaciones quirúrgicas del AIM puede conducir a cambios en los planes quirúrgicos derivados del examen físico solo, menos procedimientos en general y, posiblemente, mejores resultados (White, 2020).

Las habilidades observacionales continúan siendo parte integral de la práctica clínica, sin embargo, existen limitaciones inherentes a la naturaleza subjetiva del análisis clínico de la marcha. El AIM proporciona un medio para superar estas limitaciones al permitir mediciones objetivas de los diversos componentes del ciclo de la marcha y la cuantificación de la desviación de la marcha normal de un paciente. Además, puede confirmar o aclarar diagnósticos, modificar planes de tratamiento y mejorar los resultados cuando se incorpora a los planes de tratamiento y evaluación preoperatoria (White, 2020).

Componentes del laboratorio instrumentado de la marcha

Tecnología y métodos estándar

El componente más básico del laboratorio de la marcha es una cámara de video de alta calidad. Las vistas estandarizadas, incluidas las que evalúan los planos frontal y sagital, deben ser parte de una metodología sistemática para capturar las mismas secuencias de video de la marcha del paciente en cada sesión (Shrader, 2021).

El laboratorio debe tener una pasarela lo suficientemente larga para garantizar que el ciclo de la marcha sea suave y natural. Esto evita una cadencia artificial para adaptarse al espacio reducido (Shrader, 2021).

La tecnología típica que se utiliza en la mayoría de los laboratorios de AIM es un sistema de captura de movimiento pasivo, en los que se colocan pequeños marcadores en puntos de referencia anatómicos y las cámaras infrarrojas pueden detectar la posición de cada marcador en un espacio tridimensional. Estos marcadores se convierten después en un modelo esquelético virtual con sistemas de transformación y medidas antropométricas del paciente (modelos biomecánicos).

Existen métodos diferentes para la colocación de estos sets de marcadores en puntos de referencia anatómicos específicos en todos los laboratorios. Sin embargo, la importancia de la precisión y la confiabilidad de la colocación de estos es una de las claves de la producción de datos de alta calidad en los laboratorios (Shrader, 2021).

Parámetros espaciotemporales

Las medidas espaciotemporales (ver Figura 7) incluyen numerosos descriptores de las características básicas del ciclo de la marcha. Los siguientes son un conjunto de términos comunes que se utilizan para analizar la marcha. Los valores promedio varían según factores como la velocidad al caminar, el género, la altura, la edad y la presencia de condiciones que producen patrones de marcha patológicos (Armand, 2016) (ver Figura 8).

Se produce una zancada entre el contacto inicial de una extremidad y el contacto inicial subsiguiente de la extremidad ipsilateral. Los pasos son la unidad básica del ciclo de la marcha; una zancada equivale a un ciclo completo (0 %-100 % de la marcha). La distancia recorrida sobre la zancada representa la longitud de la zancada y el tiempo total para completar el ciclo de la marcha es el tiempo de la zancada (Armand, 2016).

Se produce un paso entre el contacto inicial de una extremidad y el contacto inicial de la extremidad contralateral. La longitud del paso y el tiempo del paso describen la distancia y los tiempos para un paso dado, de manera similar, a la descripción de la zancada. Además, el ancho del paso es la distancia entre los centros de los pies durante la parte del ciclo de marcha con apoyo de las dos extremidades cuando ambos pies están en contacto con el suelo. La cadencia es el número de pasos dados en un periodo determinado y la velocidad es la distancia recorrida en un periodo determinado (Armand, 2016).

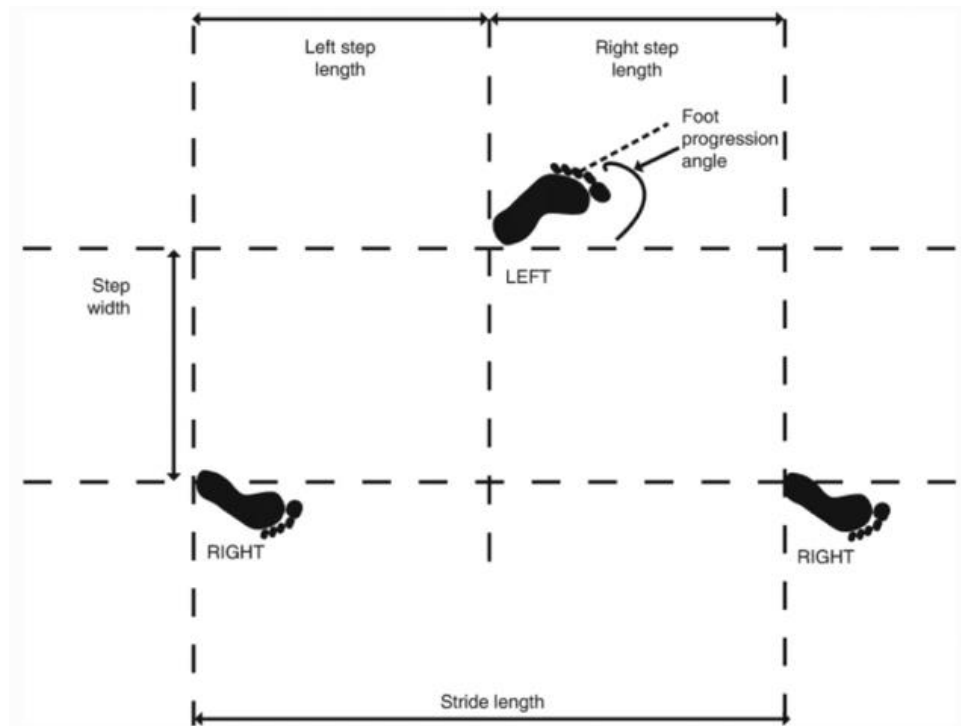
Figura 7
Parámetros espaciotemporales

Parameters	Left side	Right side	Normal
Gait speed (m/s)	0.88 ± 0.05	0.88 ± 0.05	1.1-1.3
Cadence (step/min)	107.36 ± 3.45	107.42 ± 3.49	110-130
Step length (m)	0.51 ± 0.02	0.47 ± 0.03	0.65-0.75
Step width (m)	0.14 ± 0.03	0.15 ± 0.03	0.05-0.15
Stance phase (%)	60.59 ± 2.04	62.42 ± 1.64	55-65
Step time (s)	0.56 ± 0.03	0.56 ± 0.02	0.45-0.55
Cycle time (s)	1.12 ± 0.04	1.12 ± 0.04	0.9-1.1
Cycle length (m)	0.99 ± 0.03	0.98 ± 0.03	1.4-1.6
Single support (%)	37.54 ± 1.36	39.33 ± 1.36	40-50
Double support (%)	23.05 ± 2.88	23.1 ± 2.89	10-20

Nota. Ejemplo de datos en el informe de análisis clínico de la marcha para la parálisis cerebral espástica bilateral: parámetros espaciotemporales. Fuente: Armand S, D. (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Rev* 1, 448-460.

Figura 8

Parámetros espaciotemporales de un ciclo de la marcha



Fuente: Armand S, D. G. (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Rev* 1, 448-460.

Cinemática

El término cinemática se refiere al estudio del movimiento de un objeto. En el contexto de AIM se usa la cinemática para denotar el estudio del movimiento de una parte del cuerpo o una articulación (White, 2020). Para obtener datos cinemáticos se colocan múltiples marcadores reflectantes en las extremidades, la pelvis y el torso del paciente, de manera estandarizada (White, 2020).

Las cámaras del dispositivo de carga acoplada colocadas en la habitación pueden detectar estos marcadores reflectantes en la piel. Los datos de estas cámaras se procesan en un *software* informático especializado y generan información tridimensional (3D) sobre el movimiento y la orientación de los segmentos individuales del cuerpo del paciente en el espacio a lo largo del ciclo de la marcha. Con cada segmento del cuerpo, representado por coordenadas 3D, se pueden derivar

varios datos, como ángulos, velocidad o aceleración angular de una articulación dada (White, 2020).

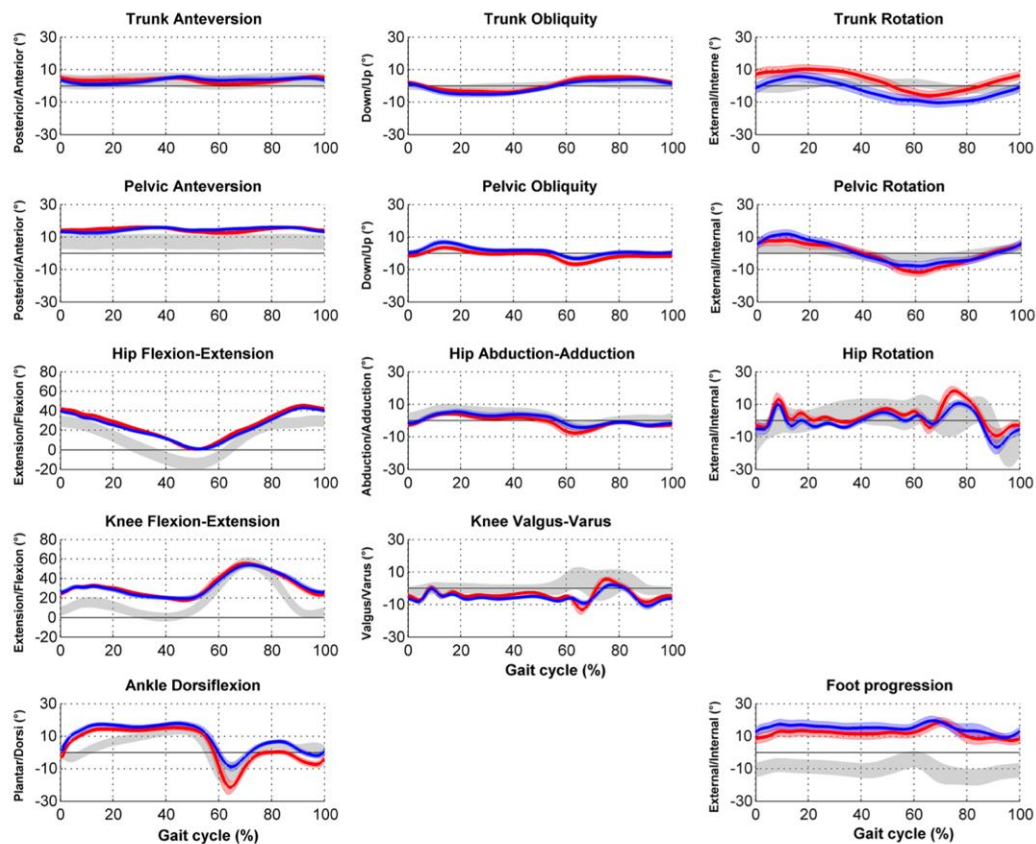
Los datos cinemáticos se pueden calcular por pares de movimientos en cada uno de los tres planos anatómicos de referencia (por ejemplo: rotación interna/externa de la cadera, flexión/extensión y abducción/aducción) pueden cuantificarse y registrarse (Shrader, 2021).

Los datos cinemáticos usualmente se presentan como una pantalla gráfica estándar con el par de movimientos de la articulación de interés, trazado como una función del porcentaje de un ciclo de la marcha completo en el eje horizontal. El ciclo de la marcha se define desde el contacto inicial de una extremidad hasta la siguiente paso de esta extremidad. Además, se trazan los valores normales de la población emparejados por la edad para la comparación. De esta manera, cuando se interpretan los datos del AIM, se puede ver fácilmente la alteración de la marcha de un paciente y la desviación del movimiento anormal de las articulaciones y segmentos individuales (Shrader, 2021).

A menudo, es útil mostrar de manera gráfica los datos de múltiples ciclos de marcha para que se pueda apreciar una idea de la consistencia de la deformidad. En muchas condiciones espásticas o en caso de contractura fija, se observa un trazo consistente, mientras que en pacientes con un alto grado de actividad extrapiramidal (por ejemplo; ataxia), los trazos pueden ser extremadamente variables. Si es sutil, este puede ser un hallazgo importante que de otro modo no es evidente en el examen físico (Shrader, 2021).

Los gráficos cinemáticos (ver Figura 9) se pueden mostrar agrupados por plano o articulación donde se muestran los tres planos para cada articulación en un grupo de datos separados (Shrader, 2021).

Figura 9
Reporte de datos cinemáticos



Nota. Ejemplo de datos en el informe de análisis clínico de la marcha para la parálisis cerebral espástica bilateral: Cinemática. Fuente: Armand S, D. (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Rev* 1, 448-460.

Cinética

La cinética se refiere a las fuerzas que actúan sobre un cuerpo en movimiento (ver Figura 10). Una fuerza cambia la velocidad de un objeto; en ausencia de cualquier fuerza, seguirá moviéndose a la misma velocidad. Esta inercia, la tendencia de un objeto a mantener una velocidad constante, ayuda al cuerpo a moverse eficientemente a través del ciclo de la marcha. Si se requiere una fuerza para impulsar el cuerpo hacia adelante en un punto del ciclo de la marcha eso significa que otra fuerza se opone al movimiento del cuerpo en una parte diferente del ciclo (Baker, 2013).

Cuando el pie entra en contacto con el suelo, los dos ejercen fuerzas que se contrarrestan entre sí. La fuerza de reacción del suelo (GRF) es la que ejerce el suelo sobre el cuerpo como respuesta a las fuerzas gravitatorias y musculares, siempre tiene un componente vertical hacia arriba y su componente horizontal se puede dirigir medial o lateralmente y hacia adelante o hacia atrás.

Los momentos son similares a las fuerzas, excepto cuando las fuerzas aceleran un cuerpo en una dirección, los momentos causan aceleración de rotación (un cambio en la velocidad angular) alrededor de un eje. Aplicar una fuerza cerca de una articulación crea un momento y el momento depende de la magnitud de la fuerza y de la distancia perpendicular entre la línea de acción de la fuerza y el eje de rotación de la articulación (Baker, 2013).

El momento neto sobre el cuerpo humano en la marcha se compone de la GRF, el centro de rotación de cada articulación, el centro de masa, la aceleración y la velocidad angular de cada segmento del cuerpo (Baker, 2013).

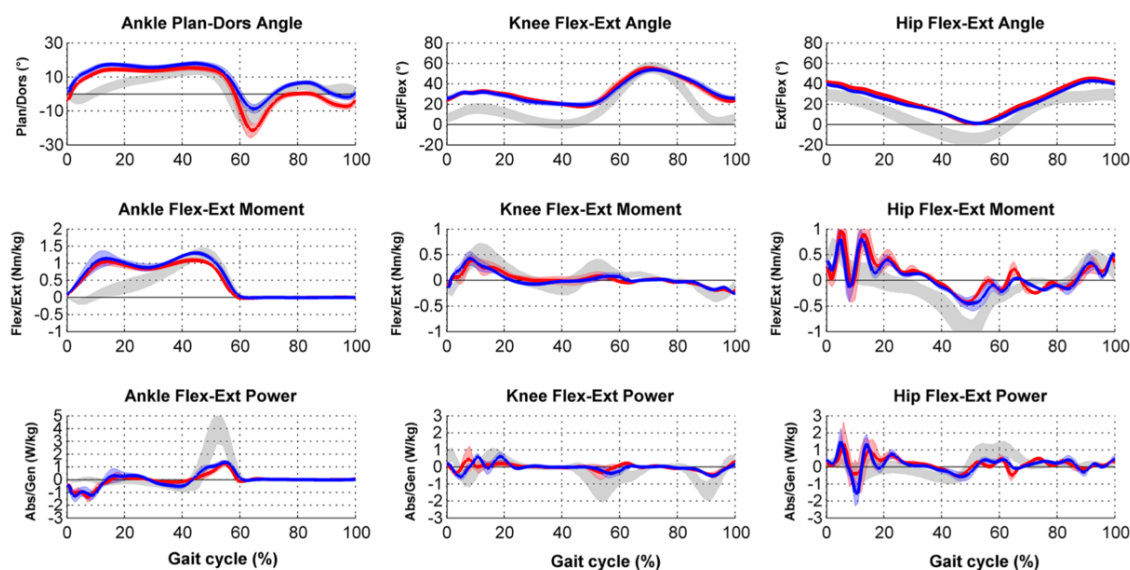
Las placas de fuerza están incrustadas a ras de la superficie del piso de las pasarelas del centro de movimiento. Las placas de fuerza utilizan tecnología piezo-eléctrica para medir la fuerza total y el centro de presión aplicado por el pie al suelo (White, 2020).

Un momento articular (Newton-metros) cuantifica el momento neto de todas las fuerzas que cruzan una articulación y, usualmente, se expresa como un momento flexor o extensor en el plano sagital. La potencia articular (julios/segundo) es el momento articular multiplicado por la velocidad angular articular y cuantifica la tasa neta de generación o absorción de energía por parte de todas las estructuras a lo largo de una articulación. La potencia articular indica el tipo de contracción muscular. La generación de energía articular se causa por contracciones musculares concéntricas y la absorción de energía articular por contracciones musculares excéntricas (White, 2020).

La velocidad al caminar y los movimientos del tronco afectan las magnitudes de los momentos y potencias articulares. Durante la marcha normal, un aumento en

la velocidad al caminar aumentará las amplitudes de los momentos y potencias, mientras que una disminución en la velocidad al caminar puede disminuir las amplitudes (White, 2020).

Figura 10
Reporte de datos cinéticos



Nota. Ejemplo de datos en el informe de análisis clínico de la marcha para la parálisis cerebral espástica bilateral: Cinética. Fuente: Armand S, D. (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Rev* 1, 448-460.

Electromiografía de superficie

La EMG detecta el impulso eléctrico producido por un músculo como representación de su actividad (ver Figura 11). Cuando un nervio inerva una fibra muscular en la placa motora, la diferencia de potencial eléctrico negativo a través de la membrana celular se invierte temporalmente a un potencial positivo. Este potencial de acción viaja a lo largo de toda la longitud de la fibra y crea un impulso en todo el músculo que disminuye en amplitud a medida que aumenta la distancia desde la sección despolarizada del nervio (Shrader, 2021).

La piel gruesa y los tejidos blandos dificultan y reducen todavía más la magnitud de la señal. Cuando se colocan dos electrodos, habrá una diferencia de potencial entre ellos, ya que están a diferentes distancias de la fuente del impulso.

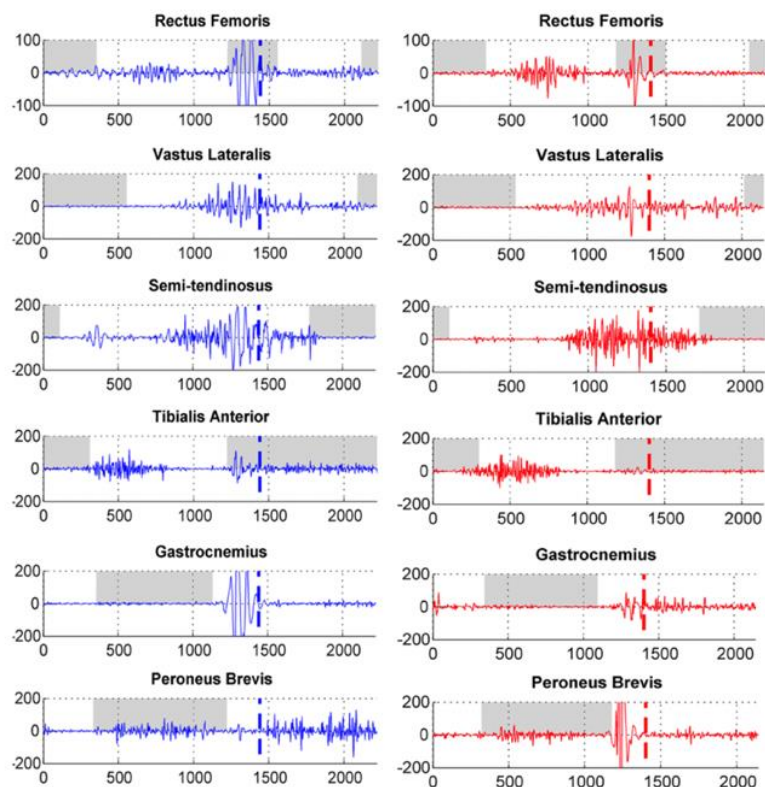
Cuanto mayor sea la distancia entre los electrodos, mayor es la señal detectada, pero a expensas de una menor especificidad y de la posibilidad de captar señales de otros músculos cercanos (Shrader, 2021).

Los electrodos de superficie por lo general son adecuados para medir la actividad de la mayoría de los grupos musculares en el análisis clínico de la marcha. La interferencia de los músculos vecinos puede plantear un problema, según la colocación de los electrodos como se describió, aunque no influye en la toma de decisiones clínicas. Los músculos más profundos son difíciles de detectar por los electrodos de superficie y requieren la colocación de electrodos de alambre fino, sin embargo, la incomodidad causada al paciente por este procedimiento puede impedir el beneficio de los datos de EMG. Es técnicamente exigente y, con frecuencia, los niños pequeños no lo toleran bien (White, 2020).

Para sincronizar los datos de EMG con el ciclo de la marcha se utilizan interruptores de pie o dispositivos de sincronización similares. Los datos pueden presentarse sin procesar o someterse a un procesamiento de señal. Usualmente, se prefiere interpretar la forma original de los datos, ya que el procesamiento de la señal tiene el riesgo de ocultar el artefacto en lugar de eliminarlo (Shrader, 2021).

Los datos EMG aumentan los datos cinemáticos y cinéticos para proporcionar una comprensión más completa de la marcha de un paciente. Determinar qué músculo está activo o inactivo durante un movimiento particular es esencial para prescribir la intervención correcta para una alteración. Además, es fundamental para decidir cuáles músculos deben usarse como *motor* en una transferencia de tendón (White, 2020).

Figura 11
Reporte de datos de electromiografía de superficie



Nota. Ejemplo de datos en el informe de análisis clínico de la marcha para la parálisis cerebral espástica bilateral: Electromiografía de superficie. Fuente: Armand, S. (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Rev* 1, 448-460.

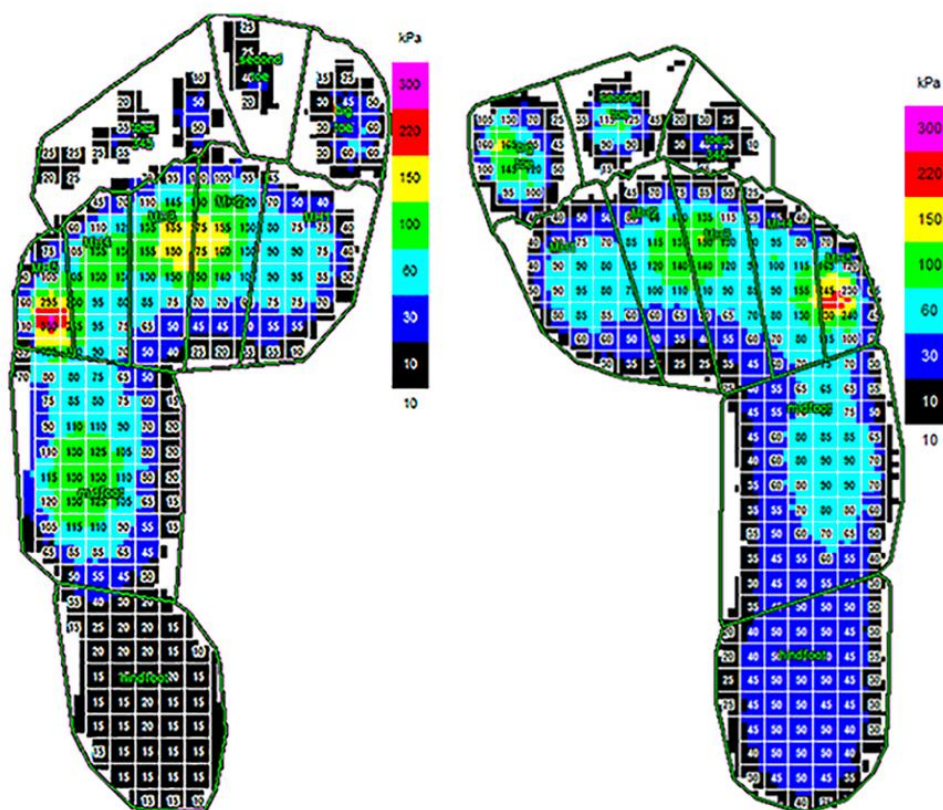
Pedobarografía

El pedobarógrafo está incrustado en el piso y al ras con la superficie del piso. Mide las fuerzas y presiones verticales que actúan sobre el pie cuando está en el suelo (ver Figura 12). La pedobarografía proporciona información cuantitativa de la distribución de la presión, la magnitud de la presión, el punto de contacto inicial y terminal y la progresión del centro de presión al caminar. Además, proporciona el área del pie que hizo contacto con la placa. Asimismo, brinda información sobre la gravedad de la deformidad dinámica del pie, ayuda en la planificación del tratamiento y brinda documentación objetiva de los resultados a corto y largo plazo (White, 2020).

Un pie con un desarrollo típico tiene un punto de contacto inicial en el talón. Un punto de contacto terminal está en el primer o segundo ortejo. Además, el centro de la línea de presión progresará, desde el talón hasta el antepié. Las áreas de mayor presión están debajo del talón, la cabeza del primer o segundo metatarsiano y el hallux. La huella debe presentarse como tres regiones definidas claramente (retropié, mediopié y antepié) (White, 2020).

Figura 12

Reporte de datos de presiones plantares



Nota. Ejemplo de datos en el informe de análisis clínico de la marcha para la parálisis cerebral espástica bilateral: Pedobarografía. Fuente: Armand, S. (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Rev* 1, 448-460.

Consumo de oxígeno

El consumo de energía es uno de los requisitos previos para la marcha típica. Cualquier alteración de la marcha obligará al paciente a gastar más energía, por lo

tanto, lograr una marcha normal tiene como objetivo disminuir la tensión en los músculos articulaciones y reducir la energía necesaria para desplazarse. El gasto de energía se produce mientras el paciente camina y se puede caracterizar por: (1) la cantidad de oxígeno consumido y dióxido de carbono espirado, (2) el pulso del paciente cuando ha alcanzado un umbral estable o (3) el costo mecánico del trabajo, según lo determinado por los datos de la placa de fuerza.

Los sistemas de calorimetría modernos utilizan pequeños dispositivos de telemetría que son portátiles, fáciles de usar durante la marcha y el ejercicio. Estos dan resultados del uso continuo de oxígeno, excreción de dióxido de carbono, frecuencia respiratoria, volumen de aire espirado y frecuencia cardíaca (Shrader, 2021).

El American College of Sports Medicine (ACSM) ha establecido pautas específicas para la evaluación del consumo de oxígeno en niños. Sin embargo, los protocolos de pruebas de ejercicio clínico, como los protocolos de Bruce o Balke, aumentan la carga de trabajo abruptamente para los niños con PC. Por lo tanto, el costo y el consumo de oxígeno se miden mientras caminan a una velocidad que se seleccionó a tolerancia sobre un terreno plano (White, 2020).

El índice de costo de oxígeno (Índice O_2) es una medida normalizada del consumo de oxígeno (normal = 1) y es una evaluación útil de un individuo sobre toda la reserva metabólica (Shrader, 2021). En los niños diagnosticados con PC existe un aumento del costo de oxígeno atribuido a mayor trabajo mecánico, un desplazamiento exagerado de su centro de masa al caminar y aumento del tono muscular de las extremidades inferiores (White, 2020).

La CMEU a menudo se realiza para mejorar la marcha de los niños diagnosticados con PC. Después de la cirugía se informa que la cinemática general, la cinética y la eficiencia energética de la marcha mejoraron. Se cree que esto se debe a la disminución del trabajo mecánico y la disminución del desplazamiento de su centro de masa al caminar después de la cirugía (White, 2020).

Los niños, adolescentes y adultos diagnosticados con PC tienen una disminución de la actividad física, mayor gasto de energía, mayor costo y consumo de oxígeno al caminar en comparación con las personas sin discapacidad. La disminución de la actividad física puede aumentar el riesgo de compromiso cardiovascular y cardiopulmonar y estas deficiencias pueden contribuir todavía más a la disminución de la actividad física.

Este es un problema circular: menos capacidad ocasiona menos participación y menos participación ocasiona menos capacidad. Sin embargo, se ha informado que las intervenciones quirúrgicas (CMEU y rizotomía), junto con la terapia, aumentan las distancias recorridas y disminuyen el gasto de energía al caminar en personas diagnosticadas con PC (White, 2020).

Capítulo 4. Evidencia

Desde aproximadamente 1980 (Sutherland, 2002), las personas profesionales en Medicina y las personas investigadoras han utilizado muchos enfoques para realizar el AIM y las innovaciones técnicas continúan, lo que genera sistemas más precisos, más fáciles de usar y más rentables. Una gran cantidad de investigación ha contribuido a estos desarrollos tecnológicos y ha dado lugar a una enorme variedad de enfoques para medir y analizar trastornos complejos de la marcha.

La evidencia de investigación que evalúa la utilidad clínica del AIM ha incluido un número limitado de revisiones sistemáticas anteriores. En 2011 y 2020, Wren *et al.* realizaron revisiones sistemáticas centradas en la eficacia del AIM para el tratamiento de los trastornos de la marcha en una amplia gama de poblaciones. Esas revisiones incluyeron estudios que abarcaron cualquier afección asociada con trastornos de la marcha, como parálisis cerebral, espina bífida, pie zambo y esclerosis múltiple, así como estudios que se centraron solo en niños con un desarrollo normal sin trastornos de la marcha, lo que incluye todos los grupos etarios. Encontraron evidencia sólida de precisión, técnica y pensamiento diagnóstico, así como eficacia del tratamiento para el análisis clínico de la marcha sin restricción a una población en particular.

Benedetti *et al.* publicó un documento sobre el análisis clínico de la marcha en 2017 utilizando una metodología de consenso basada en la evidencia. Para esto abordaron tres áreas principales que se relacionan con el AIM: 1) cuestiones generales y gestión, 2) metodología e instrumentación y 3) idoneidad clínica. Llegaron a la conclusión de que había suficiente literatura metodológica disponible que involucraba a individuos con PC para recomendar el AIM como una herramienta clínica o diagnóstica.

Además, determinaron que, para las personas pacientes con PC, el AIM combinado con la evaluación clínica conduce a modificaciones en las decisiones de tratamiento y mejoras en los resultados quirúrgicos. Sin embargo, informaron que

la influencia en los resultados de los tratamientos no quirúrgicos con el AIM fue menos clara.

McGinley *et al.* (2012) abordaron parcialmente los resultados quirúrgicos clínicos mediante una revisión sistemática sobre la cirugía multinivel de evento único (CMEU) para niños con trastornos de la marcha que se relacionan con PC. Por lo general, la CMEU se realiza después del AIM, ya que los resultados del análisis pueden ayudar a determinar cuáles procedimientos quirúrgicos óseos o de tejidos blandos específicos se deben realizar. Aunque se centraron en evaluar la CMEU, McGinley *et al.* (2012) concluyeron que el AIM mejora la eficacia de CMEU al proporcionar medidas confiables y precisas de resultados específicos de la marcha que están asociados con mejoras en la participación y la función.

Rathinam *et al.* (2014) evaluaron la confiabilidad y validez de las herramientas clínicas, por ejemplo, la escala visual de la marcha de Edimburgo (EVGS) para el análisis de la marcha pediátrica comparándolas con el AIM. Este enfoque refleja un juicio común de que el AIM proporciona el método más preciso y objetivo disponible para documentar los componentes cinemáticos, cinéticos y electromiográficos del rendimiento de la marcha.

States *et al.* presentan una revisión de alcance en 2021, con el objetivo de identificar los vacíos de investigación en la literatura existente, categorizando la evidencia de investigación disponible sobre el uso clínico del AIM para el tratamiento de los trastornos de la marcha asociados con PC.

El estudio agrupó los artículos en 6 categorías: 1) Estudios clinimétricos, 2) Caracterizar la disfunción de la marcha, distinguir subgrupos de disfunciones de la marcha y predecir cambios a través del tiempo, 3) Utilidad diagnóstica, 4) AIM como intervención, 5) Rentabilidad y 6) AIM como medida de resultado.

Los estudios de la categoría 1 se centraron en la repetibilidad de los elementos del AIM (Kiernan, 2020; Klejman, 2010). Para esto utilizaron el AIM como estándar para validar una nueva herramienta clínica, la escala visual de la marcha (VGAS) (Read, 2003) y para correlacionar con medidas clínicas como fuerza, rango

de movimiento o escalas de calificación clínica (Lee, 2011; Kerr, 2003). Compararon técnicas biomecánicas para traducir datos de múltiples marcadores en variables de interés. Por ejemplo, determinar la precisión del centro de la articulación de la cadera en función de las diferentes ubicaciones de los marcadores (Assi, 2016) o encontrar eventos de la marcha en función de las trayectorias de los marcadores (Bruening, 2014).

Además, desarrollaron y validaron índices generales de la función de la marcha, como el índice de desviación de la marcha (GDI) (Schwartz, 2008) o la puntuación del perfil de la marcha (GPS) (Baker, 2009), que se pueden aplicar ampliamente para valorar el progreso. Asimismo, se han desarrollado índices específicos para documentar y rastrear deficiencias particulares (extensión de la rodilla durante el apoyo como una medida de la marcha agazapada) (Lerner, 2016), factores cinéticos (Cimolin, 2019) o aspectos específicos de la actividad electromiográfica (Ounpuu, 1997).

Por otro lado, ha habido desarrollo de nuevas tecnologías en el campo del AIM, incluido nuevo *hardware* y estrategias de análisis/reducción de datos que tienen el potencial de mejorar el manejo del paciente. Por ejemplo, los sistemas de medición magnéticos e inerciales (IMU e IMMS) (Iosa, 2018; van den Noort, 2013), se han introducido como alternativas para medir las orientaciones de los segmentos corporales en 3D durante las actividades de marcha.

Además de las innovaciones de *hardware*, están surgiendo estrategias de análisis y reducción de datos, como los cálculos de longitud músculo-tendón y velocidad/brazo de momento muscular (Arnold, 2006), análisis electromiográfico que se basa en sinergia (Shuman, 2018; Booth, 2019) y aplicaciones de aprendizaje automático (Schwartz, 2013; Schwartz, 2014).

En la categoría 2 los estudios identificaron y caracterizaron subgrupos de trastornos de la marcha (Carriero, 2009; Darbandi, 2020; Hullin, 1996) documentaron la historia natural de los niños en diferentes subgrupos de trastornos de la marcha (Bell, 2002) y predicciones a largo plazo sobre los resultados de intervenciones particulares (Galarraga C, 2015; Goldberg, 2006). Un subconjunto de estos estudios

usó datos del AIM retrospectivos de niños vistos antes de cirugías u otras intervenciones a largo plazo para predecir la magnitud y forma del beneficio de los protocolos de tratamiento específicos (Kay, 2004; Miller, 1997).

El fundamento de los artículos de categoría 3 fue determinar si el AIM tiene un impacto en la toma de decisiones clínicas contrastando las condiciones en las que se utilizaron las recomendaciones de IGA en una decisión de tratamiento clave o no (Cook, 2003; De Luca, 1997). Estos estudios compararon con mayor frecuencia las condiciones en las que se proporcionaron los resultados de una evaluación del AIM, frente a los que se negaron, al tomar decisiones sobre cuáles procedimientos ortopédicos seguir.

Los artículos de categoría 4 tenían como objetivo determinar si el uso del AIM como elemento clave del tratamiento mejora los resultados quirúrgicos y médicos (Wren, 2013; Chang, 2006). Para esto intentaron comparar condiciones en las que una intervención requirió del AIM y usó sus recomendaciones para adaptar el tratamiento, mientras que la intervención alternativa no usó el AIM o no adaptó el tratamiento según los hallazgos del AIM. Este enfoque proporcionó una evaluación causal de si incluir el AIM como parte clave del tratamiento mejoraba los resultados clínicos (Wren, 2013; Vanderstraeten, 2014; Franki, 2015).

Los resultados de la revisión de alcance actual también se usaron para identificar categorías de estudio que tenían escasez de literatura. Específicamente, en la categoría 5, solo un estudio incluido investigó los costos o las consecuencias económicas de un tratamiento que se basa en el AIM en comparación con un tratamiento que no lo hace (Wren, 2009). Se justifican estudios prospectivos adicionales bien diseñados para evaluar el costo financiero para las compañías de seguros, las familias, los pagadores del gobierno u otros pagadores del uso del AIM dentro de un plan de tratamiento para los trastornos de la marcha que se relacionan con PC.

Casi la mitad de los estudios incluidos utilizaron el AIM como medida de resultado para examinar la eficacia de alguna otra intervención, lo que corresponde a la categoría 6. Esto refleja la expectativa de que los datos del AIM proporcionan medidas fiables, sensibles y válidas de una amplia gama de características de la

marcha que pueden modificar decisiones de tratamientos de rehabilitación (Kwon, 2011; Engsberg, 2006), médicos (Ackman, 2005; Rogozinski, 2009) y quirúrgicos (Dreher, 2012).

Al evaluar la marcha en el ámbito de la estructura y función del cuerpo, las medidas del AIM parecen proporcionar las más completas y precisas disponibles. En efecto, las medidas de resultado derivadas de los datos del AIM (por ejemplo, GDI) se han convertido en una guía clínica clave para documentar el estado de movilidad de los niños con trastornos de la marcha que se relacionan con PC.

Capítulo 5. Limitaciones

Hebda-Boon *et al.* en el 2022 realizan un estudio cualitativo, en el que valoraron la experiencia de las personas profesionales en Medicina con el análisis de la marcha instrumentado en el manejo de pacientes con parálisis cerebral, al identificar la interacción del entrenamiento, la experiencia y la aplicación de este, por medio de entrevistas semiestructuradas. Los hallazgos se ilustraron utilizando el marco de experiencia/equipo/roles/capacitación (Exp-ERT) (ver Figura 13). En este caso se identificaron 15 subtemas dentro de 3 dominios (Hebda-Boon, 2022).

Cada círculo dentro del modelo representa los dominios del tema de la práctica del análisis de la marcha: entrenamiento, roles y equipo. Los cuadros correspondientes proporcionan una lista de subtemas que representan los hallazgos de cada dominio. Las áreas donde los círculos se cruzan representan las categorías de usuario (Hebda-Boon, 2022).

Los expertos confiables eran participantes que tenían capacitación combinada con equipo adecuado que puede utilizarse para la toma de decisiones clínicas en el rol. La confianza en la experiencia no estuvo determinada por la antigüedad en el puesto o los años generales de la práctica clínica, sino que se logra adquiriendo experiencia entre los dominios en los niveles complementarios.

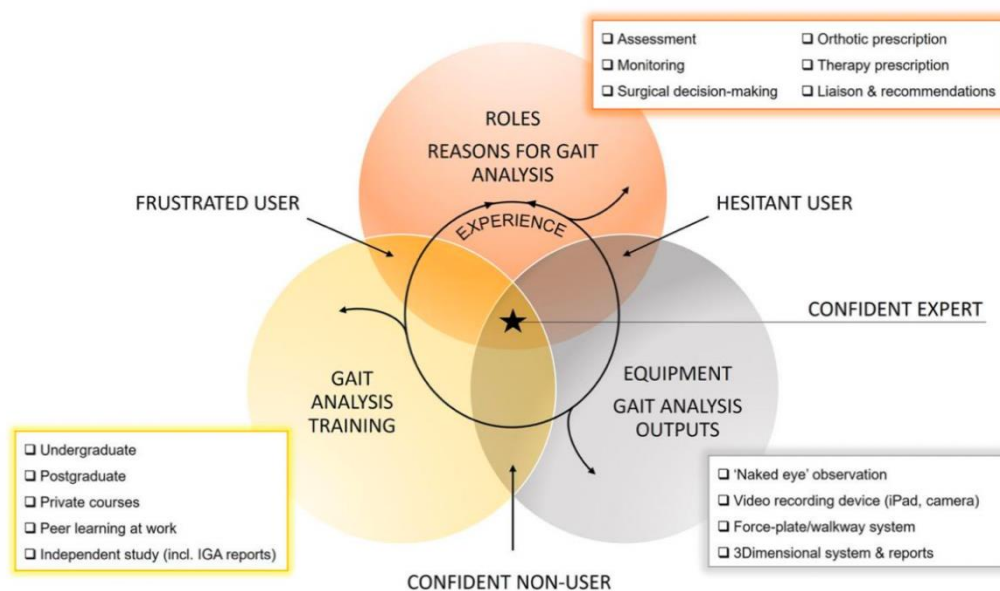
Entre los problemas descritos que afectan la práctica en los dominios se menciona el costo relacionado con el uso de IGA y las brechas en el entrenamiento relacionado con la marcha. Además, se mencionan obstáculos como barreras externas, que surgen de instituciones, proveedores de servicios y usuarios de servicios y las internas del médico como motivación reducida, falta de conocimiento, elección de equipos o cursos de formación no adaptados a sus necesidades o a las de los servicios (Hebda-Boon, 2022).

Las personas profesionales en Medicina que ejercían en roles que requerían la toma de decisiones que se relacionan con la marcha y que tenían acceso a equipos o productos apropiados, pero que no tenían la capacitación adecuada (incluida

la falta de capacitación autodidacta) ejercían como usuarios indecisos. El acceso a la formación demostró ser importante e impactar directamente en la práctica. Además, refieren problemas frecuentes en la transferencia de conocimientos (Hebda-Boon, 2022).

Las personas participantes en la condición de no usuarios confiables eran aquellas que ya no usaban activamente el laboratorio de la marcha, pero estaban altamente capacitadas con acceso a equipos (Hebda-Boon, 2022). Las personas profesionales en Medicina que reportaron una capacitación adecuada y estaban practicando en el rol de toma de decisiones, pero que no tenían acceso a equipos o productos, serían usuarios frustrados. Por lo tanto, se percibe como una evaluación costosa con costos a menudo difíciles de justificar entre los equipos o grupos profesionales (Hebda-Boon, 2022).

Figura 13
Marco experiencia/roles/capacitación (Exp-ERT)



Nota. El marco experiencia/roles/capacitación (Exp-Ert) ilustra los vínculos entre los dominios, la experiencia de cuatro categorías explicativas de usuarios en el contexto de la práctica relacionada con la marcha. Tomado de Hebda-Boon (2022).

Capítulo 6. Propuesta del manual práctico para AIM

Historia clínica

El aspecto más importante en la evaluación clínica inicial de un niño con PC es el historial médico y quirúrgico (Sarathy, 2019). La historia del parto incluye detalles importantes acerca de los problemas prenatales, la historia perinatal, incluido si el niño fue prematuro, a término completo o postérmino y si hubo otros factores asociados que provocaron lesión hipóxica en el cerebro, como trabajo de parto prolongado, aspiración de meconio, etc. (Sarathy, 2019).

La historia de los hitos del desarrollo es importante, ya que indica las etapas del desarrollo físico a medida que el niño se vuelve más maduro. El nivel de actividad funcional actual del niño proporciona una buena perspectiva para el tratamiento, el pronóstico futuro, la capacidad y el establecimiento de objetivos (Sarathy, 2019).

Además, es importante adquirir antecedentes de enfermedades médicas asociadas, registros de fisioterapia y registros quirúrgicos previos para evaluar con precisión las deformidades y compensaciones presentes (Sarathy, 2019). La capacidad funcional actual en el hogar, la escuela y la comunidad, así como otras habilidades funcionales como caminar, correr y subir escaleras, también afectan los planes de tratamiento y el análisis de resultados (Sarathy, 2019).

Escalas de funcionalidad

El nivel funcional actual del paciente se puede valorar por medio de diferentes herramientas como el sistema de clasificación de la función motora gruesa (GMFCS) actualizado para la edad del paciente (Anexo A), la medida de la función de la motora gruesa (GMFM) cuando se tiene disponible, el cuestionario de funcionalidad (FAQ) (Anexo B), la escala de movilidad funcional (FMS) (Anexo C) y el instrumento de recopilación de datos de resultados pediátricos (PODCI) (Anexo G).

FAQ es un informe de la marcha para padres que contiene 10 niveles. Un niño que usualmente es capaz de mantenerse al día con sus compañeros se califica en el nivel 10; la escala disminuye con la capacidad decreciente para la marcha comunitaria (Patel, 2020).

PODCI también es un instrumento de informe para padres, validado y diseñado para usarse en todas las edades y trastornos musculoesqueléticos para evaluar los resultados de salud funcional. Mide los resultados que pueden verse afectados por el tratamiento ortopédico e incluye medidas de las habilidades motoras de las extremidades superiores e inferiores, el alivio del dolor y la restauración de la actividad. Se han encontrado correlaciones entre el FAQ, el PODCI y los parámetros de la marcha en niños. Cuando se usan junto con los datos de la marcha brindan un estudio más completo (Patel, 2020).

La FMS es una medida que valora la movilidad funcional en niños con PC de 4 a 18 años, tanto en el nivel de actividad como en los dominios de participación de la clasificación internacional de funcionamiento, discapacidad y salud. Esta es la única que informa el uso de dispositivos de asistencia en diversos escenarios ambientales. Se demuestra que el FMS tiene una sensibilidad adecuada para medir el cambio después de una intervención ortopédica en niños con PC (Patel, 2020).

Examen físico

Fuerza muscular

La evaluación de la fuerza muscular y el control motor selectivo es una parte integral del protocolo de exploración de niños con PC, estos deben evaluarse en conjunto. Como la fuerza muscular es directamente proporcional a la función motora, la evaluación de la fuerza es necesaria para proporcionar resultados funcionales óptimos. Además, se requiere un análisis de la fuerza muscular para evaluar la idoneidad de las intervenciones quirúrgicas.

En los niños con PC, que tienen poca comprensión y en quienes la prueba muscular aislada es engorrosa, se utiliza la prueba muscular manual con la escala

de Kendall (Anexo H). Esta es una escala de 10 puntos que proporciona una forma más sencilla de evaluar la fuerza o el desequilibrio musculares. Sin embargo, depende del juicio y la experiencia del examinador, la cantidad de fuerza generada y la precisión del posicionamiento del paciente. Es subjetivo y propenso a tener un sesgo significativo del examinador.

Los estudios han demostrado que es posible que este método no detecte diferencias clínicamente pequeñas, pero significativas en la fuerza. Sin embargo, bajo estrictos protocolos de evaluación, este método todavía resultó útil. Para niños menores de 5 años y que no pueden seguir instrucciones complejas para la producción de fuerza máxima, el método de prueba muscular manual, así como cualquier otro método de evaluación de la fuerza es una herramienta de detección vaga. En estudios recientes, se demuestra que el uso de un dinamómetro manual proporciona resultados más confiables para evaluar la fuerza muscular, en especial la fuerza isométrica (Sarathy, 2019).

Control motor selectivo

El deterioro de la capacidad para aislar y controlar los movimientos confunde la evaluación de la fuerza y contribuye con los déficits motores ambulatorios y funcionales. La evaluación del control motor selectivo implica movimientos de aislamiento ante una orden específica, sincronización adecuada y contracción voluntaria máxima sin movimientos de compensación. Una escala típica para la selectividad muscular reporta 3 grados de control: 0, sin habilidad; 1, habilidad parcial y 2, capacidad completa para aislar el movimiento (Novacheck, 2010).

Tono muscular e hipertonía

Es la resistencia al estiramiento pasivo mientras una persona intenta mantener un estado relajado de actividad muscular. La hipertonía se definió como un aumento anormal de la resistencia a un movimiento impuesto externamente sobre una articulación. Puede causarse por espasticidad, distonía, rigidez o una combinación de estas características (Anexo I) (Marsico, 2016).

La hipertonía espástica provoca un aumento de resistencia velocidad dependiente. La escala de Ashworth (Anexo J), la escala de Ashworth modificada (Anexo K) y la escala de Tardieu (Anexo L) junto con electromiografía de superficie se utilizan para valorar la gravedad de la hipertonía espástica (Marsico, 2016).

La hipertonía distónica muestra un aumento de actividad muscular en reposo, tiene tendencia a volver a una postura fija y aumenta la resistencia con el movimiento del miembro contralateral. Además, hay contracciones musculares involuntarias sostenidas o intermitentes que provocan movimientos repetitivos, posturas anormales o ambas (Marsico, 2016).

Arcos de movilidad y contracturas

El rango de movilidad es el máximo obtenido con el estiramiento pasivo sin modificar la alineación de la articulación. El diferenciar entre deformidad estática y dinámica puede ser difícil en el paciente no anestesiado. La contractura dinámica desaparece con anestesia general. Por lo tanto, el examen de arcos de movilidad con anestesia general se puede utilizar para ayudar a decidir si inyectar toxina botulínica para tratar la espasticidad en un músculo o realizar una cirugía para alargar una contractura del tendón (Novacheck, 2010).

Debido a la naturaleza de la espasticidad dependiente de la velocidad es importante que la evaluación del arco de movilidad se haga lentamente. Sin embargo, la comparación del arco de movilidad articular con el estiramiento lento y rápido puede ser útil en la evaluación de la espasticidad (Novacheck, 2010).

Pruebas de retracciones

Test de Thomas

La prueba de flexión de cadera de Thomas (ver Figura 14) se utiliza para medir la contractura en flexión de cadera (acortamiento muscular del iliopsoas). La prueba se realiza con el paciente en posición supina y la extremidad no afectada se flexiona adecuadamente para eliminar la lordosis lumbar exagerada. El ángulo

formado entre el eje horizontal del muslo y la línea horizontal paralela al suelo mide la contractura en flexión de la cadera. Normal: -5° a -15° (Sarathy, 2019).

Figura 14
Test de Thomas

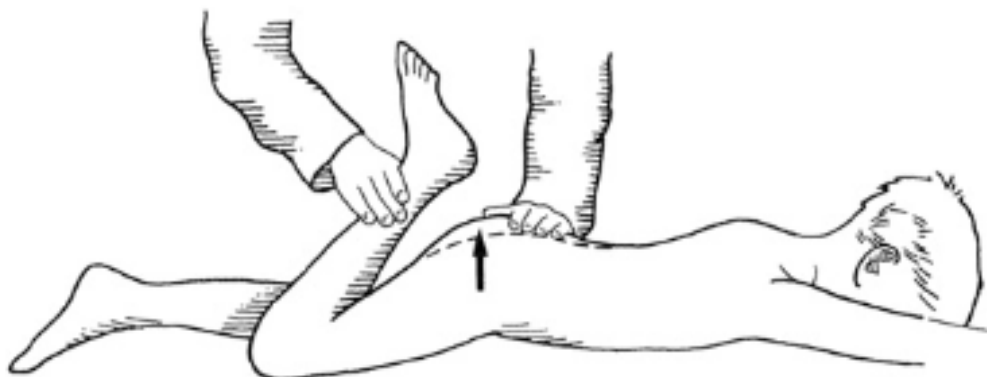


Fuente: <https://orthofixar.com/special-test/thomas-test/>

Test de Duncan Ely

Esta prueba evalúa la espasticidad en el recto femoral (ver Figura 15). Se realiza con el niño en decúbito prono, flexionando la rodilla, a la vez que se mantiene la cadera ipsilateral extendida en posición neutral. Si existe espasticidad la cadera se eleva (Novacheck, 2010).

Figura 15
Test de Duncan Ely



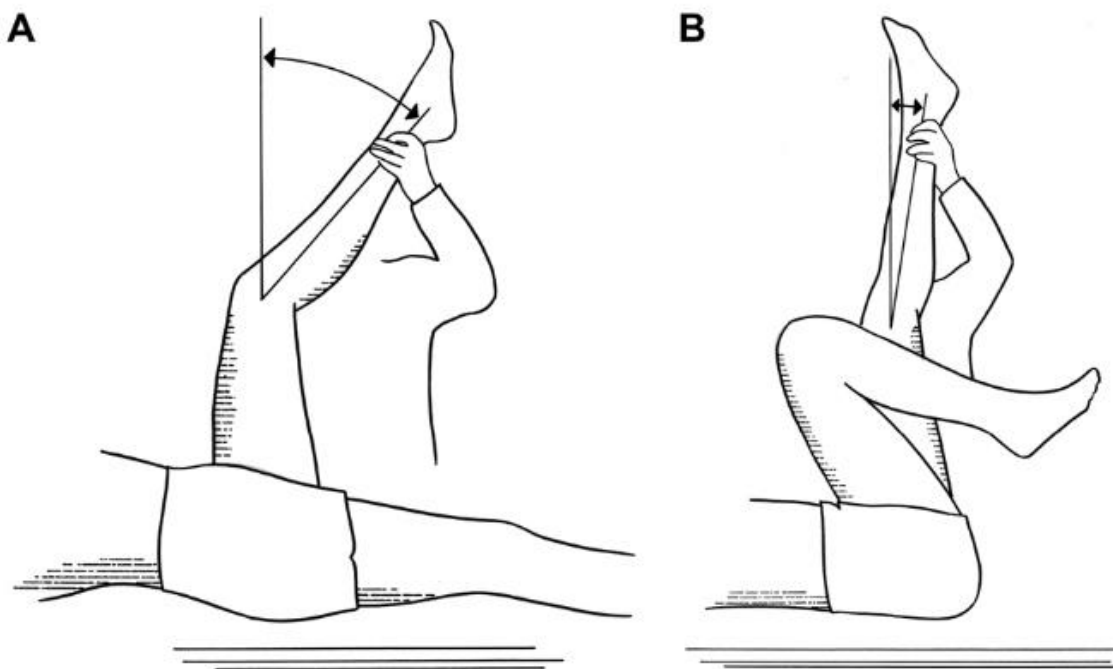
Fuente: Novacheck, T. F. (2010). Examination of the Child with Cerebral Palsy. *Orthopedic Clinics of North America*, 469–488.

Ángulo poplíteo

Se realiza con la articulación de la cadera en 90° de flexión en posición supina, la flexión residual de la rodilla muestra la cantidad de tensión muscular o contractura (ver Figura 16). En un ángulo poplíteo unilateral, la pierna evaluada se mantiene en una posición de 90-90 de rodilla y cadera con la otra extremidad extendida. La rodilla de la extremidad evaluada se extiende hasta que se mide la resistencia y la pérdida adicional de la extensión de la rodilla.

En una prueba de ángulo poplíteo bilateral ambas extremidades se mantienen en la posición 90-90 de las articulaciones de la cadera y la rodilla y el ángulo poplíteo se mide uno por uno con la otra extremidad en posición idéntica. El desplazamiento del tendón de la corva mide la diferencia entre los ángulos poplíteos unilateral y bilateral y da una medida directa de la contractura en flexión de la cadera o la inclinación pélvica anterior. Esta prueba puede arrojar valores altos falsos si hay una contractura del músculo psoas asociada (Sarathy, 2019).

Figura 16
Medición del ángulo poplíteo

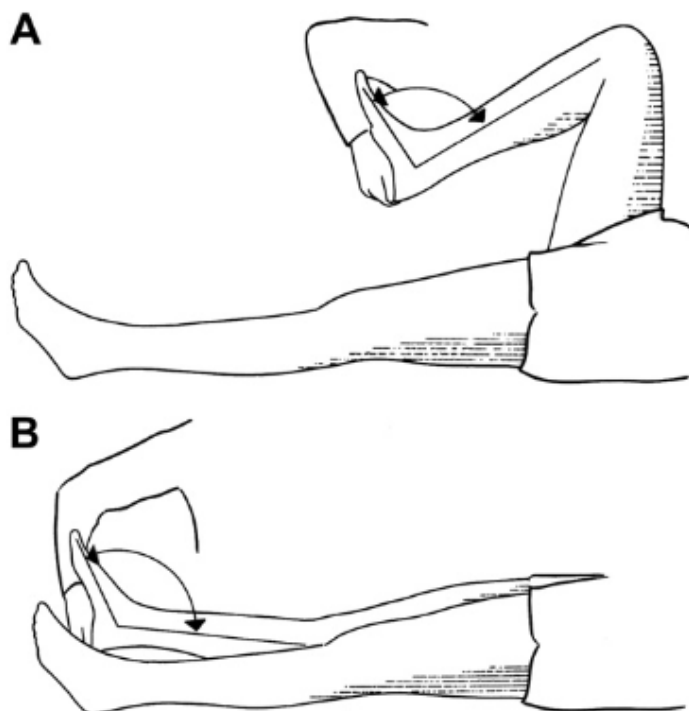


Fuente: Novacheck, T. F. (2010). Examination of the Child with Cerebral Palsy. *Orthopedic Clinics of North America*, 469–488.

Test de Silverskiöld

Evalúa qué grupo muscular es responsable dentro del tríceps sural del equinismo (ver Figura 17). Se realiza con el niño en decúbito supino, midiendo primero la dorsiflexión del tobillo con la rodilla en flexión de 90° y, posteriormente, con la rodilla en extensión. Si el ángulo obtenido es mayor con la rodilla en flexión, el equino depende del gastrocnemio. Siempre que se valore un tobillo en equino es importante controlar la articulación subastragalina que tiene tendencia al valgo, ya puede sobrevalorarse la capacidad de dorsiflexión si esta afectación no se tiene en cuenta. Normal: longitud del soleo 20°, longitud del gastrocnemio 10° (Novacheck, 2010).

Figura 17
Test de Silverskiöld



Fuente: Novacheck, T. F. (2010). Examination of the Child with Cerebral Palsy. *Orthopedic Clinics of North America*, 469–488.

Test de abducción

Mide la contractura de los aductores. Con el paciente en decúbito supino se realiza abducción pasiva de la cadera con la rodilla en extensión y con la rodilla en flexión de 90°. Si la abducción mejora con la flexión de la rodilla, la patología principal radica en los músculos isquiotibiales mediales y el grácilis. Si ambas medidas son iguales, la patología principal está en los músculos aductores (Sarathy, 2019).

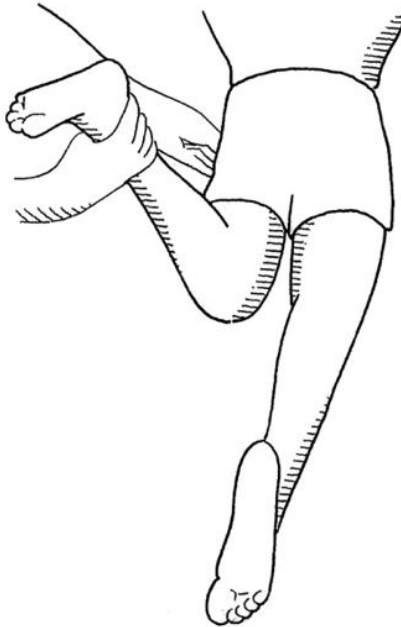
Pruebas rotacionales

Anteversión femoral

Con el paciente en decúbito prono y la rodilla en flexión de 90°, el ángulo entre la línea vertical y el eje largo de la pierna en la mayor prominencia del trocánter

mayor palpado lateralmente mide la anteversión femoral (ver Figura 18). Normal: 10° a 15° (Sarathy, 2019).

Figura 18
Evaluación de anteversión femoral

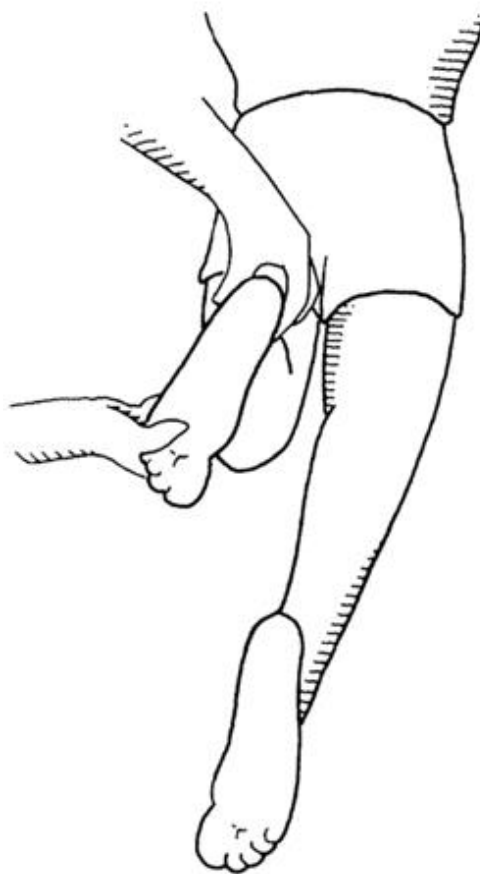


Fuente: Novacheck, T. F. (2010). Examination of the Child with Cerebral Palsy. *Orthopedic Clinics of North America*, 469–488.

Ángulo muslo-pie

Con el paciente en decúbito prono rodilla en flexión de 90° y posición neutra del tobillo y del retropié, el ángulo entre el eje del muslo y el eje del pie (eje entre el 2.º y el 3.º metatarsianos) proporciona la medición de la torsión tibial(ver Figura 19). Normal: 10° (Sarathy, 2019).

Figura 19
Medición de ángulo muslo-pie

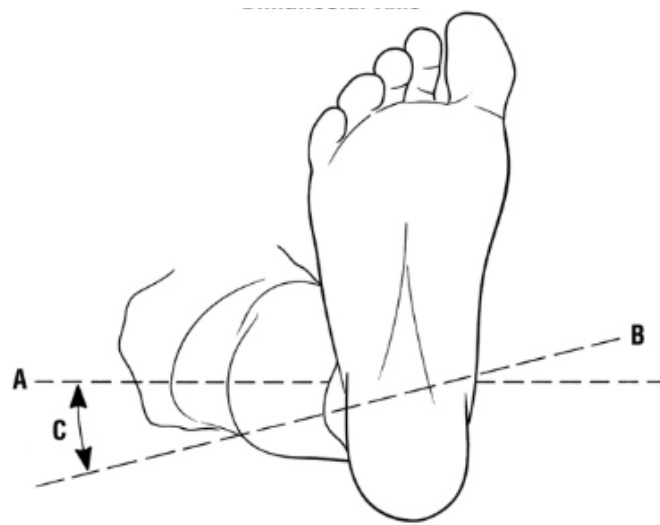


Fuente: Novacheck, T. F. (2010). Examination of the Child with Cerebral Palsy. *Orthopedic Clinics of North America*, 469–488.

Ángulo bimalleolar

Con la rodilla en extensión completa se gira la pierna para alinear horizontalmente el eje bicondíleo del fémur. El ángulo entre el eje horizontal y bimalleolar mide la torsión tibial (ver Figura 20). Normal: 25° (Sarathy, 2019).

Figura 20
Medición de ángulo bimalleolar

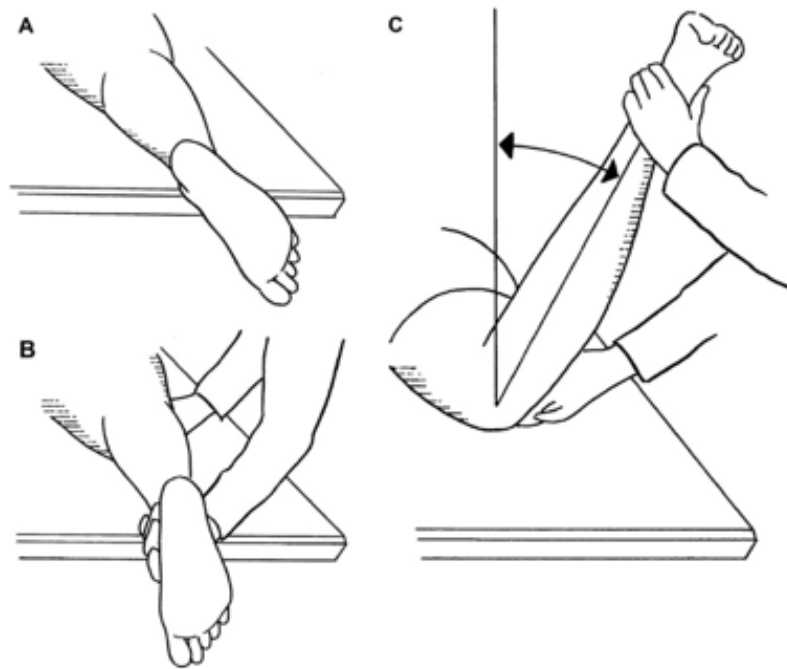


Fuente: Novacheck, T. F. (2010). Examination of the Child with Cerebral Palsy. *Orthopedic Clinics of North America*, 469–488.

Test del segundo dedo

Mide la torsión tibial interna (ver Figura 21). Con el paciente en decúbito prono, se gira la pierna de modo que el segundo dedo del pie apunte verticalmente hacia abajo. con el muslo sostenido y la rodilla flexionada, el ángulo entre la línea vertical y el eje de la pierna da la medida de la torsión tibial. Normal: 0° a 5° (Sarathy, 2019).

Figura 21
Test del segundo dedo



Fuente: Novacheck, T. F. (2010). Examination of the Child with Cerebral Palsy. *Orthopedic Clinics of North America*, 469–488.

Otros

Insuficiencia del mecanismo extensor

Se trata de la diferencia entre el arco pasivo y activo de la extensión de la rodilla (ver Figura 22). Se coloca el paciente en decúbito supino con las piernas fuera de la mesa. Se deben doblar la rodilla contralateral para evitar patrón extensor total y pedir al paciente que extienda la rodilla lo más derecho posible (Novacheck, 2010).

Figura 22
Insuficiencia del mecanismo extensor

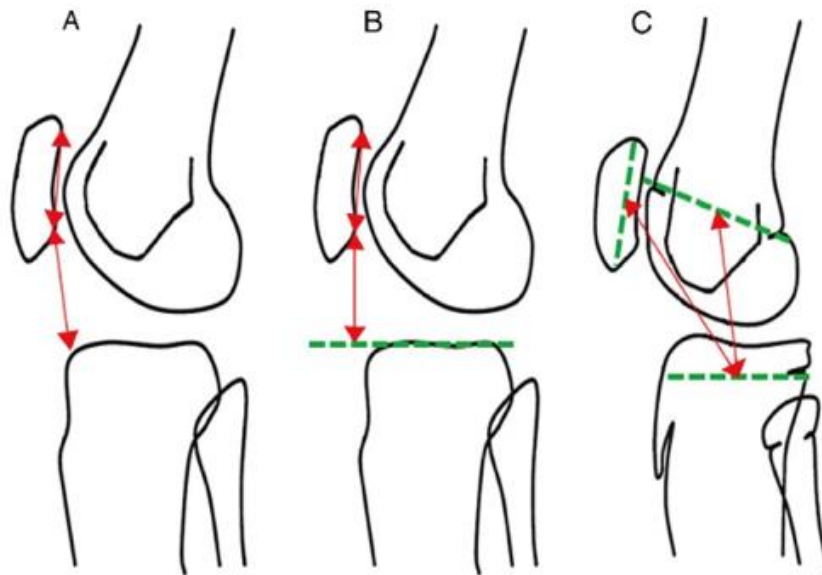


Fuente: Essentials of Orthopedics for Physiotherapists (2017).

Patela alta

Se coloca al paciente en supino con las rodillas extendidas (ver Figura 23). Se debe palpar el borde superior de la rótula localizado al ancho de un dedo arriba del tubérculo aductor (Novacheck, 2010).

Figura 23
Evaluación de la patela alta



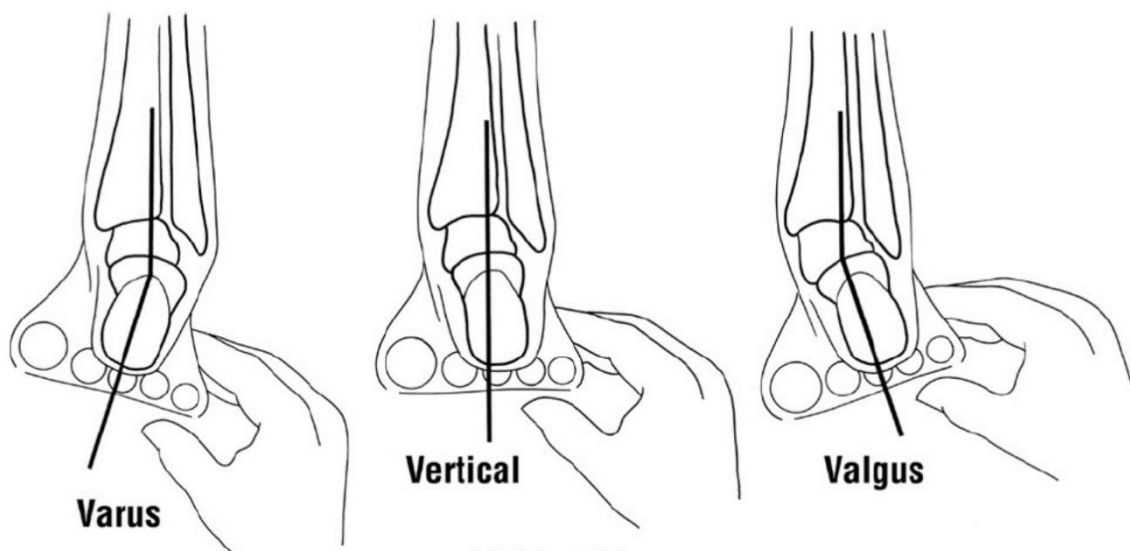
Fuente: Vergara-Amador, D. D. (2018). Normal values of 3 methods to determine patellar height in children from 6 to 12 years. *Journal of Orthopaedics Surgery and Traumatology*, 442-447.

Evaluación de la posición del retropié con la articulación subastragalina neutra

Una vez colocado el pie en posición del retropié con la articulación subastragalina neutra (STJN), se valora la posición del retropié en relación con el tercio inferior de la pierna (ver Figura 24). Al observar la relación de la bisectriz del calcáneo con respecto a la bisectriz del tercio inferior de la pierna, se puede describir la alineación del retropié. Si esta relación es lineal, se indica que la posición del retropié es vertical. Si se invierte la orientación del retropié con respecto al tercio inferior de la pierna esto se conoce como posición en varo del retropié. Si la línea que biseca el calcáneo está evertida en relación con el tercio inferior de la pierna, esta posición se denomina posición en valgo del retropié (Novacheck, 2010).

Figura 24

Evaluación de la posición del retropié con la articulación subastragalina neutra

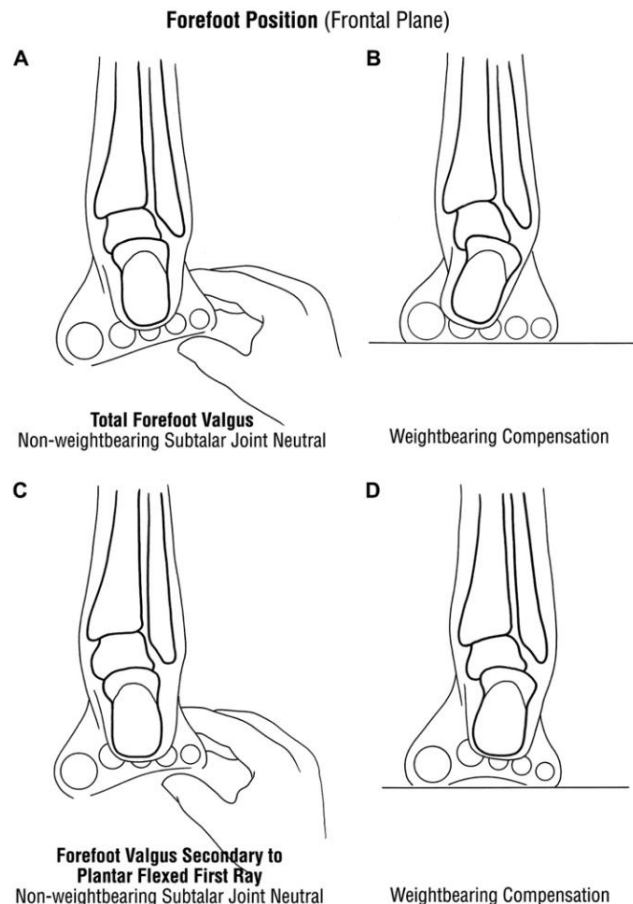


Fuente: Novacheck, T. F. (2010). Examination of the Child with Cerebral Palsy. *Orthopedic Clinics of North America*, 469–488.

Valgo del antepié

El pie con un antepié estructural valgo (ver Figura 25) tiene una orientación evertida del antepié en relación con el retropié cuando se coloca en la posición STJN sin soporte de peso. Una compensación típica para esta deformidad del pie puede ser una supinación anormal durante el soporte medio. Al igual que con la deformidad en varo del antepié, cuando el cóndilo del calcáneo medial ha tocado el suelo en medio del apoyo, el antepié no es plantígrado. Sin embargo, con esta deformidad del pie, el borde lateral del pie se eleva de la superficie del suelo. Para que el borde lateral del pie toque el suelo, el STJ (si el dolor y el movimiento lo permiten) se supina (Novacheck, 2010).

Figura 25
Valgo de antepié



Fuente: Novacheck, T. F. (2010). Examination of the Child with Cerebral Palsy. *Orthopedic Clinics of North America*, 469–488.

Análisis observacional de la marcha

El análisis de la marcha por observación consiste en prestar atención a un paciente sin el uso de un equipo de análisis de la marcha formal. Esto puede mejorar la capacidad de identificar desviaciones de la marcha primarias y compensatorias (Armand, 2016).

Este análisis es más difícil proximalmente. La masa del tronco y el tejido blando alrededor de las caderas y la pelvis con frecuencia ocultan estos movimientos articulares. Esto se debe a que el control motor selectivo tiende a ser mejor en los músculos proximales y peor en los distales. Los movimientos compensatorios

para los problemas de la marcha distales a menudo ocurren proximalmente a través del movimiento de la cadera o del tronco. Sin embargo, sin un análisis computarizado de la marcha es difícil determinar si los movimientos anormales son compensaciones o desviaciones primarias (Shah, 2020).

Durante el análisis clínico de la marcha se debe observar al paciente caminando en línea recta a una velocidad de marcha cómoda. Esta debe ser suave, eficiente, simétrica y cuantificable. La longitud del paso se debe medir de forma bilateral. Además, se debe prestar atención si existen movimientos articulares excesivos o restringidos y definir si se producen durante la fase de apoyo o la fase de balanceo. Los movimientos del tronco (oblicuidad y rotación) deben ser iguales en magnitud y opuestos en dirección a los movimientos pélvicos (Armand, 2016). Es importante llevar un orden lógico y sistematizado para no omitir detalles importantes del análisis.

Tabla 3

Análisis observacional de la marcha valorada por articulaciones

Análisis por estructuras
Pies
<p>¿Cuál es la posición del pie al final del balanceo terminal? ¿El pie es neutral o está en una posición de varo o valgo?</p> <p>¿Está el tobillo en posición neutra o equina?</p> <p>¿Qué parte del pie toca el suelo primero?</p> <p>¿Cuál es el ángulo de progresión del pie durante el apoyo y el balanceo con respecto a la línea de progresión y la alineación de la rodilla?</p> <p>¿Está el pie plantígrado en apoyo?</p> <p>¿El antepié mantiene su alineación con retropié y se mantiene el arco?</p> <p>¿En qué punto del ciclo se produce alguna desviación del pie?</p> <p>¿Pasa el pie por la secuencia normal de balanceo o hay una flexión plantar prematura en el apoyo medio o una flexión dorsal prolongada en el apoyo terminal?</p> <p>¿Cuáles son las posiciones de los dedos de los pies en el apoyo y el balanceo?</p> <p>¿Hay un dedo del pie en garra que se produce en el apoyo o hiperextensión de la primera articulación metatarsofalángica en el balanceo?</p>

Rodillas

¿Cuáles son las posiciones de la rodilla en el balanceo terminal y en el contacto inicial?

¿Está presente la respuesta de carga normal (ligera flexión seguida de extensión al inicio del apoyo mientras se carga la extremidad)?

¿La rodilla llega a una extensión completa en algún punto de la postura? Si es así, ¿cuándo?

¿La rodilla se hiperextiende o se controla la extensión?

¿Cuál es la flexión máxima de la rodilla en el balanceo? ¿Cuándo ocurre?

¿Está la rodilla alineada con el pie?

¿Está la pierna alineada con el muslo?

¿Hay un movimiento en varo o valgo durante el apoyo?

Tronco, pelvis y cadera

¿Está el muslo (rodilla) alineado con la línea de progresión en el contacto inicial? Si no, ¿la malrotación es interna o externa?

¿La cadera se extiende por completo en la posición terminal?

¿La abducción o aducción de cadera es excesiva durante el balanceo?

¿La posición pélvica es normal o es excesivamente anterior o posterior?

¿Existe malrotación pélvica u oblicuidad?

¿Cuáles son los movimientos del tronco en cada plano? ¿Son adecuados?

¿Es probable que los movimientos anormales sean primarios o compensatorios?

¿Cómo se mueven los brazos durante la marcha? ¿Tienen movimiento simétrico y recíproco o no alternante?

¿El niño levanta los brazos para ayudarse con el equilibrio?

Nota. Tomado de Novacheck, T. F. (2010). Examination of the Child with Cerebral Palsy. *Orthopedic Clinics of North America*, 469–488.

Principios de la captura de video para el análisis de marcha

- Manténgalo brillante (Buena iluminación y fondo despejado).
- Manténgalo grande (se debe ver a la persona completa para disminuir los errores de perspectiva).

- Manténgala recta (la cámara debe estar perpendicular a la persona que camina para disminuir la incidencia de errores de movimiento fuera del plano).
- Manténgala firme (la cámara debe montarse en un trípode y no debe moverse con el paciente) (White, 2020).

Datos adicionales por considerar al registrar la marcha de un paciente

- El paciente debe usar ropa ajustada. Si el paciente usa ropa holgada, use cinta de papel para enrollar los pantalones y la camisa, de manera que se vean las rodillas y la región pélvica.
- Se deben tomar dos vistas (frontal y lateral) mientras el paciente camina. La cámara debe estar al menos a 3 m (10 ft) de distancia del paciente para una vista sagital y a 6 m (20 ft) de distancia para una vista frontal.
- Para mejorar la evaluación visual marque los siguientes puntos de referencia de la superficie con un rotulador oscuro o un marcador: espina iliaca antero-superior (EIAS), rótula y calcáneo posterior.
- Asegúrese de que el paciente demuestre su forma de caminar típica.
- El paciente debe caminar a una velocidad constante (por lo tanto, el paciente debe dar de 3 a 5 pasos antes de entrar en la vista de la cámara).
- Idealmente, para la vista sagital, tenga dos líneas en el piso (o pared) separadas por una distancia conocida para calcular la velocidad al caminar (Ancillao, 2018).
- Las escalas de la marcha observacional se deben valorar con estas consideraciones.

Escalas de marcha observacional

Puntuación de la marcha visual de Edimburgo (EVGS): Esta escala evalúa la posición de los segmentos del cuerpo en los planos sagital, coronal y transversal en una escala de tres puntos (desviaciones normales, moderadas y severas). Esta

escala está compuesta por 17 ítems puntuados de 0 a 2 puntos. La alteración máxima de la marcha está indicada por el resultado de 34 puntos. Las puntuaciones de 0 representan la ausencia de patología (Rathinam, 2014).

Escala de evaluación visual de la marcha (VGAS): Está compuesta por 7 ítems, que se evaluaron en un rango de 3 puntos (1 a 3) o 5 puntos (1 a 5). Esta escala analiza la posición de la cadera, la rodilla, el tobillo y el pie en el plano sagital durante los eventos del ciclo de la marcha (Rathinam, 2014).

Escala observacional de la marcha (OGS): Está compuesta por 8 ítems (puntuados de -1 a 3 puntos): 6 que evalúan los movimientos y posiciones articulares durante el ciclo de la marcha y 2 que analizan la necesidad de utilizar dispositivos de asistencia para la marcha y la evolución clínica del sujeto. La puntuación máxima (22 por cada miembro inferior) indica una marcha correcta (Rathinam, 2014).

Análisis instrumentado de la marcha

Recopilación de datos

Se inicia cuando se obtiene una velocidad de marcha constante. El espacio mínimo necesario para el análisis de la marcha es aproximadamente 10 m (32 ft). Como mínimo, se deben obtener dos pruebas de caminata (Armand, 2016).

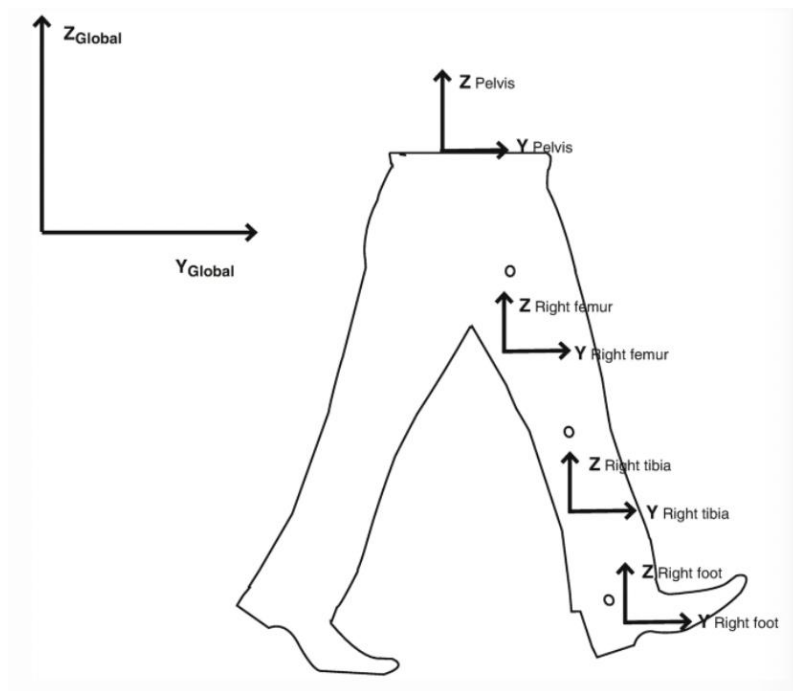
La recopilación de datos puede verse afectada por el efecto Hawthorne. Este es un principio que describe cómo las personas se comportan, de manera diferente, cuando saben que son observadas (Ancillao, 2018).

Un centro de análisis de movimiento generalmente está compuesto por un equipo multidisciplinario (como mínimo, un ingeniero, un fisioterapeuta y un médico) que utilizan tecnología informática para proporcionar mediciones objetivas de la marcha. El equipo más común que se utiliza en un centro de análisis de movimiento es un sistema de captura de movimiento (sistema de seguimiento óptico), el cual utiliza múltiples cámaras digitales conectadas entre sí a una computadora, midiendo simultáneamente el movimiento de los marcadores reflectantes adheridos a la piel.

Los marcadores reflectantes se colocan en puntos de referencia óseos específicos en el tronco, los brazos, la pelvis, las piernas y los pies del paciente. Si al menos dos cámaras rastrean cada marcador, el sistema de captura de movimiento puede recrear una representación tridimensional del paciente caminando. La habitación tiene un sistema de coordenadas global y cada segmento del cuerpo tiene un sistema de coordenadas local (ver Figura 26). Al utilizar estos sistemas de coordenadas incrustados y las rotaciones de Euler, los ángulos resultantes describen la rotación de un segmento en relación con un segmento adyacente o el sistema de coordenadas global (Ancillao, 2018).

Figura 26

Sistema de coordenadas locales y globales de los segmentos corporales de las extremidades inferiores



Nota. Armand, S. (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Rev* 1, 448-460.

Los movimientos pélvicos y del tronco se calculan en relación con el marco de referencia (global) de la habitación. El movimiento del segmento del pie se calcula en relación con el marco de referencia global para la progresión del pie. Cada segmento del cuerpo está unido por articulaciones y el movimiento del segmento

distal se mide en relación con el segmento proximal. Por ejemplo, el movimiento del segmento pélvico se calcula en relación con el marco de referencia global de la habitación como inclinación, rotación y oblicuidad pélvicas. Simultáneamente, el movimiento del segmento del muslo se calcula en relación con la pelvis como flexión/extensión de la cadera, rotación interna/externa de la cadera y aducción/abducción de la cadera, etc. (White, 2020).

Un estándar para informar los datos cinemáticos de las extremidades inferiores de la Sociedad Internacional de Biomecánica se utiliza comúnmente desde que se presentó por primera vez en 1995 (White, 2020).

Normalización de los datos

Las medidas tienen dimensiones (unidades) y dividir estas unidades por una cantidad fija con la misma dimensión da como resultado una cantidad normalizada o adimensional. Este proceso de normalización se utiliza para disminuir la variabilidad de los datos entre ensayos. Un ciclo de marcha tiene eventos definitivos de inicio y finalización, desde el contacto inicial (0 % del ciclo de marcha) hasta el siguiente contacto ipsilateral (100 %).

Mediante el uso de estos eventos definitivos, la información del tiempo se puede normalizar y el ciclo de la marcha se puede subdividir en fases (apoyo y balanceo). El ciclo de la marcha se expresa en función de una unidad (100 %). Al expresar cada evento como un porcentaje de todo el ciclo de la marcha, se indica que los datos de la marcha están normalizados.

La normalización facilita comparar una condición para caminar con otra (es decir, caminar con y sin aparatos ortopédicos para tobillo y pie), comparar datos de un punto en el tiempo con otro punto en el tiempo y comparar una persona con otra. Otros parámetros de la marcha también se pueden normalizar para tales comparaciones. A menudo, la velocidad de la marcha se normaliza según la edad, la altura o la longitud de las piernas. Los datos cinéticos se normalizan al peso corporal para disminuir la variabilidad y hacer comparaciones (Ancillao, 2018).

Interpretación de los datos témporoespaciales:

- ¿Cuál es la velocidad de marcha?

La velocidad al caminar proporciona una evaluación general de la eficiencia al caminar.

- ¿Cómo se logra la velocidad de marcha?

La velocidad de la marcha se puede cambiar al aumentar la cadencia o la longitud de la zancada.

- ¿Son simétricas las longitudes de los pasos?

Las longitudes de los pasos derecho e izquierdo deben ser simétricas. Un paso más corto en un lado es una indicación de un deterioro de la marcha en el lado contralateral (White, 2020).

Interpretación de datos cinemáticos

1. Los datos cinemáticos proporcionan la verificación del análisis de la marcha observacional, así como una evaluación más detallada del movimiento.
 2. Es importante evaluar sistemáticamente todos los datos cinemáticos. Por lo tanto, comience con un solo gráfico de una articulación en un plano, progresando a otros planos y articulaciones.
 3. Compare el tiempo y la magnitud de los movimientos articulares del paciente con los movimientos articulares de *desarrollo típico* (White, 2020).
- El movimiento articular del paciente demuestra una sincronización similar a la de los datos de los sujetos que se desarrollan típicamente.

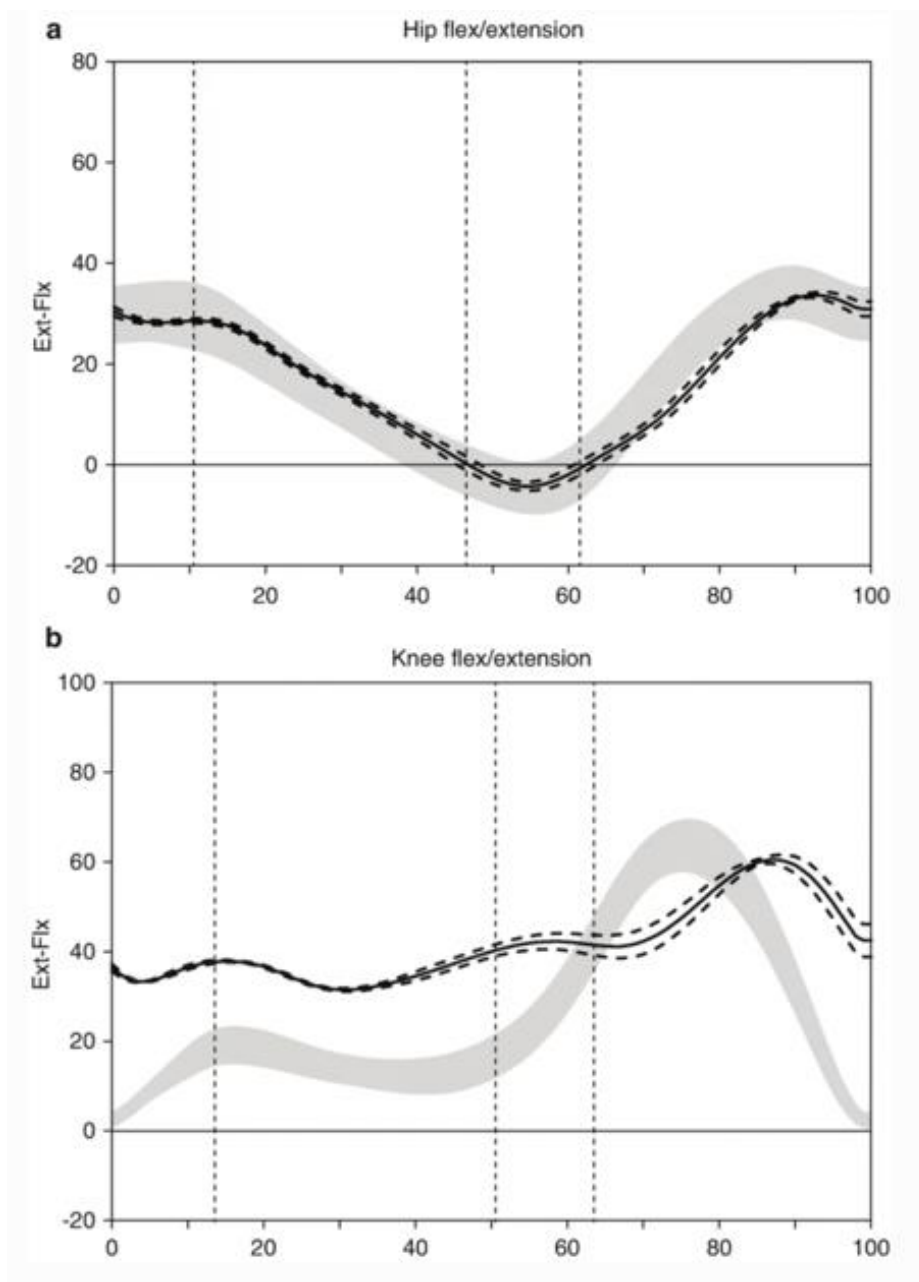
El tiempo se describe como apropiado o inapropiado (ver Figura 27).

- El paciente demuestra magnitudes de movimiento articular similares a las de los sujetos con desarrollo típico. La magnitud de los movimientos articulares puede ser adecuada (dentro de la banda normal), aumentada o disminuida.
- Una articulación puede mostrar un momento apropiado y una magnitud inapropiada o viceversa.

4. Evalúe la relación de cada articulación con las articulaciones proximales o distales adyacentes. Por ejemplo, los movimientos de la rodilla y el tobillo se relacionan estrechamente en el ciclo de la marcha. Durante la aceptación del peso, el tobillo hace flexión plantar a medida que se flexiona la rodilla. Durante el apoyo de unipodal, el tobillo aumenta progresivamente en dorsiflexión a medida que se extiende la rodilla. Los niños con parálisis cerebral a menudo muestran un momento y una magnitud inadecuados de la flexión plantar del tobillo durante el apoyo. Esto da como resultado una extensión rápida de la rodilla durante el apoyo de unipodal (ver Figura 28) (White, 2020).
5. Para obtener la imagen más completa del patrón de marcha de un paciente, aplique los procedimientos anteriores en todos los planos. Por ejemplo, debido a que el único eje orientado oblicuamente del tobillo es la articulación subastragalina, el tobillo muestra movimientos triplanares. Por lo tanto, un tobillo en flexión plantar excesiva también puede mostrar una rotación interna del pie, lo que da como resultado un ángulo de progresión interno del pie (ver Figura 29) (White, 2020).

Figura 27

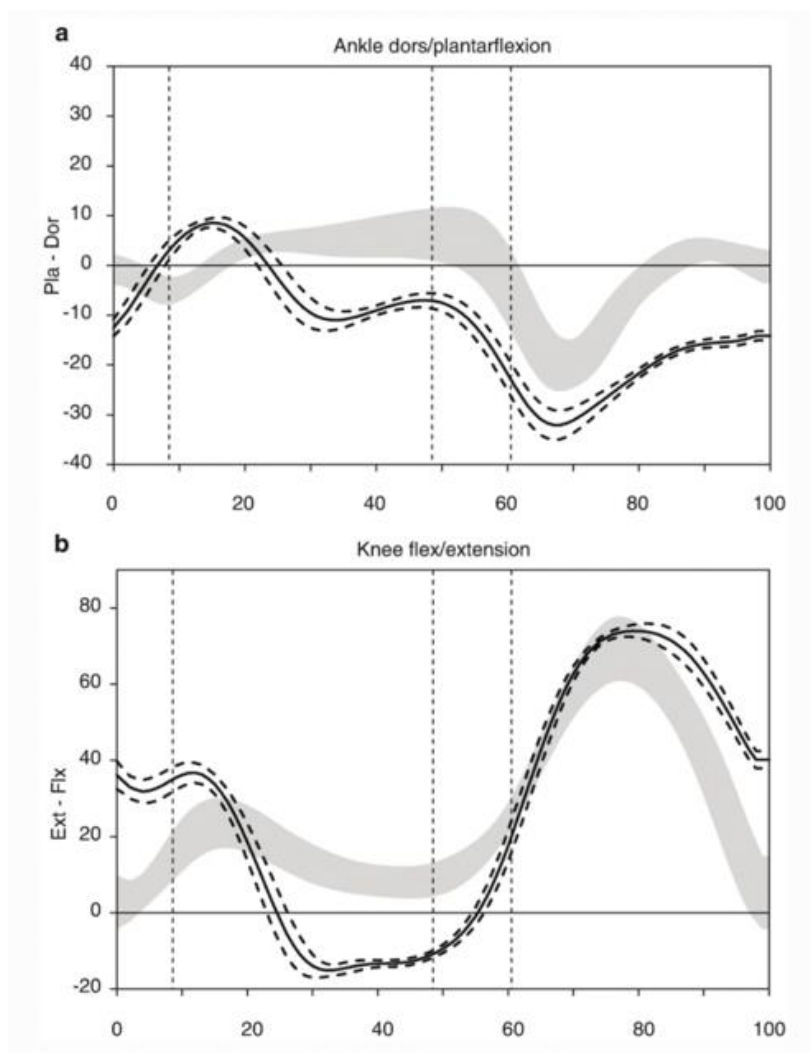
Datos cinemáticos: momento y magnitud de los movimientos de la articulación de la cadera



Nota (a) Datos cinemáticos que demuestran el momento y la magnitud adecuados de los movimientos de la articulación de la cadera (b). Datos cinemáticos que demuestran una mayor magnitud de la flexión de la rodilla durante la fase de apoyo con un tiempo retrasado (inapropiado) de la flexión de la rodilla en la fase máxima de balanceo. Tomado de White, H. A. (2020). *Orthopedic Care of Patients with Cerebral Palsy: Gait Evaluation for Patients with Cerebral Palsy*. Nowicki: Springe.

Figura 28

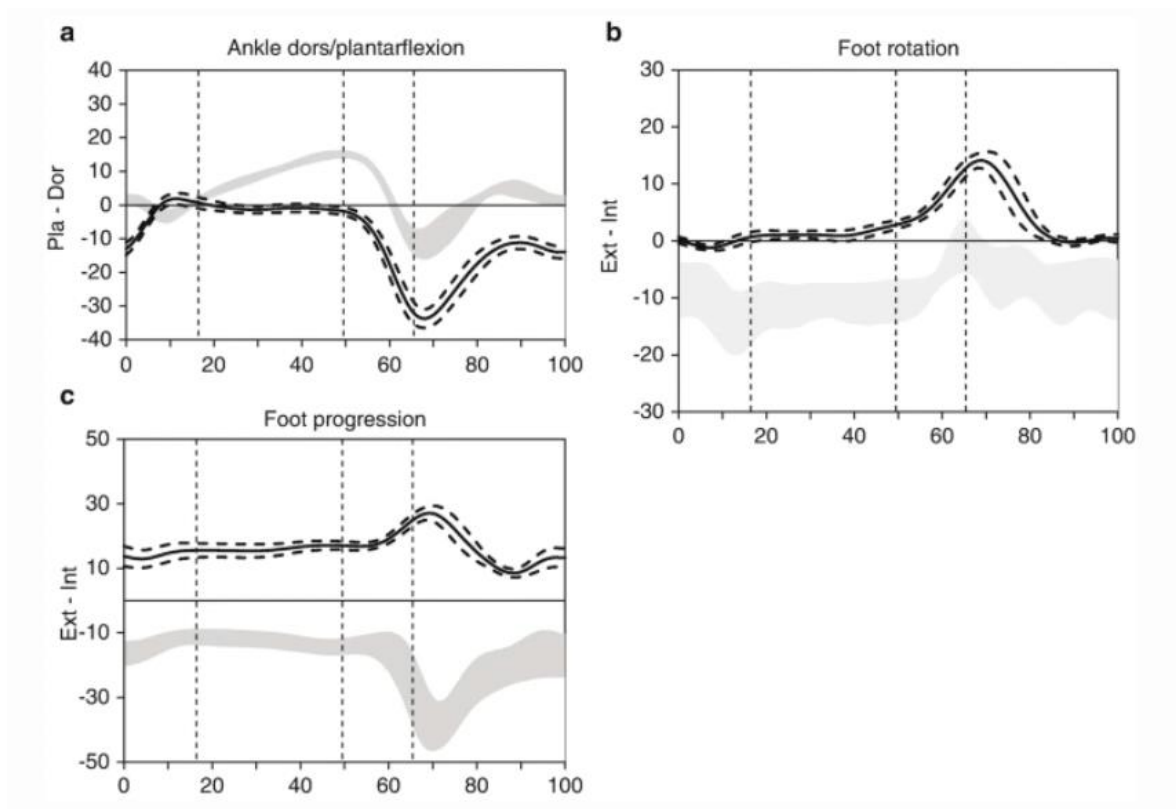
Datos cinemáticos: cambio de dorsiflexión del tobillo a flexión plantar



Nota. (a) Ejemplo de un cambio de dorsiflexión del tobillo a flexión plantar (b) El resultado es una hiperextensión de la rodilla durante la fase de apoyo del ciclo de la marcha. Tomado de White, H. A. (2020). *Orthopedic Care of Patients with Cerebral Palsy: Gait Evaluation for Patients with Cerebral Palsy*. Nowicki: Springe.

Figura 29

Datos cinemáticos: flexión plantar del tobillo excesiva



Nota. (a) Flexión plantar del tobillo excesiva en el plano sagital, lo que provoca una (b) rotación interna del pie y un (c) ángulo de progresión interno del pie. Tomado de White, H. A. (2020). *Orthopedic Care of Patients with Cerebral Palsy: Gait Evaluation for Patients with Cerebral Palsy*. Nowicki: Springe.

Interpretación de datos cinéticos

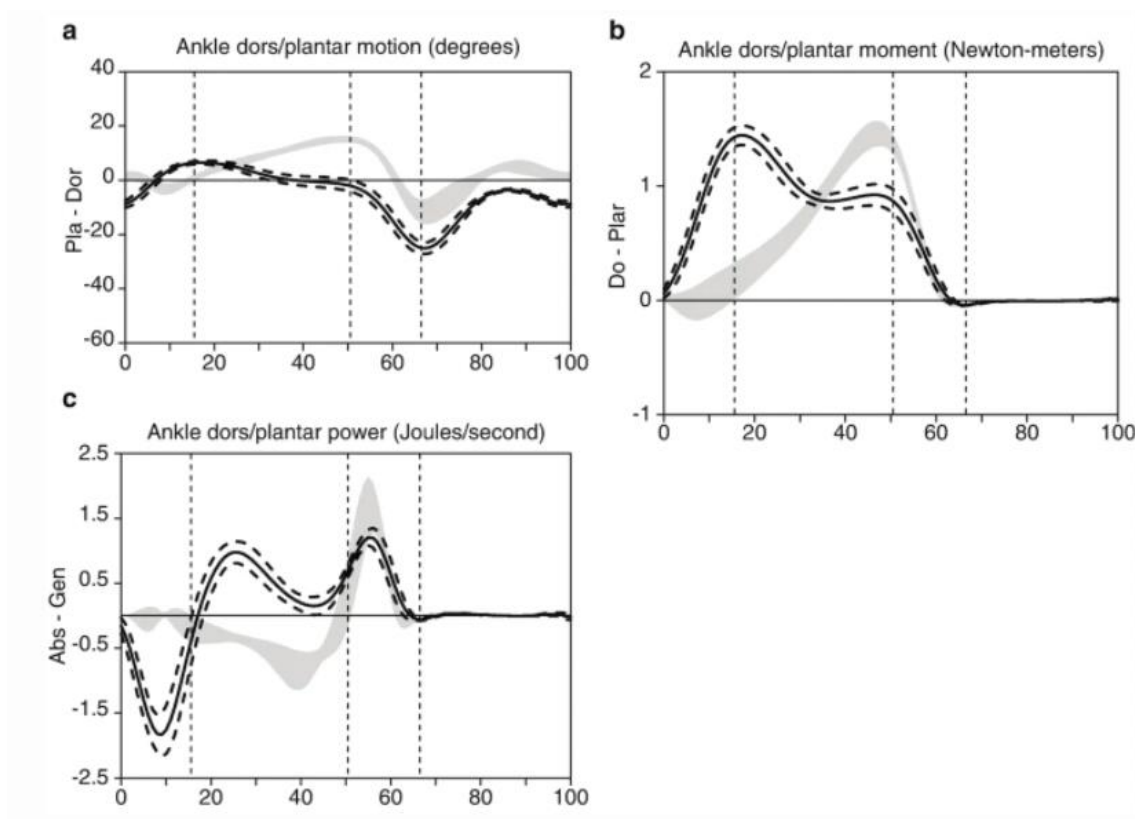
1. Evalúe los gráficos cinemáticos y cinéticos de cada articulación, una fase del ciclo de marcha a la vez.
2. Determine el movimiento en el gráfico cinemático.
3. Determine qué fuerza es dominante en el gráfico de momento articular.
4. Concluya qué tipo de contracción (concéntrica/excéntrica) ocurre.
5. Confirme si se produce absorción o generación de energía con el gráfico de potencia.

6. Un cambio en la dirección del movimiento relativo en una articulación corresponderá a un cruce por cero en el gráfico de potencia.
7. En general, se debe prestar más atención a la forma/patrón de la curva cinética y no a la amplitud.

Los datos cinéticos (fuerzas, momentos y potencias conjuntas) se presentan de la misma manera que los datos cinemáticos. Por ejemplo, el tobillo genera un momento de flexión plantar a lo largo de la fase de apoyo unipodal y la liberación del peso (ver Figura 30). Mientras el tobillo está en flexión dorsal, este momento de flexión plantar está controlado por la contracción excéntrica del gastro sóleo. Por lo tanto, se produce la absorción de energía del gastro sóleo. Sin embargo, durante el empuje/liberación del peso, el gastro sóleo sigue produciendo un momento de flexión plantar, pero el tobillo se mueve en la dirección de la flexión plantar. Por lo tanto, se considera generación de energía del gastro sóleo (White, 2020).

Figura 30

Datos cinéticos: Ejemplo de sincronización inapropiada del paciente en la fase de apoyo de la dorsiflexión del tobillo



Nota. (a) Ejemplo de sincronización inapropiada del paciente en la fase de apoyo de la dorsiflexión del tobillo (b), con absorción energía del tobillo inadecuada durante la aceptación del peso y (c) seguida de una generación inadecuada de energía del tobillo durante la fase de apoyo unipodal. Tomado de White, H. A. (2020). *Orthopedic Care of Patients with Cerebral Palsy: Gait Evaluation for Patients with Cerebral Palsy*. Nowicki: Springe.

Interpretación de datos de electromiografía de superficie

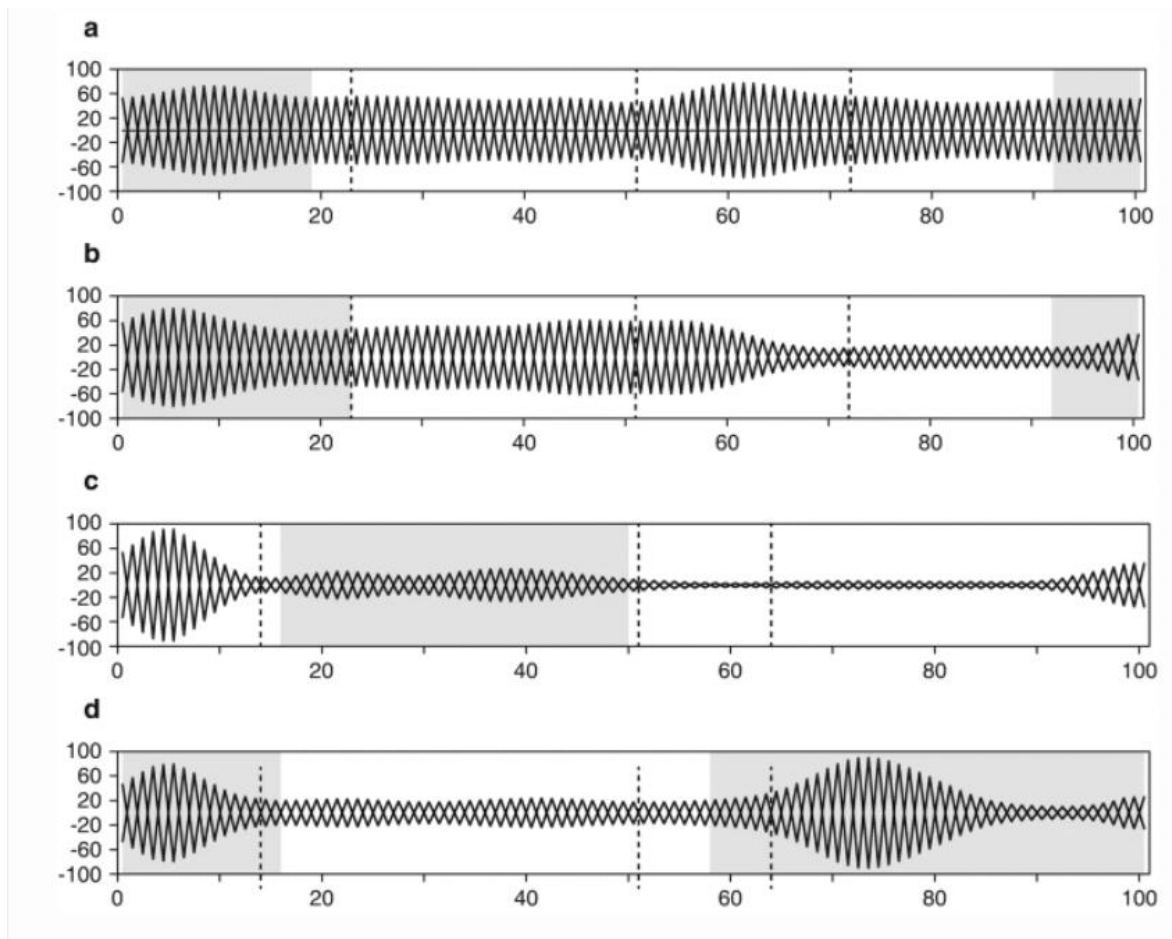
Los datos de electromiografía se presentan de la misma manera que los datos cinemáticos y cinéticos. En los gráficos (ver Figura 31), el fondo gris representa cuando en el ciclo de la marcha el grupo muscular debe estar activo (amplitud más alta). El momento y la intensidad relativa a la actividad muscular del paciente se comparan con la actividad muscular *normal*. El momento de la actividad muscular se informa de la siguiente manera (White, 2020):

- Apropiado: el aumento de la actividad muscular se produce cuando se da la actividad normal.

- Prematuro: aumento de la actividad muscular antes de ocurrir la actividad normal.
- Retrasado: el aumento de la actividad se produce más tarde en el ciclo de la marcha de lo normal.
- Prolongada: la actividad muscular del paciente continúa, de manera inapropiada, más adelante en el ciclo de la marcha.
- Restringida: la actividad muscular se interrumpe antes de lo normal.
- Ausente: sin aumento de la actividad muscular.
- Continuo: aumento de la actividad muscular durante todo el ciclo de la marcha (White, 2020).

Figura 31

Datos de la electromiografía de superficie durante el ciclo de la marcha



Nota. Algunos ejemplos de datos electromiográficos durante el ciclo de la marcha (a). Actividad continua del glúteo mayor (b), actividad en fase de apoyo prolongada de los isquiotibiales (c), actividad prematura de gastro sóleo en fase de balanceo tardío y aceptación del peso y (d) actividad de la fase de balanceo restringida del tibial anterior. Tomado de White, H. A. (2020). *Orthopedic Care of Patients with Cerebral Palsy: Gait Evaluation for Patients with Cerebral Palsy*. Nowicki: Springe.

Interpretación de los datos de pedobarografía

1. ¿En qué parte de la huella (retropié, mediopié o antepié) se encuentran los puntos de contacto inicial y terminal?
2. ¿El centro de la línea de presión progresa desde la parte anterior del retropié hasta los ortejos?
3. ¿El centro de la línea de presión va y viene debajo del pie varias veces?

4. ¿La magnitud de la presión es la misma en todo el pie?
5. ¿Las tres regiones del pie (retropié, mediopié y antepié) están presentes y se identifican fácilmente? (White, 2020).

Índices de la marcha

Índice de marcha de Gillette: un índice conocido y de uso frecuente es el índice de marcha de Gillette (GGI), también conocido como índice de normalidad. El GGI utiliza el análisis de componentes principales en un conjunto de 16 variables cinemáticas independientes, lo que proporciona una evaluación global de la marcha del paciente. Se demostró que es eficaz en la categorización de patologías y, clínicamente, aplicable y repetible, en especial si se aplica a sujetos con PC (Cimolin, 2014).

Índice de desviación de la marcha: recientemente, se propuso un índice general, multivariante y completo, denominado índice de desviación de la marcha (GDI), como alternativa al GGI. El GDI se calcula utilizando nueve variables cinemáticas (ángulos de la pelvis y la cadera en los tres planos, flexión/extensión de la rodilla, flexión dorsal/plantar del tobillo y progresión del pie) comparándolas con los datos de control.

GDI es un parámetro adimensional. Si es cercano a 100, indica ausencia de patología de la marcha; cada disminución de 10 puntos por debajo de 100 indica 1 desviación estándar (SD) de la cinemática normal (por ejemplo: un GDI de 65 está a 3,5 SD de lo normal). Por esta razón, es útil como medida general de la patología de la marcha (Cimolin, 2014).

Perfil de análisis de movimiento y puntuación del perfil de la marcha: las limitaciones del GDI fueron superadas parcialmente por un método más nuevo, el perfil de análisis de movimiento (MAP). Este requiere el cálculo de un índice de desviación, llamado puntuación variable de la marcha (GVS), para nueve variables cinemáticas. Los GVS cuantifican la desviación de la normalidad para cada característica de la marcha y se pueden promediar en un índice general, a saber, la puntuación del perfil de la marcha (GPS).

Se demostró que el GPS está correlacionado con el GDI y es una buena medida sintética de la desviación general de los parámetros cinemáticos de un conjunto normativo de datos. Al igual que con el GDI, el GPS se utilizó para la caracterización de la marcha en niños con parálisis cerebral y otros trastornos neurológicos-ortopédicos, lo que demuestra también una buena correlación con otras valoraciones cualitativas de la desviación cinemática de la marcha (Cimolin, 2014).

Conclusiones

Al finalizar la investigación se presentan las siguientes conclusiones:

- El AIM es un estudio que cuenta con suficiente evidencia científica para utilizarse en la toma de decisiones médicas, terapéuticas y quirúrgicas de pacientes con trastornos complejos de la marcha como la parálisis cerebral.
- Las alteraciones de la marcha de las personas pacientes con parálisis cerebral afectan los planos coronal, sagital y transversal en múltiples articulaciones en distintos momentos del ciclo de la marcha, lo que dificulta la capacidad de evaluación solo observacional. Este sesgo del examen físico puede minimizarse con el AIM.
- En la actualidad, los laboratorios de análisis de marcha proporcionan información sobre la cinemática, cinética, actividad muscular, pedobarografía y consumo de oxígeno durante una sola evaluación.
- La literatura sobre la eficacia del AIM se encuentra en construcción debido a la limitante del acceso a esta evaluación. La mayoría de los informes muestran mejores resultados y una atención potencialmente más eficiente si se siguen los planes quirúrgicos recomendados.
- El AIM no es solo una herramienta de investigación, sino una herramienta clínica valiosa, sin embargo, es un recurso subutilizado, ya sea por falta de conocimiento de sus beneficios, falta de acceso a un laboratorio de marcha o ambos.
- La literatura respalda el uso del AIM para describir trastornos de la marcha, documentar su historia natural y la respuesta a las intervenciones. Se utiliza como una medida de resultado al evaluar una amplia gama de otras intervenciones de rehabilitación, médicas y quirúrgicas para los trastornos de la marcha.

- Existe evidencia sólida sobre la eficacia del AIM como ayuda para la toma de decisiones clínicas y como elemento clave en las intervenciones para tratar los trastornos de la marcha.
- Se requieren estudios prospectivos adicionales para evaluar el beneficio social y el costo financiero para las compañías de seguros, las familias, los empleadores del gobierno u otros empleadores sobre el uso del AIM dentro de un plan de tratamiento para los trastornos de la marcha que se relacionan con PC.

Bibliografía

- Ackman, B. R. (2005). *Shriners Hospitals BTX-A Study Group, comparing botulium toxin A with casting for treatment of dynamic equinus in children with cerebral palsy*. *Dev. M. Ed. Child Neurol.* 47, 620-627.
- Ancillao, A. (2018). *Modern functional evaluation methods for muscle strength and gait analysis*. Cham, Switzerland: Springer International Publishing.
- Anna Hebda-Boona, B. B. (2022). Clinicians' Experiences of Instrumented Gait Analysis in Management of Patients with Cerebral Palsy: A Qualitative Study. *Physical & Occupational Therapy in Pediatrics*, 2, 403-415.
- Armand, S. D. (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Rev*, 1, 448-460.
- Armand, S. D. (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Reviews*, 448-460.
- Arnold, M. L. (2006). *Gait Posture*, 23, 273-281.
- Arnold, M. L. (2006). *J. Biomech*, 39, 1498-1506.
- Assi, C. S. (2016). Validation of hip joint center localization methods during gait analysis using 3D EOS imaging in typically developing and cerebral palsy children. *Gait Posture*, 48, 30-35.
- Baker, J. M. (2009). *Gait Posture*, 30, 265-269.
- Baker, R. (2013). *Measuring Walking: Handbook of Clinical Gait Analysis*. Mac Keith Press.
- Bell, S. O. (2002). Natural progression of gait in children with cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop*, 22, 677-682.
- Benedetti, E. B. (2017). SIAMOC position paper on gait analysis in clinical

- practice: general requirements, methods and appropriateness. Results of an Italian consensus conference. *Gait Posture*, 58, 252-260.
- Booth, M. V. (2019). Muscle synergies in response to biofeedback-driven gait adaptations in children with cerebral palsy. *Front. Physiol*, 10, 1208.
- Brand, R. A. (2012). Symposium: current approaches in cerebral palsy, a focus on gait problems. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1249-1251.
- Bruening, S. R. (2014). Automated event detection algorithms in pathological gait. *Gait Posture*, 39, 472-477.
- Carriero, A. Z. (2009). Determination of gait patterns in children with spastic diplegic cerebral palsy using principal components. *Gait Posture*, 29, 71-75.
- Chang, A. S. (2006). Effectiveness of instrumented gait analysis in children with cerebral palsy-comparison of outcomes. *J. Pediatr. Orthop.*, 26, 612-616.
- Cimolin, C. C. (2019). A proposal for a kinetic summary measure: the Gait Kinetic Index, *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 22, 94-99.
- Cimolin, V. (2014). Summary measures for clinical gait analysis: A literature review. *Gait & Posture*, 1005-1010.
- Cook, I. S. (2003). Gait analysis alters decision-making in cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop.*, 23, 292-295.
- Darbandi, M. B. (2020). Automatic classification of gait patterns in children with cerebral palsy using fuzzy clustering method. *Clin. Biomech. Bristol Avon.*, 73, 189-194.
- De Luca, R. D. (1997). Alterations in surgical decision making in patients with cerebral palsy based on three-dimensional gait analysis. *J. Pediatr. Orthop.*, 17, 608-614.
- Dreher, M. G. (2012). Distal rectus femoris transfer as part of multilevel surgery in

children with spastic diplegia-a randomized clinical trial. *Gait Posture*, 36, 212-218.

Eliasson, A. C. (2006). The Manual Ability Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability. *Developmental medicine and child neurology*, 549-554.

Engsberg, S. R. (2006). *Pediatr. Phys. Ther. Off. Publ. Sect. Pediatr. Am. Phys. Ther. Assoc.* 18, 266-275.

Franki, J. D. (2014). A clinical decision framework for the identification of main problems and treatment goals for ambulant children with bilateral spastic cerebral palsy. *Res. Dev. Disabil.*, 35, 1160-1176.

Franki, K. D. (2015). An evaluator-blinded randomized controlled trial evaluating therapy effects and prognostic factors for a general and an individually defined physical therapy program in ambulant children with bilateral spastic cerebral palsy. *Eur. J. Phys. Rehabil. M. Ed.*, 51, 677-691.

Galarraga, C. V. (2015). Predicting postoperative knee flexión during gait of cerebral palsy children. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 18 (Suppl 1) , 1940-1941.

Goldberg, S. O. (2006). Kinematic and kinetic factors that correlate with improved knee flexión following treatment for stiff-knee. *J. Biomech.* 39, 689-698.

Hebda-Boon, A. Z. (2022). Clinicians' Experiences of Instrumented Gait Analysis in Management of Patients with Cerebral Palsy: A Qualitative Study. *Physical & Occupational Therapy In Pediatrics*, 403-415.

Hidecker, M. J. (2011). Developing and validating the Communication Function Classification System for individuals with cerebral palsy. *Developmental medicine and child neurology*, 704-710.

Hullin, J. R. (1996). Gait patterns in children with hemiplegic spastic cerebral palsy.

- J. Pediatr. Orthop. Part B*, 5, 247-251.
- Iosa, M. d. (2018). *Usefulness of magnetoinertial wearable devices in neuro-rehabilitation of children with cerebral palsy*. *Appl. Bionics Biomech.*
- Kanishk Shah, M. S. (2020). The gait cycle and its variations with disease and injury. *Orthopaedics and Trauma*, 153-160.
- Kay, S. R. (2004). Outcome of gastrocnemius recession and tendo-achilles lengthening in ambulatory children with cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop. Part B*, 13, 92-98.
- Kerr, S. K. (2003). The mid-point of passive hip rotation range is an indicator of hip rotation in gait in cerebral palsy. *Gait Posture*, 17, 88-91.
- Kiernan, C. (2020). Reliability and measurement error of multi-segment trunk kinematics and kinetics during cerebral palsy gait. *M. Ed. Eng. Phys.*, 75, 53-58.
- Klejman, J. (2010). Test-retest reliability of discrete gait parameters in children with cerebral palsy. *Arch. Phys. M. Ed. Rehabil.*, 91, 781-787.
- Kwon, H. C. (2011). Effects of hippotherapy on gait parameters in children with bilateral spastic cerebral palsy. *Arch. Phys. M. Ed. Rehabil*, 92, 774-779.
- Lee, C. C. (2011). Reliability of physical examination in the measurement of hip flexion contracture and correlation with gait parameters in cerebral palsy. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 93, 150-158.
- Lerner, D. D. (2016). Estimating the mechanical behavior of the knee joint during crouch gait: implications for real-time motor control of robotic knee orthoses. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. Publ. IEEE Eng. M. Ed. Biol. Soc.*, 24, 621-629.
- Marsico, P. F. (2016). Hypertonia Assessment Tool. *Journal of Child Neurology*, 132-138.

- McGinley, F. D. (2012). Single-event multilevel surgery for children with cerebral palsy: a systematic review. *Dev. M. Ed. Child Neurol.*, *54*, 117-128.
- Medved, V. V. (2021). *Measurement and Analysis of Human Locomotion*. Series in Biomedical Engineering. Switzerland: Springer.
- Miller, R. C. (1997). *J. Pediatr. Orthop.*, *17*, 603-607.
- Nieuwenhuys, S. Ö. (2016). Identification of joint patterns during gait in children with cerebral palsy: a Delphi consensus study. *Dev. M. Ed. Child Neurol.*, *58*, 306-313.
- Novacheck, T. F. (2010). Examination of the Child with Cerebral Palsy. *Orthopedic Clinics of North America*, 469-488.
- Novacheck, T. F.; Stout, J. L. y Tervo, R. M. (2000). Reliability and Validity of the Gillette Functional Assessment Questionnaire as an Outcome Measure in Children with Walking Disabilities. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 1-75.
- Novacheck, T. y Stout, J. T. (2000). Reliability and Validity of the Gillette Functional Assessment Questionnaire as an Outcome Measure in Children with Walking Disabilities. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 1-75.
- Novak, I. M. (2017). Early, Accurate Diagnosis and Early Intervention in Cerebral Palsy: Advances in Diagnosis and Treatment. *JAMA pediatrics*, 897-907.
- Ounpuu, P. D. (1997). Using surface electrodes for the evaluation of the rectus femoris, vastus medialis and vastus lateralis muscles in children with cerebral palsy. *Gait Posture*, *5*, 211-216.
- Papageorgiou, E.; Nieuwenhuys, A.; Vandekerckhove, I.; Van Campenhout, A.; Ortibus, E. y Desloovere, K. (2019). Systematic review on gait classifications in children with cerebral palsy: an update. *Gait & Posture*, *69*, 209-223.

- Patel, D. R. (2020). *Patel, D. R.; Neelakantan, M.; Pandher, K. y Merrick, J.* (2020). Cerebral palsy in children: a clinical overview. *Translational Pediatrics*, 9(S1), S125-S135. *Translational Pediatrics*, 125-135.
- Paulson, A. V. (2017). Overview of four functional classification systems commonly used in cerebral palsy. *Children*, 1-10.
- Rathinam, A. B. (2014). Observational gait assessment tools in paediatrics-a systematic review. *Gait Posture*, 40, 279-285.
- Rathinam, C. B. (2014). Herramientas de evaluación de la marcha por observación en pediatría: una revisión sistemática. *Gait Posture*, 279-285.
- Read, M. H. (2003). Edinburgh visual gait score for use in cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop.* 23 *J. Pediatr. Orthop.*, 23, 296-301.
- Rodda, J. (2001). Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *European journal of neurology*, 98-108.
- Rogozinski, J. D. (2009). The efficacy of the floor-reaction ankle-foot orthosis in children with cerebral palsy. *J. Bone Joint Surg. AM*, 91, 2440-2447.
- Sadowska, M. S. (2020). Cerebral Palsy: Current Opinions on Definition, Epidemiology, Risk Factors, Classification and Treatment Options. *Neuropsychiatric disease and treatment*, 16, 1505-1518.
- Sarathy, K. D. (2019). Clinical examination of children with cerebral palsy. *Indian J. Orthop*, 35.
- Schwartz, A. R. (2008). The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture*, 28, 351-357.
- Schwartz, A. R. (2013). Predicting the outcome of intramuscular psoas lengthening in children with cerebral palsy using preoperative gait data and the

- random forest algorithm. *Gait Posture*, 37, 473-479.
- Schwartz, A. R. (2014). Femoral derotational osteotomy: surgical indications and outcomes in children with cerebral palsy. *Gait Posture*, 39, 778-783.
- Sellers, D. M. (2014). Development and reliability of a system to classify the eating and drinking ability of people with cerebral palsy. *Developmental medicine and child neurology*, 245-251.
- Shah, K. S. (2020). The gait cycle and its variations with disease and injury. *Orthopaedics and Trauma*, 1-8.
- Shrader, W. S. (2021). Instrumented Gait Analysis in the Care of Children with Cerebral Palsy: Current Concept Review. *Journal of the Pediatric Orthopaedic Society of North America*, 10-28.
- Shuman, M. G. (2018). Associations between muscle synergies and treatment outcomes in cerebral palsy are robust across clinical centers. *Arch. Phys. M. Ed. Rehabil* 99, 2175-2182.
- States, R. A. (2021). Instrumented gait analysis for management of gait disorders in children with cerebral palsy: A scoping review. *Gait y Posture*, 90, 1-8.
- Sutherland, D. (2002). The evolution of clinical gait analysis. Part II kinematics. *Gait Posture*, 16, 159-179.
- Theologis, T. (2013). Lever arm dysfunction in cerebral palsy gait. *Journal of Children Orthopaedics*, 379-382.
- Van den Noort, A. F. (2013). Gait analysis in children with cerebral palsy via inertial and magnetic sensors. *M. Ed. Biol. Eng. Comput*, 51, 377-386.
- Vanderstraeten, K. D. (2014). A randomized, single-blind cross-over design evaluating the effectiveness of an individually defined, targeted physical therapy approach in treatment of children with cerebral palsy. *Clin. Rehabil* 28,

1039-1052.

- Vergara-Amador, D. D. (2018). Normal values of 3 methods to determine patellar height in children from 6 to 12 years. *Journal of Orthopaedics Surgery and Traumatology*, 442-447.
- Webster, J. B. (2019). Principles of Normal and Pathologic Gait. *Atlas of Orthoses and Assistive Devices*, 49-62.
- White, H. A. (2020). *Orthopedic Care of Patients with Cerebral Palsy: Gait Evaluation for Patients with Cerebral Palsy*. Nowicki: Springe.
- Wren, C. (2020). Clinicalefficacy of instrumented gait analysis: systematic review 2020 update. *Gait Posture*, 80, 274-279.
- Wren, C. L. (2013). *Impact of gait analysis on correction of excessive hip internal rotation in ambulatory children with cerebral palsy: a randomized controlled trial*. Dev. M. Ed. Child Neurol. 55, 919-925.
- Wren, G. G. (2011). Efficacy of clinical gait analysis: a systematic review. *Gait Posture*, 34, 149-153.
- Wren, M. K. (2009). Effects of preoperative gait analysis on costs and amount of surgery. *J. Pediatr. Orthop*, 29, 558-563.
- Wren, N. O. (2013). Outcomes of lower extremity orthopedic surgery in ambulatory children with cerebral palsy with and without gait analysis: results of a randomized controlled trial. *Gait Posture*, 38, 236-241.

Anexos

Anexo A. Clasificación de la función motora gruesa extendida y revisada



CanChild Centre for Childhood Disability Research
Institute for Applied Health Sciences, McMaster University,
1400 Main Street West, Room 408, Hamilton, ON, Canada L8S 1C7
Tel: 905-525-9140 ext. 27850 Fax: 905-522-6095
E-mail: canchild@mcmaster.ca Website: www.canchild.ca

GMFCS – E & R Clasificación de la Función Motora Gruesa Extendida y Revisada

GMFCS - E & R © 2007 *CanChild* Centre for Childhood Disability Research, McMaster University
Robert Palisano, Peter Rosenbaum, Doreen Bartlett, Michael Livingston

GMFCS © 1997 *CanChild* Centre for Childhood Disability Research, McMaster University
Robert Palisano, Peter Rosenbaum, Stephen Walter, Dianne Russell, Ellen Wood, Barbara Galuppi
(Reference: Dev Med Child Neurol 1997; 39:214-223)

Traducción realizada por: I. Tamara Arellano Martínez (contacto: iarellano@inr.gob.mx), Carlos P. Viñals Labañino y M. Elena Arellano Saldaña; Servicio de Parálisis Cerebral y Estimulación Temprana del Instituto Nacional de Rehabilitación, Ciudad de México, México.

Agradecimientos: para Karina, Nora y Mónica A. M. por su ayuda en el proceso de traducción y corrección de este trabajo.

INTRODUCCIÓN E INSTRUCCIONES DE USO

El sistema de la clasificación de la función motora gruesa (GMFCS) para la parálisis cerebral está basado en el movimiento auto-iniciado por el paciente con énfasis en la sedestación (control del tronco), las transferencias y la movilidad. Para definir el sistema de clasificación de cinco niveles, nuestro principal criterio es que la diferencia entre cada uno de estos niveles sea significativo para la vida diaria. Estas diferencias se basan en las limitaciones funcionales, la necesidad de uso de dispositivos auxiliares de la marcha (muletas, bastones, andadores) o de movilidad con movilidad sobre ruedas (sillas de ruedas manuales o eléctricas, autopropulsadas o no) más que en la calidad del movimiento. Las diferencias entre los niveles I y II no son tan marcadas entre los otros niveles, particularmente para los niños menores de 2 años.

La versión expandida de la GMFCS (2007) incluye la clasificación de pacientes en un rango de edad entre los 12 y los 18 años y en los que se enfatizan los conceptos inherentes a la clasificación internacional de funciones, discapacidad y salud (ICF). Alentamos a los usuarios de esta escala para que el paciente manifieste o reporte el impacto del **ambiente** y los **factores personales** que afecten su función. El objetivo de la GMFCS es determinar cuál nivel representa mejor las **habilidades y limitaciones del niño/joven sobre su funcionamiento motor grueso**. El énfasis de esta clasificación se basa en el desempeño habitual que tiene el niño/joven en el hogar, la escuela y lugares en la comunidad, en lugar de hacerlo en lo que se supone que niños/jóvenes lograrían realizar al máximo de sus capacidades o habilidades. Por lo tanto, es importante clasificar el desempeño actual de la función motora gruesa y no incluir juicios acerca de la calidad del movimiento o pronóstico de mejoramiento.

En el grupo de edad de niños mayores de seis años, en cada nivel se define cuál es el método de movilidad más característico de cada uno de ellos para la ejecución de la función motora como la característica más importante de la clasificación. La descripción de las habilidades funcionales y las limitaciones propias de cada grupo de edad son amplias y no es la intención de esta escala describir cada aspecto de la función del niño o el joven, se alienta a los usuarios de la escala que se interroge al niño-joven sobre el impacto que tengan los aspectos y

ambientales que afecte su función. Por ejemplo, un niño con hemiparesia no es capaz de gatear o de arrastrarse, sin embargo continúa perteneciendo al nivel I si satisface las características de este nivel. Esta es una escala ordinal, por lo que se clasifica de la misma manera a los niños como a los jóvenes y se conserva el mismo número de niveles para cada grupo de edad intentando que en cada grupo se describa de manera fidedigna la función motora gruesa. El resumen de las características de cada nivel y las diferencias entre los niveles permite guiar la selección del nivel más cercano a las características de cada niño/joven.

Se reconoce que las manifestaciones de la función motora gruesa son dependientes de la edad, particularmente en la infancia y la niñez. Para cada nivel, existe una descripción diferente de acuerdo a grupo de edad. En los niños menores de dos años, se debe considerar la edad corregida si estos son niños pre-término. Las descripciones para los niños de 6-12 años y de 12-18 años reflejan el impacto potencial de factores ambientales (distancias en la escuela y la comunidad) así como factores personales (demanda energética y preferencias sociales) sobre los métodos de movilidad.

Se ha realizado un esfuerzo para enfatizar las habilidades en lugar de las limitaciones. Como principio general; la función motora gruesa que realizan los niños o jóvenes debe describir el nivel que lo clasifica o el grupo superior a este, en caso de no cumplir con dichas actividades se clasifica en el grupo debajo del nivel de función en el que inicialmente se había colocado.

DEFINICIONES OPERATIVAS

Grúa o andador con soporte de peso: dispositivo para movilidad que sujeta la pelvis y el tronco, el niño/joven debe ser colocado en el andador por otra persona.

Dispositivo manual auxiliar de la marcha: bastones, muletas, andadores de apertura anterior o posterior, no soportan el peso del tronco durante la marcha.

Asistencia física: persona que asiste manualmente al niño/joven para moverlo.

Movilidad eléctrica o motorizada: el niño/joven activa controles eléctricos con un control de mando (switch) o palanca (joystick) lo que le permite una movilidad independiente (sillas de ruedas, scooters).

Silla de ruedas manual o autopropulsada: el niño/joven es capaz de utilizar los brazos, las manos o los pies para propulsar las ruedas y lograr un desplazamiento.

Transportador: una persona empuja el dispositivo de movilidad (silla de ruedas, carriolas) para desplazar al niño/joven de un lugar a otro.

Marcha independiente: niño/joven que no necesita de asistencia física o de un dispositivo de movilidad para su desplazamiento. Puede utilizar órtesis.

Movilidad sobre ruedas: cualquier tipo de dispositivo que permite la movilidad (carriolas, silla de ruedas manual o motorizada).

GENERALIDADES DE CADA NIVEL

NIVEL I	-	Camina sin restricciones
NIVEL II	-	Camina con limitaciones
NIVEL III	-	Camina utilizando un dispositivo manual auxiliar de la marcha
NIVEL IV	-	Auto-movilidad limitada, es posible que utilice movilidad motorizada
NIVEL V	-	Transportado en silla de ruedas

DIFERENCIAS ENTRE LOS NIVELES

Diferencias entre los niveles I y II: comparados contra los niños y jóvenes del grupo I, los pacientes del grupo II tienen limitaciones para caminar largas distancias y mantener el equilibrio; es posible que necesiten un dispositivo manual para auxiliar la marcha cuando recién inicia el aprendizaje de la actividad, pueden utilizar dispositivos con ruedas para viajar largas distancias, en exteriores o en la comunidad, para subir y bajar escaleras necesitan de puntos de apoyo con el pasamanos, no son tan capaces de correr o saltar.

Diferencias entre los niveles II y III: los niños y jóvenes del nivel II son capaces de caminar sin necesidad de dispositivos manuales auxiliares de la marcha después de los cuatro años de edad (aunque algunas veces deseen utilizarlo). Niños y jóvenes del nivel III necesitan el dispositivo manual auxiliar de la marcha dentro de espacios interiores y silla de ruedas para espacios exteriores y en la comunidad.

Diferencias entre los niveles III y IV: niños y jóvenes del nivel III pueden sentarse por sí mismos o requerir auxilio mínimo de manera ocasional, son capaces de caminar con un dispositivo manual auxiliar de la marcha y son más independientes para las transferencias en bipedestación. Niños y jóvenes del nivel IV pueden moverse de forma limitada, se mantienen sentados con apoyo y habitualmente son transportados en silla de ruedas manual o eléctrica.

Diferencias entre los niveles IV y V: niños y jóvenes del nivel V tienen limitaciones severas para el control de la cabeza y el tronco y requieren de grandes recursos tecnológicos para asistirlos. La auto-movilidad se realiza solo si el paciente es capaz de aprender a usar una silla de ruedas eléctrica.

Clasificación de la Función Motora Gruesa – Extendida y Revisada (GMFCS – E & R)

ANTES DE LOS 2 AÑOS

NIVEL I: el niño se mueve desde y hacia la posición de sentado y se sienta en el suelo libremente, y puede manipular objetos con las dos manos. Se arrastra o gatea sobre manos y rodillas, empuja con los brazos para colocarse en bipedestación y realiza marcha sujetándose de los muebles. Habitualmente logran la marcha entre los 18 meses y los 2 años de edad sin necesitar un dispositivo manual auxiliar de la marcha.

NIVEL II: el niño se mantiene sentado en el suelo pero utiliza las manos para apoyarse y mantener el equilibrio. Se arrastra sobre el estómago o gatea con manos y rodillas, empuja con los brazos para colocarse en bipedestación y realiza marcha sujetándose de los muebles.

LEVEL III: el niño se mantiene sentado en el suelo con soporte en la región lumbar. Se rueda y logra arrastrarse boca abajo y hacia adelante.

NIVEL IV: el niño controla la cabeza pero requiere soporte en el tronco para mantenerse sentado. Rueda en decúbito supino y pueden rodar a decúbito prono.

NIVEL V: gran limitación del control voluntario. Son incapaces de sostener la cabeza y el tronco en posiciones anti-gravitatorias en prono y en posición de sentado. Requieren asistencia para rodar.

ENTRE LOS 2 Y LOS 4 AÑOS

NIVEL I: el niño se mantiene sentado en el suelo y es capaz de manipular objetos con las dos manos. No requieren asistencia de un adulto para pararse y sentarse. El niño camina, como método preferido de movilidad sin necesidad de un dispositivo manual auxiliar de la marcha.

NIVEL II: el niño se mantiene sentado en el suelo pero puede tener dificultad para mantener el equilibrio si utiliza las dos manos para manipular objetos, no requiere la asistencia de un adulto para sentarse y levantarse. Se empuja con las manos para colocarse de pie sobre una superficie estable. El niño gatea con movimiento recíproco de sus manos y rodillas, camina

sujetándose de los muebles o con un dispositivo manual auxiliar de la marcha como método preferido de movilidad.

NIVEL III: el niño se mantiene sentado frecuentemente en posición de "W" (flexión y rotación interna de caderas y rodillas), y puede que requiera de la asistencia de un adulto para sentarse. Se arrastra sobre su estómago o gatea sobre sus manos y rodillas (a menudo sin movimiento recíproco de las piernas como método primario de auto-movilidad). El niño empuja sobre una superficie estable para colocarse de pie, puede caminar distancias cortas con un dispositivo manual auxiliar de la marcha en espacios interiores, requieren asistencia de un adulto para cambiar de dirección y girar.

NIVEL IV: al niño se le tiene que sentar, es incapaz de mantener la alineación y el equilibrio sin utilizar las manos para apoyarse. Frecuentemente requiere equipo para adaptar y mantener la posición de sentado y de bipedestación. La auto-movilidad en distancias cortas (en el interior de una habitación) lo realiza rodando, arrastrándose sobre el estómago o gateando sobre sus manos y rodillas sin movimiento recíproco de las piernas.

NIVEL V: existe una limitación severa del movimiento voluntario y el niño es incapaz de sostener la cabeza y el tronco en posiciones anti-gravitatorias, toda función motora es limitada. Las limitaciones para sentarse y ponerse de pie no son compensadas con el uso de dispositivos tecnológicos y el niño no tiene una forma de movimiento independiente y tiene que ser transportado. Algunos niños pueden utilizar una silla de ruedas eléctrica con grandes adaptaciones.

ENTRE LOS 4 Y 6 AÑOS

NIVEL I: el niño es capaz de sentarse o levantarse de una silla o del suelo sin necesidad de utilizar las manos para apoyarse. El niño es capaz de caminar en interiores y exteriores, sube escaleras. Puede intentar saltar y correr.

NIVEL II: el niño se mantiene sentado en una silla con las manos libres para manipular objetos. Puede levantarse desde el suelo y de una silla para ponerse de pie pero frecuentemente necesita de una superficie estable para apoyarse con los brazos. El niño camina sin necesitar un dispositivo manual auxiliar de la marcha en interiores y en distancias cortas o espacios abiertos con superficie regular, utiliza escaleras apoyándose en los pasamanos. No corre, no salta.

NIVEL III: el niño se mantiene sentado en una silla pero requiere soporte pélvico o del tronco para maximizar la función manual. Puede sentarse o levantarse de una silla usando una superficie estable para empujar o jalar con sus brazos con apoyo de los brazos. Camina con un dispositivo manual auxiliar de la marcha en superficies regulares y sube escaleras con asistencia de un adulto; con frecuencia tienen que ser transportados en espacios abiertos o terreno irregular o en distancias largas.

NIVEL IV: el niño se mantiene sentado en una silla pero necesita adaptaciones para mejorar el control de tronco y maximizar el uso de las manos. El niño puede sentarse y levantarse de una silla con asistencia de un adulto o de una superficie estable para empujar o jalar con sus brazos. Es posible que camine distancias cortas con una andadera o la supervisión de un adulto pero se les dificulta girar y mantener el equilibrio en superficies irregulares. El niño tiene que ser transportado en la comunidad, pueden lograr auto-movilidad con dispositivos motorizados.

NIVEL V: las limitaciones físicas no permiten la actividad voluntaria y el control del movimiento para mantener la cabeza y el tronco en posiciones anti-gravitatorias. Todas las áreas de la función motora son limitadas y las limitaciones para mantenerse sentado o en bipedestación no se compensan completamente con equipo o ayudas tecnológicas. En el nivel V, el niño no tiene forma de moverse de manera independiente y tiene que ser transportado no realiza actividades propositivas y tiene que ser transportado. Algunos niños pueden utilizar auto-movilidad motorizada con grandes adaptaciones.

ENTRE LOS 6 Y LOS 12 AÑOS

NIVEL I: el niño camina en la casa, la escuela, exteriores y la comunidad. Son capaces de caminar cuesta arriba y cuesta abajo sin asistencia física y utiliza las escaleras sin sujetarse de los pasamanos, pueden correr y saltar pero la velocidad, equilibrio y coordinación en la actividad están limitados. Es posible que el niño pueda involucrarse en actividades deportivas dependiendo de sus intereses y el medio ambiente.

NIVEL II: el niño camina en la mayoría de las condiciones, puede manifestar dificultad o perder el equilibrio al caminar grandes distancias, en terrenos irregulares, inclinados, en lugares muy concurridos, espacios pequeños o mientras cargan objetos. Los niños ascienden y descienden escaleras tomados de los pasamanos o con asistencia de un adulto si no hay pasamanos. En espacios exteriores y la comunidad el niño puede caminar con dispositivos manuales auxiliares de la marcha o requerir la asistencia de un adulto o utilizar dispositivos de movilidad sobre ruedas para desplazarse grandes distancias. Tienen una habilidad mínima para correr o saltar, necesitan adaptaciones para participar en algunas actividades o para incorporarse a deportes.

NIVEL III: el niño camina utilizando un dispositivo manual auxiliar de la marcha para la mayoría de los espacios interiores. En sedestación, el niño puede requerir un cinturón para mejorar la alineación pélvica y el equilibrio. Los cambios de sentado-parado o parado-sentado pueden requerir la asistencia de una persona o el apoyo sobre una superficie para soporte. Para largas distancias el niño utiliza silla de ruedas. El niño puede usar escaleras sujetándose de los pasamanos con supervisión o asistencia de un adulto. Las limitaciones para caminar pueden necesitar de adaptaciones que permitan que el niño se integre a actividades físicas o deportivas en una silla de ruedas manual o dispositivos motorizados.

NIVEL IV: el niño usa métodos de movilidad que requieren de la asistencia física o dispositivos motorizados en la mayoría de las situaciones. Requieren adaptaciones en el tronco y la pelvis para mantenerse sentados y asistencia física para las transferencias. En casa el niño se desplaza en el piso (rodando, arrastrándose o gateando), camina distancias cortas con asistencia física o dispositivos motorizados. Si se le coloca dentro de un dispositivo, es posible que el niño camine en la casa o la escuela. En la escuela, espacios exteriores y la comunidad, el niño debe ser transportado en silla de ruedas o dispositivos motorizados. Las limitaciones en la movilidad requieren de grandes adaptaciones para permitir la participación en actividades físicas y deportivas que incluyan asistencia física y dispositivos motorizados.

NIVEL V: el niño es transportado en silla de ruedas en todo tipo de situación, tienen limitaciones para mantener cabeza y tronco en posiciones anti-gravitatorias y sobre el control del movimiento de las extremidades. La asistencia tecnológica se utiliza para mejorar la alineación de la cabeza, la posición de sentado y de bipedestación o la movilidad sin que se compensen por completo dichas limitaciones. Las transferencias requieren asistencia física total de un adulto. En casa, es posible que el niño se desplace distancias cortas sobre el piso o tenga que ser transportado por un adulto. El niño puede lograr la auto-movilidad en equipos motorizados con adaptaciones extensas que mantengan la posición de sentado y faciliten el control del desplazamiento. Las limitaciones en la movilidad requieren de adaptaciones que permitan la participación en actividades físicas y deportivas que incluyan la asistencia tecnológica y la asistencia física.

ENTRE LOS 12 Y 18 AÑOS

NIVEL I: el joven camina en la casa, la escuela, exteriores y la comunidad. Tiene la habilidad de caminar cuesta arriba y cuesta abajo sin asistencia física y usar escaleras sin utilizar los pasamanos. Puede correr y saltar pero la velocidad, el equilibrio y la coordinación pueden ser limitados. Participa en actividades físicas y deportivas dependiendo de la elección personal y el medio ambiente.

NIVEL II: el joven camina en la mayoría de las condiciones. Factores ambientales (terreno irregular, inclinado, distancias largas, demandas de tiempo, clima e integración social con sus pares) y personales pueden influenciar las opciones de movilidad. En la escuela o el trabajo, el joven puede caminar utilizando un dispositivo manual auxiliar de la marcha por seguridad. En los exteriores y la comunidad es posible que utilice una silla de ruedas para viajar largas distancias. Utiliza escaleras tomándose de los pasamanos o con asistencia física. Puede necesitar adaptaciones para incorporarse a actividades físicas o deportivas.

NIVEL III: el joven es capaz de caminar utilizando un dispositivo manual auxiliar de la marcha. Comparado con los individuos de otros niveles, el joven del nivel III puede elegir entre una variedad de métodos de movilidad dependiendo de sus habilidades físicas o de factores ambientales o personales. Cuando está sentado, puede requerir de un cinturón para mejorar su equilibrio y alineación pélvica. Los cambios de sentado-parado y parado-sentado requieren asistencia física o de una superficie para llevarse a cabo. En la escuela, puede propulsar una silla de ruedas o un dispositivo motorizado. En exteriores tienen que ser transportados en silla de ruedas o utilizar un dispositivo motorizado. Pueden utilizar escaleras sujetándose de los pasamanos con supervisión o requerir asistencia física. Las limitaciones para caminar pueden requerir de adaptaciones para integrarse a actividades físicas o deportivas ya sea con silla de ruedas autopropulsada o movilidad motorizada.

NIVEL IV: el joven utiliza silla de ruedas en la mayoría de las condiciones con adaptaciones para la alineación pélvica y el control de tronco. Requiere la asistencia de una o dos personas para ser transferido. Puede tolerar su peso sobre las piernas y mantenerse de pie para algunas transferencias estando de pie. En interiores el joven puede caminar distancias cortas con asistencia física, usar silla de ruedas o una grúa. Son capaces de manejar una silla de ruedas motorizada, si no cuentan con una tienen que ser transportados en una silla de ruedas propulsada por otra persona. Las limitaciones en la movilidad requieren adaptaciones para permitir la participación en actividades físicas o deportivas que incluyan dispositivos motorizados y/o asistencia física.

NIVEL V: el joven tiene que ser transportado en silla de ruedas propulsada por otra persona en todas las condiciones. Tienen limitaciones para mantener la cabeza y el tronco en posiciones anti-gravitatorias y en el control del movimiento de las extremidades. Requieren de asistencia tecnológica para mantener la alineación de la cabeza, la posición de sentado y de pie y las limitaciones del movimiento no son compensadas en su totalidad con dispositivos auxiliares. Requieren asistencia física de 1 o 2 personas o de una grúa para las transferencias. Pueden lograr la auto-movilidad con dispositivos modificados o con grandes adaptaciones para mantener al joven en posición de sentado. Las limitaciones de la movilidad requieren de asistencia física y dispositivos motorizados para permitir la participación en actividades físicas y deportivas.

Anexo B. Cuestionario de evaluación funcional/ Functional Assessment Questionnaire

Cuestionario de evaluación funcional Nivel de marcha

1. No puede caminar de ninguna manera
2. Puede dar algunos pasos con la ayuda de otra persona. No soporta completamente el peso en los pies; no camina regularmente
3. Camina como ejercicio en terapia y/o menos que las distancias normales dentro de la casa
4. Camina dentro de la casa, pero progresa lentamente. No camina dentro de la casa regularmente (principalmente camina en terapia o como ejercicio)
5. Regularmente camina dentro de la casa y/o escuela. Camina sólomente adentro
6. Camina más de 15-50 pies afuera de la casa , pero generalmente utiliza silla de ruedas o coche para distancias largas o en áreas congestionadas
7. Camina afuera distancias en la comunidad, pero sólo en superficies planas (no puede subir escalones, terreno irregular, o escaleras sin la ayuda de otra persona)
8. Camina fuera de casa distancias en la comunidad, camina fácilmente en superficies planas, escalones, y terreno irregular pero tiene dificultad o necesita ayuda mínima o supervisión por seguridad
9. Camina fuera de casa distancias en la comunidad, camina fácilmente en superficies planas, escalones, y terreno irregular pero tiene dificultad o necesita ayuda mínima o supervisión cuando corre, trepa, y/o escaleras. Presenta cierta dificultad para mantenerse al ritmo de actividad de los compañeros
10. Camina, corre, y trepa en terreno plano e irregular, y sube y baja escaleras sin dificultad o ayuda. Típicamente es capaz de mantenerse al ritmo de actividad de los compañeros

Traducido del artículo *Reliability and Validity of the Gillete Functional Assessment Questionnaire as an Outcome Measure in Children with Walking Disabilities.*

Anexo C. Escala de movilidad funcional/Functional Mobility Scale

Introducción

La Escala de Movilidad Funcional (FMS) se ha construido para clasificar la movilidad funcional en los niños, teniendo en cuenta la gama de dispositivos de ayuda que un niño podría utilizar. La escala puede ser utilizada para clasificar la movilidad funcional de los niños, documentar cambios con el tiempo en el mismo niño y documentar el cambio visto tras intervenciones, por ejemplo, cirugía ortopédica o fisioterapia selectiva.

El FMS califica la capacidad para caminar en tres distancias, 5, 50 y 500 metros, (o 5, 50, 500 yardas). Esto representa la movilidad del niño en el hogar, en la escuela y en el entorno de la comunidad. Por lo tanto, este cuenta para diferentes dispositivos de ayuda utilizados por el mismo niño en diferentes ambientes.

La evaluación es hecha por el clínico, sobre la base de preguntas realizadas por el niño / padre (no la observación directa). La capacidad para caminar del niño es evaluada en cada una de las tres distancias de acuerdo a la necesidad para dispositivos de ayuda como muletas, caminadores o silla de ruedas. Ortesis que se utilizan regularmente deben incluirse para la calificación.

La FMS es una medida de la ejecución. Es importante calificar lo que el niño realmente hace en este momento, no lo que pueden hacer o lo que podía hacer antes.

Calificación 6

Independiente en todas las superficies:
No utiliza ninguna ayuda para caminar o no necesita ayuda de otra persona al caminar sobre todas las superficies incluidas el terreno desigual, bordillos, etc; y en un abarrotado entorno.



Calificación 3

Usa muletas:
Sin la ayuda de otra persona.



Calificación 5

Independiente en superficies a nivel:
No usa ayuda para caminar o no necesita ayuda de otra persona.* Requiere una baranda para escaleras.
*Si utiliza los muebles, paredes, cercas, frentes de apoyo, por favor, utilice 4 como la descripción adecuada.



Calificación 2

Utiliza un caminador o un marco:
Sin la ayuda de otra persona.



Calificación 4

Utilización bastones (uno o dos):
Sin la ayuda de otra persona.



Calificación 1

Usa silla de ruedas:
Se puede parar para transferencias puede dar algunos pasos con apoyo de otra persona o utilizando un Caminador / marco.



Distancia caminada	Calificación: seleccionar un número (de 1-6) que mejor describa la función actual
5 metros (yardas)	
50 metros (yardas)	
500 metros (yardas)	

Calificación C Circulación:
Niño circula para la movilidad en el hogar (5m).

Calificación N N = no se aplica:
Por ejemplo los niños no completan la distancia (500 m).

Preguntas

Para obtener respuestas que reflejan el rendimiento, la manera en que las preguntas del niño / padre son hechas, es importante. Las preguntas que utilizamos para obtener las respuestas apropiadas son las siguientes:

1. ¿Cómo su hijo se mueve en distancias cortas en casa? (5m)
2. ¿Cómo su hijo se mueve en y entre las clases en la escuela? (50m)
3. ¿Cómo su hijo se mueve en largas distancias, como en el centro comercial? (500m)

Las distancias son una guía. Es el medio ambiente el que es más relevante.

Calificadores

La diferencia entre 1-4 se explica por sí misma, sin embargo la diferencia entre el 5 y 6 es menos clara.

5 metros: los niños que requieren una baranda para escaleras serían calificados como 5 y los niños que no requieren de una baranda o ayuda serían evaluados como 6.

50 metros: los niños que pueden caminar sobre todas las superficies incluidas las superficies irregulares y escaleras, especialmente en la escuela se han valorado como 6 y los niños que requieren ayuda en estas superficies, pero pueden caminar sobre superficies planas sin ayuda, se han valorado como 5.

500 metros: los niños que pueden caminar en todas las superficies incluyendo suelo áspero, bordillos, escalones y en ambientes con multitudes en la comunidad, sin ayuda, se han valorado como 6 y los niños que caminan largas distancias sólo en superficies planas y tienen dificultad para caminar por entre las multitudes, se han valorado como 5.

Tomada de: <https://docer.com.ar/doc/xns0n8c>

Anexo D. Sistema de clasificación de habilidad manual/ Manual Ability Classification system



¿Qué necesita saber para usar MACS?

La habilidad del niño para manipular objetos en actividades diarias importantes, por ejemplo durante el juego y tiempo libre, comer y vestir.

¿En qué situación es independiente el niño y en qué medida necesita apoyo y adaptación?

- I. **Manipula objetos fácil y exitosamente.** En su mayoría, limitaciones en la facilidad para la realización de tareas manuales que requieren velocidad y agudeza. Sin embargo, cualquier limitación en las habilidades manuales no restringe la independencia en las actividades diarias.
- II. **Manipula la mayoría de los objetos pero con una calidad y / o velocidad de logro algo reducidas.** Ciertas actividades pueden ser evitadas o se logran con cierta dificultad; se pueden usar formas alternativas del desempeño pero las habilidades manuales no suelen restringir la independencia en las actividades diarias.
- III. **Manipula objetos con dificultad; necesita ayuda para preparar y/o modificar actividades.** El desempeño es lento y se logra con un éxito limitado en cuanto a calidad y cantidad. Las actividades se realizan de forma independiente si han sido preparadas o adaptadas.
- IV. **Manipula una limitada selección de objetos fáciles de manejar en situaciones adaptadas.** Ejecuta parte de las actividades con esfuerzo y con éxito limitado. Requiere soporte continuo y asistencia y/o equipo adaptado incluso para el logro parcial de la actividad.
- V. **No manipula objetos y tiene una habilidad severamente limitada para realizar incluso acciones simples.** Requiere asistencia total.

Distinciones entre Niveles I y II

Los niños en Nivel I pueden tener limitaciones en manipular objetos muy pequeños, pesados o frágiles que demanden control motor fino detallado, o coordinación eficiente entre manos. Las limitaciones también pueden involucrar a I desempeño en situaciones nuevas y desconocidas. Los niños en el Nivel II realizan casi las mismas actividades que los niños en el Nivel I pero la calidad del desempeño es más baja, o la ejecución es más lenta. Las diferencias funcionales entre manos pueden limitar la efectividad del desempeño. Los niños en el Nivel II comúnmente tratan de simplificar la manipulación de objetos, por ejemplo, usando una superficie para soporte en lugar de manipular objetos con ambas manos.

Distinciones entre Niveles II y III

Los niños en el Nivel II manipulan la mayoría de los objetos, aunque lentamente o con calidad de desempeño reducida. Los niños en el Nivel III comúnmente necesitan ayuda para preparar la actividad y/o requieren ajustes en su ambiente debido a que su habilidad para alcanzar y manipular objetos está limitada. Ellos no pueden ejecutar ciertas habilidades y su grado de independencia se relaciona con el apoyo del contexto ambiental.

Distinciones entre Niveles III y IV

Los niños en el Nivel III pueden ejecutar actividades seleccionadas si la situación es preparada de antemano y si tienen supervisión y tiempo suficiente. Los niños en el Nivel IV necesitan ayuda continua durante la actividad y pueden, en el mejor de los casos, participar significativamente sólo en partes de una actividad.

Distinciones entre Niveles IV y V

Los niños en el Nivel IV ejecutan parte de una actividad, sin embargo, necesitan ayuda continuamente. Los niños en el Nivel V podrían, en el mejor de los casos, participar con un movimiento simple en situaciones especiales, por ejemplo, presionando un botón u ocasionalmente sosteniendo objetos no exigentes.

Traducido por Gabriela Granados García (2019) del artículo *The Manual Ability Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability*.

Anexo E. Sistema de clasificación de capacidad para comer y beber/Eating and Drinking Ability Classification System

DESCRIPCIÓN GENERAL

Nivel I	Come y bebe con seguridad y eficiencia.
Nivel II	Come y bebe con seguridad pero con algunas limitaciones en la eficiencia.
Nivel III	Come y bebe con algunas limitaciones en la seguridad; puede tener algunas limitaciones en la eficiencia.
Nivel IV	Come y bebe con limitaciones significativas de seguridad.
Nivel V	Es incapaz de comer y beber con seguridad – la alimentación por sonda puede ser considerada para proporcionar la nutrición.

Tomado de <https://www.sussexcommunity.nhs.uk/get-involved/research/chailey-research/eating-drinking-classification.htm> en su versión traducida al español.

Anexo F. Sistema de clasificación de funciones de comunicación/Communication Function Classification System



Sistema de Clasificación de Comunicación Funcional (CFCS) para Personas con Parálisis Cerebral

I. Emisor Eficaz y Receptor Eficaz con interlocutores conocidos y desconocidos. La persona **alterna entre las funciones de emisor y receptor independientemente** con la mayoría de las personas en la mayoría de entornos. La comunicación ocurre de forma sencilla y a un **ritmo cómodo** con los **interlocutores conocidos y desconocidos**. Los errores en la comunicación son reparados rápidamente y no interfieren con la eficacia total de la comunicación de la persona.

II. Emisor y/o Receptor Eficaz, pero con un ritmo más lento con interlocutores conocidos y/o desconocidos. La persona **se alterna entre las funciones de emisor y el receptor** independientemente con la mayoría de las personas en la mayoría de entornos, pero **el ritmo de la conversación es lento** y puede causar que la interacción de comunicación sea más difícil. **Es posible que la persona necesite más tiempo** para entender mensajes, formar mensajes, y/o reparar errores de comunicación. Errores de comunicación frecuentemente son reparados y **al final** no interfieren con la eficacia de la comunicación de la persona con **interlocutores ya sean conocidos y desconocidos**.

III. Emisor Eficaz y Receptor Eficaz con los interlocutores conocidos. La persona **se alterna entre las funciones de emisor y receptor con los interlocutores conocidos** (pero no los desconocidos) en la mayoría de entornos. La comunicación **no es eficaz con regularidad** con la mayoría de **interlocutores desconocidos**, pero **suele ser eficaz con los interlocutores conocidos**.

IV. Emisor y/o Receptor Inconstante con los interlocutores conocidos. La persona **no** se alterna con regularidad entre funciones de **emisor y receptor**. Este tipo de irregularidad puede ser visto en diferentes tipos de comunicadores, incluyendo: a) un emisor y receptor ocasionalmente eficaz, b) un emisor eficaz, pero receptor limitado, c) un emisor limitado pero receptor eficaz. La comunicación es **en ocasiones eficaz con interlocutores conocidos**.

V. Emisor y Receptor Raramente Eficaz aun con interlocutores conocidos. La persona presenta limitaciones **como emisor y como receptor**. La comunicación de la persona se entiende con dificultad para la mayoría de las personas. La persona parece tener una comprensión limitada de los mensajes de la mayoría de las personas. La comunicación es **raramente eficaz** aun con **interlocutores conocidos**.

Legenda

P	Persona con PC
D	Desconocido
C	Conocido
—	Eficaz
...	Menos Eficaz



La diferencia entre los Niveles I y II es el **ritmo** de la conversación. **En el Nivel I**, la persona comunica usando un ritmo **cómodo** con poco o ningún retraso a fin de comprender, formar un mensaje, o reparar un malentendido. **En el nivel II**, la persona **necesita más tiempo** al menos ocasionalmente.



Las diferencias entre los Niveles II y III se centran en el **ritmo y los tipos de interlocutores**. **En el nivel II**, la persona es un emisor eficaz y un receptor eficaz con todos los interlocutores, pero el ritmo es un problema. **En el nivel III**, la persona es eficaz usualmente con interlocutores conocidos, pero no con la mayoría de interlocutores desconocidos.



La diferencia entre los niveles III y IV es la **regularidad con lo cual la persona se alterna entre las funciones de emisor y receptor con los interlocutores conocidos**. **En el nivel III**, la persona generalmente es capaz de comunicarse con interlocutores conocidos como emisor y como receptor. **En el nivel IV**, la persona no se comunica con interlocutores conocidos de forma coherente. Esta dificultad puede estar en enviar y / o recibir.



La diferencia entre los niveles IV y V es el **grado de dificultad que la persona tiene en la comunicación con interlocutores conocidos**. **En el nivel IV**, la persona tiene cierto éxito como un emisor eficaz y / o un receptor eficaz con interlocutores conocidos. **En el nivel V**, la persona rara vez es capaz de comunicarse de manera eficaz, incluso con interlocutores conocidos.



Anexo G. Instrumento de recopilación de datos de resultados pediátricos/Pediatric Outcomes Data Collection Instrument

Cuestionario Pediátrico-Padre/Hijo

Algunos problemas pueden hacer más difícil algunas actividades, como comer, bañarse, trabajo de la escuela, y jugar con los amigos. Nos gustaría saber cómo se desempeña su hijo. (Encierre en un círculo una respuesta en cada línea).

Durante la **última semana** fué fácil o difícil para su hijo:

	Fácil	Un poco difícil	Muy difícil	No lo puede hacer	Muy joven para esta actividad
1. Levantar libros pesados?	1	2	3	4	5
2. Servirse de medio galón de leche?	1	2	3	4	5
3. Abrir un frasco que se ha abierto antes?	1	2	3	4	5
4. Usar tenedor y cuchara?	1	2	3	4	5
5. Peinarse el cabello?	1	2	3	4	5
6. Abotonarse?	1	2	3	4	5
7. Colocarse un abrigo?	1	2	3	4	5
8. Escribir con un lápiz?	1	2	3	4	5

9. Cuántas veces en promedio, faltó su hijo(a) a la escuela en los **últimos doce meses** (pre-escolar, guardería, campamento, etc) porque estaba enfermo?

- 1 Muy raro
- 2 Una vez al mes
- 3 Dos o tres veces al mes
- 4 Una vez a la semana
- 5 Más de una vez a la semana
- 6 No asiste a la escuela, etc.

Durante la **última semana** qué tan feliz ha estado su hijo con:
(Encierre en un círculo una respuesta en cada línea)

	Muy feliz	Algo feliz	No está seguro	Algo infeliz	Muy infeliz	El hijo(a) es muy joven
10. Como luce?	1	2	3	4	5	6
11. Su cuerpo?	1	2	3	4	5	6
12. La ropa y zapatos que puede usar?	1	2	3	4	5	6
13. Su habilidad para hacer las mismas cosas que sus amigos hacen?	1	2	3	4	5	6
14. Su salud en general?	1	2	3	4	5	6

Por cuánto tiempo durante la **última semana** (encierre en un círculo una respuesta en cada línea)

	La mayor parte del tiempo	Alguna parte del tiempo	Unas pocas veces	Nunca
15. Su hijo se sintió enfermo o cansado?	1	2	3	4
16. Su hijo estaba animado y lleno de energía?	1	2	3	4
17. Dolor o incomodidad interfirió en las actividades de su hijo(a)?	1	2	3	4

Ha sido fácil o difícil para su hijo durante la **última semana**:
(encierre en un círculo una respuesta en cada línea)

	Fácil	Un poco difícil	Muy difícil	No lo puede hacer	Muy joven para esta actividad
18. Correr distancias cortas?	1	2	3	4	5
19. Montar bicicleta o triciclo?	1	2	3	4	5
20. Subir tres tramos de escaleras?	1	2	3	4	5
21. Subir un tramo de escaleras?	1	2	3	4	5
22. Caminar más de una milla?	1	2	3	4	5
23. Caminar tres cuerdas?	1	2	3	4	5
24. Caminar una cuerda?	1	2	3	4	5
25. Subirse o bajarse del bus?	1	2	3	4	5

26. Con qué frecuencia su hijo necesita ayuda de otra persona para caminar o trepar? (Encierre en un círculo una respuesta)

- 1 Nunca
- 2 Algunas veces
- 3 Más o menos la mitad del tiempo
- 4 Frecuentemente
- 5 Siempre

27. Con qué frecuencia su hijo utiliza ayudas externas (por ejemplo órtesis, muletas, o sillas de ruedas) para caminar o trepar?

- 1 Nunca
- 2 Algunas veces
- 3 Más o menos la mitad del tiempo
- 4 Frecuentemente
- 5 Siempre

Ha sido fácil o difícil para su hijo(a) durante la última semana:
(Encierre en un círculo una respuesta en cada línea)

	Fácil	Un poco difícil	Muy difícil	No lo puede hacer	Muy joven para esta actividad
28. Estar de pie mientras se lava las manos y la cara en frente del lavamanos?	1	2	3	4	5
29. Sentarse en una silla normal sin sostenerse?	1	2	3	4	5
30. Subirse o bajarse de una silla o del inodoro?	1	2	3	4	5
31. Subirse o bajarse de la cama?	1	2	3	4	5
32. Girar la perilla de la puerta?	1	2	3	4	5
33. Doblar el tronco hacia delante cuando está de pie o recoger algo del suelo?	1	2	3	4	5

34. Con qué frecuencia su hijo(a) necesita ayuda de otra persona para sentarse o pararse?
(Encierre en un círculo una respuesta).

- 1 Nunca
- 2 Algunas veces
- 3 Más o menos la mitad del tiempo
- 4 Frecuentemente
- 5 Siempre

35. Con qué frecuencia su hijo utiliza ayudas externas (por ejemplo órtesis, muletas, o sillas de ruedas) para sentarse o pararse?

- 1 Nunca
- 2 Algunas veces
- 3 Más o menos la mitad del tiempo
- 4 Frecuentemente
- 5 Siempre

36. Su hijo puede participar en **actividades recreacionales afuera** con otros niños de su misma edad? (Por ejemplo montar bicicleta, triciclo, patinar, montañismo, trotar)(Encierre en un círculo una respuesta)

- 1 Muy fácil 2 Sí, pero un poco difícil 3 Sí, pero muy difícil 4 No

Si contestó “no” a la pregunta 36 arriba, qué limita la actividad de su hijo(a)? (Encierre en un círculo todas las que se apliquen)

	Sí
37. Dolor?	1
38. Salud en general?	1
39. Instrucciones del médico o del padre?	1
40. Miedo a que no le vá a gustar a los otros niños?	1
41. No le gustan las actividades recreacionales afuera?	1
42. Muy joven?	1
43. No es la estación para esa actividad?	1

44. Su hijo(a) puede participar en **juegos o deportes** con otros niños de la misma edad? Por ejemplo: basketball, soccer, saltar la cuerda, football) (Encierre en un círculo una respuesta).

- 1 Sí, fácilmente 2 Sí, pero un poco difícil 3 Sí, pero muy difícil 4 No

Si contesto “no” a la pregunta 44 arriba, qué limita la actividad de su hijo(a)? (Encierre en un círculo todas las que se apliquen)

	Sí
45. Dolor?	1
46. Salud en general?	1
47. Instrucciones del médico o del padre?	1
48. Miedo a que no le vá a gustar a los otros niños?	1
49. No le gustan las actividades recreacionales afuera?	1
50. Muy joven?	1
51. No es la estación para esa actividad?	1

52. Su hijo puede participar en deportes a nivel competitivo con otros niños de la misma edad? (Por ejemplo: hockey, basketball, natación, soccer, football, baseball, atletismo, gimnasia, o baile) (Encierre en un círculo una respuesta).

- 1 Sí, fácilmente 2 Sí, pero un poco difícil 3 Sí, pero muy difícil 4 No

Si contestó “no” a la pregunta 52 arriba, qué limita la actividad de su hijo(a)? (Encierre en un círculo todas las que se apliquen)

	Sí
53. Dolor?	1
54. Salud en general?	1
55. Instrucciones del médico o del padre?	1
56. Miedo a que no le vá a gustar a los otros niños?	1
57. No le gustan las actividades recreacionales afuera?	1
58. Muy joven?	1
59. No es la estación para esa actividad?	1

60. Con qué frecuencia en la última semana su hijo(a) se reunió con amigos para hacer diferentes actividades? (Encierre en un círculo una respuesta)

1 Frecuentemente

2 Algunas veces

3 Nunca o muy raro

Si contestó “algunas veces” o “nunca o muy raro” a la pregunta 60 arriba, qué limita la actividad de su hijo(a)? (Encierre en un círculo “sí” para todas las que se aplique)

	Sí
61. Dolor?	1
62. Salud en general?	1
63. Instrucciones del médico o del padre?	1
64. Miedo a que no le vá a gustar a los otros niños?	1
65. Los amigos no están cerca?	1

66. Con qué frecuencia en la última semana su hijo(a) participó en gimnasia/recreo? (Encierre en un círculo una respuesta)

1 Frecuentemente

2 Algunas veces

3 Nunca o muy raro

4 No gimnasia/recreo

Si contestó “algunas veces” o “nunca o muy raro” a la pregunta 66 arriba, qué limita la actividad de su hijo(a)? (Encierre en un círculo “sí” para todas las que se aplique)

	Sí
67. Dolor?	1
68. Salud en general?	1
69. Instrucciones del médico o del padre?	1
70. Miedo a que no le vá a gustar a los otros niños?	1
71. No le gusta gimnasia/recreo?	1
72. La escuela no está en sesión?	1
73. No asiste a la escuela?	1

74. Es fácil o difícil para su hijo(a) hacer amigos con otros niños de su edad? (Encierre en un círculo una respuesta)

1 Generalmente fácil

2 Algunas veces fácil

3 Algunas veces difícil

4 Generalmente difícil

75. Cuánto dolor ha tenido su hijo(a) en la **última semana**? (Encierre en un círculo una respuesta)

1 Nada 2 Muy leve 3 Leve 4 Moderado 5 Severo 6 Muy severo

76. Durante la última semana, qué tanto interfirió el dolor con las actividades de su hijo(a) (incluyendo en la casa, fuera de la casa, y en la escuela)? (Encierre en un círculo una respuesta)

1 Nada 2 Un poco 3 Moderadamente 4 Bastante 5 Extremadamente

Qué expectativas tiene con el tratamiento de su hijo(a)?

Mis expectativas con el resultado del tratamiento de mi hijo(a):

(Encierre en un círculo una respuesta)

	Sí	Tal vez sí	No estoy seguro	Tal vez no	No
77. Aliviar el dolor	1	2	3	4	5
78. Lucir mejor	1	2	3	4	5
79. Sentirse mejor consigo mismo	1	2	3	4	5
80. Dormir más cómodamente	1	2	3	4	5
81. Ser capaz de hacer actividades en la casa	1	2	3	4	5
82. Ser capaz de hacer más en la escuela	1	2	3	4	5
83. Ser capaz de hacer más actividades recreacionales o jugar (montar bicicleta, caminar, con amigos)	1	2	3	4	5
84. Poder hacer más deportes	1	2	3	4	5
85. Estar libre de dolor o discapacidad cuando sea adulto	1	2	3	4	5

86. Si su hijo(a) tiene que pasar el resto de su vida en las condiciones óseas y musculares que presenta **en este momento**, cómo se sentiría usted? (Encierre en un círculo una respuesta)

- 1 Muy satisfecho
- 2 De alguna manera satisfecho
- 3 Neutral
- 4 De alguna manera insatisfecho
- 5 Muy insatisfecho

Tomado de: https://www.gillettechildrens.org/assets/uploads/general/Forms/Gait_Lab_Forms/9990-151_Pediatric_Outcomes_Questionnaire_Spanish.pdf en su versión traducida al español.

Anexo H. Escala de Kendall

Grado	Descripción
10	Mantiene la posición de prueba contra una fuerte presión.
9	Mantiene la posición de prueba contra una presión de moderada a fuerte
8	Mantiene la posición de prueba contra una presión moderada
7	Mantiene la posición de prueba contra una presión leve a moderada
6	Mantiene la posición de prueba contra una presión leve
5	Mantiene la posición de prueba (sin presión)
4	Liberación gradual desde la posición de prueba
3	Mantiene contra resistencia a través del RAM completo con gravedad eliminada o <100 % RAM con contra gravedad
2	Se mueve a través del RAM completo con gravedad eliminada
1	Se mueve a través de <100 % RAM con la gravedad eliminada
T	Contracción muscular visible o palpable
0	No es posible la contracción muscular

RAM: Rango articular de movimiento.

Traducida al español de artículo *Clinical examination of children with cerebral palsy* (2019).

Anexo I. Escala de valoración de la hipertonía

HYPERTONIA ASSESSMENT TOOL (HAT)

HAT ITEM	SCORING GUIDELINES (0=negative or 1=positive)	SCORE 0=negative 1=positive <i>(circle score)</i>	TYPE OF HYPERTONIA
1. Increased involuntary movements/postures of the designated limb with tactile stimulus of another body part	0= No involuntary movements or postures observed	0	DYSTONIA
	1= Involuntary movements or postures observed	1	
2. Increased involuntary movements/postures with purposeful movements of another body part	0= No involuntary movements or postures observed	0	DYSTONIA
	1= Involuntary movements or postures observed	1	
3. Velocity dependent resistance to stretch	0= No increased resistance noticed during fast stretch compared to slow stretch	0	SPASTICITY
	1= Increased resistance noticed during fast stretch compared to slow stretch	1	
4. Presence of a spastic catch	0= No spastic catch noted	0	SPASTICITY
	1= Spastic catch noted	1	
5. Equal resistance to passive stretch during bi-directional movement of a joint	0= Equal resistance not noted with bi-directional movement	0	RIGIDITY
	1= Equal resistance noted with bi-directional movement	1	
6. Increased tone with movement of another body part	0= No increased tone noted with purposeful movement	0	DYSTONIA
	1= Greater tone noted with purposeful movement	1	
7. Maintenance of limb position after passive movement	0= Limb returns (partially or fully) to original position	0	RIGIDITY
	1= Limb remains in final position of stretch	1	

SUMMARY SCORE – HAT DIAGNOSIS

		<i>Check box:</i>	
DYSTONIA	→ Positive score (1) on at least one of the Items #1, 2, or 6	<input type="checkbox"/> Yes	<input type="checkbox"/> No
SPASTICITY	→ Positive score (1) on either one or both of the Items #3 or 4	<input type="checkbox"/> Yes	<input type="checkbox"/> No
RIGIDITY	→ Positive score (1) on either one or both of the Items #5 or 7	<input type="checkbox"/> Yes	<input type="checkbox"/> No
MIXED TONE	→ Presence of 1 or more subgroups (e.g. dystonia, spasticity, rigidity)	<input type="checkbox"/> Yes	<input type="checkbox"/> No

Tomada del artículo *Development of the Hypertonia Assessment Tool (HAT): a discriminative tool for hypertonia in children.*

Anexo J. Escala de Ashworth

Grado	Descripción
--------------	--------------------

0	No hay aumento del tono
----------	-------------------------

1	Ligero aumento del tono
----------	-------------------------

2	Incremento moderado del tono. Se completa el RAM
----------	--

3	Incremento marcado del tono. Dificil completar el RAM
----------	---

4	Contractura permanente con fijación en flexión o extensión
----------	--

RAM: Rango articular de movimiento.

Traducida del artículo *Spasticity measurement de Archives de Neuropsychiatry*.

Anexo K. Escala de Ashworth modificada

Grado	Descripción
0	No incremento de tono
1	Aumento leve de tono, resistencia mínima al final del RAM en flexión o extensión
1+	Aumento leve del tono, resistencia mínima durante el resto del RAM (menos de la mitad)
2	Aumento más pronunciado a través de todo el RAM, pero la parte afectada se mueve con facilidad
3	Aumento considerable del tono, el movimiento pasivo es difícil
4	La parte afectada está rígida en flexión o extensión

RAM: Rango articular de movimiento.

Traducida del artículo *Spasticity measurement de Archives of Neuropsychiatry*.

Anexo L. Escala de Tardieu

V1	Velocidad para estirar lo más lento posible
V2	Velocidad para estirar con la velocidad del segmento de la extremidad Cayendo con la gravedad
V3	Velocidad para estirar lo más rápido posible (> caída natural)

Traducida al español de artículo *Clinical examination of children with cerebral palsy* (2019).