



TESIS DOCTORAL

**CARACTERIZACIÓN NEUROMECÁNICA DE LA
MARCHA HUMANA EN PACIENTES CON DIPLEJIA
ESPÁSTICA**

Juan Francisco García Vázquez

**Departamento: Didáctica de la expresión musical,
plástica y corporal**

Conformidad de los directores

Fdo. Dr. Kostas Gianikellis (TU)

Fdo. Dr. Andreas Skiadopoulos

2017

Agradecimientos

A todos los que me han acompañado durante este largo camino. A mi director de Tesis, Dr. Kostas Gianikellis, por dedicarme estos años apasionantes y enseñarme la importancia de tener actitud crítica ante las cuestiones que se me planteaban. A mi codirector de Tesis y compañero ante todo, Dr. Andreas Skiadopoulos, por su inestimable ayuda en la recta final de este proyecto, sacrificando su tiempo y el de los suyos por prestarme su ayuda. Sin ti no habría sido posible, siempre te estaré agradecido.

A mis padres y hermana, por mostrarme su apoyo incondicional a pesar de todo. Mamá, gracias por todo, espero sepas perdonar los malos momentos que te haya podido causar con mis viajes y mis momentos de debilidad. A mi pareja, por soportar mis ausencias y estar a mi lado cuando más lo necesitaba. A mis compañeros de Laboratorio, cuya colaboración en la realización de los ensayos ha sido fundamental para el desarrollo de esta Tesis.

Este trabajo ha sido realizado gracias a la financiación del proyecto “Centro de Tecnificación de Deporte Paralímpico – DEPATECH 2014-2015”.

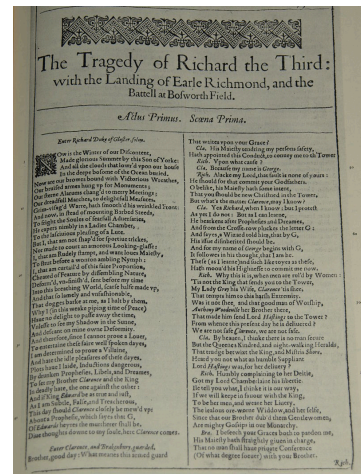


UNIÓN EUROPEA
Fondo Europeo de Desarrollo Regional

LA TRAGEDIA DE RICARDO III

(y la tragedia de no medir lo que creemos ver)

*But I, that am not shaped for sportive tricks,
Nor made to court an amorous looking-glass;
I, that am rudely stamp'd, and want love's majesty
To strut before a wanton ambling nymph;
I, that am curtail'd of this fair proportion,
Cheated of feature by dissembling nature,
Deformed, unfinish'd, sent before my time
Into this breathing world, scarce half made up,
And that so lamely and unfashionable
That dogs bark at me as I halt by them;
Why, I, in this weak piping time of peace,
Have no delight to pass away the time,
Unless to see my shadow in the sun
And descant on mine own deformity.*



*“Pero yo, que no estoy formado para bromas juguetonas,
ni hecho para cortejar a un amoroso espejo;
yo, que estoy toscamente acuñado, y carezco de la majestad del amor
para pavonearme ante una lasciva ninfa contoneante;
yo, que estoy privado de la hermosa proporción,
despojado con trampas de la buena presencia por la Naturaleza alevosa;
deforme, inacabado, enviado antes de tiempo
a este mundo que alienta; escasamente hecho a medias,
y aún eso, tan tullido y desfigurado que los perros me ladran cuando
me paro ante ellos; yo, entonces, en este tiempo de paz, débil y aflautado,
no tengo placer con que matar el tiempo, si no es observar mi sombra al sol
y entonar variaciones sobre mi propia deformidad”.*

RESUMEN

Introducción: Los pacientes con diplejia espástica presentan una serie de alteraciones de la “marcha humana” que les obliga a optar por las soluciones más eficientes para mantener el control de la cabeza. El objetivo de este trabajo ha sido la caracterización del patrón motor de la “marcha humana” el movimiento de la cabeza en pacientes con esta patología mediante análisis cinemático 3D, con el fin de identificar la consistencia en los patrones motores y valorar la calidad del control motor.

Material y métodos: Se analizó la “marcha humana” de 9 pacientes con diagnóstico de diplejía espástica, mediante técnicas de fotogrametría / vídeo 3D y frecuencia de muestreo 100 Hz. Se ha definido un modelo mecánico original que permita calcular la proyección de los sistemas de referencia de los segmentos corporales a los planos sagital y frontal, y se han calculado los ángulos que forman con el plano horizontal. A través de la hipótesis “Uncontrolled Manifold” (UCM) se analizaron las configuraciones segmentales para la formación de sinergias cinemáticas que estabilizan la posición de la cabeza. Las mediciones se llevaron a cabo en el Centro de Tecnificación del Deporte Paralímpico (DEPATech) ubicado en el Laboratorio de Biomecánica del Movimiento Humano y de Ergonomía (BioErgon) de la Universidad de Extremadura.

Resultados: Los niveles del coeficiente de variación en los eventos seleccionados de la “marcha humana” para determinar la consistencia de los patrones motores tienen valores inferiores al 20% (1,41% -19,76%). El análisis UCM determinó la existencia de diferencias significativas entre el plano sagital y frontal para el hemicuerpo derecho ($p=0.001$).

Conclusiones: El procedimiento metodológico propuesto permite identificar patrones cinemáticos “tipo”, y valorar la calidad del control motor en función de la estabilización de la posición de la cabeza en el espacio.

Palabras clave: Control Motor, “Uncontrolled manifold”, Marcha humana, Rehabilitación, Diplejia espástica, Biomecánica.

ABSTRACT

Introduction: Patients with spastic diplegia present a number of alterations of the "human gait" that forces them to choose the most efficient solutions to maintain control of the head. The objective of this work was the characterization of the motor pattern during "human gait" and head movement in patients with this pathology through 3D kinematic analysis, in order to identify the consistency in the motor patterns and to assess the quality of the control motor.

Material and methods: The "human gait" of 9 patients with diagnosis of spastic diplegia was analyzed with photogrammetry / 3D video techniques and 100 Hz sampling frequency. An original mechanical model was used to calculate the projection of the reference systems of the body segments on the sagittal and frontal planes, and the angles that form with the horizontal plane have been calculated. Through the "uncontrolled manifold hypothesis" (UCM) we analyzed the segmental configurations for the formation of kinematic synergies that stabilize the position of the head. Measurements were carried out at the Paralympic Sport Technification Center (DEPATech) located in the Laboratory of Biomechanics of the Human Movement and Ergonomics (BioErgon) of the University of Extremadura.

Results: The levels of the coefficient of variation in the selected events of the "human gait" to determine the consistency of the motor patterns show values below 20% (1.41% -19.76%). The UCM analysis determined the existence of significant differences between the sagittal and frontal plane for the right hemisphere ($p = 0.001$).

Conclusion: The methodological procedure proposed allows to identify "typical" kinematic patterns and to assess the quality of the motor control in function of the stabilization of the position of the head in the space.

Keywords: Motor control, Uncontrolled Manifold, Human gait, Rehabilitation, Spastic diplegia cerebral palsy, Biomechanics.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

1.	INTRODUCCIÓN GENERAL Y REVISIÓN DE LA BIBLIOGRAFÍA.....	1
1.1.	CONTEXTUALIZACIÓN DEL ESTUDIO: MARCO TEÓRICO	1
1.1.1.	Generalidades sobre la parálisis cerebral	1
1.1.2.	La Biomecánica y el Control Motor en el proceso de la evaluación y de la rehabilitación de la PC.....	25
1.2.	ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DE CONOCIMIENTOS	28
1.3.	JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO: MOTIVACIONES Y PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	43
1.4.	OBJETIVOS.....	48
1.5.	PLAN DE TRABAJO	49
1.6.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	51
2.	BIOMECÁNICA Y CONTROL MOTOR DE LA MARCHA HUMANA	57
2.1.	INTEGRACIÓN NEUROMECAÁNICA EN LA MARCHA HUMANA	57
2.1.1.	Sistema articular simple y mecánica articular en la diplejia espástica	58
2.1.2.	Control neural del movimiento durante la marcha humana	61
2.2.	ESTUDIO BIOMECAÁNICO DE LA MARCHA HUMANA.....	65
2.2.1.	Caracterización neuromecaánica de la “marcha humana”	65
2.2.2.	La “marcha humana” en ausencia de patología	68
2.2.3.	La marcha en condiciones patológicas: Diplejia espástica	76
2.3.	CONTROL MOTOR/COORDINACIÓN DURANTE LA MARCHA HUMANA..	82
2.3.1.	¿El problema o la bendición del exceso de grados de libertad?	82
2.3.2.	Sinergia en el contexto de la coordinación	88
2.3.3.	Grados de libertad y coordinación de los movimientos en la diplejia espástica.....	93
2.3.4.	Hipótesis “Uncontrolled Manifold”	94
2.4.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	98
3.	PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN E HIPÓTESIS	102
4.	TÉCNICAS INSTRUMENTALES DE ANÁLISIS BIOMECAÁNICO PARA LA VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA “MARCHA HUMANA” NORMAL y PATOLÓGICA	104
4.1.	INTRODUCCIÓN	106
4.2.	MATERIAL Y MÉTODOS	108
4.2.1.	Tecnologías para el “análisis biomecaánico tipo”	108
4.2.2.	Aplicación de “análisis biomecaánico tipo” de la “marcha humana” a un paciente con diplejia espástica	111
4.2.3.	Tecnologías avanzadas (“cutting-edge”) para el análisis biomecaánico de la “marcha humana” normal o patológica	112
4.2.4.	Aplicación de análisis cinemático 3D con IMUs en un paciente con diplejia espástica.....	112
4.2.5.	Aplicación de análisis biomecaánico de la “marcha humana” no patológica con un sistema de realidad virtual dinámico interactivo	113

4.3.	RESULTADOS	115
4.3.1	Resultados del “análisis biomecánico tipo” de la “marcha humana”	115
4.3.2.	Resultados del “análisis biomecánico” de la “marcha humana” mediante sistema de análisis cinemático 3D basado en sensores inerciales	116
4.3.3.	Resultados del “análisis biomecánico” de la “marcha humana” mediante un sistema de realidad virtual dinámico interactivo	118
4.4.	DISCUSIÓN	119
4.5.	CONCLUSIONES	122
4.6.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	123
5.	ANÁLISIS CINEMÁTICO TRIDIMENSIONAL DE LA “MARCHA HUMANA” EN PACIENTES CON DIPLEJIA ESPÁSTICA.....	125
5.1.	INTRODUCCIÓN	127
5.2.	MATERIAL Y MÉTODOS	129
5.2.1.	Sujetos.....	129
5.2.2.	“Puesta a punto” de la cadena de medida.....	129
5.2.3.	Definición de los protocolos de medida	132
5.3.	ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	134
5.3.	RESULTADOS	135
5.3.1.	Ángulos en el plano sagital.....	135
5.3.2.	Ángulos en el plano frontal	136
5.3.3.	Movimiento tridimensional de la cabeza.....	140
5.4.	DISCUSIÓN	142
5.4.1.	Patrones cinemáticos típicos en pacientes con diplejia espástica	142
5.4.2.	Coordinación y variabilidad motora	144
5.4.3.	La importancia del movimiento de la cabeza	145
5.5.	CONCLUSIONES	147
5.6.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	148
6.	IDENTIFICACIÓN DE SINERGIAS PARA EL CONTROL DE LA CABEZA EN NIÑOS Y ADOLESCENTES CON DIPLEJIA ESPÁSTICA DURANTE LA “MARCHA HUMANA”	150
6.1.	INTRODUCCIÓN	152
6.2.	Material y métodos	154
6.2.1.	Sujetos.....	154
6.2.2.	Instrumentación	154
6.2.3.	Experimentación	155
6.2.4.	Análisis de datos	155
6.3.	ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	159
6.4.	RESULTADOS	160
6.5.	DISCUSIÓN	161
6.6.	CONCLUSIONES	163
6.7.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	164
7.	FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN	166
8.	LIMITACIONES DEL ESTUDIO.....	167

9. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES FINALES	168
9.1. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	171
ANEXO I: MODELO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO	172
ANEXO II: Aprobación de la Comisión de Bioética y Bioseguridad.....	176

LISTA DE FIGURAS

Fig. 1 Esquema de la CIF	12
Fig. 2 Códigos de la IFC para la marcha.	13
Fig. 3 Patrones cinemáticos plano sagital	15
Fig. 4 Patrones cinemáticos plano sagital	16
Fig. 5 Patrones cinemáticos de la rodilla en el plano sagital	17
Fig. 6. John Little	18
Fig. 7 Conventional Gait Model (CGM).....	35
Fig. 8 Cleveland clinic markerset.....	36
Fig. 9 Rizzoli gait model.....	36
Fig. 10 Trayectoria descrita por el martillo en distintos intentos.....	37
Fig. 11 Diagrama de flujo del plan de trabajo realizado	50
Fig. 12 Crecimiento y desarrollo músculo-esquelético en la diplejía espástica.....	60
Fig. 13 Organización neural del movimiento.. ..	63
Fig. 14 División del ciclo de la marcha según Perry J.	73
Fig. 15 División del ciclo de la marcha según Sutherland D.....	73
Fig. 16 División del ciclo de la marcha según Winter D.....	74
Fig. 17 Propuesta actual para la división del ciclo de la marcha.....	76
Fig. 18 Fuerzas de reacción vertical en un sujeto sano y en sujetos con PC. ...	79
Fig. 19 Nikolai Bernstein.....	82
Fig. 20 Diagrama de flujo de la información para la realización de análisis biomecánico	110
Fig. 21 El sistema dinámico interactivo M-GAIT (Motekforce Link, Amsterdam, Netherlands) (www.motekforcelink.com/product/m-gait/). Ensayo de “marcha humana” realizado con el sistema M-GAIT (Motekforce Link, Amsterdam, Netherlands).....	114
Fig. 22 (A) Simulación por ordenador de la geometría del movimiento y los vectores de fuerza de reacción en 3D y (A _b) su representación gráfica de un paciente con diplejía espástica GMFCS II. (B) Cámara de video utilizada por el sistema Simi Motion® 9.0 (Reality Motion Systems, GmbH, Germany) sincronizadas con (C) dos plataformas de fuerzas (Bertec Corporation, Columbus, USA). Se aprecia el modelo mecánico utilizado y los marcadores reflectantes de los miembros inferiores.	115
Fig. 23 Informe de análisis cinemático en un paciente con diplejía espástica GMFCS II realizado con el sistema Simi Motion® 9.0 (Reality Motion Systems, GmbH, Germany)	116
Fig. 24 Instrumentación, simulación y ejemplos de registros de la cinemática 3D en tiempo real de un paciente con diplejía espástica GMFCS I realizado con el sistema Xsens (MVN Link, Xsens Technologies BV, Enschede, The Netherlands).....	117

Fig. 25 Informe análisis cinético en un paciente sin patología con el sistema M-GAIT (Motekforce Link, Amsterdam, Netherlands).....	118
Fig. 26 Cámara de vídeo, estructuras metálicas para la calibración dinámica, “tablilla” para la calibración y corrección de las distorsiones.....	130
Fig. 27 Marcadores anatómicos para la definición del modelo mecánico (tomado del manual de Simi Motion® (Reality Motion Systems, GmbH, Germany).....	131
Fig. 28 Modelo mecánico donde se definen los ángulos cuantificados en el estudio y sistema de referencia absoluto (SRA).	132
Fig. 29 Definición de los eventos y normalización del ciclo de la marcha	133
Fig. 30 Representación gráfica de la variabilidad de los ángulos de los dos hemicuerpos (derecho e izquierdo) en el plano sagital (A) y frontal (B) de todos los sujetos de la muestra.	140
Fig. 31 Representación gráfica del movimiento de la cabeza	141

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Estadísticos en el contacto y el despegue en el plano sagital	136
Tabla 2. Estadísticos en el contacto y el despegue en el plano frontal.....	138
Tabla 3. Resultados del ANOVA	160

LISTA DE ABREVIATURAS

PC: Parálisis Cerebral

PCI: Parálisis Cerebral Infantil

SNC: Sistema Nervioso Central

AACP: American Academy for Cerebral Palsy

GMFCS: Gross Motor Function Classification System

SCPE: Surveillance of Cerebral Palsy in Europe

GMFM: Gross Motor Function Measure

FMS: Functional Mobility Scale

FAQ: Functional Assessment Questionnaire

CIF: Clasificación Internacional del Funcionamiento, la Salud y la Discapacidad

OMS: Organización Mundial de la Salud

INE: Instituto Nacional de Estadística

IMSERSO: Instituto de Mayores y Servicios Sociales

EDDM: Encuesta sobre discapacidades, deficiencias y minusvalía

EDDES: Encuesta sobre discapacidades, deficiencias y estado de salud

CIDDM: Clasificación internacional de deficiencia, discapacidades y minusvalía

CGM: Conventional Gait Model

CAST: Calibrated Anatomical Systems Technique

TPMG: Teoría del Programa Motor Generalizado

TSD: Teoría de los Sistemas Dinámicos

UCM: Uncontrolled Manifold

CMSV: Control motor selectivo voluntario

EMGS: Electromiografía de superficie

LAM: Laboratorio de Análisis de la Marcha

SCALE: Selective Control Assessment of the Lower Extremity

Factorización Matricial No-Negativa FMNN

PCA: Principal Component Analysis

ICA: Independent Component Analysis)

CR: Covariation by randomization

SCL : Sistema de Coordenadas Local

SCG: Sistema de Coordenadas Global

TLD: Transformación Lineal Directa

ASPACE: Asociación de Parálisis Cerebral

ADI: Análisis Dinámico Inverso

ISB: International Society of Biomechanics

CV: Coeficiente de variación

SRA: Sistema de referencia absoluto

1. INTRODUCCIÓN GENERAL Y REVISIÓN DE LA BIBLIOGRAFÍA

“Las personas al igual que las aves son diferentes en su vuelo, pero iguales en su derecho a volar”

1.1. CONTEXTUALIZACIÓN DEL ESTUDIO: MARCO TEÓRICO

1.1.1. Generalidades sobre la parálisis cerebral

2. Definición y clasificación de la parálisis cerebral

Definir la parálisis cerebral (PC) es la base fundamental para poder llevar a cabo un adecuado diagnóstico, poder cuantificar los casos dentro de la población (determinar la incidencia y la prevalencia del síndrome), poder clasificar los individuos dentro de las diferentes categorías diagnósticas (agrupar aquellos casos con características similares y distinguirlos de aquellos casos con características diferentes) y planificar la toma de decisiones en el abordaje terapéutico del paciente. Definir la PC ha sido un proceso largo y de constante cambio desde que se acuñó el término. La discusión sobre la definición y clasificación de la PC se registró por primera vez en la literatura médica durante el siglo XIX, y después de más de 150 años de debate, no tenemos aún en la actualidad una única definición universalmente aceptada que sea robusta en términos de validez y fiabilidad. Asimismo, discusiones acerca de cuál es la mejor manera de clasificar las diferentes manifestaciones de la PC continúan vigentes hasta nuestros días. La PC no es una enfermedad específica, más bien este término agrupa un conjunto de enfermedades. Tampoco se puede considerar una secuela musculoesquelética de una enfermedad porque, aunque el daño a la función motora es su característica fundamental, a menudo se presentan otras condiciones asociadas y sus manifestaciones clínicas varían con el curso de los años. En este sentido PC se la ha considerado como un síndrome clínico heterogéneo y los pacientes pueden presentar diferentes síndromes neurológicos (motores, cerebeloso, convulsivo), y pueden presentar además otros síndromes no relacionados directamente con el sistema nervioso central producto de alteraciones

secundarias. Por lo tanto, se considera a la PC como un término descriptivo para un grupo de *trastornos motores de origen cerebral que se ubican dentro de las alteraciones del desarrollo normal de los niños*. Se puede definir la PC como un síndrome de primera motoneurona o motoneurona superior (lesión de las vías motoras descendentes desde la corteza cerebral a la médula) muy importante y frecuente dentro de la patología neurológica pediátrica. Concretamente se trata en la mayoría de los casos de una *encefalopatía estática con afectación periventricular* (corteza cerebral, tracto piramidal) en un cerebro inmaduro, ya sea como consecuencia de una falta de oxígeno o de una leucomalacia periventricular en la mayoría de los casos^{1,2}. Como consecuencia de esta lesión cerebral, aparecen una serie de problemas:

✓ **Primarios:** Aparecen en el momento en el que se produce la lesión cerebral y son el resultado directo de la misma. En general son permanentes y en la mayoría de ocasiones no pueden ser corregidos.

a. Alteraciones del control motor selectivo

> Los pacientes con PC presentan sinergias de movimientos estereotipados que limitan su habilidad para llevar a cabo cualquier movimiento funcional. Además, la coordinación interarticular parece estar alterada en este tipo de pacientes debido al daño de los tractos motores en la materia blanca periventricular, responsables del control motor selectivo voluntario³.

b. Exaltación de los reflejos posturales y liberación de los reflejos flexores en las extremidades inferiores⁴

c. Alteraciones del equilibrio

> Debido a los déficits sensoriales y propioceptivos causados por la lesión, inapropiada coordinación de la intervención muscular, co-activación agonistas/antagonistas^{5,6}.

d. Tono muscular anormal

> Normalmente hipertonia definida como un incremento de la resistencia al movimiento pasivo debido a una respuesta exagerada del reflejo de estiramiento que da lugar a una actividad tónica continuada⁷.

e. Pérdida de fuerza

>Como consecuencia directa de la lesión de la vía piramidal y también como consecuencia secundaria a las alteraciones del brazo de palanca y el desuso⁸.

- ✓ **Secundarios:** Se trata de anomalías en el crecimiento óseo y/o muscular. Son el resultado de fuerzas anormales ejercidas sobre el esqueleto como consecuencia de la lesión cerebral primaria. Son susceptibles de corrección quirúrgica en la mayoría de ocasiones⁹.

f. Contracturas fijadas

g. Falta de alineamiento articular

h. Deformaciones óseas

- ✓ **Terciarios:** Se trata de compensaciones desarrolladas para salvar las limitaciones impuestas por los problemas primarios y secundarios.

La definición propuesta por la AACP (American Academy for Cerebral Palsy) como resultado de su primera conferencia en 1957 fue que la PC debe ser considerada como:

"un trastorno permanente pero no inmutable de la postura y el movimiento, debido a un defecto cerebral o lesión progresiva, que tiene lugar antes de que el cerebro haya completado el principal proceso de maduración morfo-funcional; el trastorno motor es frecuente, pero no exclusivo, y puede variar en el tipo y la gravedad".

En realidad, no se trataba de una definición unificada ya que en 1953 Minear¹⁰ encuestó a los miembros de la AACP y encontró varias definiciones diferentes de PC, coincidiendo todas ellas en que se trataba de un síndrome de daño cerebral con predominio de la disfunción motora aunque también psicológica, epilepsia y alteraciones de la conducta. Otros desórdenes como lesiones medulares o lesiones progresivas fueron excluidos. A pesar de la existencia de temas comunes, no se presentó una definición unificada de PC hasta 5 años después por el Little Club, un grupo informal de neurólogos y otros especialistas creado en el Reino Unido en 1957. El Little Club¹¹ publicó su definición de PC como:

" un trastorno motor permanente pero no inmutable debido a un daño no progresivo del cerebro, que aparece en los primeros años de vida antes de que el desarrollo del sistema nervioso central esté completo".

Un resumen de varias reuniones celebradas en Europa y Estados Unidos entre 1987 y 1990 fue publicado¹², obteniendo como resultado una definición en la que se destaca la heterogeneidad de la condición:

"un término general que abarca un grupo de no progresivos, pero a menudo cambiantes, síndromes de deficiencia motora secundaria a lesiones o anomalías del cerebro que surge en las primeras etapas de desarrollo".

En el año 2000 el grupo de Vigilancia de la Parálisis Cerebral en Europa, Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCOPE), publicó sus procedimientos estandarizados para determinar y describir los casos de niños con PC para los registros y bases de datos¹³. La definición incluyó cinco puntos clave:

- 1) *Es un término "paraguas"*
- 2) *Es permanente pero no invariable*
- 3) *Implica alteraciones del movimiento, de la postura y de la función motora*
- 4) *Se debe a una lesión o anomalía no progresiva*
- 5) *Esta lesión o anomalía tiene lugar en un cerebro inmaduro*

En el año 2002 la Confederación ASPACE elabora una definición de PC a través de los trabajos de una comisión técnica creada para tal efecto¹⁴:

"La Parálisis Cerebral es un trastorno global de la persona consistente en un desorden permanente y no inmutable del tono muscular, la postura y el movimiento, debido a una lesión no progresiva en el cerebro antes de que su desarrollo y crecimiento sean completos. Esta lesión puede generar la alteración de otras funciones superiores e interferir en el desarrollo del Sistema Nervioso Central."

En el año 2005 se propone la definición de PC que se acepta actualmente por consenso a nivel internacional¹⁵:

"La Parálisis Cerebral describe un grupo de trastornos persistentes en el desarrollo del movimiento y la postura, que provoca limitaciones de la

actividad, que se atribuyen a alteraciones no progresivas que se producen en el cerebro del feto o bebé en desarrollo. Los trastornos motores de la Parálisis Cerebral se acompañan a menudo de alteraciones de la sensibilidad, la cognición, la comunicación, la percepción, el comportamiento, y/o por un trastorno convulsivo”.

En esta definición la palabra “trastorno” hace referencia a una situación, es decir, un estado final, y no a una enfermedad que en cambio puede mejorar o empeorar y en teoría también se puede superar. Así que en realidad un niño con PC no puede ser considerado ni una persona enferma ni un individuo sano. El adjetivo “persistentes” refuerza el concepto de trastorno como una situación estable y definitiva, por tanto, no evoluciona (para expresar este concepto, el término encefalopatía fijada también se utiliza), mientras que la expresión “no progresivas” debilita parcialmente este concepto, mostrando que los trastornos motores y no motores provocados por PC pueden mejorar o empeorar espontáneamente o a través de un tratamiento. La palabra “cerebral” tiene que ser interpretada de una manera holística, como sinónimo de SNC en vez de un sinónimo de cerebro, de hecho, la lesión también puede afectar a otras estructuras como el cerebelo o el tronco cerebral. La expresión “cerebro en desarrollo” significa que la parálisis en los niños difiere de la parálisis en los adultos, ya que se caracteriza por la falta de adquisición de la función en lugar de la pérdida de las funciones ya adquiridas. El término “Parálisis Cerebral Infantil” no sólo hace referencia a una edad, sino que también describe la especificidad de la parálisis como una falta de función de adquisición en el niño, en oposición a la parálisis de adultos como la pérdida de funciones ya adquiridos. Sin embargo, la expresión permanece ambigua ya que no define a que funciones se refiere, aunque es generalmente atribuido a ***los procesos de control de la postura, de la locomoción y de la manipulación.***

La clasificación de individuos con PC consiste en agrupar a un número de ellos que comparten atributos o características comunes relacionadas con el proceso de este síndrome. Esta clasificación permite una mejor comunicación entre los profesionales de la salud a la hora de hablar de los pacientes, hacer pronósticos, tomar mejores decisiones sobre el abordaje terapéutico y

conseguir mejores resultados⁹. Las razones por las cuales se hace necesario hacer una clasificación de la PC, siguiendo la propuesta de Bax y col.¹⁵, son:

- ✓ **Descripción, proporcionando un nivel de detalle sobre una persona con PC que delinearé claramente la naturaleza del problema y su gravedad**
- ✓ **Predicción, proporcionando datos suficientes que puedan informar a los profesionales encargados del abordaje terapéutico de estos pacientes**
- ✓ **Comparación, proporcionando información suficiente para permitir comparaciones razonables de una serie de casos de individuos con PC agrupados en diferentes lugares**
- ✓ **Evaluación de los cambios, proporcionando información que permitirá comparaciones del mismo individuo con PC en diferentes etapas a lo largo del tiempo.**

Así como existe un consenso general en la definición de PC^{16,17}, **no lo hay para la clasificación de la PC**, y una gran variedad de clasificaciones han sido propuestas. Una revisión histórica de cómo ha cambiado la clasificación de la PC desde la primera clasificación de Little en 1862 ha sido presentada¹⁸. Osler¹⁹ en 1889 reconoció las contribuciones previas de sus colegas, y afirmó que **"para la claridad y la comodidad se acogieran a la costumbre de clasificar los casos de acuerdo a la distribución de la parálisis, si hemipléjica, dipléjica o parapléjica"**. Sachs y Peterson²⁰ en 1890 utilizan el mismo sistema de clasificación propuesto por Osler, es decir, *hemiplejia, diplejía o paraplejía*. Siempre que fue posible, investigaron la etiología mediante exámenes post mortem, pero llegaron a la conclusión de que ninguna de las tres presentaciones clínicas podría resultar de una variedad de causas. A pesar de esta falta de correlación abogaron por que la clasificación debe incluir "especial referencia a la patogenia de la enfermedad". Freud²¹ en 1893, a pesar de su experiencia en la neuropatología, abogó por la clasificación de la PC mediante hallazgos clínicos solamente. Freud reconoció que, incluso con el examen post mortem, los hallazgos patológicos eran el resultado de una combinación del proceso de lesión y reparación inicial y, por lo tanto, fueron sólo parcialmente relacionada con la manifestación clínica. Él pensaba que la tarea de separar los casos congénitos de los adquiridos era imposible en muchas ocasiones y que generalmente no era de gran utilidad. Su sistema de

clasificación combina categorías previamente separadas bajo el término **diplejia** para todos los trastornos bilaterales, a diferencia de la hemiplejia.

Phelps²² en 1941 reconoció la necesidad de un sistema de clasificación neurológica para fines de diagnóstico, pero prefiere usar su propio sistema de clasificación como base para el tratamiento. Propuso que la clasificación debe hacerse sobre una base funcional que incluye tanto la capacidad mental como la física, y que una evaluación social debe preceder al tratamiento. Agrupó todas las alteraciones del movimiento bajo el término discinesias, y utilizó como subcategorías la espasticidad, la atetosis, la ataxia, y el tremor, puntualizando que en raras ocasiones estas 5 categorías ocurren de forma autónoma. Wyllie²³ en 1951 utilizó una combinación confusa de criterios neurológicos y etiológicos para definir las categorías que eran:

(a) diplejia simétrica congénita, (b) paraplejia congénita, (c) cuadriplejia o hemiplejia bilateral; y (d) hemiplejia. La categoría seleccionada se complementó con una declaración del tipo de trastorno motor: espástica, flácida, mezclado, atetoide o atáxica.

El neurólogo estadounidense Myer Perlstein reconoció la confusión existente respecto a la clasificación de la PC y contribuyó a la unificación de criterios entre los diversos sistemas de los años 1940 y 1950²⁴. Describió métodos para los niños que se clasifican de acuerdo a la localización anatómica de la lesión cerebral, los síntomas clínicos, el grado de tono muscular, la gravedad de la afectación, y la etiología. Por lo tanto, sugirió que una descripción modular a través del uso de los componentes de cada factor. Minear, al igual que para unificar criterios en la definición de la PC, también realizó una encuesta a los miembros de la AACP en 1953 y publicó el sistema de clasificación resultante en base a la opinión de la mayoría¹⁰. El sistema de Minear es similar al de Perlstein con una lista completa de todos los síntomas clínicos y con las categorías de: *deficiencia motora, la topografía, la etiología, suplementario* (capacidades del paciente desde intelectuales a visuales), *capacidad funcional* (severidad), *neuro-anatómica* (lesión cerebral) y el requerimiento terapéutico. Una dimensión separada para la capacidad funcional con cuatro niveles está incluida en la clasificación, pero usa términos indefinidos como limitación leve y moderada de la actividad. Estos 4 niveles, que fueron propuestos en 1956, son

similares a los 5 nuevos niveles de la *Gross Motor Function Classification System (GMFCS)*²⁵. Ingram²⁶ prefiere un sistema que utiliza categorías neurológicas y topográficas, complementado con una indicación de la gravedad utilizando los términos leve, moderada y severa. La clasificación de Ingram separa entre:

- *hemiplegia, doble hemiplegia, diplejia y de categorías atáxicos y discinéticos (agrupa trastornos del movimiento involuntarios, tales como distonía, corea y atetosis, bajo el término discinesia).*

Señaló que los cambios transitorios en el tono muscular visto constantemente en los niños con diplejia requerirían su reclasificación continua si los términos "rigidez" o "espasticidad" fueron utilizados como categorías. En 1957 Mac Keith y Polani convocaron al grupo informal denominado Little Club que se dedicaba a pensar a través de la terminología para describir CP. La clasificación del Little Club utiliza el término "espástica" con sub-categorías de *hemiplegia, doble hemiplegia y diplejia; las otras categorías fueron distónica, coreo - atetoide, mezclado, atáxica y atónica*. El grupo tomó nota de la interpretación inconsistente de términos tales como "espástica" entre diferentes culturas profesionales y de país. Estas inconsistencias impedían seguir avanzando, lo que llevó a la conclusión, de que, en ese momento "era imposible proceder definitivamente con la clasificación de la parálisis cerebral"²⁷. En la década de los '80, otro grupo de expertos encargado por la Sociedad Espásticos (ahora SCOPE) discutió cómo clasificar la PC desde una perspectiva epidemiológica^{28,29}. El grupo de Evans estaba particularmente interesado en el seguimiento de las tasas de PC en poblaciones como marcadores de salud pública de atención de la salud perinatal y neonatal²⁸. Registra detalles de los déficits motores centrales en términos de tipo neurológico³⁰:

Hipotonía - hipertonia (incluyendo rigidez, espasticidad), discinesia y ataxia

Se tomó la decisión de registrar los detalles de cada una de las extremidades y la cabeza y el cuello por separado. La clasificación de Evans también tiene en cuenta la movilidad funcional y la destreza manual en uno de los cuatro niveles ordinales, la presencia de deficiencias intelectuales y sensoriales, dificultades

de comunicación, convulsiones, malformaciones congénitas y adquiridas, así como trastornos genéticos y otras. Se han realizado algunos esfuerzos para validar este sistema, con reuniones repetidas mostrando vídeos para probar la fiabilidad inter e intraobservador. Sin embargo, los detalles de la fiabilidad y la validez de su clasificación no se difundieron ampliamente. Una clasificación simple estandarizada para la PC fue propuesta más recientemente por Bax y col.¹⁵. Este grupo propone 4 dimensiones como clasificación: anormalidades motoras - discapacidades asociadas, - hallazgos anatómicos y radiológicos - causas y timing.

La principal diferencia entre esta clasificación y otras anteriores es la propuesta de eliminar los términos diplejia y hemiplejia debido a la inconsistencia en la definición y el uso impreciso de estos términos tanto en la práctica clínica como en la investigación. En resumen se puede decir que los sistemas de clasificación tradicionales se han centrado principalmente en el patrón de distribución de las extremidades afectadas. Tres principales subgrupos de pacientes con PC pueden distinguirse en función de la parte del cuerpo afectada por los síntomas:

Hemiplejia- *Implicación de una parte del cuerpo (izquierda o derecha)*

Diplejia- *Implicación predominante de las extremidades inferiores*

Cuadriplejia- *Implicación de las cuatro extremidades*

con un modificador añadido que describe el tipo predominante de tono o movimiento anormal, por ejemplo, espástica o discinética. Sin embargo, se ha hecho evidente que las características adicionales deben ser tomadas en cuenta para contribuir sustancialmente a la comprensión y manejo de este trastorno.

CLASIFICACIONES BASADAS EN CRITERIOS DE VALORACIÓN FUNCIONAL

Desde que Minear¹⁰ propone en 1956 la clasificación ha habido numerosos esfuerzos por mejorar la clasificación de la función en personas con PC. Actualmente existe un consenso entre la gran mayoría de profesionales dedicados al estudio y abordaje terapéutico de la PC en que la mejor manera

de clasificar a los pacientes afectados con esta alteración neurológica es aquella que tenga en cuenta el estado funcional del paciente. Sin embargo, la controversia aparece cuando deben elegir entre métodos de valoración funcional basados en escalas cualitativas o procedimientos cuantitativos basados en técnicas instrumentales aplicadas en el campo de la Biomecánica del Aparato Locomotor.

Clasificación mediante escalas de valoración funcional

Varios grupos han desarrollado escalas categóricas simples para la valoración de la habilidad funcional y movilidad funcional en niños con PC. Estas escalas fueron diseñadas para documentar los logros de movilidad y habilidades funcionales, el deterioro o mejora de estas habilidades tras una intervención, u otros cambios que tienen consecuencias en el crecimiento y el desarrollo. Su principal problema es que nos permiten definir lo que puede o no puede hacer el niño, pero no cómo lo hace. Las clasificaciones más comúnmente usadas son:

i) La *Gross Motor Function Measure (GMFM)*. Permite la valoración de la función motora gruesa en niños con PC, y ha sido presentada como válida, fiable y sensible a cambios³¹⁻³³. Existe una versión española de la GMFM que está en su fase inicial de su adaptación transcultural³⁴.

ii) La *Gross Motor Function Classification System (GMFCS)* fue desarrollado en respuesta a la necesidad de contar con un sistema estandarizado para clasificar la gravedad de la discapacidad de movimiento entre los niños con PC^{35,36}. La GMFCS describe la capacidad de movimiento de los niños con PC en uno de los cinco niveles ordinales. La GMFCS ahora se ha convertido en la principal forma de describir la gravedad de la discapacidad motora para niños con PC. El sistema ha tenido buena aceptación a nivel internacional y todo el espectro de profesiones de la salud para su uso en la investigación y la práctica clínica, proporcionando un sistema para comunicar con claridad acerca de la función motora gruesa de los niños³⁷.

iii) La *Functional Mobility Scale (FMS)* es una escala de 6 niveles ordinales que califica la movilidad de niños con PC sobre tres distancias de acuerdo a sus necesidades para dispositivos asistidos³⁸. La FMS es fiable y válida, y se ha

demostrado que permite detectar tanto el deterioro como la mejora en la movilidad que ocurre en el periodo de rehabilitación tras una intervención quirúrgica multinivel en un tiempo³⁹.

iv) La escala para la marcha de Gillette, el *Functional assessment Questionnaire (FAQ)*⁴⁰, es una escala de 10 niveles para la marcha, informada por los padres, que abarca un rango de habilidades de marcha en una variedad de entornos comunitarios y terrenos. Es una buena medida de la perspectiva de los padres y cubre una gran variedad de actividades de la vida diaria.

Clasificación Internacional del Funcionamiento, la Salud y la Discapacidad (CIF) / International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF)

A finales del siglo XX y comienzos del siglo XXI, surge una nueva manera de entender y abordar la discapacidad. Siguiendo a Schalock⁴¹ emerge un nuevo paradigma, que se caracteriza principalmente por:

- *Definir la discapacidad como las limitaciones en el funcionamiento de una persona dentro de un contexto particular*
- *Considerar los factores ambientales como una dimensión que influye y se relaciona con el funcionamiento y la discapacidad*
- *Otorgar un papel fundamental a los apoyos, ya que proporcionando los apoyos adecuados es posible mejorar el funcionamiento individual*
- *Considerar la discapacidad y el funcionamiento como conceptos dinámicos en el sentido de que, en una persona determinada, coexisten tanto limitaciones como capacidades*

Dentro de este paradigma es necesario destacar el modelo propuesto por la CIF⁴². Se trata de una clasificación de carácter universal que tiene como objetivo homogeneizar y aportar información sobre un lenguaje común entorno al funcionamiento de las personas con discapacidad. El funcionamiento se entiende como un *continuum* en la vida de la persona, producto de la relación entre una determinada condición de salud y los factores contextuales presentes.

La CIF (Fig.1) pertenece a la familia de clasificaciones desarrolladas por la Organización Mundial de la Salud (OMS) para su aplicación a varios aspectos de la salud.

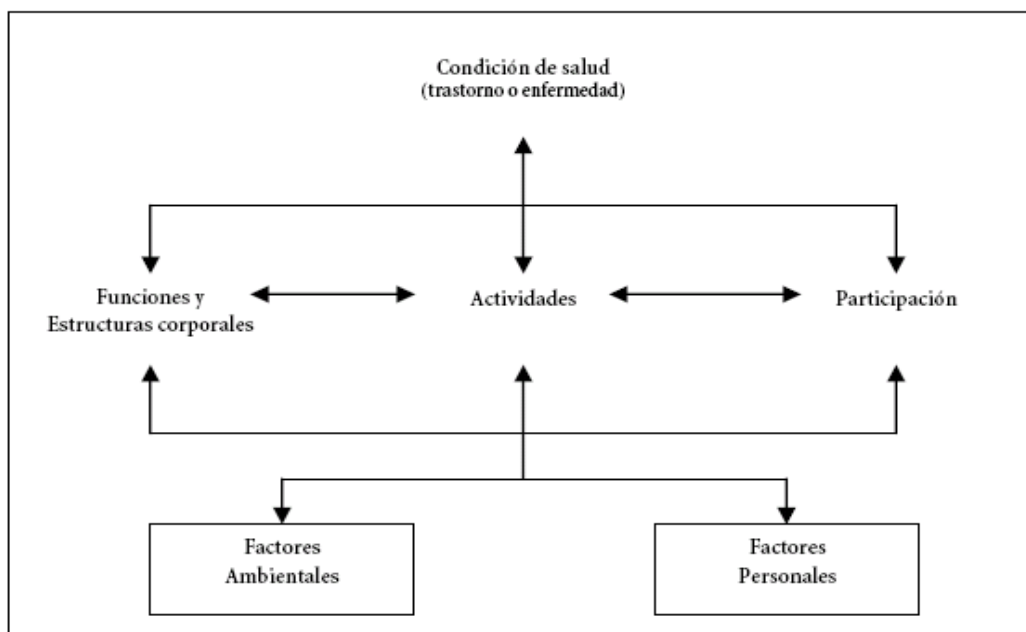


Fig. 1 Esquema de la CIF

El conjunto de clasificaciones de la OMS proporciona el marco para codificar un amplio rango de informaciones acerca de la salud (ej. diagnóstico, funcionamiento y discapacidad, razones para contactar con los servicios de salud) y provee un lenguaje estandarizado y único que posibilita la comunicación en todo el mundo sobre la salud y la atención sanitaria entre diferentes disciplinas y ciencias. La CIF articula tres categorías de función: deterioro, limitaciones en la actividad, y la participación. La CIF establece los componentes para proporcionar un perfil de funcionamiento compuesto por cuatro pilares fundamentales; las **estructuras** o partes anatómicas del cuerpo, las **funciones**, las **actividades** de la persona en el plano individual y la **participación** como implicación social. Además, incluye como parte fundamental, los **factores ambientales** y los clasifica como un componente más del funcionamiento. La CIF tiene como objetivo principal brindar un lenguaje unificado y estandarizado, así como un marco conceptual para la descripción de la salud y los “estados relacionados con la salud”. Estos dominios de salud y dominios “relacionados con la salud” se describen desde la perspectiva corporal, individual y mediante dos listados básicos:

- 1) Funciones y Estructural Corporales
- 2) Actividades-Participación

Como clasificación la CIF agrupa de manera sistemática los distintos dominios de una persona en un determinado estado de salud, introducir el modelo de la CIF en el desarrollo de la práctica clínica tiene varios beneficios, al tratarse de una herramienta útil y valiosa para la organización y la comunicación entre diferentes profesionales de la salud, focalizar el abordaje terapéutico en las necesidades individuales del paciente, y facilitar la investigación de la eficacia y efectividad de las intervenciones rehabilitadoras. En definitiva, permite elaborar un perfil sobre el funcionamiento, la discapacidad y la salud del individuo en varios dominios teniendo presente que la CIF realmente no clasifica personas, sino que describe la situación de cada persona dentro de un conjunto de dominios de salud mediante códigos, siempre en el contexto de los factores ambientales y personales. En el caso concreto de la marcha algunos de los códigos relacionados con la marcha aparecen a continuación (Fig. 2).


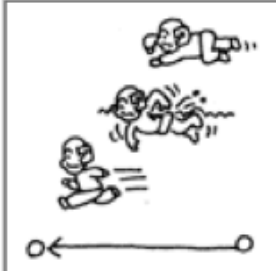
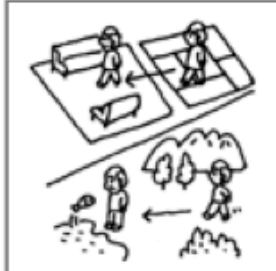

d450	d455	d460	d465
Walking	Moving around	Moving around in different locations	Moving around using equipment
			

Fig. 2 Códigos de la IFC para la marcha.
Fuente: <https://wwrichard.net/category/icf/>

Clasificación basada en la valoración de la función mediante la utilización técnicas de Análisis Biomecánico y Control Motor

El abordaje óptimo de los pacientes con PC requiere de la medición tanto de la función como de actividades fundamentales de la vida diaria como es la marcha. La utilización de técnicas de análisis biomecánico y la valoración del Control Motor permiten el estudio de las alteraciones del movimiento y la postura de manera objetiva mediante la cuantificación de variables que

posteriormente posibilitan una clasificación teniendo en cuenta criterios más objetivos:

- **Variables cinemáticas**

Las técnicas de análisis del movimiento en 3D han posibilitado la clasificación de la marcha. El primer intento de realizar una clasificación de los patrones de la marcha con el análisis instrumentado de la marcha en individuos con hemiplejía fue realizado en 1987 por Winters y col.⁴³, que describieron un sistema de clasificación utilizando la cinemática en el plano sagital para el tobillo, rodilla, cadera y pelvis. Estos patrones, desde el tipo 1 al tipo 4, reflejan un aumento en el nivel de afectación. Aunque estos patrones presentan algunos solapamientos, proporcionan una guía para el abordaje quirúrgico. Una limitación del sistema de clasificación de Winter es que no hace mención a las posibles alteraciones cinemáticas en los planos frontal y transversal, y además no incluye la hiperextensión de rodilla que constituye un patrón común presente en la hemiplejía⁹. En 1993 Sutherland y Davis⁴⁴ clasificaron la función de la rodilla en niños con PC Espástica en 4 patrones teniendo en cuenta la cinemática en el plano sagital (Fig. 3) y asociándolos con la exploración física y la función muscular a través de electromiografía dinámica:

- *Jump Knee- incremento de la flexión de rodilla en la fase inicial del apoyo monopodal y una extensión normal de rodilla al final de esta misma fase*
- *Crouch Knee- incremento de la flexión de rodilla y la flexión dorsal del tobillo en toda la fase de apoyo*
- *Stiff Knee- disminución de la flexión de rodilla en la fase de oscilación*
- *Recurvatum Knee- excesiva extensión de rodilla en la fase de apoyo*

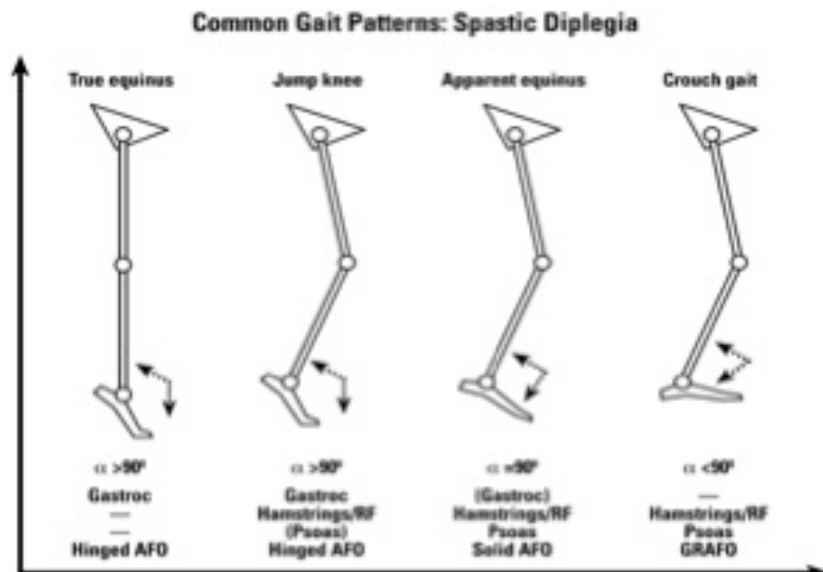


Fig. 3 Patrones cinemáticos plano sagital (adaptado de Sutherland y Davis⁴⁴)

En el año 2001 Rodda y Graham⁴⁵ proponen un sistema de clasificación que incluye un patrón adicional en el plano sagital de hiperextensión de rodilla en combinación con un exceso de equino (tanto en el apoyo como en la oscilación) y además alteraciones en el plano transversal como la rotación interna de cadera (Fig. 4). La novedad que aportan es la inclusión del tobillo y la cadera:

- *Equino verdadero- la cadera y la rodilla no se encuentran afectadas, mientras que el tobillo se encuentra en equino*
- *Marcha en saltos- la cadera está normal, la rodilla flexionada y el tobillo en equino*
- *Aparente equino- la cadera y la rodilla están flexionadas y el tobillo plantigrado*
- *Marcha agachada- la cadera y la rodilla están flexionadas y el tobillo en flexión dorsal*

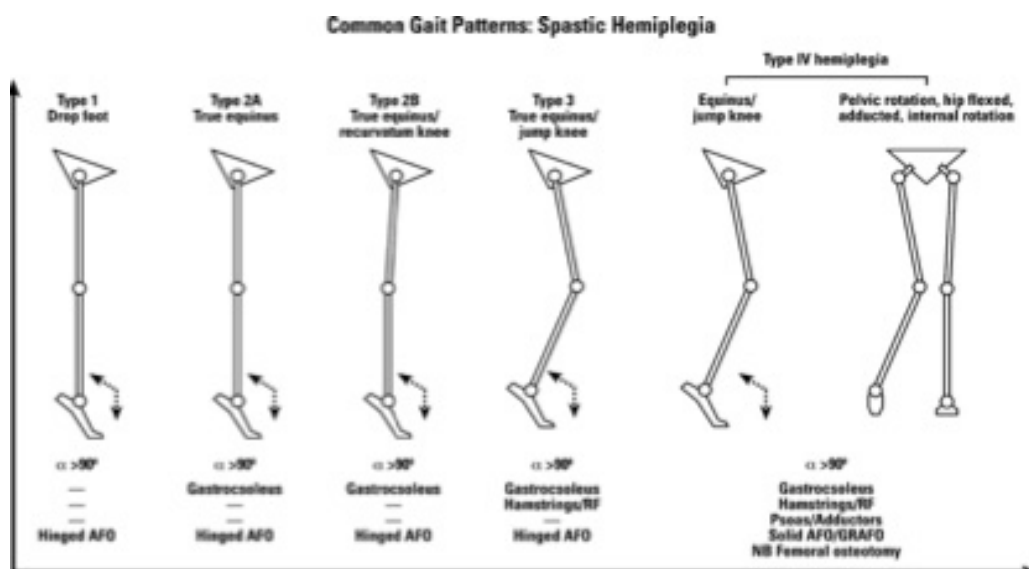


Fig. 4 Patrones cinemáticos plano sagital (adaptado de Rodda y Graham⁴⁵)

- Variables cinemáticas y dinámicas

La clasificación de la marcha en pacientes con PC utilizando una combinación de las características derivadas del estudio cinemático y cinético ha sido propuesta por varios autores más recientemente^{46,47}. Los patrones articulares cinéticos sugieren el resultado específico de una combinación de temas relacionados con contractura muscular, fuerza muscular, control y debilidad. La posición del tronco tiene un impacto sustancial sobre los momentos musculares netos y debería ser tenido en cuenta siempre a la hora de interpretar estos datos. Los patrones cinéticos tipo en estos pacientes han sido identificados y descritos en la literatura científica como⁹:

- *Patrón de momento extensor de la articulación de la cadera*
- *Patrón de momento adductor de articulación de la cadera*
- *Patrón de doble joroba en el momento flexor plantar interno del tobillo*
- *Patrón de momento extensor de la articulación de la rodilla*
- *Patrón de momento flexor de la articulación de la rodilla*

El año 2000 Lin y col.⁴⁸ describen una clasificación con la inclusión de datos cinemáticos y cinéticos para la articulación de la rodilla (Fig. 5), añadiendo a los datos cinéticos el estudio de la función neuromuscular con EMGS.

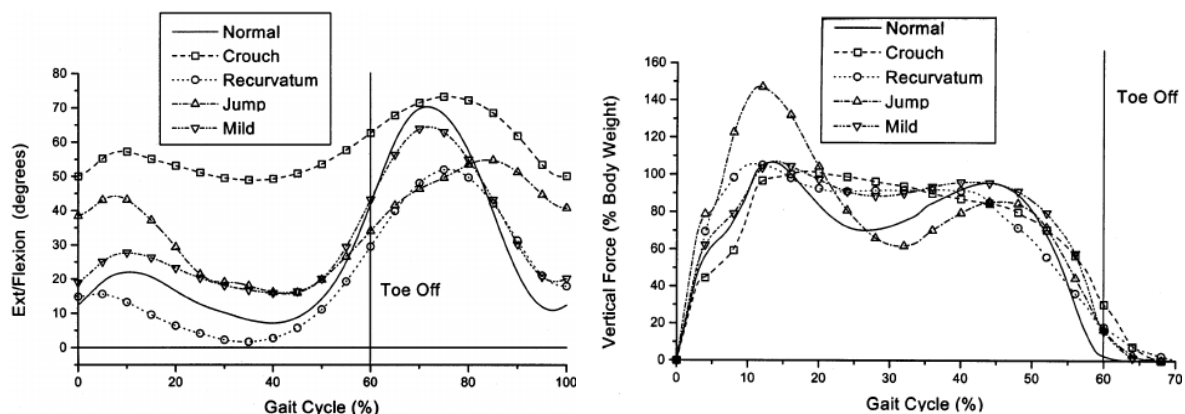


Fig. 5 Patrones cinemáticos de la rodilla en el plano sagital (adaptado de Lin y col.⁴⁸)

3. Revisión histórica de la parálisis cerebral

En este apartado se describe la evolución histórica del estudio científico de la PC, haciendo especial mención a los pioneros que se esforzaron para estudiar científicamente la PC, a través de una breve revisión histórica, organizada cronológicamente, desde las primeras referencias históricas hasta ahora.

La PC hasta el siglo XX

Documentos históricos informan de la existencia de niños con alteraciones del movimiento ya desde tiempos de los Sumerios. Existen referencias históricas realizadas por médicos de la Antigua Grecia y grabados de individuos con PC datados en siglo V A.C que nos permiten deducir que ya eran conocedores de esta patología^{49,50}. Sin embargo, no será hasta la época Victoriana cuando encontremos la primera descripción de PC. A grandes rasgos podemos aseverar que desde la primera parte del siglo XIX hasta la Segunda Guerra Mundial el interés mostrado por la investigación de la espasticidad y sus desórdenes en niños no fue demasiado grande. Muy pocos fueron también los intentos de establecer programas de rehabilitación para la recuperación de la funcionalidad en este tipo de pacientes, que eran recibidos con poco entusiasmo por las sociedades científicas de la época. La búsqueda de evidencias que permitieran correlacionar las lesiones cerebrales con su

manifestación clínica comenzó con publicaciones francesas llevadas a cabo por patólogos que debatían sobre la asociación entre la hemiplejía del cuerpo con la hemiatrofia del cerebro identificada post- mortem⁵¹. Sin embargo, el trabajo original que describe la Parálisis Cerebral, y en particular las cuestiones musculo-esqueléticas derivadas de ella, fue desarrollado por el cirujano ortopédico inglés William John Little (1810-1894)⁵².



Fig 6. John Little

Little tenía un pie equino secundario a una poliomielitis, cuestión que sería importante para su futuro ya que alimentó su interés por la medicina. Durante sus estudios tuvo la fortuna de conocer al cirujano ortopédico alemán Dr. Georg Friedrich Louis Stromeyer, el cual comenzaba a realizar cirugías reconstructivas innovadoras en aquella época. Usando sus nuevas técnicas Stromeyer fue capaz de corregir el pie de Little con gran éxito mediante una tenotomía subcutánea, siendo el resultado tan espectacular que Little no dudó en llevar a cabo estas técnicas en Inglaterra⁵³. El trabajo de Little en el campo de la PC, aunque no identificado en el momento, en realidad comenzó cuando impartió una conferencia sobre lesiones en el parto⁵⁴. En 1853, tras estudiar a 24 niños con espasticidad, publicó un texto en el que sostenía por primera vez que la rigidez espástica de los recién nacidos, que cursaba con contracturas musculares y extremidades deformes, resultaba de un daño cerebral provocado por la asfixia del feto inmediatamente antes o durante el parto⁵⁵. Su

trabajo sobre la PC culminó en 1861, cuando Little propone la primera definición de PC (aunque no utiliza el término “Parálisis Cerebral”) en un documento presentado a la Sociedad Obstétrica de Londres. En este documento publica su experiencia basada en 20 años de investigación clínica en los que había estudiado más de 60 niños espásticos. Apoyado por una colección extensa de datos, defiende la posible correlación entre problemas durante el embarazo o el parto y las alteraciones del desarrollo físico que presentaban los niños en forma de alteraciones articulares. Señaló también que los trastornos de comportamiento y la epilepsia eran complicaciones ocasionales que no eran centrales para la condición. Durante la exposición de su informe ante la Sociedad Obstétrica citó la obra de William Shakespeare argumentando que el parto prematuro de Ricardo III le habría provocado una asfixia que sería la causante de una supuesta PC. En resumen, se puede afirmar que fue Sir John Little el primero en describir esta enfermedad y en investigar con especial interés las deformidades desarrolladas en individuos con espasticidad generalizada, siendo para muchos el padre de la PC hasta el punto de que la PC ha sido conocida durante muchos años después como la **“Enfermedad de Little”**.

Casi al mismo tiempo, el cirujano ortopédico alemán Dr. von Heine, informaba síndromes clínicos similares como resultado de infecciones tales como la fiebre escarlata o de vacunas. En numerosas ocasiones hacía referencia a la obra de su compatriota Hensch, que había escrito su tesis varios años antes, describiendo hemiplejías en niños⁵⁶. Se ha sugerido que en realidad fue von Heine y no Little el que primero distinguió la PC espástica de la parálisis flácida causada por la poliomielitis¹⁹, cuestión que no está registrada formalmente pero que podría ser verdad debido a que se sabe que Little pasó algunos años estudiando en Alemania durante la década de 1830 y es posible que hubiera algún intercambio de ideas entre ambos. Sarah McNutt, médico estadounidense, a que la Asociación Americana de Neurología la admitió como su primer miembro femenina, continuó intentando demostrarla hipótesis defendida por Little sobre los riesgos de discapacidad a largo plazo derivados de traumas en el nacimiento⁵⁷. El eminente canadiense Sir William Osler, considerado uno de los padres de la medicina moderna, publicó una serie de artículos sobre la PC antes de su más notable monografía publicada en

Londres en 1889 "*The Cerebral Palsies of Children*"⁵⁸. En ella se utiliza por primera vez el término "parálisis cerebral" aunque no la define, y describe exhaustivamente su estudio en una serie de 151 pacientes. En el año siguiente a la publicación de su libro seminal, los neurólogos Sachs y Peterson publicaron su serie de 140 casos donde se utiliza por primera vez el término "diplejia espástica"²⁰. El neurólogo Dr. Sigmund Freud (1865-1939) fue el primero en afirmar que la PC podría tener su origen en etapas tempranas del desarrollo cerebral mucho antes del nacimiento, en contraposición a lo defendido por Little, al observar que muchos niños que habían sufrido asfixia al nacer se desarrollaban normalmente y no presentaban PC. Freud creía que Little tenía una visión sesgada por tratarse de un cirujano ortopédico y que esta condición le limitaba tanto en el tipo de pacientes que trataba como en la forma en la que abordaba esta condición patológica. En su "*Die infantile Cerebrallahmung*" escrito en 1897, Freud investigó las posibles causas de los trastornos motores que presentaban sus pacientes, dándole mayor importancia a los desórdenes prenatales e intrauterinos que al distress sufrido durante el parto⁵⁹. A pesar de sus aportaciones científicas, los investigadores y los médicos de la época continuaron siguiendo las conclusiones de Little y no fue hasta décadas después cuando comenzaron a apoyar las teorías de Freud tras los estudios llevados a cabo en los que se demostraba que sólo un pequeño porcentaje de los casos de PC fueron causadas por asfixia al nacer. Con el paso del tiempo Freud perdió el interés por la PC y se centró en sus estudios de psicoanálisis⁶⁰.

La PC desde 1900 hasta nuestros días

Inmediatamente después de la Segunda Guerra Mundial, la investigación médica revivió el interés en este campo con la rápida creación de muchas especialidades y un renovado enfoque sobre los niños con discapacidad y su contexto socio-ambiental. Los avances en las técnicas de asistencia obstétrica y los instrumentos más sofisticados de cuidados intensivos neonatales redujo significativamente la mortalidad general de los recién nacidos, pero también permitieron la supervivencia de un mayor número de niños en situación de riesgo. Esto condujo rápidamente a la investigación de nuevos métodos de trabajo en diferentes ámbitos profesionales. Los progresos realizados en la

investigación de enfermedades genéticas y metabólicas y sus consecuencias en el Sistema Nervioso Central (SNC) permitieron una redefinición de muchos cuadros clínicos que antes eran clasificados bajo la poco específica etiqueta diagnóstica de parálisis cerebral. A principios de la década de 1920, unos 30 años después de los comentarios de Freud, el cirujano ortopédico estadounidense Winthrop Phelps hizo la siguiente gran contribución al estudio de la PC. Fue pionero en enfoques modernos para el manejo físico de los niños con PC mediante fisioterapia, ortesis y bloqueos nerviosos buscando cuatro objetivos con el tratamiento: **mejorar la locomoción, la autonomía, el habla y la apariencia general**²². Su acercamiento a la cirugía fue conservador. Phelps ayudó a fundar la AACP en 1947 y fue elegido su primer presidente. En 1957, impulsada por la necesidad de aclarar la terminología utilizada en diferentes partes del mundo y también con el objetivo de aumentar el consenso acerca de la clasificación de la PC, la AACP llevó a cabo una conferencia. Como resultado se propuso una definición de la PC, que sigue siendo muy popular hoy en día. En la actualidad podemos decir que esta enfermedad, considerada inicialmente como ortopédica por Little, se ha convertido en el prototipo de discapacidad del desarrollo infantil que requiere un abordaje multidisciplinar no solo de disciplinas de las ciencias de la salud sino también de las ciencias exactas y la ingeniería. Fruto de esta necesidad en los años 80 algunos ingenieros comenzaron a desarrollar una base teórica sólida y fiable capaz de aplicar conceptos mecánicos y matemáticos en el contexto clínico.

4. Espasticidad: patofisiología y repercusiones sobre la actividad motora

La espasticidad es uno de los mayores problemas en pacientes con lesión de motoneurona superior, aunque no es el único componente de este síndrome. La lesión que se produce en el sistema nervioso da lugar a determinados efectos denominados negativos (déficits sensoriales, pérdida de potencia, alteraciones del control motor fino) y también a efectos positivos que se manifiestan en forma de espasticidad o movimientos involuntarios. El lugar en el que se produce la lesión determinará la combinación de estas características positivas y negativas que dan lugar al cuadro clínico característico del paciente⁹. La característica clínica de la espasticidad es la elevación del tono muscular que se manifiesta por un incremento de la resistencia al movimiento

pasivo dependiente de la aceleración. También están presentes la hiperreflexia (la exaltación de los reflejos osteotendinosos) y el clonus. Actualmente no existe un consenso claro acerca de la definición de espasticidad. En 1980 Lance⁶¹ propone una definición de espasticidad que ha sido ampliamente aceptada:

“La espasticidad es un desorden motor caracterizado por un incremento en los reflejos de estiramientos tónicos dependiente de la velocidad, con una exageración de los reflejos tendinosos como consecuencia de la hiperexcitabilidad de los reflejos de estiramiento, como uno de los componentes del síndrome de motoneurona superior”.

Además del incremento del tono muscular debido a la exacerbación del reflejo de estiramiento, hay evidencia sobre la aparición de cambios estructurales en las células musculares que dan lugar a una rigidez muscular intrínseca⁶². Como consecuencia de esto, en niños que están en fase de crecimiento se producen con frecuencia contracturas musculares y malalineamientos articulares que en ocasiones derivan en subluxaciones o incluso luxaciones en los casos más severos. Es importante reseñar que la aparición de espasticidad dependerá del lugar donde asiente el daño neuronal⁹. La espasticidad aparece cuando la lesión afecta a los núcleos reticular y vestibular del tronco del encéfalo. Si el daño aparece por debajo de estos núcleos, la ausencia de influencia del tracto reticuloespinal causará un incremento del tono muscular, exaltación de los reflejos y clonus debido a la pérdida de inhibición de las neuronas motoras espinales. La pérdida de influencia del tracto vestibuloespinal (que normalmente induce la contracción de los extensores o músculos antigravitatorios de las piernas) dará lugar a una postura en flexión típica en muchos de estos pacientes. Si por el contrario el daño se produce por encima de los núcleos anteriormente mencionados se produce una reducción de la influencia cortical en ellos. Por tanto habrá una menor excitación cortical de los núcleos reticulares intactos por lo que hay todavía alguna aunque menor inhibición de las neuronas motoras espinales. La influencia inhibitoria cortical sobre los núcleos vestibulares intactos (que se encargan de la contracción de los músculos antigravitacionales) se pierde, resultando en una extensión excesiva de los miembros inferiores^{63,64}. Por último se debe tener en cuenta que

la espasticidad podría ser un mecanismo de compensación ante la debilidad muscular presente en este tipo de pacientes⁶⁵. En cualquier caso, el incremento de tono muscular va a afectar el patrón de motor .

Epidemiología e impacto socioeconómico

La PC, independientemente de países, grupos étnicos y edad, es una de las causas más comunes de discapacidad física en la infancia⁶⁶. A pesar de los cambios en los cuidados obstétricos y neonatales experimentados desde mediados de los años 90, las cifras de PC no se han modificado sustancialmente desde entonces^{12,16,67,68}. Es cierto que la creación de registros nacionales ha permitido una mejor documentación de los casos, pero también que al disminuir la mortalidad perinatal sobreviven más niños pretérmino y/o con bajo peso al nacer en los que el riesgo de PC es mayor. En la última década se han publicado varias revisiones acerca de la prevalencia de PC a nivel internacional. La más reciente, llevada a cabo en 2013⁶⁹, se trata de una rigurosa revisión sistemática y metaanálisis en la que se llega a las siguientes conclusiones:

- *La prevalencia de PC en términos generales a nivel mundial es de 2,11 por cada 1000 nacidos vivos. Estadísticamente la prevalencia es más alta en los recién nacidos de muy bajo peso y muy baja edad gestacional, según la mayoría de los autores.*
- *La prevalencia de PC ha permanecido constante durante estos últimos años a pesar de que ha aumentado el número de niños prematuros en riesgo que sobreviven.*

En el caso concreto de España existe casi una ausencia de publicaciones originales centradas en la epidemiología de la PC⁷⁰. Según la Encuesta sobre Discapacidades, Deficiencias y Estado de Salud, en 1999 se estimaban en casi sesenta mil las personas mayores de 6 años que en España sufrían PC, pero aún se desconoce cuál es la frecuencia real de la PC en nuestro medio, cómo se encuentran nuestros pacientes y qué necesidades tienen. Las dos mayores series publicadas por españoles no provienen de un área geográfica con denominador conocido.

En la más antigua, Palencia y col.⁷¹ realizaron un estudio de casos y controles para analizar la etiología de la PC en 150 niños nacidos en Castilla y León entre 1964 y 1982. Más de una década después, Bringas-Grande y

col.⁷² detallaron las causas, el tipo clínico y los problemas médicos asociados a la PC en 250 pacientes que acudían a rehabilitación infantil en el Hospital Virgen del Rocío de Sevilla (años 1996-2000). El grupo SCOPE contactó en el 2003 con los profesionales del Hospital 12 de Octubre de Madrid (Servicio de Neonatología, Unidad de Neurología Infantil y Unidad de Epidemiología Clínica) debido a que tenían constancia de su experiencia en programas de seguimiento coordinados para niños con un peso inferior a 1.500 g en el momento de nacer. Desde entonces, un centro español forma parte del proyecto europeo y, aplicando su metodología, está recogiendo casos nacidos desde 1991. Es el primer estudio en relación con un registro de PC de base poblacional que se realiza en el país. Lo que estos registros aportan no son solamente es una fuente de datos descriptivos sobre la PC, sino que constituyen además una herramienta eficaz para la planificación de los recursos sanitarios, sociales y educativos sobre cifras reales. En el año 1986, el Instituto Nacional de Estadística (INE) en colaboración con el actual Instituto de Mayores y Servicios Sociales (IMSERSO), realizó la primera Encuesta sobre discapacidades, deficiencias y minusvalía (EDDM) siguiendo la Clasificación internacional de deficiencia, discapacidades y minusvalía (CIDDM) de la OMS. Esta clasificación estableció por primera vez un marco conceptual oficial de la discapacidad con un lenguaje común y universal. Trece años después, en el año 1999, el INE realizó en colaboración con el IMSERSO y la fundación ONCE, la segunda Encuesta sobre discapacidades, deficiencias y estado de salud (EDDES-99) e incluyó bastantes mejoras que impiden la comparabilidad directa entre ellas.

En el año 2008 el INE elaboró de nuevo una encuesta sobre de Discapacidad, Autonomía personal y situaciones de Dependencia aunque sin datos concretos para la PC, y en el año 2017 el INE elaborará una nueva encuesta en la que actualizará los datos sobre discapacidad.

Respecto al **Impacto socioeconómico**, la familia de un paciente con PC es probable que incurra en gastos significativos relacionados con la necesidades de atención médica, servicios de educación especial, asistencia para el desarrollo, y la vida asistida en general. Otros factores, tales como los costes indirectos de la productividad y los salarios perdidos, así como las limitaciones

en el trabajo, también contribuyen a los gastos generales. La información en cuanto al impacto socioeconómico de la PC en nuestro país es muy limitada. El documento más reciente que hemos encontrado está publicado en el año 2009⁷³, y en él los costes que se estiman son exclusivamente los referidos al tiempo de los cuidadores informales, obviando otros costes derivados del cuidado, como la adaptación de una vivienda o la adquisición de materiales sociosanitarios, así como la contratación de cuidadores profesionales o la valoración de otros servicios financiados pública o privadamente. Es decir, el coste de los cuidados informales que ellos consideran son aquellos asociados a los cuidados generalmente prestados por familiares o personas allegadas al ámbito familiar del enfermo, y no retribuidos. En el caso de la PC se estima un coste de entre 410,6 y 863,0 millones de euros. En los Estados Unidos en el años 2003 el coste estimado, para las personas nacidas, fue de 11,5 mil millones dólares⁷⁴.

1.1.2. La Biomecánica y el Control Motor en el proceso de la evaluación y de la rehabilitación de la parálisis cerebral

El movimiento permite a los niños adaptarse al medio en el que viven y, al mismo tiempo, interactuar con él adaptando progresivamente este entorno en base a sus necesidades. Siendo el problema de las alteraciones del movimiento y la postura el núcleo principal de la rehabilitación en la PC, se hace imprescindible la medición y la cuantificación objetiva de estas alteraciones de manera general, y la caracterización neuromecánica de la marcha en particular, a través de la utilización de técnicas instrumentales fiables que deberían ser parte fundamental en el manejo terapéutico en este tipo de pacientes^{75,76}. Históricamente la PC ha sido objeto de recepción de los beneficios terapéuticos derivados de la aplicación de los métodos y técnicas para el estudio objetivo del movimiento humano. Desde los años 80 de la mano de ingenieros de la talla de Aurelio Cappozzo, la aplicación de la tecnología específicamente orientada a la adquisición y el análisis de los movimientos ha contribuido en gran medida a la mejora en el tratamiento y el diagnóstico de los trastornos provocados por la PC. Winter D, Perry J, Sutherland DH, Gage J, Davis RB y Kadaba MP, entre otros, han sido pioneros en la aplicación clínica de técnicas para el estudio de la marcha humana que ayudan a los clínicos

durante el proceso de toma de decisiones terapéuticas en pacientes con PC. Winter en 1987 describe por primera vez la marcha en pacientes con PC espástica⁴³. Los trabajos de Perry y Sutherland ha servido de base para mejorar el resultado de tratamientos quirúrgicos y no quirúrgicos de la PC y para la introducción de un nuevo *modus operandi* en la identificación de los defectos y las adaptaciones funcionales a trastornos musculoesquelético en el pie. James Gage más recientemente ha llevado a convertir el análisis de la marcha como una herramienta indispensable para el diagnóstico y el abordaje terapéutico de pacientes con PC en el centro de referencia internacional Gillette Children's Specialty Healthcare de Minnessota (EEUU). Con el paso de los años la caracterización neuromecánica de la marcha humana se utiliza cada vez más para evaluar, analizar, clasificar y para apoyar el proceso de toma de decisiones clínicas, permitiendo una investigación profunda y completa de la locomoción humana. Por tanto, podemos afirmar que la necesidad de estudiar las alteraciones del movimiento y la postura así como sus causas de forma más objetiva que surgió en el contexto de la PC encontró su respuesta en la Biomecánica, aunque no sin limitaciones:

- *La primera de ellas consiste en algo que siempre va ligado a la realización de mediciones en cualquier contexto: la precisión de las mismas y en muchos casos el conocimiento del error en la medición. A pesar de proporcionar más objetividad que la observación visual con la que se solía valorar la marcha de estos pacientes, no está exenta de errores en las medidas (a pesar de que los avances tecnológicos han sabido reducirlas) y deben ser motivo de estudio para conocer la fiabilidad de los datos que recogemos. Tras el proceso de evolución extraordinaria de las ciencias de la computación, las técnicas instrumentales y los sistemas de medida son cada vez más precisos, rápidos, de uso fácil y cómodos para los pacientes.*
- *Una vez superada esta limitación queda por responder a la cuestión de saber por qué la locomoción humana se realiza de una forma muy característica para cada persona bajo y el papel que juega el SNC para los mecanismos de Control Motor a los que la locomoción humana esta*

sometida. Esta cuestión se estudia de modo indirecto analizando biomecánicamente la locomoción humana con el objetivo de indagar en los mecanismos de control motor con la cuantificación de la sinergia durante la “marcha humana”. En este sentido la aproximación metodológica que se conoce como “**uncontrolled manifold**” (UCM) podría resultar a una alternativa fidedigna dado que se trata de una perspectiva teórica relativamente novedosa. Aunque, en sujetos sin patología existen ya algunas aportaciones científicas⁷⁷, la (UMH) no ha sido aplicada en sujetos que presentan patología donde los estudios son muy escasos^{78,79}, y menos aún en la diplegia espástica no se han encontrado referencias bibliográficas.

1.2. ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DE CONOCIMIENTOS

La revisión bibliográfica llevada a cabo se ha nutrido de diversas fuentes. En primer lugar se han recopilado una serie de libros que podemos considerar fundamentales en el campo de la Biomecánica y el Control Motor en relación con la “marcha humana” que recogen los principios básicos en este campo de conocimiento. La búsqueda se ha complementado con revisiones bibliográficas exhaustivas en bases de datos especializadas (MEDLINE, PUBMED, PEDro) y con otras búsquedas específicas de artículos que ha surgido durante el proceso de lectura crítica de la bibliografía científica publicada sobre.

Análisis biomecánico de la “marcha humana”. Recorrido histórico.

El análisis de la marcha humana, tal como se conoce en la actualidad, es el resultado del largo proceso de evolución de la motricidad humana y ha sido objetivo de multitud de estudios científicos para poder conocer su naturaleza e interpretar las razones que subyacen a que el ser humano se mueva de una determinada manera⁸⁰. Este proceso comienza en la Antigua Grecia y Roma cuando el hombre comenzó a practicar la Medicina, observando los movimientos de los enfermos y que posteriormente utilizaba como ayuda en el diagnóstico de las enfermedades y en el campo terapéutico. Son los Griegos en el *período helenístico* los que ofrecen los orígenes de las leyes de funcionamiento que rigen el ejercicio físico y dieron gran importancia al estudio del movimiento, siendo Aristóteles (384-322 D.C) el personaje que primero recoge comentarios acerca de la “marcha humana”. La observación era el único instrumento de medición del que disponían, y aún así se considera que es en este periodo cuando se establecen las bases para el desarrollo de las leyes del movimiento newtonianas. En la *Edad Media* con la caída del Imperio Romano se olvidan en cierta medida las enseñanzas de griegos y romanos, y en esta época no hay avances notables en el estudio del movimiento y la marcha. Desde los estudios de Galeno, los conocimientos no avanzaron hasta

que en el *Renacimiento* Leonardo da Vinci (1452-1519) se interesó por el estudio del movimiento humano. Representó mediante grabados las fases de la marcha humana, estudió la capacidad del hombre para generar movimiento y la posición del centro de gravedad con el mantenimiento del equilibrio. Es en esta época cuando algunos de los conceptos que más tarde formaron las bases matemáticas necesarias para el análisis biomecánico de la marcha moderna fueron elucidados. Destacan también en la Edad Moderna autores como Girolamo Cardan (1501-1576), considerado como el primer matemático europeo en usar números complejos y el cual estudió las propiedades de los ángulos tridimensionales (secuencia de las rotaciones para determinar la posición del sistema de coordenadas), cuestión de gran importancia para el cálculo de los ángulos articulares durante la marcha. A partir del *siglo XVII*, gracias a los estudios de Galileo Galilei (1564-1642) e Isaac Newton (1642-1727), se puede realizar una aproximación científica al análisis mecánico del movimiento de los seres vivos gracias a que sientan las bases teóricas y empíricas para el análisis del movimiento basado en principios físicos. Rene Descartes (1596-1650) fue el primero en la concepción de un sistema de coordenadas ortogonal para describir la posición de un objeto en el espacio, y además, también escribió el primer libro moderno en Fisiología, *De Homine*⁸¹. El paso definitivo para los posteriores avances en el campo de la Biomecánica se produce durante la Revolución científica que culmina con el trabajo “*De Motu Animalium es principio mechanic statico*” de Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679) en 1680⁸². El científico renacentista italiano Borelli, considerado por muchos como uno de los fundadores de la Biomecánica, fue pupilo de Galileo. Con él llega la medición y el análisis de la locomoción de una manera más objetiva bajo el prisma de la yatomecánica, teoría médica que ve al cuerpo humano como una máquina reduciendo así los fenómenos fisiológicos y patológicos a fenómenos mecánicos. Integrando sus conocimientos en varias disciplinas científicas, Borelli fue el primero en determinar el centro de masa corporal balanceando el cuerpo en torno a un pivote prismático en tres planos mutuamente ortogonales. Además, también fue el primero que desarrolló un experimento para el análisis de la marcha que aplicó sobre sí mismo en 1679, del cual dedujo de manera correcta que tenía que haber un movimiento mediolateral de la cabeza durante la marcha. En este contexto destaca la figura

del prolífico matemático suizo Leonard Euler (1707-1783), ya que desarrolló teorías matemáticas para describir el movimiento de cuerpos vibrantes así como la aplicación de las leyes de Newton a cuerpos rígidos y fluidos. Además, estableció las bases matemáticas para introducir el concepto de conservación de la energía. Durante la última parte del *siglo XVIII* y primera parte del *siglo XIX* una serie de grandes fisiólogos franceses como Albrecht von Haller (1708–1777), Paul Barthez (1734–1806), Françoise Magendie (1783–1855), Samuel Poisson (1781–1840) y Pierre Nicolas Gerdy (1797–1856) hicieron observaciones ocasionales de la marcha. Aunque todos hicieron contribuciones originales, había poco progreso hacia un entendimiento moderno de la marcha humana por dos razones: i) *en primer lugar, no había trabajos experimentales para corroborar sus teorías, ii) en segundo lugar, los autores solían tener conocimientos en un área científica concreta, ya sea de mecánica o de fisiología, pero no de ambos. Aquellos con formación en física tendían a asumir que la gravedad era el motor principal para caminar, y los entrenados en fisiología suponían que solo la actividad muscular podía producir el movimiento.*

Finalmente el descubrimiento de la bioelectricidad por el físico italiano Luigi Galvani (1737-1798) en el año 1791 fue muy significativo en la historia tanto de la electrofisiología como de la monitorización de la funciones musculoesqueléticas, ambas relevantes para el estudio de la marcha humana. Sin embargo no fue hasta el *siglo XX* cuando se desarrollan técnicas específicas para registrar fenómenos bioeléctricos y que constituyen los pilares para el desarrollo de la actual electromiografía que se utiliza para el estudio de la función neuromuscular durante la “marcha humana” .

La era contemporánea se caracteriza por la Revolución Industrial y los grandes avances tecnológicos. Las nuevas técnicas y la instrumentación cada vez más sofisticada permitieron grandes avances en el estudio de la marcha humana. Anteriormente a esta época los estudios de la locomoción humana se habían basado en la observación, que había permitido describir las fases del ciclo de la marcha, la rapidez y otros parámetros cualitativos. Aunque algunos científicos habían escrito sobre la “marcha humana” fueron los hermanos Willhelm (1804-1891) y Eduard (1806-1871) Weber quienes usaron métodos

para la medición de la locomoción humana que puede considerarse el primer intento de modelar matemáticamente aspectos del movimiento humano. El físico Wilhelm y el médico Eduard llevaron a cabo en 1836 el primer análisis biomecánico del paso humano en su obra *“Mechanik der Menschlichen Werkzeuge”*, que puede ser considerado el primer tratado publicado sobre la marcha antes del descubrimiento de la fotografía⁸⁰. Algunas de las conclusiones a las que llegaron directamente a través de las pruebas experimentales, tales como que el modo en que la longitud del paso y la cadencia cambian con la velocidad de marcha, se consideran actualmente de una fiabilidad más que aceptable. El descubrimiento de la fotografía se produce el 1839 por el pintor francés Louis Jacques Mandé Dagerre (1787-1852) según la mayoría de historiadores, aunque un primer procedimiento fotográfico experimental fue el heliogrado descubierto por Joseph Nicéphore Niépce en la década de 1820 que le permitió conseguir su primera imagen permanente. A pesar de la importancia de todos estos descubrimientos, la medición de la locomoción tal como la entendemos actualmente no se produce hasta la llegada de los avances en las tecnologías de medición introducidos por Jules Etienne Marey en Francia y Eadweard Muybridge (1830-1904) en América. El fotógrafo inglés Muybridge ideó la forma de hacer numerosas fotografías seguidas de manera rápida. Colocó varias cámaras que enfocaban un objeto en movimiento, sujetó todas las cuerdas de las cámaras y tiró de ellas, una tras otra, para disparar las cámaras fotográficas a un intervalo de tiempo determinado. Obtuvo como resultado una sucesión de fotografías tomadas con una diferencia de una fracción de segundo denominado “fotografía secuencial”, que permitió observar detalles del movimiento que antes no habían podido ser apreciados. Este momento marca el inicio del estudio de la locomoción como un fenómeno natural dinámico a través de la aplicación de la fotografía. Los avances en el estudio del movimiento se realizaron en caballos más que en humanos debido a que en esta época era el principal medio de transporte. Por su parte el médico y fisiólogo francés Jules Etienne Marey (1830-1904) también llevó a cabo avances que transformaron el estudio de la locomoción, que pasó de ser observacional a convertirse en una ciencia basada en cuantificaciones⁸³. Aplicó técnicas de fotografía cronocíclica, ciclofotografía o cronofotografía para analizar la marcha humana y la marcha animal. Además, Gaston Carlet (1849-

1892), que desarrolló su trabajo de investigación en el laboratorio de Marey, llevó a cabo mediciones de la longitud y duración del paso, fases de oscilación y apoyo e inclinación lateral del cuerpo durante la marcha. Carlet desarrolló un zapato con tres transductores de presión colocados en la suela y registró las fuerzas que ejercía el pie sobre el suelo (él fue el primero en registrar el “double bump” de la fuerza de reacción del suelo). Entre 1891 y 1895, Wilhelm Braune (1831-1892) y Otto Fischer (1861-1917) realizaron análisis matemáticos que constituyeron probablemente el primer análisis tridimensional de la marcha humana⁸⁴, en el que calcularon la velocidad y la aceleración de algunos segmentos corporales durante la marcha. Nikolai Bernstein (1896-1966) amplía los estudios que había llevado a cabo Fischer, analizando una muestra mucho más amplia en la que incluye niños a los que estudia en movimiento a través de métodos basados en análisis matemáticos. Los mayores avances a principios del siglo XX fueron en el desarrollo de plataformas dinamométricas y el estudio de la cinética. Un ejemplo es Jules Amar, que en 1916 diseñó una pista dinamométrica que registraba fuerzas en 3 direcciones: vertical, anteroposterior y mediolateral. A finales de la II Guerra Mundial surgieron los primeros laboratorios de Biomecánica y análisis del movimiento humano, principalmente en Estados Unidos como el equipo liderado por Verne Inman (1905-1980) y Howard Eberhart (1906-1993) en la Universidad de California, lo que supuso un impulso en el conocimiento de la locomoción humana. Describieron los parámetros cinemáticos de la marcha. Aportaron datos sobre rotación e inclinación de la pelvis y el tronco mediante la utilización de un equipo de cinematografía con el que grababan a los sujetos caminando de frente y de perfil. En 1981 Inman recopiló los conocimientos más actuales y novedosos sobre la marcha en ese momento en su libro “Human Walking”⁸⁵. Aunque para algunos autores Bresler y Frankel en 1950 fueron los primeros en llevar a cabo un análisis mecánico completo de la marcha humana⁸³. David Sutherland (1923-2006) y Jacquelin Perry fueron pioneros en la aplicación clínica del análisis de la “marcha humana” en América, y Jurg Baumann (1926-2000) en Europa. En la actualidad la fotografía seriada utilizada por Muybridge y Marey, o las primitivas técnicas cinematográficas que se emplearon en el análisis del movimiento y más concretamente de la marcha, han sido sustituidos progresivamente por sistemas que analizan la locomoción humana

mediante la utilización de cámaras de vídeo y sistemas de análisis del movimiento que se basan en el registro digital de imágenes, pudiéndose realizar los análisis en dos o en tres dimensiones. La introducción de técnicas cada vez más sofisticadas y el diseño de programas informáticos que permiten el análisis de los datos obtenidos ha significado un gran progreso en el estudio de la marcha humana y ha hecho posible llevar a cabo investigaciones muy precisas sobre cada una de las fases del ciclo de la marcha, tanto en sujetos sanos como en personas con distintas patologías o lesiones. Las técnicas de análisis de la marcha han experimentado un gran avance, sobre todo en el último siglo y principalmente desde la introducción de sistemas de análisis informático que han proporcionado una gran ayuda para el manejo de grandes cantidades de datos obtenidos en el estudio del movimiento. El análisis biomecánico de la “marcha humana” moderna tiene sus orígenes a principios de 1980 con la apertura del laboratorio desarrollado por el United Technologies Corporation en Newington (Connecticut) y los proporcionados por el equipo de Oxford Dinámica (más tarde para convertirse en Oxford Metrics) en Boston , Glasgow y Dundee. Mientras que los principios básicos siguen siendo los mismos que los primeros sistemas, han mejorado mucho en la frecuencia de muestreo, la resolución, la linealidad, la precisión y la posibilidad tecnológica de la sincronización de varios sistemas de medida que permite integrar la información registrada.

Evolución del proceso de la modelización mecánica para el estudio de la “marcha humana”.

Casi todos los sistemas disponibles en el mercado utilizan alguna variante del *Conventional Gait Model* (CGM), denominado también por razones históricas como modelo de Newington, Davis, Gage^{86,87}, Helen Hayes o Kadaba^{88,89} (Fig. 7). El modelo fue desarrollado hace unos 20 años cuando la tecnología estaba considerablemente menos desarrollada que en la actualidad, y en consecuencia presenta limitaciones considerables. Además se trataba de un modelo cinemático que no concedía gran importancia a la influencia de los datos antropométricos e inerciales en el cálculo de los momentos y las potencias. Sin embargo, debido a que sólo los modelos bien validados y conocidos deberían ser utilizados para el procesamiento de datos en pacientes

reales, el CGM sigue siendo la primera elección cuando se trata del estudio de la marcha humana. La validación formal explícita del modelo en la bibliografía sigue siendo mejor que la de otros modelos y se puede comprobar ya que la principal validación de otros modelos se realiza comparando los resultados con el CGM⁹⁰. Además existe una validación sustancial implícita del CGM por el elevado número de proyectos de investigación que se han basado en su utilización. Por último, se puede decir que es sin duda el modelo más utilizado para el análisis clínico de la marcha a nivel internacional, y por tanto hay un mayor número de personas en la comunidad clínica y científica que tienen un conocimiento detallado de las fuerzas y debilidades de este modelo en comparación con los demás. Hasta que la evidencia científica demuestre la superioridad de alguna de las alternativas a este modelo el CGM probablemente seguirá siendo la primera elección para el análisis biomecánico de la marcha, por lo menos en el ámbito clínico. En el CGM se utiliza el número mínimo de posibles marcadores para determinar la cinemática y la cinética en 3 dimensiones de la extremidad inferior en un momento en el que los sistemas de medición eran capaces de detectar un número reducido de marcadores. El modelo divide el cuerpo en 7 segmentos (1 pelvis, 2 fémures, 2 tibias y 2 pies) articulados con articulaciones con 3 grados de libertad. La posición de cada articulación es definida en su segmento proximal y se utiliza para definir su segmento distal (ej. la localización de la articulación de la cadera es definida en la pelvis y después se utiliza para definir el segmento de fémur). El modelo es jerárquico desde la pelvis hasta el pie, por lo que requiere que los segmentos proximales hayan sido definidos con el fin de que los segmentos distales puedan ser definidos también (si un segmento no puede ser definido debido a la pérdida de un marcador por ejemplo, ninguno de los segmentos distales a él puede ser definido). El modelo utiliza ecuaciones de regresión para determinar la posición del centro de cada articulación. La cinética se determina utilizando una aproximación dinámica inversa que generalmente requiere filtrado adecuado para proporcionar señales útiles.

HELEN HAYES (CGM)

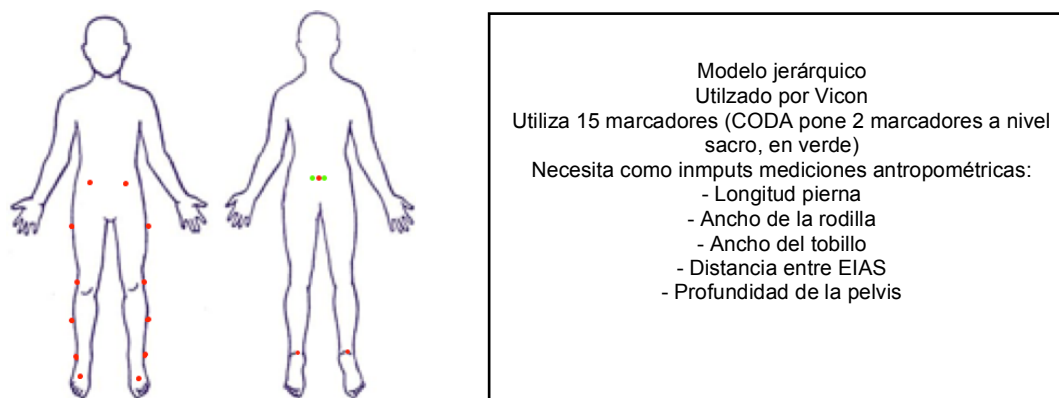
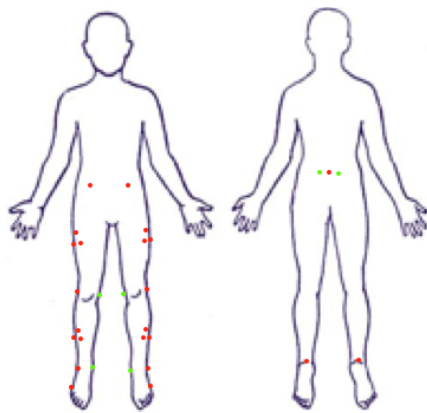


Fig. 7 Conventional Gait Model (CGM)

La alternativa más común al modelo convencional de la marcha es una familia de modelos que podríamos denominar como *Modelos de 6 grados de libertad*. Algunas de sus variantes incluyen el *Cleveland Clinic Markerset* y el *Calibrated Anatomical Systems Technique (CAST)*⁹¹ (Fig. 8). Los modelos de 6 grados de libertad están llegando a ser bastante populares debido a que son la base del conocido software Visual 3D de C-motion Inc. (Germantown, MD, USA). La característica principal de estos modelos es que asumen que cada segmento es independiente. Tres ángulos articulares reflejan la orientación relativa de diferentes segmentos en el espacio pero no asume que esto ocurra sobre un centro articular fijo como el CGM. Es por tanto también posible definir tres traslaciones para cada articulación; de ahí el término 6 grados de libertad. Con el objetivo de medir este movimiento, es necesario colocar al menos 3 marcadores en cada segmento. Los primeros modelos de 6 grados de libertad se precisan de clusters de marcadores fijados sobre bases rígidas, asociadas a los segmentos corporales (fémur, tibia..). Después del CGM, el modelo *Cleveland Clinic* es el más ampliamente utilizado aunque la documentación de este modelo en la literatura científica es muy pobre, tanto es así que la descripción del modelo como tal no está publicado. Unos de los últimos modelos que se han propuesto es el *IOR Gait Model* del Istituti Ortopedici Rizzoli⁹² (Fig. 9), que a diferencia del resto si que está bien documentado.

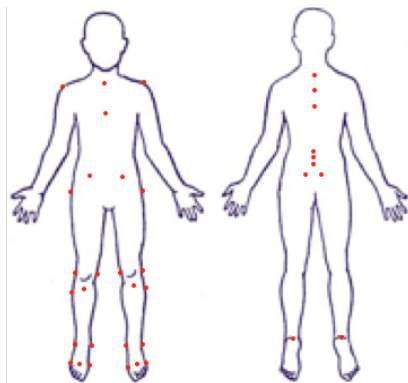
CLEVELAND CLINIC MARKERSET (Kadaba)



Modelo de 6 grados de libertad
Implementado en el software *Motion Analysis Corporation's Orthotrak*
Utiliza 23 marcadores (modificado añade marcadores verdes)

Fig. 8 Cleveland clinic markerset

RIZZOLI GAIT MODEL (IOR GAIT MODEL)



Modelo de 6 grados de libertad
Implementado en el software *Visual 3 D*
Utiliza 36 marcadores

Fig. 9 Rizzoli gait model

Estudio del Control Motor y la variabilidad del movimiento.

El Control Motor es el área científica que explora las leyes naturales que definen cómo el sistema nervioso interactúa con otras partes del cuerpo y con el entorno para producir movimientos voluntariamente coordinados⁹³. Aristóteles (384-322 a.C) fue casi con seguridad el primero en prestar atención a la “coordinación” de los movimientos. Durante siglos, el tema de la coordinación del movimiento había sido completamente ignorado. La revolución en el enfoque de la coordinación puede datarse en menos de 100 años con el

famoso experimento de los herreros desarrollado por Nikolai Bernstein (1896-1966) entorno al 1926. En este experimento, Bernstein equipó a los herreros con un conjunto de bombillas eléctricas fijadas a diferentes partes del cuerpo, y grabó sus movimientos durante el desarrollo de su actividad profesional (golpear el yunque con el martillo) con un ingenioso aparato (Fig. 10) que podríamos considerar como el padre de los actuales sistemas de análisis del movimiento⁹⁴.



Fig. 10 Trayectoria descrita por el martillo en distintos intentos.

Fuente: https://en.wikipedia.org/wiki/Nikolai_Bernstein

La historia contada por Bernstein describe la siguiente situación: *“a skilled blacksmith’s hammer hits a given target correctly, but his joint trajectories are not constant and show variability across a series of strikes”*. Una de sus conclusiones principales fue que aquellos profesionales perfectamente entrenados utilizaban trayectorias articulares variables a lo largo de las repeticiones de golpeo para asegurar una trayectoria relativamente invariante del martillo en el espacio con el objetivo de intentar golpear el yunque en un punto concreto a lo largo de las repeticiones. A partir de estas observaciones Bernstein concluyó que la varianza de cada trayectoria articular durante las diferentes repeticiones no es independiente sino que existe covariación entre las diferentes articulaciones, y propuso la eliminación de los grados de libertad redundantes como el problema esencial de control motor. A la hora de analizar el experimento e interpretar las conclusiones del mismo hay que tener en cuenta que:

- ✓ *Bernstein no fue demasiado detallista a la hora de escribir sobre este asunto, y no está claro si realmente quiere hacer referencia a una eliminación real de los grados de libertad articulares*
- ✓ *el significado ruso de la palabra “redundancia”, que podría no ser el mismo que la traducción que ha llegado a nosotros.*

Este autor soviético se adelantó sorprendentemente a su época en sus estudios sobre la coordinación, inspirando la obra de autores muy posteriores. En un momento histórico en el que la que la ideología de Ivan Pavlov dominaba la ciencia en su país, Bernstein estudió la complejidad de las acciones coordinativas intentando reducir las dimensiones del sistema de estudio. El elevado número de grados de libertad del aparato locomotor debía reducirse, para su estudio, a un sistema controlable caracterizado por patrones de coordinación consistentes. Generalmente el organismo dispone de mayor número de grados de libertad de los que necesita para realizar una tarea, y debe encontrar una estrategia para reducir aquellos que no son estrictamente necesarios. Se introduce así un concepto que ya había aparecido con anterioridad en el estudio de Sherrington de 1892 de la coordinación neuromuscular para definir las combinaciones complejas de acciones musculares que ocurren en el ser humano con un objetivo definido, el concepto de la *sinergia*. Las sinergias pasaron a ser entendidas como estructuras motrices funcionales, flexibles y temporalmente reunidas de forma específica para cada tarea. De esta forma, un microcomponente puede participar en muchas estructuras coordinativas en diferentes ocasiones, a la vez que una estructura coordinativa puede requerir el uso de microcomponentes diferentes en distintas ocasiones. Las investigaciones llevadas a cabo por Bernstein le llevaron a la formulación del “problema de la redundancia motora”, que se denomina comúnmente como el “problema de Bernstein”⁹⁵. Este problema plantea la cuestión de cómo el SNC selecciona un patrón motor específico de entre el conjunto infinito de patrones igualmente disponibles para resolver una tarea motora. Para Latash⁹³ parece que el SNC siempre tiene que confrontar el problema de elegir entre un número infinito de posibilidades, algo similar a resolver n ecuaciones con m incógnitas, siendo $n < m$. La formulación clásica del

“problema de la redundancia motora” está profundamente arraigada en la mecánica Newtoniana y a la Teoría de Control. Tradicionalmente este problema ha sido abordado utilizando métodos de optimización basados en una variedad de funciones de coste. Sin embargo, teniendo en consideración las investigaciones más recientes, el problema ha sido formulado de manera incorrecta. Lo que realmente Bernstein demostró con el ejemplo de los herreros expertos es que la varianza en determinados puntos (ej. la posición del martillo) es sustituida por la coordinación articular que explota esa redundancia fruto del exceso de grados de libertad de la que dispone el sistema. Por tanto, la tarea puede ser desarrollada de varias maneras y el problema para el investigador es determinar por qué el SNC (controlador central) prefiere alguna solución por encima de las demás. Bernstein utiliza la expresión “*eliminación de los grados de libertad redundantes*” para describir la habilidad del SNC para producir un patrón específico de movimiento en presencia de múltiples opciones, y planteó el problema de la eliminación de los grados de libertad redundantes como el problema central del control motor. Sin embargo, la formulación del problema sugiere que el SNC elige una única solución para los problemas de redundancia motora. El concepto de *coordinación* está por tanto muy cercana al concepto de *redundancia*. De hecho, un movimiento se puede definir coordinado solo si hay otro patrón de movimiento que puede solucionar el problema de una manera menos coordinada. Por tanto, la noción de coordinación es aplicable solamente a sistemas que pueden resolver tareas motoras de diferentes maneras, es decir, a sistemas redundantes. Ante el problema de los grados de libertad redundantes han surgido varias teorías a lo largo de las últimas décadas que trataron de explicar cómo el SNC coordina los movimientos y también la variabilidad en el rendimiento motor. Las dos teorías más prominentes en este campo han sido:

A. La Teoría del Programa Motor Generalizado (PMG), que explica la coordinación del movimiento del aparato locomotor y soluciona el problema de los grados de libertad a través de “programas motores”, generadores de patrones almacenados en el SNC. Esta teoría considera la variación en un patrón de movimiento dado como un *error* en la habilidad para predecir los parámetros apropiados a emplear en el PMG. Las teorías de control motor que se basaban en el concepto del programa motor empezaron a ser criticadas

debido a diferentes causas. En primer lugar, no se explican con un lenguaje común a otras ciencias, como la biología o la física, lo que dificulta la búsqueda de relación entre todos los elementos que componen el sistema. En segundo lugar, la complejidad de la naturaleza humana requiere mayor flexibilidad y adaptabilidad de lo que permite un programa motor, y éste además requiere el conocimiento previo del resultado pretendido.

B. La Teoría de los Sistemas Dinámicos (TSD)

Con la TSD se descarta el concepto de “programa motor” para explicar la ejecución de movimientos cíclicos y se plantea la aparición de fluctuaciones en las zonas de transición como una posible señal de la no linealidad del sistema, así como una muestra de que los comúnmente denominados errores de ejecución pueden ser necesarios e imprescindibles para producir un cambio en el comportamiento del sistema. La TSD aplicada a los sistemas vivos se puede definir como una teoría del cambio, que pretende capturar, estudiar y entender las transiciones estructurales y de comportamiento que ocurren en dichos sistemas con su entorno. Ha sido rápidamente adoptada para describir los mecanismos de progresión y desarrollo humanos, así como para estudiar el fenómeno de la coordinación motriz⁹⁶. Bernstein identificó como punto de partida para comprender el movimiento de todo el organismo la formulación del Programa Motor, y como principal corrector de la dinámica de la acción motriz al feedback⁹⁷. Su obra no se tradujo al inglés hasta 1967, por lo que sus ideas tardaron en llegar a occidente. Muchas de ellas son todavía válidas en la actualidad, pero han evolucionado para explicar cómo se forman las sinergias, y cómo se produce la organización del control del aparato locomotor que produce la coordinación.

Respecto a la formulación del denominado *problema de Bernstein* emergen a mediados del siglo XX dos enfoques:

- El primero fue la idea de que el SNC impone restricciones al sistema neuromotor, con lo cual se limita el área de posibles soluciones. Debemos considerar que algunas de estas limitaciones podrían estar relacionadas con componentes implícitos en la propia tarea como la preservación de la integridad del cuerpo
- El otro enfoque es la optimización⁹⁸. La idea principal de este enfoque es aceptar

una función (tratada como una función de costes o una función objetivo) de variables producida por los grados de libertad, y seleccionar una solución que minimice o maximice el valor de esta función. Este enfoque si que puede llevar a una única solución, pero su aplicación en la investigación depende de unas cuantas asunciones que parecen arbitrarias, como es asumir una función de costes particular.

El siguiente paso importante para solventar el *problema de Bernstein* fue llevado a cabo por el famoso matemático Israel Gelfand (1913-2006) y su joven colega el brillante físico Michael Tsetlin (1924-1966). Gelfand y Tsetlin en 1961 y 1966 introducen elementos de descripción formal de sistemas redundantes implicados en la producción de movimientos basados en el *principio de control no-individualizado*:

los elementos del sistema no son movidos por el controlador como extremidades de una marioneta, sino que están relacionadas en unidades estructurales para llevar a cabo tareas específicas.

Era de esperar que la presencia de unidades estructurales aliviaría el problema de la redundancia, evitando la eliminación de los grados de libertad que proponía Bernstein. Introducir esta noción fue el primer paso hacia el *principio de abundancia* formulado 50 años después por Gelfand y Latash⁹⁹. Gelfand y Tsetlin introducen algunos axiomas para describir las propiedades esenciales de las unidades estructurales anteriormente mencionadas, como que *“todos los elementos de una unidad estructural encuentran su propio lugar dentro del desarrollo de la tarea”*. Este axioma ilustra el *principio de abundancia* cuando más elementos que los estrictamente necesarios participan en la actividad de una unidad estructural con respecto a cada tarea, permitiendo que todos los elementos contribuyan en la tarea variando los patrones. Ésto fue posteriormente formulado como el *principio de abundancia*⁹⁹. *Abundancia* es un término relativamente nuevo en el campo del Control Motor, que se deduce de las teorías establecidas por Gelfand y Tsetlin¹⁰⁰. Otro de los axiomas es lo que denominaron el *“principio de economía”*, que consiste en utilizar el mínimo número de elementos para evitar el problema de la redundancia. Este enfoque está relacionado con la idea de la eliminación de los grados de libertad redundantes.

Hipótesis Uncontrolled Manifold (UCM)

Basándose en el *principio de abundancia* se desarrolla la hipótesis “uncontrolled manifold” (UCM)^{101,102}, para intentar explicar cómo el SNC organiza la interacción entre estos grados de libertad utilizados a los que denomina como *“variables elementales”*. Algunas variables elementales deberán ser controladas por el SNC en la consecución del objetivo que se pretende alcanzar con la tarea en cuestión. En cambio, aquellas variables elementales que garantizan cierta estabilidad de la variable considerada necesaria para alcanzar el objetivo a conseguir por dicha tarea no necesitan del control por parte del SNC. El término “uncontrolled” implica que el SNC (controlador neural) no tiene que corregir desviaciones del sistema en el espacio denominado UCM constituido por las variables elementales que no necesitan control por parte del SNC, ya que estas desviaciones por definición no conllevan cambios en la variable considerada como fundamental para el correcto desarrollo de la tarea. La teoría UCM ha sido recientemente introducida para investigar cómo el SNC actúa respecto a una tarea motora seleccionada eligiendo diferentes combinaciones de estructuras y unidades biocinemáticas implicadas en el desarrollo de dicha tarea motora para conseguir que se lleve a cabo de manera segura y eficiente.

1.3. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO: MOTIVACIONES Y PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En este apartado vamos a exponer las razones que nos llevan a estudiar el tema que planteamos y la importancia de las cuestiones que serán respondidas en nuestro trabajo. También vamos a definir el marco conceptual en el cual se realiza la tesis:

- La PC hasta la fecha **no tiene curación**, y las intervenciones terapéuticas que se llevan a cabo en estos pacientes están enfocadas a preservar o mejorar la postura y la marcha¹³.
- Las tasas de prevalencia e incidencia de PC son altas⁶⁹, siendo la forma espástica la de mayor presentación, y por tanto **supone un gran impacto socio-económico para la sociedad**. Esta circunstancia ha despertado un gran interés en la comunidad científica por caracterizar la motricidad de sujetos que presentan esta afección neurológica y sus consecuentes alteraciones motrices.
- Aunque alrededor del 60% de los niños con PC pueden andar, la gran mayoría **presentan alteraciones de la marcha que constituyen uno de los motivos más frecuentes de consulta al especialista sanitario**^{9,103}. Dentro de la PC, las manifestaciones motoras de la diplegia espástica (debilidad muscular, alteraciones del equilibrio y del control motor, espasticidad) junto al crecimiento del niño, hacen que se desarrollen una serie de alteraciones en el patrón de marcha normal. El análisis biomecánico de la marcha humana para objetivar estas alteraciones del movimiento y la postura durante la marcha es una práctica habitual en centros hospitalarios especializados en el manejo de este tipo de pacientes. **El uso de sistema de análisis biomecánicos para la realización de mediciones precisas y fiables que nos permitan cuantificar esas alteraciones han demostrado ser de gran utilidad en el manejo terapéutico de este tipo de pacientes** en dos aspectos:
 - A. apoyo al diagnóstico de las alteraciones del movimiento propio de la Fisioterapia, garantizando la idoneidad de las procedimientos terapéuticos que se llevarán a cabo durante el proceso de rehabilitación.

- B. permiten hacer un seguimiento de la evolución del paciente y comprobar la efectividad del tratamiento que estamos aplicando
- Los pacientes diagnosticados de diplegia espástica tienen dificultad para andar por diversos motivos, siendo uno de ellos la alteración del control motor³. Esto da lugar a alteraciones en la coordinación del movimiento, limitando su habilidad para desarrollar tareas funcionales. ***El estudio del control motor en niños con esta afección a nivel clínico se ha limitado a la utilización de escalas de valoración del control motor selectivo (SVMC).*** Otro modo de estudiar el Control Motor en este tipo de pacientes de una manera más objetiva que la SVMC con la cual hemos trabajado en nuestra investigación consiste en el estudio ***del papel que juega la variabilidad en la coordinación del movimiento y el control***, desechando la noción tradicional que identificaba la variabilidad en la ejecución del movimiento como una característica patológica y que implicaba un error en el sistema. Esta cuestión está actualmente pendiente de resolver, y la perspectiva que nos ofrece la Teoría de los Sistemas Dinámicos (TSD) nos obliga a repensar esta noción. De hecho, existe bibliografía científica suficiente que defiende la hipótesis de que la variabilidad es inherente al movimiento y es explotado por los sistemas dinámicos¹⁰⁴. La variabilidad no sería por tanto un problema, sino que es una parte integral de la solución del problema de desarrollar tareas, y podría ser un mecanismo adaptativo beneficioso para el individuo debido a que diferentes fuentes dinámicas pueden conducir a un desarrollo motor exitoso. Disponer de información sobre el comportamiento del sistema neuro-músculo-esquelético puede proporcionar a los clínicos una mejor comprensión acerca del control motor en pacientes con afectación neurológica y su relación con los enfoques rehabilitadores, ofreciendo una explicación sobre cómo diferentes fuentes dinámicas pueden dar lugar a un rendimiento motor adecuado. Esta información acerca de los posibles déficits de coordinación en esta población específica de pacientes con afectación neurológica permitirá llevar a cabo diagnósticos y tratamientos individualizados más específicos y eficaces con el propósito de acelerar la recuperación funcional del paciente.
 - Actualmente en el ámbito clínico los procedimientos que se llevan a cabo para el estudio de la marcha humana son la descripción cinemática, cinética

y electromiográfica con el objetivo de realizar una comparación con bases de datos de sujetos sin patologías. Sin embargo **no se hace una valoración objetiva del control motor para determinar por qué andamos como andamos** y de este modo hacer más eficiente nuestro proceso de toma de decisiones terapéuticas. La valoración del control motor, en nuestro caso a través del enfoque UCM, nos permitiría estudiar de manera indirecta el modo en el que el SNC organiza las tareas motoras y el movimiento.

- Existencia de **concepciones erróneas** en el contexto clínico:
 - Concepto de *variabilidad* como algo negativo porque implica poca repetitividad, debe ser reinterpretado por el colectivo clínico.
 - Control motor entendido únicamente como la capacidad de contraer un músculo de manera aislada.

Esta mala concepción lleva a la idea de que un buen control motor debería asegurar repetitividad durante la ejecución del movimiento, cuestión que lleva a errores a la hora de elaborar programas terapéuticos enfocados a mejorar esta cualidad.

- El conocimiento en profundidad de **los mecanismos implicados en la coordinación y el control de los múltiples grados de libertad es todavía uno de los problemas pendientes de resolver en el estudio del movimiento humano**, y más aún en pacientes con lesiones neurológicas.

La literatura científica más reciente *ha cuestionado la universalidad del* principio de “*freezing and releasing degrees of freedom*”, considerado por muchos autores como el problema central del control motor. Un *punto de vista alternativo a este ha sido propuesto, denominado “principio de abundancia”*, que considera que los aparentes redundantes grados de libertad son útiles o incluso vitales para muchos aspectos del comportamiento motor.

Por todo esto creemos que existen razones suficientes para llevar a cabo una revisión en profundidad del tema propuesto. La primera es que muchos investigadores siguen enfocando sus esfuerzos en el problema de la redundancia motora tal como se formuló originalmente. Otra razón es que muchos datos experimentales recogidos y analizados soportan la idea de que

el aparentemente diseño redundante del sistema neuromotor humano no es una fuente de problemas computacionales para el sistema nervioso central como se pensaba, sino algo de una gran utilidad funcional que requiere únicamente de una adecuada organización para ser aprovechado en nuestro beneficio.

La aportación novedosa de esta tesis es el estudio del control motor, en concreto el estudio del papel que juega la variabilidad fruto de la abundancia de grados de libertad, a través de la hipótesis UCM en niños y adultos jóvenes con diplegia espástica. Con ello se pretende entender un poco mejor cómo el SNC gestiona la selección de los patrones motores a través de sinergias para la consecución del correcto desempeño de una actividad funcional tan importante como es la marcha humana. En el caso concreto de la diplegia espástica el estudio de los mecanismos de control motor mediante este enfoque cobra más sentido si cabe, al tratarse de una restricción impuesta al sistema por la lesión neurológica cuya principal característica es su dependencia de la aceleración (variable que es cambiante a lo largo del ciclo de la marcha) y que por tanto obliga al sistema a ser flexible y adaptable para mantenerse estable en términos de la TSD.

Consideramos que una manera interesante de estudiar esta cuestión es la noción de *sinergia* entendida dentro del contexto de la hipótesis UCM. Este novedoso enfoque teórico en la valoración del control motor podría ser incorporado a los servicios clínicos de análisis biomecánico de la marcha como otra variable de estudio más. Los conocimientos que se puedan generar en este campo abrirían nuevos horizontes para los profesionales sanitarios que dedican sus esfuerzos en conseguir diagnósticos más precisos y en la creación de terapias más efectivas para este tipo de pacientes. Esta metodología para el estudio del control motor y la coordinación podría permitir al terapeuta llevar a cabo una valoración global de la funcionalidad del paciente con PC y evaluar las consecuencias positivas o negativas que la aplicación de una determinada intervención terapéutica pudiera tener sobre el Control Motor. Además, desde una perspectiva puramente clínica, la aceptación de nuestra hipótesis cambiaría el paradigma terapéutico entre los Fisioterapeutas que enfocarían sus tratamientos en incrementar el uso adaptativo de la variabilidad durante la

marcha en estos pacientes. El incremento de la variabilidad a través de la práctica bajo condiciones variables o con perturbaciones podría mejorar la utilización adaptativa de la variabilidad durante la marcha.

En este contexto se va a desarrollar esta investigación, con la firme convicción de que el análisis biomecánico de la marcha humana y del control motor están destinados a convertirse en una herramienta indispensable y de obligado uso tanto en el campo de la investigación como en el abordaje clínico de pacientes con alteraciones del movimiento y la postura, incluyendo la caracterización de la variabilidad de la motricidad humana como una nueva herramienta en la valoración funcional de la “marcha humana”.

1.4. OBJETIVOS

GENERAL

Realizar análisis biomecánico de la “marcha humana” en una muestra de niños y adolescentes con diagnóstico de diplegia espástica que pertenecen a la asociación ASPACE para obtener información acerca de los patrones motores durante la “marcha humana” y analizar la naturaleza de la variabilidad en estos patrones motores para evaluar la calidad del control motor.

ESPECÍFICOS

1) Caracterizar los patrones motores a nivel cinemático en la “marcha humana” de los pacientes con diplegia espástica de la muestra seleccionada, incluyendo las diferentes partes que constituyen la columna vertebral y la descripción del movimiento de la cabeza, como cuestión fundamental para entender los mecanismo de control motor que llevan a cabo este tipo de pacientes durante la “marcha humana”. Una vez descritos estos patrones motores, el objetivo será determinar la homogeneidad de los mismo entre los diferentes sujetos de estudio.

2) Utilizar el enfoque metodológico propuesto por la hipótesis UCM en el estudio de la “marcha humana” para comprobar, mediante el análisis de la estructura de la varianza de los ángulos segmentales, si los sujetos con diplegia espástica de la muestra de estudio preservan algo de la capacidad de control de la posición de la cabeza en el espacio en dos instantes relevantes del ciclo de la “marcha humana” como son el contacto y el despegue.

3) Analizar si existen diferencias significativas de control motor en función del plano del movimiento (sagital / frontal), el evento del ciclo de la “marcha humana” seleccionado (contacto / despegue) y el hemicuerpo (derecho / izquierdo) que está llevando a cabo ese evento.

1.5. PLAN DE TRABAJO

A continuación se expone el plan de trabajo diseñado para satisfacer los objetivos generales de la investigación anteriormente reseñados y para validar o rechazar las hipótesis propuestas. Ha sido estructurado en las siguientes etapas:

- 1.** Revisión bibliográfica. Análisis del estado del arte sobre el tema en base a la literatura científica existente.
- 2.** Establecimiento del equipo de trabajo. El equipo de trabajo ha estado compuesto por mi director de tesis, mis compañeros del Laboratorio, la Asociación ASPACE (que ha participado activamente en nuestro proyecto) y yo mismo como investigador principal.
- 3.** Selección de la muestra: pacientes con diagnóstico de Diplejia Espástica capaces de mantenerse en bipedestación y de realizar la marcha de manera independiente sin ayudas técnicas por un terreno llano durante aproximadamente 6 metros (pasillo de marcha del Laboratorio) a lo largo de varios ensayos. El motivo de estas restricciones fue intentar homogeneizar la muestra y el poder garantizar que los participantes fueran capaces de soportar una sesión experimental. Se tuvo en cuenta que la afectación de los mmii fuera bilateral a la hora de la inclusión o exclusión en el estudio.

Por otra parte se estableció como condición que el diagnóstico fuera claro y unívoco de diplejia espástica por parte del Servicio Médico de ASPACE, y que las deficiencias presentes en los sujetos de estudio estuvieran bien definida con el objetivo de validar la metodología experimental propuesta.

- 4.** Puesta a punto de los sistemas de medición del laboratorio necesarias: instalación y comprobación del correcto funcionamiento de las plataforma dinamométricas y del sistema de fotogrametría. Además se llevó a cabo la calibración de cada uno de los sistemas y la integración de todos ellos(sincronización).
- 5.** Procedimientos de toma de datos personales y valoración clínica de los sujetos de estudio. La exploración física del paciente se llevó a cabo de manera conjunta con el equipo de Fisioterapeutas de ASPACE.

6. Fase experimental: desplazamiento al laboratorio y realización de las pruebas de marcha y medidas complementarias.
7. Digitalización y tratamiento de los datos.
8. Diseño y puesta a punto de métodos de tratamiento de los datos obtenidos (Análisis de la variabilidad a través de la hipótesis UCM) como herramienta de apoyo al diagnóstico y valoración funcional de pacientes con diplejia espástica.
9. Presentación de resultados y conclusiones.

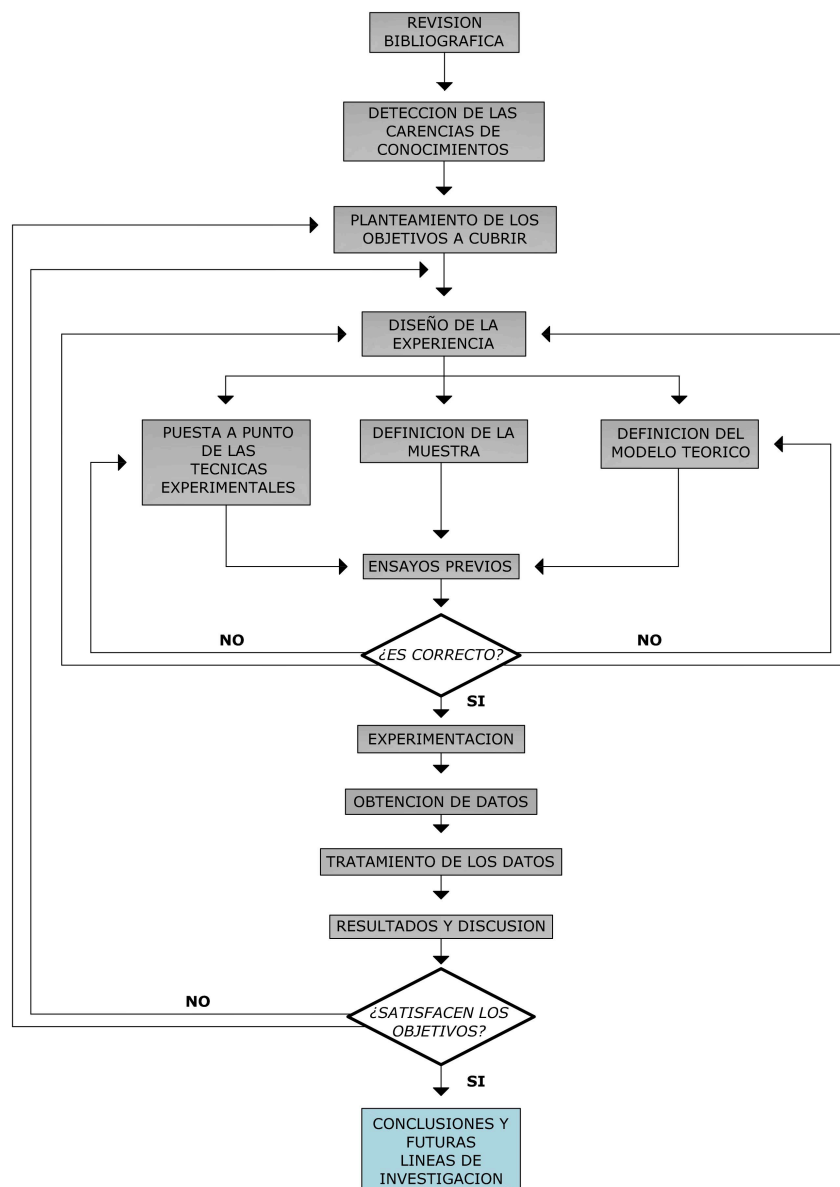


Fig. 11 Diagrama de flujo del plan de trabajo realizado

1.6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Deng W, Pleasure J, Pleasure D. Progress in periventricular leukomalacia. *Arch Neurol*. 2008;65(10):1291-1295.
2. Shang Q, Ma C-Y, Lv N, et al. Clinical study of cerebral palsy in 408 children with periventricular leukomalacia. *Exp Ther Med*. 2015;9(4):1336-1344.
3. Fowler EG, Goldberg EJ. The effect of lower extremity selective voluntary motor control on interjoint coordination during gait in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait Posture*. 2009;29(1):102-107.
4. Mayer NH, Esquenazi A, Childers MK. Common patterns of clinical motor dysfunction. *Muscle Nerve*. 1997;20(S6):21-35.
5. Woollacott MH, Shumway-Cook A. Postural dysfunction during standing and walking in children with cerebral palsy: what are the underlying problems and what new therapies might improve balance? *Neural Plast*. 2005;12(2-3):211-9-72.
6. Rose J, Wolff DR, Jones VK, Bloch DA, Oehlert JW, Gamble JG. Postural balance in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2002;44(1):58-63.
7. Scholtes VA, Dallmeijer AJ, Knol DL, et al. The Combined Effect of Lower-Limb Multilevel Botulinum Toxin Type A and Comprehensive Rehabilitation on Mobility in Children With Cerebral Palsy: A Randomized Clinical Trial. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006;87(12):1551-1558.
8. Wiley ME, Damiano DL. Lower-extremity strength profiles in spastic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 1998;40(2):100-107.
9. Gage JR. *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. London: Mac Keith Press; 2009.
10. Minear WL. A classification of cerebral palsy. *Pediatrics*. 1956;18(5):841--852.
11. Keith RC Mac, Mackenzie ICK, Polani PE. Definition of Cerebral Palsy. *Dev Med Child Neurol*. 1959;1(5):23-23.
12. Mutch L, Alberman E, Hagberg B, Kodama K, Perat M V. Cerebral palsy epidemiology: where are we now and where are we going? *Dev Med Child Neurol*. 1992;34(6):547-551.
13. Surveillance of Cerebral Palsy in Europe. Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE). *Dev Med Child Neurol*. 2000;42(12):816-824.
14. González T, Alonso M, Bernardi A De, Clar C. *Atención Educativa a Las Personas Con Parálisis Cerebral Y Discapacidades Afines*. Madrid; 2002.
15. Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, et al. Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Dev Med Child Neurol*. 2005;47(8):571-576.
16. Stanley FJ, Blair E, Alberman ED (Eva D. *Cerebral Palsies : Epidemiology and Causal Pathways*. London: Mac Keith Press; 2000.
17. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl*. 2007;109:8-14.
18. Colver AF, Sethumadhavan T. The term diplegia should be abandoned. *Arch Dis Child*. 2003;88(4):286-290.

19. Osler W. The cerebral palsies of childhood. *Am Obstet.* 1889.
20. Sachs B. A study of cerebral palsies on early life, based upon an analysis of one hundred and forty cases. *J Nerv Ment Dis.* 1890;15(5):295-332.
21. Freud S. *Les Diplégies Cérébrales Infantiles.* G. Masson; 1893.
22. Phelps WM. The Management of the cerebral palsies. *JAMA J Am Med Assoc.* 1941;117(19):1621.
23. Meadows S, Feiling A. Modern trends in Neurology. In: *Modern Trends in Neurology.* London: London: Butter-worth; 1951.
24. Perlstein M, Barnett H. Nature and recognition of cerebral palsy in infancy. *J Am Med.* 1952.
25. Rosenbaum PL, Palisano RJ, Bartlett DJ, Galuppi BE, Russell DJ. Development of the Gross Motor Function Classification System for cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2008;50(4):249-253.
26. BALF CL, INGRAM TT. Problems in the classification of cerebral palsy in childhood. *Br Med J.* 1955;2(4932):163-166.
27. Bax MCO. Terminology and classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 1964;6(3):295-297.
28. Evans P, Elliott M, Alberman E, Evans S. Prevalence and disabilities in 4 to 8 year olds with cerebral palsy. *Arch Dis.* 1985.
29. Evans P, Johnson A, Mutch L. Report of a meeting on the standardisation of the recording and reporting of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 1986.
30. Evans P, Alberman E, Johnson A. Standardisation of recording and reporting cerebral palsy. *Med Child* 1987.
31. Russell D, Rosenbaum P. The gross motor function measure: a means to evaluate the effects of physical therapy. *Dev Med Child Neurol.* 1989.
32. Russell D, Leung K. Accessibility and perceived clinical utility of the GMFM-66: Evaluating therapists' judgements of a computer-based scoring program. *Phys Occup.* 2003.
33. Russell D, Gorter J. Assessing functional differences in gross motor skills in children with cerebral palsy who use an ambulatory aid or orthoses: can the GMFM-88 help? *Dev Med Child.* 2005.
34. Azpillaga A de, Piñero-Durán M. Versión española de la Gross Motor Function Measure (GMFM): fase inicial de su adaptación transcultural. *Rehabilitación.* 2009.
35. Palisano R, Rosenbaum P, Walter S. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 1997.
36. Wood E, Rosenbaum P. The gross motor function classification system for cerebral palsy: a study of reliability and stability over time. *Dev Med Child.* 2000.
37. Morris C, Bartlett D. Gross motor function classification system: impact and utility. *Dev Med Child.* 2004;46(1):60-65.
38. Graham HK, Harvey A, Rodda J, Natrass GR, Pirpiris M. The Functional Mobility Scale (FMS). *J Pediatr Orthop.* 2004;24(5):514-520.
39. Harvey A, Graham HK, Morris ME, Baker R, Wolfe R. The Functional Mobility Scale: ability to detect change following single event multilevel surgery. *Dev Med Child Neurol.* 2007;49(8):603-607.
40. Novacheck TF, Stout JL, Tervo R. Reliability and validity of the Gillette Functional Assessment Questionnaire as an outcome measure in children

- with walking disabilities. *J Pediatr Orthop.* 2000;20(1):75-81.
41. Schalock RL, Bonham GS. Measuring outcomes and managing for results. *Eval Program Plann.* 2003;26(3):229-235.
 42. Organization WH. *International Classification of Functioning, Disability and Health: ICF.* Geneva: World Health Organization; 2001.
 43. Winters TF, Gage JR, Hicks R. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69(3):437-441.
 44. Sutherland DH, Davids JR. Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;(288):139-147.
 45. Rodda J, Graham HK. Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *Eur J Neurol.* 2001;8(s5):98-108.
 46. Öunpuu S, DeLuca P, Davis R. Long-term effects of femoral derotation osteotomies: an evaluation using three-dimensional gait analysis. *J Pediatr.* 2002;22(2):139-145.
 47. Adolfsen SE, Öunpuu S, Bell KJ, DeLuca PA. Kinematic and Kinetic Outcomes After Identical Multilevel Soft Tissue Surgery in Children With Cerebral Palsy. *J Pediatr Orthop.* 2007;27(6):658-667.
 48. Lin C-J, Guo L-Y, Su F-C, Chou Y-L, Cherng R-J. Common abnormal kinetic patterns of the knee in gait in spastic diplegia of cerebral palsy. *Gait Posture.* 2000;11(3):224-232.
 49. Richer P (1849-1933). *A du texte, Charcot J-M (1825-1893). A du texte. Les Difformes et Les Malades Dans L'art / Par J.-M. Charcot,... et Paul Richer,... Lecrosnier et Babé; 1889.*
 50. Christensen E, Melchior JC. *Cerebral Palsy: A Clinical and Neuropathological Study.* London: Spastics Society Medical Education & Information Unit, in association with William Heinemann Medical Books; 1967.
 51. Ingram T. *A historical review of the definition and classification of the cerebral palsies.* Epidemiol Cereb Palsies Oxford. 1984.
 52. Little WJ. *Course of lectures on the deformities of the human frame.* *Lancet.* 1844;41(1072):809-815.
 53. Dunn PM. *Dr William Little (1810-1894) of London and cerebral palsy.* *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed.* 1995;72(3):F209-10.
 54. Little WJ. *On the influence of abnormal parturition, difficult labours, premature birth, and asphyxia neonatorum, on the mental and physical condition of the child, especially in relation to deformities.* *Clin Orthop Relat Res.* 1966;46:7-22.
 55. Little WJ. *On the Nature and Treatment of the Deformities of the Human Frame Being a Course of Lectures Delivered at the Royal Orthopaedic Hospital in 1843, with Numerous Notes and Additions to the Present Time /.* London: Longman, Brown, Green, and Longmans,; 1853.
 56. Morris C. *Definition and classification of cerebral palsy: a historical perspective.* *Dev Med Child Neurol.* 2007;49:3-7.
 57. McNutt S. *Apoplexia Neonatorum.* W. Wood & Company; 1885.
 58. William Osler. *The Cerebral Palsies of Children.* Birmingham, Ala.: Classics of Neurology and Neurosurgery Library; 1986.
 59. Freud S. *Die Infantile Cerebrall? Hmung.* Рипол Классик; 1901.
 60. Accardo J, Kammann H, Hoon AH. *Neuroimaging in cerebral palsy.* *J Pediatr.* 2004;145(2 Suppl):S19-27.

61. Lance JW. What is spasticity? *Lancet* (London, England). 1990;335(8689):606.
62. Olsson MC, Krüger M, Meyer L-H, et al. Fibre type-specific increase in passive muscle tension in spinal cord-injured subjects with spasticity. *J Physiol*. 2006;577(1):339-352.
63. Matellano F, Pascual I, Villardaga J. Guía del tratamiento integral de la espasticidad. *Rev Neurol*. 2007;45(6):365-375.
64. Sociedad Española de Rehabilitación. MO, Arzoz T, Cabrera J, Calderón F, Sebastián F. Espasticidad. *Rehabilitación*. 1998:419-429.
65. Kerrigan DC, Riley PO, Rogan S, Burke DT. Compensatory advantages of toe walking. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81(1):38-44.
66. Cans C, De-la-Cruz J, Mermet MA. Epidemiology of cerebral palsy. *Paediatr Child Health (Oxford)*. 2008;18(9):393-398.
67. Reddihough DS, Collins KJ. The epidemiology and causes of cerebral palsy. *Aust J Physiother*. 2003;49(1):7-12.
68. Pakula AT, Van Naarden Braun K, Yeargin-Allsopp M. Cerebral Palsy: Classification and Epidemiology. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2009;20(3):425-452. doi:10.1016/j.pmr.2009.06.001.
69. Oskoui M, Coutinho F, Dykeman J, Jetté N, Pringsheim T. An update on the prevalence of cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. *Dev Med Child Neurol*. 2013;55(6):509-519.
70. Camacho-Salas A, Pallás-Alonso C. Parálisis cerebral: concepto y registros de base poblacional. *Rev Neurol*. 2007.
71. Palencia R, Valbuena L, Silva JC T. Etiología de la parálisis cerebral. Estudio en Castilla y León. *Rev Esp Pediatr*. 1985;41:279-284.
72. Grande AB, Luque AF, Alfaro CG. Parálisis cerebral infantil: estudio de 250 casos. *Neurología*. 2002;35:812-819.
73. Moreno JO. Los costes de los cuidados informales en España. *Presup Gasto Público*. 2009;56:163-181.
74. Centers for Disease Control and Prevention (CDC). Economic costs associated with mental retardation, cerebral palsy, hearing loss, and vision impairment--United States, 2003. *MMWR Morb Mortal Wkly Rep*. 2004;53(3):57-59.
75. Chang FM, Rhodes JT, Flynn KM, Carollo JJ. The Role of Gait Analysis in Treating Gait Abnormalities in Cerebral Palsy. *Orthop Clin North Am*. 2010;41(4):489-506.
76. Lofterød B, Terjesen T, Skaaret I, Huse A-B, Jahnsen R. Preoperative gait analysis has a substantial effect on orthopedic decision making in children with cerebral palsy: Comparison between clinical evaluation and gait analysis in 60 patients. *Acta Orthop*. 2007;78(1):74-80.
77. Krishnan V, Rosenblatt NJ, Latash ML, Grabiner MD. The effects of age on stabilization of the mediolateral trajectory of the swing foot. *Gait Posture*. 2013;38(4):923-928.
78. Black DP, Smith BA, Wu J, Ulrich BD. Uncontrolled manifold analysis of segmental angle variability during walking: Preadolescents with and without Down syndrome. *Exp Brain Res*. 2007;183(4):511-521. doi:10.1007/s00221-007-1066-1.
79. Papi E, Rowe PJ, Pomeroy VM. Analysis of gait within the uncontrolled manifold hypothesis: Stabilisation of the centre of mass during gait. *J Biomech*. 2015;48(2):324-331.

80. Baker R. The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait Posture*. 2007;26(3):331-342.
81. Descartes R. *De Homine*. Leffen & Moyardus; 1969.
82. Borelli G. *De Motu Animalium Ex Principio Mechanico Statico.*; 1680.
83. Richards J. *Biomechanics in Clinic and Research*. Edinburgh: Churchill Livingstone; 2008.
84. Braune W, Fischer O. *The Human Gait*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 1987.
85. Inman VT. *Human Walking*. (Williams & Wilkins, ed.). Baltimore: Edwin Mellen Pr; 1981.
86. Davis RB, Öunpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci*. 1991;10(5):575-587.
87. Ounpuu S, Gage JR, Davis RB. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *J Pediatr Orthop*. 1991;11(0271-6798 (Print)):341-349.
88. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wooten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GVB. Repeatability of Kinematic, Kinetic, and EMG Data in Normal Adult Gait.pdf. *J Orthop Res*. 1989;7(6):849-860.
89. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wooten ME. Measurement of Lower-Extremity Kinematics during Level Walking. *J Orthop Res*. 1990;8:383-392.
90. Collins TD, Ghousayni SN, Ewins DJ, Kent JA. A six degrees-of-freedom marker set for gait analysis: Repeatability and comparison with a modified Helen Hayes set. *Gait Posture*. 2009;30(2):173-180.
91. Cappozzo A, Catani F, Della Croce U, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech*. 1995;10(4):171-178. doi:10.1016/0268-0033(95)91394-T.
92. Leardini A, Sawacha Z, Paolini G, Ingrosso S, Nativo R, Benedetti MG. A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait Posture*. 2007;26(4):560-571.
93. Latash ML, Zatsiorsky VM. *Biomechanics and Motor Control: Defining Central Concepts*. Amsterdam: Academic Press; 2016.
94. Bernstein N. A new method of mirror cyclographie and its application towards the study of labor movements during work on a workbench. *Hyg Saf Pathol labor*. 1930.
95. Turvey MT. Coordination. *Am Psychol*. 1990;45(8):938.
96. Corbetta D, Vereijken B. Understanding development and learning of motor coordination in sport: the contribution of dynamic systems theory. *Int J Sport Psychol*. 1999;30(4):507-530.
97. Bernstein N. *The Co-Ordination and Regulation of Movements*. Oxford, New York: Pergamon Press Ltd.; 1967.
98. Nelson W. Physical principles for economies of skilled movements. *Biol Cybern*. 1983;46(2):135-147.
99. Gelfand IM, Latash ML. On the problem of adequate language in motor control. *Motor Control*. 1998;2(4):306-313.
100. Gelfand I, Tsetlin M. On mathematical modeling of the mechanisms of the central nervous system. In: *Models of the Structural-Functional Organization of Certain Biological Systems*. Nauka Moscow; 1966:9-26.
101. Schöner G. Recent developments and problems in human movement

- science and their conceptual implications. *Ecol Psychol.* 1995;7(4):291-314.
102. Scholz JP, Schöner G. The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Exp brain Res.* 1999;126(3):289-306.
 103. Asoh M. A clinical study on children with cerebral palsy able to walk practically. *Brain Dev.* 1994;26(5):404-410.
 104. Latash ML. The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy). *Exp Brain Res.* 2012;217(1):1-5.

2. BIOMECÁNICA Y CONTROL MOTOR DE LA MARCHA HUMANA

“Lo que no se define no se puede medir. Lo que no se mide , no se puede mejorar. Lo que no se mejora, se degrada siempre”

Lord Kelvin

2.1. INTEGRACIÓN NEUROMECAÁNICA EN LA MARCHA HUMANA

La locomoción humana es el resultado de un gran número de interacciones entre las articulaciones que implican la actividad neuromuscular que da lugar al desarrollo de las fuerzas internas, las fuerzas externas, el movimiento articular en función de las leyes de la mecánica Newtoniana. Los mecanismos de control neural de la locomoción son complejos e implican varias estructuras neuro-anatómicas, y la dinámica de los procesos de control cortical, subcortical y espinal no se conoce de manera exacta en los seres humanos. La mayoría de nuestro conocimiento sobre los sistemas de control de la locomoción humana proceden de estudios con animales, aunque parece claro y se asume que existen características básicas comunes entre los sistemas de control¹. La contracción muscular concéntrica es la única acción que el ser humano puede llevar a cabo de manera voluntaria. Esta tipo de contracción muscular y la excéntrica darán lugar a un movimiento que a su vez puede combinarse con otros movimientos para desarrollar una acción motora funcional como la marcha humana. Las fuerzas musculares internas combinadas con las fuerzas externas (gravitacional y reacción del suelo), y la viscoelasticidad del tejido muscular determinan la cinemática del cuerpo en tiempo y espacio. El inicio de las acciones motoras se registra como un potencial eléctrico conocido como “potencial de preparación”, y se localiza en el área motora suplementaria justo por delante de la franja motora. Este “potencial de preparación” se produce hasta un segundo antes de que se produzca el movimiento independientemente de que se trate de movimientos complejos programados o simples. Neuronas de disparo rápido en el córtex, conocidas como células Betz, aportan axones a los tractos motores que descienden desde el córtex al tronco encefálico (fibras corticobulbares) y a la médula espinal (tractos corticoespinales) para conectar con los nervios motores periféricos que inervan

los músculos. Los músculos se contraen cuando son estimulados por estos tractos motores para producir el movimiento deseado y llevar a cabo una acción. Además de este origen cortical de la locomoción humana se ha sugerido, en estudios realizados con animales, que una red central generadora de patrones en la médula espinal produce las sinergias y ritmos locomotores básicos que son modulados por inputs sensoriales y por inputs descendientes desde el tronco cerebral. Se ha propuesto que el generador central de patrones es el encargado de controlar los ritmos básicos de la marcha a través de complejas interacciones entre interneuronas excitatorias e inhibitorias en la médula espinal.

2.1.1. Sistema articular simple y mecánica articular en la diplegia espástica

Para poder entender de manera sencilla la compleja neurofisiología de la locomoción humana se describe, en primer lugar, un modelo biológico simple que nos permita estudiar los procesos implicados en el desarrollo del movimiento humano (teniendo siempre en cuenta que el cuerpo humano es más complejo que un sistema articular simple). El sistema motor que es el cuerpo humano incluye tanto elementos motores como sensoriales. El sustrato anatómico del sistema motor está compuesto por:

- Elementos rígidos > Los *huesos* desempeñan varias funciones esenciales para la producción del movimiento: proporcionan soporte mecánico como la estructura central de cada segmento corporal, producen glóbulos rojos y sirven como reservorio activo de iones para el calcio y el fósforo. Las propiedades materiales del hueso son generalmente caracterizadas por la relación tensión-deformación. La forma y la estructura de un hueso se explican por la función para la que sirve y las condiciones del entorno que experimenta. Podemos decir que la función tiene un gran efecto en la organización celular y por tanto en las características mecánicas del hueso. La ley de Wolff caracteriza esta relación. Los *tendones y ligamentos* constituyen elementos de conexión. Son tejidos conectivos densos que contienen colágeno, elastina, proteoglicanos, agua y fibroblastos. La principal diferencia entre ambos es la organización de las fibras de colágeno. Como la función del tendón es transmitir la fuerza muscular al hueso, la estructura del tendón es de tal forma que es menos susceptible a la deformación por fuerzas tensiles (las fibras están dispuestas longitudinalmente en paralelo para maximizar la resistencia a las

fuerzas tensiles). En el ligamento las fibras están generalmente alineadas en paralelo con algunas dispuestas también en oblicuo o espiral para acomodar las fuerzas en diferentes direcciones debido a que su función primaria es la estabilización articular, y por tanto está diseñado para proporcionar estabilidad multidireccional².

- Elementos contráctiles > Son los *músculos*, que funcionan como máquinas moleculares que convierten energía química en fuerza. Las propiedades de los músculos son: excitabilidad, conductividad, contractibilidad y adaptabilidad. El músculo conecta directamente con el sistema nervioso, lo que le permite llevar a cabo su principal función que es el desarrollo de tensión muscular.

Los tres elementos de un sistema articular simple son: los elementos rígidos que forman las estructuras básicas del sistema, una articulación respecto de la que los elementos rígidos rotan, y los músculos que son los responsables de ejercer fuerza en los enlaces rígidos. La articulación tiene dos funciones: proporciona movilidad del esqueleto permitiendo que un segmento corporal rote respecto a otro y transmite energía mecánica desde un segmento corporal a otro. Estas interacciones, que implican el contacto de huesos adyacentes, son controladas por un número de estructuras como son el cartílago articular, la cápsula, membrana sinovial y la geometría de los huesos. La geometría de las articulaciones determina la calidad del movimiento entre dos segmentos corporales contiguos.

Mecánica articular en la diplegia espástica

Es importante subrayar, como se ha señalado anteriormente, que las características morfológicas y mecánicas de los elementos del sistema articular son determinadas fundamentalmente por la función que desempeñan y viceversa³. En el caso de la diplegia espástica tanto las alteraciones de las características morfológicas como las mecánicas de los elementos del sistema articular determinan el funcionamiento de las articulaciones, del mismo modo que las alteraciones en la función articular repercute en la morfología de las estructuras. La descripción de la mecánica articular se basa en la descripción del movimiento rotacional de un segmento respecto a otro y la causa mecánica que lo provoca, es decir el momento muscular neto que se desarrolla por la tensión creada en los músculos agonistas y antagonistas que a su vez, como consecuencia de su desarrollo en intervalos de tiempo finitos, crea impulso

cinético, causa mecánica de la variación de la posición y de la orientación de los segmentos corporales, así como, de la variación de la energía cinética y potencial del aparato locomotor. En este sentido, la relación entre los momentos de las fuerzas musculares y los momentos de la resistencia mecánica tiene como consecuencia la creación de las sollicitaciones mecánicas en las articulaciones e influye sobre la calidad de los movimientos articulares. En una condiciones neuromusculares características de la PC estas relaciones causa-efecto presentan serias alteraciones que se conocen como “alteraciones del brazo de palanca” y se traducen en alteraciones de la marcha concretas y se incluyen dentro de las alteraciones secundarias en la PC que son el objetivo de intervenciones quirúrgicas destinadas a su restauración. El crecimiento y el desarrollo musculo-esquelético en pacientes con diplegia espástica, por la aplicación de cargas irregulares sobre el sistema óseo da lugar a alteraciones en el crecimiento (longitud) y la forma (torsión, angulación) de los huesos (Fig. 12).

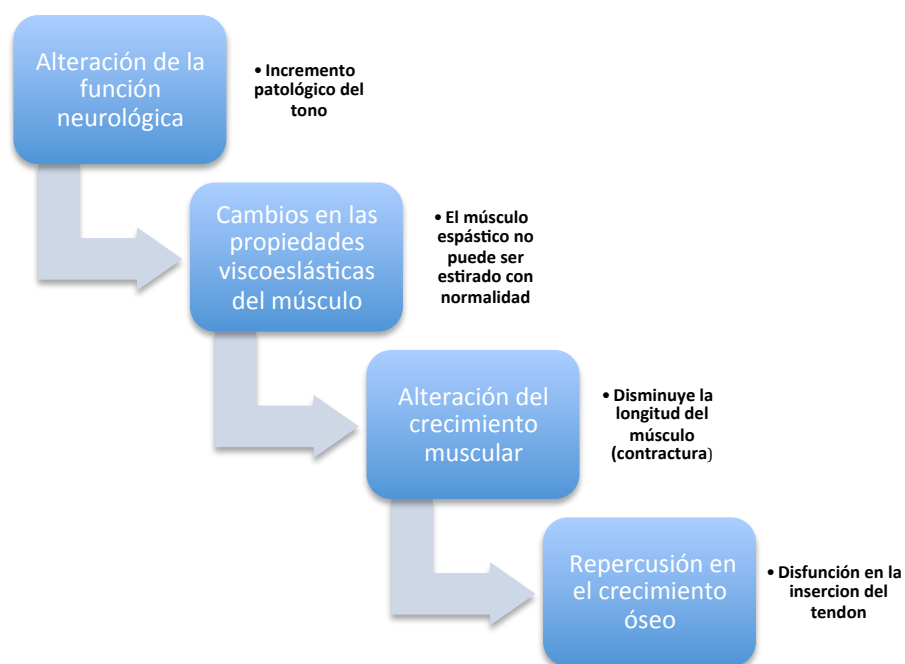


Fig. 12 Crecimiento y desarrollo musculo-esquelético en la diplegia espástica

2.1.2. Control neural del movimiento durante la marcha humana

Todo movimiento nace como un pensamiento en algún área de la corteza cerebral, y posteriormente el área motora suplementaria y otros centros de control cortical comienzan a participar. Una orden es por tanto emitida desde la corteza motora (lóbulo frontal y parietal) a través de motoneuronas superiores, que son piramidales y extrapiramidales, para iniciar una contracción muscular apropiada y alcanzar el objetivo deseado. El sistema motor es jerárquico y está formado por una cadena de centros comandos desde los centros de la corteza cerebral bajando hasta los nervios motores que conectan con los músculos. Una motoneurona superior desciende desde la corteza motora para conectar con las motoneuronas inferiores bulbares o espinales que a su vez dejan el SNC a través del nervio periférico para inervar un músculo. Los diferentes componentes del sistema motor son (Fig. 13):

- ✓ Centros de control motor cortical, que constituyen el comando supremo de actividad motora. Las fibras del tracto piramidal descienden a través del hemisferio cerebral atravesando la cápsula interna y entrando en el tronco del encéfalo donde se juntan formando dos columnas (pirámides) en el aspecto anterior de la médula oblongata (bulbo raquídeo). A la altura de la pirámide la mayoría de fibras cruzan al lado contrario (haz corticoespinal cruzado lateral) y continúan descendiendo, mientras que una pequeña cantidad de fibras no cruzan y descienden formando el haz corticoespinal anterior. Las fibras del tracto extrapiramidal no atraviesan la pirámide e incluye fibras corticales que descienden hasta el tronco del encéfalo (núcleo vestibular y reticular). Desde estos dos núcleos, la vía vestibuloespinal y la vía retículoespinal surgen descendiendo por la médula espinal para influir en la actividad de la motoneurona inferior.

- ✓ Los ganglios de la base, que juegan un papel importante en prever y planificar patrones de movimiento originados en el córtex cerebral. Están formados por un número de núcleos de materia gris profundamente arraigados incluyendo el putamen, globus pallidus y el nucleus caudate (que comprenden el cuerpo estriado) con la sustancia nigra y el núcleo subtalámico. Todas estas estructuras están directa o indirectamente relacionadas con el tálamo, que está a su vez conectado con el lóbulo frontal del córtex. Los ganglios de la base son en primer lugar consultados para aconsejar sobre la mejor estrategia para alcanzar ese

objetivo basándose en la memoria de movimientos previos similares y la posición del cuerpo en ese momento. Reciben un gran input cortical y después de procesar la información la envían de vuelta al córtex motor. No tienen contacto directo con la motoneurona inferior que está conectada al músculo.

- ✓ El cerebelo, que está formado por dos hemisferios separados por el vermis y se conecta con el resto del SNC a través de los pedúnculos cerebrales. Está implicado en valorar el grado en el que un movimiento se ajusta a las instrucciones emitidas por los centros motores corticales comparando estas instrucciones con la información que viene de vuelta desde los órganos sensoriales periféricos para la longitud muscular y velocidad de contracción (husos musculares) y tasa de cambio de la fuerza de contracción (órganos tendinosos de Golgi). Al tiempo que los centros motores corticales envían instrucciones a un grupo de músculos para llevar a cabo un movimiento, también envían un mensaje al cerebelo (a través de los tractos corticopontino y pontocerebeloso) informándole del patrón de movimiento deseado. Cuando se inicia la contracción muscular la información sobre el patrón de contracción es enviada desde los músculos al cerebelo a través del tracto espinocerebeloso. En la corteza cerebelosa se calcula el error entre la orden dada y lo que se está llevando a cabo, y esa información se envía al núcleo dentado profundo (en el hemisferio cerebeloso). La corrección necesaria es transmitida a los centros motores corticales para que se produzca un ajuste en los comandos que se le están mandando al músculo.

- ✓ Los núcleos del tronco del encéfalo (núcleo vestibular y formación reticular), que están bajo el control de los centros motores corticales a través de los tractos corticobulbares, están involucrados en proporcionar los antecedentes de postura y tono en el tronco y los segmentos proximales para que los movimientos finos distales puedan llevarse a cabo de manera eficiente.

- ✓ La médula espinal, que proporciona las neuronas motoras que conectan con los músculos. Importantes reflejos motores son también característicos de las conexiones medulares. En la médula espinal, a nivel del cuerno anterior, se encuentran la mayoría de neuronas que controlan los músculos esqueléticos. Además cuenta con un circuito intrínseco que gestiona los reflejos de estiramiento para el mantenimiento de las longitudes musculares.

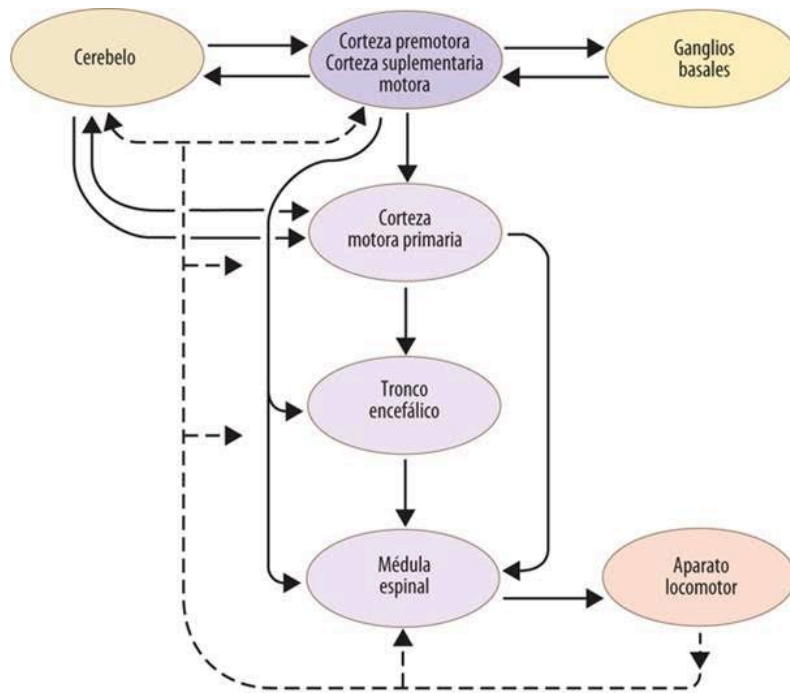


Fig. 13 Organización neural del movimiento. (Adaptado de Fernández-Tresguerres, J.A. Fisiología humana, 2010. McGraw-Hill Education).

Además, el sistema sensorial es muy importante para la ejecución de los patrones motores⁴. En primer lugar, el sistema nervioso requiere información sobre la posición de las partes del cuerpo entre ellas y con respecto al entorno. En segundo lugar, es necesario un input (información visual, táctil, propioceptiva, sonora, vestibular) a lo largo del curso del movimiento acerca de su progreso de modo que cualquier error en su ejecución pueda ser rápidamente corregido. La estructura del sistema neural tiene muchas uniones sinápticas excitatorias e inhibitorias, todas sumando su control en una unión sináptica final en la médula espinal para controlar unidades motoras individuales. Se puede considerar el *engrama motor* como un camino de enlaces interneuronales que implica la activación de ciertas neuronas que dan lugar a la contracción muscular para desarrollar un patrón de actividad motora con una secuencia específica de velocidad, fuerza y movimiento, y al mismo tiempo la inhibición de otras vías neuronales que hacen que los músculos que no deben participar en ese patrón permanezcan en reposo. La única parte del sistema sobre la que tenemos un control directo es la vía excitatoria que es el tracto piramidal desde la corteza motora. Por tanto, la función neuromuscular está basada en reflejos, y las modificaciones cerebrales de la función motora

están integradas a través de los ganglios basales, cerebelo y el tronco encefálico para producir coordinación multimuscular a través de patrones selectivos de excitación e inhibición de reflejos supraespinales y espinales. El sistema nervioso actuando en el sistema musculo-esquelético es una estructura adaptativa que ha adquirido ciertos patrones de actividad durante la filogénesis que desarrolla durante el crecimiento. En este sentido, actividades estereotipadas como la marcha humana, manifiestan el automatismo de los patrones de excitación e inhibición y en consonancia con esto, el orden definido y la intensidad de la contracción de la musculatura correspondiente. La maduración del patrón locomotor humano se puede considerar como un proceso por el que los circuitos espinales se ven influenciados cada vez más de manera progresiva por centros cerebrales superiores. Al principio la actividad es "cruda", aleatoria y esencialmente inefectiva. Como la asociación entre excitación voluntaria y excitación refleja se repite, el niño toma conciencia de la respuesta. La excitación voluntaria llega a ser cada vez más efectiva hasta que finalmente el niño puede producir una actividad muscular deseada sin participación refleja manifiesta.

2.2. ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA MARCHA HUMANA

2.2.1. Caracterización neuromecánica de la “marcha humana”

La caracterización neuromecánica de la marcha humana consiste en la descripción biomecánicamente rigurosa de la misma a través de la medición objetiva de variables cinemáticas, cinéticas y electromiográficas en el sistema locomotor humano. Debe englobar tanto el estudio biomecánico como la valoración objetiva del control motor, siendo esto último una cuestión muchas veces ignorada.

Uno de los grandes problemas con los que se encuentran los clínicos a la hora de estudiar un fenómeno definido, siendo en el caso que nos ocupa el estudio de las alteraciones de la marcha humana en sujetos con diplegia espástica, es la ausencia de las herramientas necesarias que les permitan identificarlo y sobre todo medirlo. En el caso concreto de la locomoción humana, la caracterización neuromecánica de la misma que se lleva a cabo en la mayoría de Laboratorios de Biomecánica comprende el estudio neurofisiológico y mecánico del aparato locomotor del paciente mientras camina a lo largo de un pasillo de marcha. Este análisis normalmente aborda la descripción de:

- Datos espacio-tiempo (Cinemática)- La cinemática describe el modo en el cual el cuerpo se mueve.
- Las fuerzas de reacción del suelo y el cálculo de las cargas mecánicas articulares (Cinética) - Las causas del movimiento
- El comportamiento eléctrico del músculo mediante electromiografía de superficie (EMGS)

Sin embargo, la Biomecánica como disciplina por sí sola presenta algunas limitaciones en el estudio del movimiento humano durante la “marcha humana” ya que sólo nos permite medir el fenómeno pero no nos da la posibilidad de explicar por qué andamos como andamos. Para ello es necesario hacer uso de otra disciplina como es el Control Motor, que nos permita adentrarnos en el SNC para conocer con más detalle su *modus operandi*.

2.2.1.1. Variables cinemáticas, cinéticas en el estudio de la marcha humana

La **Cinemática** es la parte de la Mecánica interesada en el estudio y la descripción del movimiento sin tener en cuenta las causas que lo producen. El término fue acuñado a mediados del siglo XIX por André-Marie Ampère (1775-1836) y proviene de la palabra griega *κινεω*, *kineo*, que significa movimiento. La cinemática es también el primer paso para realizar el análisis dinámico inverso, a través del cual estimamos las causas del movimiento.

Los datos cinemáticos representan una descripción geométrica exacta del movimiento espacial en 3 dimensiones del cuerpo, por tanto la Cinemática podría denominarse la geometría del movimiento. Para determinar el movimiento de un cuerpo es necesario conocer los diferentes espacios o posiciones que dicho cuerpo ocupa en el transcurso de un intervalo temporal. Para ello, es preciso que exista un sistema de referencia para establecer las posiciones en las que se encuentra dicho objeto por unidad de tiempo con respecto al sistema de referencia establecido. La descripción cinemática del movimiento abarca la obtención de las derivadas del tiempo de varias trayectorias (posiciones, velocidades, y aceleraciones de los segmentos corporales) o la combinación de trayectorias para reconstruir el movimiento de los segmentos corporales (ángulos, velocidades angulares y aceleraciones angulares entre segmentos).

Los *métodos estereométricos* son los más utilizados actualmente para el estudio tridimensional del movimiento humano, y será el que vamos a utilizar en nuestra investigación. Los métodos estereométricos ofrecen una solución comprensiva para la medición de las cantidades cinemáticas ya que permiten la reconstrucción en las tres dimensiones del espacio de las posiciones instantáneas de un punto móvil en un sistema de coordenadas global. Esto se hace para al menos 3 puntos no colineales marcando cierto segmento corporal, entonces el vector posición y la matriz de rotación de este segmento puede ser determinado.

La **Cinética** es el estudio de las fuerzas de reacción del suelo y los momentos que provocan el movimiento de un cuerpo. Como afirman Vaughan et al (1996)

un movimiento coordinado resulta de la activación de varios músculos, y es la tensión de esos músculos actuando sobre las articulaciones lo que da lugar a la cinemática que observamos. La cinética se desarrolla a partir de la Tercera Ley de Newton (*Principio de Acción-Reacción*), la cual expone que cuando un cuerpo ejerce una fuerza sobre un segundo cuerpo, éste ejerce una fuerza sobre el primero de igual magnitud y dirección, pero de sentido opuesto.

Las fuerzas de reacción del suelo pueden registrarse mediante una plataforma dinamométrica (conocida también como plataforma de fuerzas) incorporada en el pasillo de marcha donde se lleva a cabo el estudio. Estas fuerzas se dividen en tres componentes: vertical, antero-posterior y medio-lateral.

2.2.1.2. Control motor

Podemos definir Control Motor como el área de ciencia que explora las leyes naturales que definen cómo el sistema nervioso interactúa con otras partes del cuerpo y con el entorno para producir movimientos útiles y coordinados⁵. Ésta interacción entre el sistema nervioso y otras partes del cuerpo para producir movimientos voluntariamente coordinados se evalúa a nivel clínico en la mayoría de laboratorios de análisis de la “marcha humana” mediante una escala clínica denominada Selective Control Assessment of the Lower Extremity (SCALE), la cuál permite categorizar de manera subjetiva el control motor selectivo del sujeto en función de su capacidad para activar de manera aislada un grupo muscular que movilice una articulación para aislar un movimiento determinado⁶. En esta escala se puntúa cada acción requerida al paciente de 0 a 3 en función de su capacidad para realizar movimientos aislados de manera selectiva. Por tanto el control motor se entiende como la capacidad de aislar y ejecutar de manera voluntaria un movimiento en una articulación. La ausencia de especificidad en la activación muscular será el reflejo de la existencia de una sinergia neuro-muscular patológica. El problema principal de esta valoración del control motor es que además de ser subjetiva, no tiene en cuenta la interacción del individuo con el entorno, y por tanto presenta grandes limitaciones.

Otras metodologías para la valoración de la coordinación y el control motor se han llevado a cabo mediante la extracción de modos (conjunto de músculos que se activan simultáneamente para controlar la estabilización de una variable

importante para el desarrollo de la tarea) con EMGS^{7,8}, y también mediante el estudio cinemático de ángulos de fases relativos^{9,10}.

En esta tesis lo que se propone es el estudio del control motor a través del análisis de la estructura de la varianza durante la ejecución de un patrón motor que se repite, y las sinergias entre los ángulos segmentales mediante el enfoque metodológico que propone la teoría UCM.

2.2.2. La “marcha humana” en ausencia de patología

Como ya se ha mencionado la marcha humana es el resultado de una compleja interacción entre varios subsistemas que trabajan de manera conjunta: el neuromuscular, el músculo-tendinoso y el osteo-articular. La marcha humana es un modo de locomoción bípeda desarrollado de forma específica por el ser humano en el cual el cuerpo, en posición erguida, se desplaza hacia delante siendo su peso soportado alternativamente por ambas piernas¹¹. Más que el desarrollo de un reflejo innato la marcha es una actividad aprendida. Los seres humanos utilizamos una marcha bípeda, que es menos eficiente y menos estable que la marcha cuadrúpeda característica de otros animales. Los bípedos son inestables porque el centro de masas corporal está localizado encima de su base de sustentación. Con el fin de permanecer en posición vertical la proyección del centro de masas debe ser mantenido dentro de los límites de la base de sustentación. Además el cuerpo no se interpone entre las extremidades en la línea de progresión, y la musculatura del tronco no es utilizada en exceso durante la marcha. Por el contrario, si que se utiliza la rotación pélvica para interponer parcialmente la anchura pélvica dentro de la línea de progresión durante la “marcha humana”. La marcha bípeda tiene la importante ventaja con respecto a la cuadrúpeda de que permite tener libre los miembros superiores para otros usos, lo que ha tenido una repercusión positiva en la evolución de nuestra especie.

La locomoción humana es una actividad que requiere:

- ✚ *Sistema de control* > Como ya hemos descrito con anterioridad, el control de la locomoción por el SNC es iniciado desde la región piramidal de la corteza motora, y este sistema de control necesita tener una completa integración de la función sensorial y motora para realizarlo de manera adecuada. Además, la complejidad del sistema de control

locomotor central requiere de la integración entre varias otras regiones del cerebro y la médula espinal de manera jerarquizada. Este sistema jerarquizado de control comienza con la corteza cerebral y termina con la vía final común que es la motoneurona.

✚ *Fuente de energía* > andar supone un coste energético que puede ser medido de manera indirecta a través del estudio de la función metabólica (ej. consumo de oxígeno)

✚ *Palancas/articulaciones*

✚ *Fuerzas para mover las palancas* > nuestros músculos son los motores fisiológicos que generan la fuerza que nos permite desplazarnos generando momentos internos entorno a los centros articulares

Además, la marcha no patológica tiene 5 atributos o prerequisites que están perdidos frecuentemente en la marcha patológica que presentan los sujetos con PC^{11,12}:

1) *Estabilidad en el apoyo*, que desde un punto de vista puramente mecánico consiste en mantener la proyección de centro de masas dentro de la base de sustentación. Esto implica mucho más que un pie estable, ya que para conseguir esta estabilidad las articulaciones de las extremidades inferiores deben funcionar correctamente para permitir el avance de la extremidad que oscila, mantener el equilibrio, proporcionar propulsión y asegurar una posición apropiada de las estructuras que se encuentran encima.

2) *Suficiente aclaramiento del pie durante la oscilación* (evitar el choque del pie con el suelo). Para ello se requiere:

- una posición apropiada y potencia a nivel del tobillo, la rodilla y la cadera en el miembro inferior que está en apoyo
- una adecuada dorsiflexión del tobillo, flexión de rodilla y flexión de cadera (triple flexión) en el miembro inferior que oscila

3) *Predisposición del pie en la fase final de la oscilación* (preparar para el contacto con el suelo). Para ello se necesita:

- estabilidad, potencia y una adecuada posición del lado en apoyo
- adecuada dorsiflexión del tobillo, equilibrio entre inversores y eversores del tobillo, posición apropiada de la rodilla y apropiada posición del pie del miembro que oscila.

4) *Longitud de paso adecuado*, lo cual requiere:

- que el lado en apoyo sea estable y esté correctamente posicionado
- una adecuada flexión de cadera y extensión de rodilla en el lado que oscila
- una dorsiflexión, inversión y eversión neutras del tobillo en el lado que oscila

5) *Conservación de la energía*. El movimiento que imprime nuestro aparato locomotor al centro de masas nos es rectilíneo sino sinuoso, lo cual exige unos ciertos intercambios de energía que conducen a un mayor gasto metabólico. Sin embargo el organismo ha desarrollado diversos mecanismos de optimización que mejoran su rendimiento en la marcha a través de transferencias de energía (conversiones entre energía cinética y potencial, y transferencia de energía entre segmentos) y de la minimización del desplazamiento del centro de masas. Tradicionalmente se han identificado seis mecanismos fundamentales de optimización de la marcha humana^{11,13}, encaminados a la reducción de las oscilaciones que presentaría teóricamente el centro de masas corporal si tales mecanismos estuvieran ausentes. A estas adaptaciones se las denomina *determinantes de la marcha*, y son:

- Rotación pélvica
- Caída pélvica en el plano frontal
- Flexión de rodilla en la fase de apoyo
- Contacto mediante el talón que representa un alargamiento efectivo del miembro en un instante en el que la altura de la cadera es mínima debido a la flexión de la misma.
- Despegue mediante el antepié que incrementa la longitud de la pierna
- Angulación fisiológica en valgo de la rodilla, en combinación con la correspondiente aducción de la cadera que permite reducir la anchura de paso y en consecuencia la excursión lateral de la pelvis manteniendo la tibia vertical

Los autores utilizan el modelo del compás para representar la marcha humana. Actualmente estos determinante de la marcha humana siguen estando vigentes para muchos especialistas en el campo del estudio de la marcha humana. Sin embargo existen voces críticas que defienden la revisión de estos estamentos por diversos motivos:

- ✓ En primer lugar Inman y col. plantean unas hipótesis que nunca testaron con datos experimentales
- ✓ En segundo lugar no se pueden explicar todas las características de la marcha humana en base a un único criterio como es el de “suavizar la excursión del centro de masas”.

Descripción de la “marcha humana”: El ciclo de la marcha y sus fases

El ciclo de la marcha es la secuencia de acontecimientos que tiene lugar entre dos repeticiones consecutivas de uno cualquiera de los sucesos de la marcha. Por conveniencia se adopta como principio del ciclo el instante en que uno de los pies toma contacto con el suelo, que en ausencia de patología se lleva a cabo a través del talón. Tomando como origen el contacto del pie derecho, el ciclo terminaría en el siguiente apoyo del mismo pie. Por su parte el pie izquierdo experimentaría la misma serie de acontecimientos que el derecho, desplazados en el tiempo por medio ciclo según la regla del 50 %¹⁴. Durante un ciclo de marcha completo, cada pierna pasa por:

- *Fase de apoyo*, durante la cual el pie se encuentra en contacto con el suelo. La fase de apoyo comienza con el contacto del pie y finaliza con el despegue del antepié.
- *Fase de oscilación*, en la cual el pie se halla en el aire al tiempo que avanza, como preparación para el siguiente apoyo. La fase de oscilación transcurre desde el instante de despegue del antepié hasta el siguiente contacto con el suelo.

En relación a la duración del ciclo de la marcha, la *fase de apoyo* constituye, en condiciones de normalidad, a la velocidad espontáneamente adoptada por el sujeto, alrededor de un 60% del ciclo. Por su parte, la *fase de oscilación* representa el 40% restante. Lo mismo sucede para el miembro contralateral, desplazado un 50% en el tiempo. Por tanto existen dos fases de *apoyo bipodal* o *doble apoyo* de un 10% de duración cada una. La duración relativa de cada una de estas fases depende fuertemente de la velocidad, aumentando la proporción de la oscilación frente al apoyo al aumentar la velocidad, acortándose progresivamente los periodos de doble apoyo (que desaparecen en la transición entre marcha y carrera).

Se denomina *periodo de apoyo monopodal* al intervalo durante el cual tan solo un miembro se encuentra sobre el suelo, estando el miembro contralateral en su fase de oscilación. El tiempo de *apoyo monopodal* izquierdo coincide, por definición, con el tiempo de oscilación derecho. La fase de apoyo de un pie equivale a la suma del tiempo de *apoyo monopodal* de dicho pie y de los dos tiempos de *apoyo bipodal*.

La distancia medida entre dos apoyos consecutivos del mismo pie se denomina longitud de *zancada* o *ciclo de la marcha*. La distancia, medida en la dirección de progresión, que separa el apoyo inicial del pie derecho del apoyo inicial del pie izquierdo, se denomina *longitud del paso* izquierdo. Análogamente se define la longitud del paso derecho, y la suma de ambas coincide con la *longitud de la zancada*. La separación lateral entre los apoyos de ambos pies, normalmente medida entre los puntos medios de los talones, es la anchura de paso, *anchura del apoyo* o *base de sustentación*.

El ángulo entre la línea media del pie y la dirección de progresión se le conoce como *ángulo del paso*.

Subdivisión del ciclo de la marcha

Hemos definido anteriormente el *ciclo de la marcha* como patrón periódico característico de dicha forma de locomoción humana. Se adoptó, por conveniencia, como origen del ciclo el instante de toma de contacto de uno cualquiera de los miembros con el suelo.

El desarrollo del ciclo de marcha está marcado por una serie de eventos o acontecimientos que permiten realizar una subdivisión más fina del mismo, facilitando su descripción. En condiciones de normalidad se producen, para cada uno de los pies, los siguientes eventos sucesivos:

- Contacto del talón con el suelo
- Apoyo completo de la planta del pie
- Despegue del talón o retropié
- Despegue de los dedos o del antepié (preoscilación)
- Oscilación del miembro
- Siguiendo contacto de talón

Algunas de las etapas anteriores pueden desvirtuarse, o incluso no existir, en determinadas alteraciones de la marcha como las que presentan los sujetos con Diplejia Espástica. Por ejemplo, el contacto puede no realizarse mediante el talón sino con el antepié, el miembro oscilante puede chocar con el suelo, etc. En tal caso, para realizar la subdivisión apropiada, sería preciso definir de forma alternativa los límites entre las diferentes subfases.

Los eventos anteriores, con las correcciones oportunas en casos patológicos severos, permiten establecer las diferentes subfases del ciclo de la marcha. La

Dra. Jacquelin Perry¹⁵, divide por primera vez el ciclo de la marcha en 5 fases del periodo de apoyo y 3 fases del periodo de oscilación.

· Fase de apoyo

- Fase de contacto inicial (0-2%)
- Fase de respuesta a la carga (0-10%)
- Fase media del apoyo (10-30%)
- Fase final del apoyo (30-50%)
- Fase previa a la oscilación (50-60%)

· Fase de oscilación

- Fase inicial de la oscilación (60-73%)
- Fase media de la oscilación (73-87%)
- Fase final de la oscilación (87-100%)

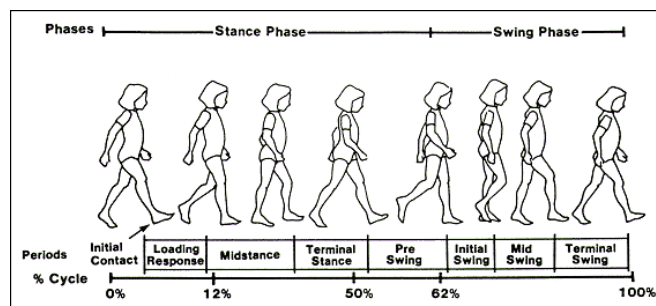


Fig. 14 División del ciclo de la marcha según Perry J.

Fuente: <http://www.clinicalgaitanalysis.com/history/modern.html>

El Dr. Sutherland¹⁶ construye, sobre la división del ciclo de la marcha de Perry del cual conserva la fase de oscilación, un periodo de apoyo que divide en 3 fases: primer doble apoyo, apoyo simple y segundo doble apoyo.

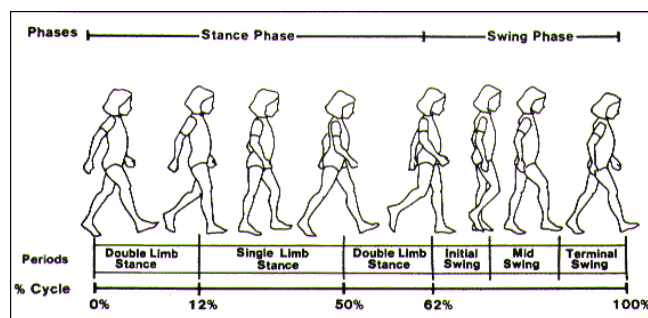


Fig. 15 División del ciclo de la marcha según Sutherland D.

Fuente: <http://www.clinicalgaitanalysis.com/history/modern.html>

Como continuación de Perry y Sutherland, David Winter propone una clasificación más funcional¹⁷. Dentro del periodo de apoyo, la fase de recepción de la carga transcurre entre el contacto y el apoyo completo del pie; seguidamente se produce la fase media del apoyo hasta el instante de despegue de talón; por último, la fase de despegue tiene lugar hasta el instante en que los dedos se elevan sobre el suelo. En cuanto al periodo de oscilación, su división se realiza en dos mitades de igual duración:

- ❖ Fase de recepción de la carga
- ❖ Fase media del apoyo
- ❖ Fase de despegue
- ❖ Fase de elevación
- ❖ Fase de alcance

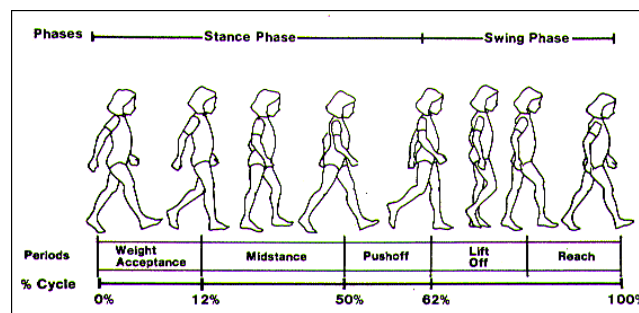


Fig. 16 División del ciclo de la marcha según Winter D.

Fuente: <http://www.clinicalgaitanalysis.com/history/modern.html>

La división del ciclo de la marcha propuesta por Perry es la más extendida y utilizada. Sin embargo existen algunas contradicciones en la terminología utilizada¹⁴. A saber:

- 1) El contacto inicial no puede considerarse una fase
- 2) La respuesta a la carga tiene lugar a lo largo de toda la fase de apoyo y no solo en la fase denominada “respuesta a la carga” (“loading response”)
- 3) La fase media del apoyo no se encuentra localizada en la mitad de la fase de apoyo
- 4) La fase final del apoyo no se encuentra al final de la fase de apoyo (la fase previa a la oscilación es la que se encuentra al final de la fase de apoyo)
- 5) La fase de pre-oscilación enfatiza la continuidad del ciclo de la marcha
- 6) La fase de apoyo monopodal y la fase de oscilación están divididas en un número diferente de fases

- 7) La fase final de la oscilación debería denominarse fase de pre-apoyo para ser más coherente con la terminología que propone.

A continuación vamos a describir brevemente cada una de las fases de acuerdo a la propuesta más reciente¹⁴:

Fase de apoyo



Primer doble apoyo
Contacto del miembro que estaba en balanceo
Los dos miembros están en apoyo



Apoyo monopodal inicial
Primera mecedora



Apoyo monopodal medio
Segunda mecedora



Apoyo monopodal final
Tercera mecedora



Segundo doble apoyo
 Contacto del otro pie
 Los dos miembros están en apoyo

Fase de oscilación



Fase de oscilación inicial
 Avance del miembro (flexión de cadera)
 Aclaramiento del pie (flexión de rodilla y dorsiflexión del tobillo)



Fase de oscilación media
 Continúa el avance del miembro (flexión de cadera)
 Continúa el aclaramiento del pie mediante la dorsiflexión del tobillo



Fase de oscilación final
 Avance completo del miembro (flexión de cadera máxima y extensión de rodilla)
 Preparación del miembro para el apoyo (posición neutra de la articulación del tobillo)

Fig. 17 Propuesta actual para la división del ciclo de la marcha.
 Fuente: Manual Simi Motion®

2.2.3. La marcha en condiciones patológicas: Diplejia espástica

La calidad de la marcha desarrollada por un sujeto depende mayormente de dos factores: uno asociado a las limitaciones funcionales y estructurales impuestas por el sistema locomotor del sujeto; el segundo factor está asociado

con la habilidad del sujeto para poner en acción una estrategia motora de movimiento que sea efectiva desde el punto de vista funcional. Uno de los objetivos del estudio de la marcha debe ser discriminar entre estos dos factores.

La Diplejia Espástica es una condición causada por un daño cerebral no progresivo cuyos efectos sobre el cuerpo pueden ser deformaciones progresivas y discapacidades de diferentes formas y grados de severidad dependiendo de la locación y la extensión del daño. A pesar de la gran variedad de presentaciones existen ciertas características comunes:

- Tono muscular alterado (ej. distonía y espasticidad). La espasticidad se refiere al incremento del tono o tensión en un músculo mientras que la distonía corresponde a contracciones musculares involuntarias mantenidas y espasmos. En la diplejia espástica, el desequilibrio de tono entre grupos musculares agonistas y antagonistas pueden dar lugar a contracturas musculares¹⁸
- Reclutamiento deficiente de unidades motoras (componente parético)¹⁹
- Alteración del control motor selectivo⁶
- Cambios en las propiedades de los músculos (componente no neural), como la transformación de unidades motoras que tiene lugar tras una lesión supraespinal²⁰

La PC es generalmente reconocida en los primeros años de vida, pero el diagnóstico raramente es dado antes de los 3 años de edad cuando el retraso en el desarrollo ya es aparente. Aunque las técnicas de imagen más recientes para el estudio del cerebro pueden ayudar a identificar algunas anomalías en el cerebro, los desórdenes se ven con más frecuencia en sus síntomas. Usualmente, en el momento que la PC es diagnosticada, el niño no es aún capaz de andar pero la cuestión de si el niño será capaz de andar aparece rápidamente. Los factores predictivos que pueden ayudar a los clínicos a evaluar las posibilidades del niño deberán ser elaborados en función de variables objetivas obtenidas mediante el estudio biomecánico de la marcha²¹. Para los niños con PC que adquieren la marcha, las alteraciones que aparecen son una combinación de factores primarios (consecuencia de las restricciones impuestas por el daño cerebral) y de factores secundarios (resultado de adaptaciones para compensar los déficits primarios)¹⁸. Aunque el número de

alteraciones de la marcha presentan variaciones entre los diferentes individuos, tres alteraciones comunes de la marcha en este tipo de pacientes pueden distinguirse:

1. Limitación del rango de movimiento de las articulaciones. Esta limitación es especialmente crítica en el plano sagital debido a que la marcha se produce principalmente en ese plano. La limitación del movimiento articular durante la marcha puede ser debido a contracturas musculares, espasticidad y/o coactivación de grupos musculares.
2. Deformidades rotacionales de los huesos. Estas deformidades óseas provocan malalineamientos de las articulaciones que perjudicarán los momentos y potencias que los grupos musculares pueden generar. Las deformidades óseas son debidas principalmente a la influencia de los músculos espásticos que no desarrollan fuerzas rotacionales normales.
3. Aparente debilidad que puede venir directamente de la lesión central o periféricamente de cambios en las propiedades musculares y/o un brazo de palanca alterado sobre el que trabaja el músculo.

Hallazgos patológicos en la marcha de pacientes con diplegia espástica

Las alteraciones de la marcha en niños con diplegia espástica se manifiestan a través de patrones tipo que normalmente puede incluir flexión, aducción y rotación interna de las caderas; flexión de las rodillas; tobillo/pie en equino y en rotación interna²². Este patrón obliga normalmente a caminar de puntillas a lo largo de toda la fase de apoyo, proporcionando una base de sustentación pobre e inestabilidad en esta fase.

Las alteraciones cinemáticas de la marcha más frecuentemente encontradas en sujetos con diplegia espástica han sido ampliamente descritas en la literatura^{18,23,24}. En cuanto a las fuerzas de reacción del suelo, en sujetos con Diplegia Espástica es frecuente encontrar unos valores bajos en la fuerza vertical en comparación con sujetos sin patologías como consecuencia de una debilidad en los flexores plantares durante la fase final del apoyo²⁵.

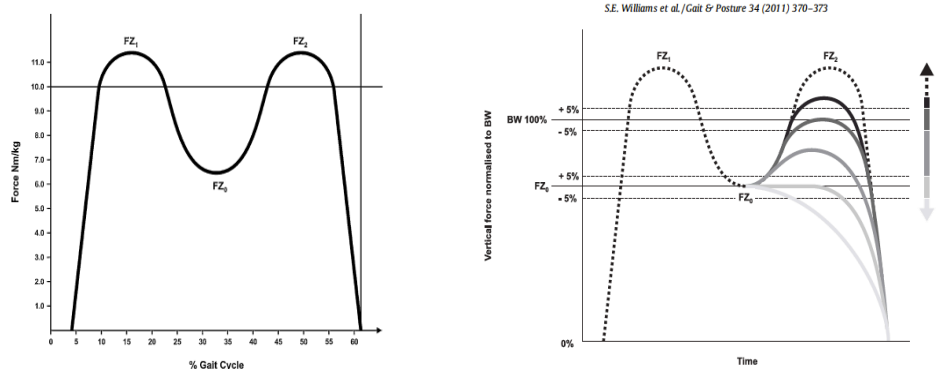


Fig. 18 Fuerzas de reacción vertical en un sujeto sano y en sujetos con PC (adaptado de Williams y col. 2015²⁵).

Identificación de alteraciones primarias y secundarias

Se ha defendido que el análisis biomecánico de la “marcha humana” puede ayudar a los clínicos en el proceso de toma de decisiones terapéuticas²⁶⁻²⁹. Por ejemplo, la velocidad de la marcha está disminuida de manera general en niños con PC espástica³⁰ y está fuertemente relacionado con las funciones motoras gruesas³¹ y la severidad de la discapacidad³². Sin embargo, una reducción en la velocidad es solo un síntoma de que existen problemas en la marcha y es el resultado de múltiples factores. Cuando se considera de manera aislada la velocidad, al igual que otras variables, no da información valiosa acerca de las razones del problema de la marcha.

El análisis de la “marcha humana” basada en el análisis del movimiento en 3 dimensiones, fuerzas de acción-reacción con el suelo y la actividad eléctrica muscular, proporciona información acerca de determinados aspectos que son difíciles de visualizar y que podrían hacernos comprender mejor las causas de las alteraciones de la marcha²². El análisis de la marcha con estas técnicas sofisticadas permite la observación de una manera más detallada y precisa, pero aún hoy día es un tema de interpretación por parte del clínico el cual tiene que recopilar una gran cantidad de datos. A pesar de ello, el análisis biomecánico de la marcha ha demostrado aportar información decisiva para la toma de decisiones quirúrgicas en comparación con el manejo clínico y la grabación de vídeo convencional²⁶. Parece claro que la estudio biomecánico de la marcha es una herramienta de gran utilidad tanto para la evaluación de alteraciones de la marcha complejas como para evaluar los efectos de una intervención³³.

Tan pronto como un tratamiento va a ser diseñado, es crucial discernir las causas primarias de las desviaciones de la “marcha humana” de aquellas que son compensaciones a los problemas primarios. Para que tengan el efecto deseado, las intervenciones terapéuticas quirúrgicas tienen que abordar las causas primarias, lo que tendrá como consecuencia la eliminación de los problemas secundarios y las repuestas compensatorias. Por el contrario el tratamiento de las compensaciones aumentará los problemas que el paciente tiene que encarar³⁴. La importancia de hacer la distinción entre alteraciones primarias y secundarias ha sido demostrado en estudios sobre marcha de puntillas, que es una de las alteraciones de la marcha más comunes en pacientes con PC³⁵⁻³⁷.

A pesar de todo esto, estudios recientes basados en análisis biomecánico de la “marcha humana” muestran que los datos cinemáticos, cinéticos y electromiográficos deben ser interpretados con cautela antes de ser utilizados en el proceso de toma de decisiones terapéuticas. Por ejemplo, el fenómeno de coactivación de grupos musculares agonistas y antagonistas (característico en la diplegia espástica) en ocasiones parece estar relacionado con la modificación del movimiento en sí mismo, cuestión que debería ser tomada en cuenta cuando se proponga la transferencia muscular quirúrgica³⁷. El resultado de diversos estudios converge para dar una explicación alternativa para otra característica típica de la marcha espástica. De hecho, la restricción del rango de movimiento en las articulaciones durante la marcha (p. ej. marcha en equino y rotación interna del miembro inferior) puede ser el resultado tanto de un acortamiento de un agonista espástico fuerte (interpretación clásica) como de un agonista débil (los flexores plantares en el caso de la marcha de puntillas). Esta última explicación sugiere por tanto que la marcha de puntillas es una compensación para unos músculos de la pantorrilla débiles y que en consecuencia deberían ser abordados mediante un programa de fortalecimiento en lugar de debilitar esos músculos.

Generalmente, los estudios que investigan las posibles causas primarias y secundarias para la propuesta de tratamientos adecuados se centran en el estudio de determinadas variables cinemáticas, cinéticas o electromiográficas, y lo que se busca con los diferentes tratamientos es intentar “normalizar” estas variables. El problema de este enfoque es que se asumen como ciertas

determinadas premisas, como que la marcha con contacto de talón presente en sujetos sin patología proporciona una mayor base de sustentación y en consecuencia un mejor equilibrio. Sin embargo se olvida la valoración de cuestiones fundamentales para la funcionalidad de la marcha como el control motor, lo que da lugar a la toma de decisiones erróneas³⁸. Por tanto, el proceso de toma de decisiones debería concentrarse no solo en consecuencias locales de los tratamientos sino también en valoraciones de la funcionalidad globales para mejorar la eficiencia de la “marcha humana” desde un punto de vista global.

2.3. CONTROL MOTOR/COORDINACIÓN DURANTE LA MARCHA HUMANA

“There is not motor redundancy in human movement. There is motor abundance”

Mark Latash

2.3.1. ¿El problema o la bendición del exceso de grados de libertad?

2.3.1.1. Redundancia vs Abundancia

Debido a que las palabras *redundancia* y *abundancia* tienen significados diferentes en muchas áreas lejos del campo del control motor y la biomecánica, vamos a intentar definir estos dos conceptos de manera específica para que nos sean de utilidad en nuestro análisis y comprensión de los movimientos biológicos.

Redundancia: Algo extra, que normalmente no es necesario, pero que puede llegar a ser útil en determinadas condiciones.

Abundancia: Cantidad muy grande de algo, más de lo que uno necesita, normalmente con una connotación positiva de plenitud y prosperidad.

La palabra *abundancia* es similar a la palabra *redundancia* en cuanto a que las dos hacen referencia a “algo extra”, con la diferencia de que este algo extra está siendo utilizado de manera positiva³⁹.

El problema de la redundancia motora se ha considerado tradicionalmente como **el problema central del control motor**. A Nikolai Bernstein se le atribuye ser el primero en prestar atención al hecho de que la mayoría de tareas motoras diarias podrían llevarse a cabo exitosamente utilizando un gran número de soluciones.



Fig. 19 Nikolai Bernstein

Fuente: <https://neurotree.org/beta/peopleinfo.php?pid=19793>

Él ilustró esta noción utilizando el ejemplo de apuntar con el dedo índice a un diana sin mover el tronco, concluyendo que existía un mayor número de grados de libertad que los estrictamente necesarios para resolver la tarea, y a esto se le denominó *redundancia*. Este problema tiene un número infinito de soluciones, y no está limitado al análisis de la cinemática multiarticular, sino que se extiende a otras cuestiones como el análisis del sistema neuromuscular. Debido al gran número de articulaciones y músculos que constituyen los miembros inferiores, existe un número infinito de soluciones para coordinar esos grados de libertad. Sin embargo, para alcanzar un objetivo determinado, una secuencia particular de combinaciones neuromusculares y articulares debe ser utilizado. Cómo se realiza la elección de una secuencia determinada de entre el infinito número de posibilidades ha sido motivo de interés en las ciencias del movimiento desde que Bernstein⁴⁰ articuló por primera vez este problema en 1967. Él propuso la restricción del exceso de grados de libertad como la solución al problema y desde entonces numerosas soluciones han sido propuestas que supuestamente solucionan este problema, con frecuencia en la forma de limitaciones de coste^{41,42}. No obstante, si una única solución fuera elegida basada en esas restricciones impuestas, uno podría esperar observar el mismo patrón de coordinación cada vez para ejecutar bajo un set de instrucciones dado, configuración inicial del miembro y localización del objetivo final. En cambio, estudios recientes de una variedad de tareas motoras en sujetos sanos han reportado que normalmente emplean un gran número de combinaciones articulares diferentes para completar la tarea cuando la configuración inicial, localización del objetivo y las instrucciones están controladas^{43,44}. Esto es contrario al concepto de redundancia, que pretende eliminar el exceso de grados de libertad para evitar repeticiones que no aportan nada, y abre la puerta al concepto de abundancia que incita al aprovechamiento de ese gran número de posibilidades. Estos resultados son consistentes con la intuición de Bernstein de que el desarrollo de una determinada tarea implica “repetición sin repetición”⁴⁰, siendo sin lugar a duda su experimento de los herreros la primera evidencia clara del denominado “*principio de abundancia*”. Además, este rango de soluciones no es azaroso, más bien, la variedad de combinaciones articulares observadas a lo largo de

las repeticiones conllevan a valores estables de la variable performance. El papel que juega la abundancia motora en la disminución de la variabilidad de esta variable importante para la realización de la tarea ha sido explicado en profundidad en la literatura⁴⁵.

2.3.1.2. Variabilidad en el movimiento de los sistemas biológicos

2.3.1.2.1. Definición y tipos de variabilidad

La variabilidad en el movimiento humano tiene dos posibles interpretaciones:

- Ruido en el sistema
- Es una característica del patrón motor que refleja las diferentes soluciones para el mismo problema motor que se observan a lo largo del tiempo o durante ensayos repetidos, y es surge como consecuencia directa del exceso de grados de libertad de los que dispone el aparato locomotor

La visión tradicional de la variabilidad está basada en el concepto de “variabilidad en el punto final”. Desde esta perspectiva, la variabilidad producto del movimiento debería ser menor en un individuo sin patología que en uno con algún tipo de patología. En el caso concreto de la marcha humana podrían ser la longitud del paso constante o el mantenimiento de relaciones entre segmentos durante los diferentes ciclos de la marcha. Es decir, un ejecutor experto tendría menos variabilidad que un novato, y los individuos sanos tendrían menos variabilidad que aquellos con alteraciones en el movimiento consecuencia de alguna patología. La variabilidad por tanto se asociaba a ruido, algo considerado como perjudicial para el rendimiento del sistema, y que debía ser habitualmente eliminado desde los datos como una fuente de error⁴⁶. Disponemos de herramientas como el filtrado de las señales para eliminar este ruido debido a que es de una frecuencia suficientemente alta.

Una segunda fuente de variación biológica es la variabilidad dinámica o coordinativa, y surge de dentro del sistema para ser estudiado. En este caso no puede hacerse una clara separación entre la señal original y la variabilidad.

Esta variabilidad no puede ni debe ser eliminada de la señal. Los múltiples grados de libertad implicados en la coordinación y el control del movimiento humano son una fuente potencial de esta variabilidad dinámica, que se sugiere

que puede venir de las múltiples combinaciones de las partes que interaccionan en el patrón de movimiento. Esta forma de variabilidad emerge desde no linealidades subyacentes, y es importante o incluso vital para la formación de patrones. Por tanto, la variabilidad observada en el rendimiento humano puede ser fundamentalmente de dos formas: ruido debido a errores en las mediciones y variabilidad coordinativa debido a la dinámica inherente al sistema. Los dos tipos de variabilidad son diferentes, tienen diferente interpretación, y están relacionadas cuando se analizan movimientos voluntarios.

Hay un emergente cuerpo de literatura en las ciencias biológicas y físicas subrayando los aspectos beneficiosos y adaptativos de la variabilidad en la función del sistema. Desde esta perspectiva, el aumento de variabilidad no está rígidamente asociada con una disminución del nivel de destreza, lesión y salud. De hecho, el camino a la fragilidad o lesión es identificado en esta perspectiva emergente por una disminución de variabilidad en variables fundamentales reflejando una función biológica. Esta hipótesis de pérdida de complejidad puede también ser aplicado a enfermedades neurológicas como la PC. Debido a esto el concepto de variabilidad que se defiende en esta tesis no contempla la visión tradicional, sino que la variabilidad será definida como el fruto del exceso de grados de libertad y permite diferentes configuraciones adaptativas. Ambas visiones de la variabilidad son complementarias, y deberían ser integradas en el análisis de cualquier actividad funcional como puede ser la “marcha humana”.

La variabilidad en el movimiento humano que será objeto de nuestro estudio puede definirse como *“las variaciones normales que ocurren en el desarrollo motor en las múltiples repeticiones de una tarea”*⁴⁷. Esta variabilidad es intrínseca a todos los sistemas biológicos, y puede ser observada fácilmente cuando pedimos a una persona la repetición de un movimiento para comprobar que nunca lo realiza de manera idéntica. A esto es lo que Bernstein⁴⁰ llamó *“repetición sin repetición”*, aludiendo al hecho de que cada repetición de una acción implica unos patrones motores y neurales únicos no repetitivos. De hecho, en el experimento de Bernstein, los sujetos mejor entrenados mostraron una mayor variabilidad en las trayectorias articulares entre las diferentes repeticiones del movimiento de golpear el yunque organizada para mantener la

variabilidad de la trayectoria del martillo casi invariante. Lo que esto implicaba era que, a pesar de la práctica y el entrenamiento, los elementos en un sistema redundante no convergían en una única solución óptima sino que continuaban mostrando una gran variabilidad organizada en función de una tarea específica. Esta característica de los movimientos desarrollados por sistemas mecánicamente redundantes como el del ser humano fue denominado como “*error compensation*”⁴⁸, y constituye la fuente de la cual surge la variabilidad. Esto es debido a que durante la realización de movimientos repetidos, cuando uno de los elementos muestra una desviación de su trayectoria preferida (estimada como la media de las trayectorias a lo largo de las repeticiones), otros elementos mostrarán probablemente desviaciones de sus trayectorias preferidas organizadas para mantener relativamente inafectada la trayectoria de una variable que es fundamental para el desarrollo de la tarea en cuestión. A lo largo de la historia la *variabilidad* en la función motora ha sido considerada desde varias perspectivas teóricas:

- Una teoría es la *Teoría del Programa Motor Generalizado* (TPMG)⁴⁹. Esta teoría considera que la variación en un patrón de movimiento determinado es el resultado de un error. Este error en la capacidad para predecir los parámetros necesarios para emplear el programa motor subyacente da lugar a variaciones en el desarrollo motor⁵⁰. Con ayuda de la práctica y el entrenamiento de la tarea en cuestión, el error en la predicción es gradualmente eliminado o minimizado, optimizando la precisión y la eficacia del patrón de movimiento.
- Otra perspectiva teórica es la *Teoría de los Sistemas Dinámicos* (TSD), que propone que los sistemas biológicos se auto-organizan en base a restricciones ambientales, biomecánicas y morfológicas, con el objetivo de encontrar la solución más estable para producir un movimiento determinado⁵¹. El incremento de la *variabilidad* en un patrón de movimiento generalmente indica pérdida de estabilidad, mientras que la disminución de la *variabilidad* generalmente indica un comportamiento altamente estable. Esta teoría sugiere que en ciertos sistemas dinámicos y bajo determinadas condiciones, cuando la *variabilidad* aumenta y alcanza un punto crítico específico, el sistema se convierte en altamente inestable y cambia a un nuevo patrón de movimiento más estable con menos *variabilidad*. Esta propuesta supone un paso hacia delante significativo, ya que explica las

transiciones entre estados de comportamiento e implica que una falta de *variabilidad* permanente podría implicar un comportamiento motor rígido e inflexible con una adaptabilidad limitada a la hora de cambiar de tarea o adaptarse a las demandas del entorno. Por tanto en este sentido parece que la *variabilidad* está estrechamente relacionada con un estado comportamental rico. Sin embargo, una limitación significativa de la TSD es que no tiene en cuenta que la observación de algunos comportamientos que parecen ser altamente estables paradójicamente son desarrollados de manera variable, como si hubiera infinitas maneras de desarrollar ese comportamiento.

- Una tercera teoría prominente, la cual será utilizada en esta tesis, es la hipótesis *Uncontrolled Manifold (UCM)*. Según esta perspectiva la variabilidad motora se asocia a la redundancia motora. La redundancia motora se refiere a tener más elementos que los estrictamente necesarios para resolver una tarea, resultando en la existencia de múltiples soluciones para un problema motor determinado⁵². Este problema de la redundancia motora es abordado a través de la hipótesis UCM del siguiente modo: cuando un sistema multielemento cambia su estado en un espacio UCM calculado para una variable performance particular, esta variable es mantenida como un valor constante. Siempre que el sistema no abandone el espacio UCM, el controlador jerárquicamente más alto (el SNC) no necesita intervenir y, en ese sentido, el sistema de variables elementales no necesita ser controlado en ese espacio. Si el sistema deja el UCM y muestra un error aceptable en la variable performance, el controlador podría tener que intervenir e introducir correcciones⁵³. El enfoque UCM ha sido aplicado a varias tareas motoras para descubrir estrategias de coordinación de sistemas motores aparentemente redundantes y descubrir las finalidades funcionales que la variabilidad desempeña en esas tareas motoras.

2.3.1.2.2. El concepto de *estabilidad* en la Teoría de los Sistemas Dinámicos

Los términos *estabilidad* y *equilibrio* son utilizados con frecuencia de manera intercambiable y definidos, en términos biomecánicos, como el “mantenimiento del centro de gravedad dentro de la base de sustentación”¹⁵. Por el contrario, una medición de estabilidad tomada de la TSD es definida de modo que podría tener una implicación más funcional desde un punto de vista clínico. Bajo este enfoque, la estabilidad es definida simplemente como “la habilidad de un

cuerpo para resistir a perturbaciones”. La incapacidad para resistir esas perturbaciones, que en el caso de la diplegia espástica sería el resultado de las alteraciones primarias o secundarias ya mencionadas (disminución de la fuerza, déficit propioceptivo, exaltación de los reflejos osteotendinosos, etc.), podría dar lugar a alteraciones en el patrón de la marcha o incluso provocar caídas. Por tanto, esta última definición “dinámica” implica el resultado funcional de las restricciones externas e internas en el sistema, de manera contrapuesta a la definición “mecánica” de estabilidad que podría no ser tan relevante desde un punto de vista funcional. En el caso de la locomoción humana, durante la parte del ciclo de la marcha en la que el peso corporal es transferido desde una extremidad inferior a la otra (transición del apoyo bipodal al apoyo monopodal), el centro de gravedad se encuentra fuera de la base de sustentación. Desde una perspectiva estrictamente “mecánica” durante esta fase de apoyo monopodal el individuo es inestable a pesar de que en apariencia el individuo parece tener la capacidad de resistir las perturbaciones a las que está sometido y consigue no caer al suelo, es decir, tendría estabilidad desde una perspectiva “dinámica”.

Algunas de las metodologías empleadas para valorar la estabilidad son el “*paradigma tiempo de relajación*” (tiempo que se tarda en recuperar un ciclo estable tras una perturbación) o la medición de la variabilidad de la trayectoria de una variable a lo largo de varios ciclos dentro de la misma tarea (ej. trayectoria de la cabeza a lo largo de varios ciclos de marcha).

2.3.2. Sinergia en el contexto de la coordinación

Según la definición de Bernstein⁴⁰ en 1967 “*la coordinación de un movimiento es el proceso de dominar los redundantes grados de libertad del organismo en movimiento, en otras palabras, su conversión a un sistema controlable*”. Un tema común de estudio asociado a la coordinación del movimiento es cómo nuestro SNC controla múltiples grados de libertad del aparato locomotor durante una determinada tarea como la “marcha humana”.

Una *estructura de coordinación* puede ser descrita como una sinergia funcional entre neuronas, músculos y articulaciones. La formación de estructuras de coordinación para organizar gran cantidad de grados de libertad permiten una reducción en los grados de libertad para conseguir que el sistema sea más

fácilmente controlable a la hora de realizar una actividad. La *coordinación* de movimientos durante el aprendizaje y adquisición de habilidades puede ser explicado desde esta perspectiva en tres etapas:

3. Congelar/restringir algunos grados de libertad para simplificar el control
3. Liberar e integrar gradualmente grados de libertad en un movimiento de destino
3. El movimiento se consigue con las fuerzas que continúan explorando y con refinamientos

La *coordinación* puede entenderse por tanto como la habilidad para ensamblar y mantener una serie de relaciones adecuadas entre articulaciones y segmentos durante los movimientos. La *coordinación* generalmente implica⁵⁴:

- Patrones espaciales > está asociado con la selección del patrón o la posición relativa entre articulaciones y segmentos.
- Patrones temporales > es la latencia o el timing relativo entre articulaciones o posiciones de los segmentos
- Múltiples tareas a la vez > referido a las tareas dirigidas al objetivo, que implica diferentes movimientos de los miembros.
- Adaptación > es la integración de movimiento con la organización sensorial y hace referencia a la variabilidad de la coordinación motora como la habilidad para cambiar o reorganizar movimientos en respuesta a una demanda externa.

De acuerdo con todo esto, la coordinación puede ser cuantificada por dominios espaciales y temporales de manera independiente, y es dependiente de la tarea.

La palabra *sinergia* proviene del griego y significa “trabajar juntos”. Por tanto, dos requisitos deben darse para que esta palabra pueda aplicarse a una acción son:

- El primero es que más de un elemento tiene que formar parte de una sinergia (mínimo dos). Este requisito relaciona la palabra sinergia con los conceptos de redundancia y abundancia descritos anteriormente.
- En segundo lugar, estos elementos tienen que hacer algo de manera conjunta para alcanzar un objetivo común. Esto implica que las sinergias motoras son siempre específicas según la tarea o la intención, es decir, trabajan para alcanzar una meta (covariación positiva entre los movimientos articulares).

En el caso de pacientes con diplegia espástica como los reclutados para nuestra muestra, con frecuencia nos referimos a esta característica de *sinergia* como una “sinergia patológica” debido a que el acoplamiento articular observado en estas personas con frecuencia está limitado y es inflexible (habitualmente podemos referirnos a ella como “atípica”^{55,56}, reflejando la intención del paciente de reclutar cualquiera de los grados de libertad disponibles para completar la tarea⁵⁷.

En Anatomía y Biomecánica, la noción que se tiene de un sinergista ha sido utilizado con al menos tres significados⁵⁸:

- 1) Sinergista anatómico o agonista- Los agonistas articulares son aquellos músculos que mueven la articulación en la misma dirección
- 2) Momento articular sinergista/agonista- Músculos que generan momento de fuerza en la misma dirección que el momento de fuerza articular
- 3) Sinergista/agonista para una tarea- Dependiendo de si la acción muscular asiste o resiste el desarrollo de la tarea. Por ejemplo, el cuádriceps y los isquiosurales son antagonistas articulares en la cadera y la rodilla, pero trabajan conjuntamente en muchos movimientos como la tarea de sentarse y levantarse.

El término sinergia utilizado en las Ciencias del movimiento tiene al menos tres significados muy diferentes, que se diferencian en el modo que tienen de interpretar la expresión “trabajar juntos”⁵:

1º) *Patrones de activación muscular estereotipados*

Esta primera definición asume que mostrar cambios paralelos simultáneos en la actividad es suficiente para que se pueda considerar una *sinergia* incluso cuando no está siendo llevada a cabo una tarea obvia. Esto incluye por ejemplo patrones estereotipados de activación muscular observados en ciertas poblaciones de pacientes con afectación neurológica como la Diplegia Espástica, y por ello esta definición de *sinergia* tiene fuertes connotaciones negativas ya que conduce frecuentemente a patrones de activación muscular que interfieren con el movimiento voluntario.

El estudio del Control Motor que de manera rutinaria se lleva a cabo por lo clínicos suele contemplar únicamente la valoración cualitativa de estos

patrones de activación muscular estereotipados. La ausencia de especificidad en la activación muscular es un reflejo de una sinergia patológica, y la evaluación/tratamiento de esta sinergia patológica es habitualmente uno de los principales objetivos del abordaje terapéutico de los pacientes con diplegia espástica debido a que se asume que cuando estos pacientes son capaces de activar la musculatura de un modo más específico serán capaces de llevar a cabo tareas de la vida diaria como la “marcha humana” de un modo más funcional.

2º) *Grupos de variables con escala paralela o enfoque “Covariation by randomization” (CR)*

Otra definición entiende la sinergia motora como relacionada con una tarea específica y caracterizada por un cierto patrón de compartir la tarea entre los elementos que contribuyen a ella (ej. músculos con acciones similares que se activan provocando cambios en los parámetros de la tarea). Lo que se pretende con este enfoque es analizar la varianza como medio para descubrir la covariación entre las variables elementales, es decir, busca índices de covariación. La estructura de la varianza que no es causada por la correlación, sino por diferentes cantidades de varianza en las diferentes variables elementales, es indetectable con esta metodología. En cambio ofrece la ventaja de poder tratar con fuertes no linealidades mientras que el enfoque UCM se basa en la linealización.

La idea principal de este enfoque es comparar la varianza en las variables de la tarea obtenida a partir de un set de datos originales (el set de datos multidimensionales que potencialmente contienen covariación) con la varianza de estas variables generada desde un set de datos sustitutos en los que el set de variables elementales son utilizados (p. ej. ángulos, velocidades) y que han sido despojados de toda posible covariación mediante la aleatorización. Esta comparación tiene lugar en el nivel de la variable funcional necesaria para el desarrollo de la tarea, que es el modo en el cual este enfoque resuelve el problema de la incompatibilidad entre las unidades de medición en las variables elementales y las unidades de medición de la tarea (no requiere una métrica común en el espacio multidimensional de las variables elementales).

Métodos de Factorización Matricial No-Negativa (MFMNN) se han aplicado a matrices de correlación o covariación para extraer grupos en el set original de variables que tendían a mostrar cambios paralelos en las variables originales (elemental variables). Los métodos comúnmente utilizados incluían PCA con o sin posterior rotación y extracción de factor (análisis factorial), ICA (independent component analysis) además de MFMNN.

3º) *Estabilidad del movimiento para una tarea específica y el concepto “Uncontrolled Manifold”*

En este caso la noción de *sinergia* está firmemente ligado al *principio de abundancia*. Este principio ve el problema aparente de la redundancia motora asociado al desarrollo de acciones con un gran número de elementos no como un problema, sino como un diseño rico que permite combinar ciertas características de desarrollo crucial para el éxito en acciones de la vida diaria. Ésto implica estabilidad específica para la tarea de variables funcionalmente importantes (para lo cual todas las variables elementales contribuyen), y la posibilidad de desarrollar varias acciones con un solo conjunto de variables elementales y sin interferencia negativa entre las acciones.

La idea de estabilidad específica para la tarea de las acciones fue originalmente introducido y desarrollado por ⁵⁹. Si n variables elementales contribuyen a m variables performances (siendo $n > m$), hay un espacio dimensional $n-m$ en el que la variable funcional no cambia su magnitud. Este espacio ha sido denominado como “Uncontrolled Manifold”⁵² para esa variable funcional particular. Una noción similar, no-motion manifold, fue desarrollado en estudios de control del discurso⁶⁰. El concepto “Uncontrolled Manifold” implica que el SNC no tiene que corregir desviaciones del aparato locomotor en el UCM, ya que estas desviaciones por definición no conllevan cambios en la “variable performance”.

Como fue originalmente concebido, la teoría UCM soluciona el problema de identificar la estructura de la varianza relevante para la tarea en un sistema de movimiento de múltiples grados de libertad mediante la transformación de la tarea funcional al espacio de las variables elementales^{52,59,61}. Transformar este concepto en un procedimiento operacional requiere linealización debido a que

la varianza es un concepto lineal, y la descomposición de la varianza en el espacio UCM no es posible a menos que el espacio esté aproximado linealmente. Para desarrollar test estadísticos debemos usar por tanto una estimación lineal del UCM entorno a un valor deseado, normalmente la media del conjunto de datos. En nuestro caso será la media de los ángulos segmentales, que será considerado como el óptimo. La linealización del modelo potencialmente no lineal se describe mediante la Jacobiana (\mathbf{J}), es decir, el espacio nulo de la Jacobiana (\mathbf{J}) será la aproximación lineal al UCM. Una vez computado el espacio nulo, los tests estadísticos son ya posibles.

La aplicación sistemática del enfoque que proporciona la hipótesis UCM consiste en testar una variedad de posibles variables funcionales necesarias para la tarea entorno a las cuales hipotéticamente se estructura la varianza del sistema de múltiples grados de libertad. Básicamente consiste en establecer una relación entre la varianza de las variables elementales (ángulos segmentales en nuestro caso) y la varianza de una variables fundamental para el desarrollo de la tarea (estabilización de la cabeza contra posibles perturbaciones) a través de la matriz Jacobiana (\mathbf{J}). La matriz indica cuánta varianza en los ángulos segmentales da lugar a cuánta varianza en la variables funcional. Como lo que se busca es la estabilidad de la variable funcional, solo la varianza en el espacio de las variables elementales es comparado a lo largo de las repeticiones, y no se compara la varianza entre ángulos segmentales y posición de la cabeza.

Por lo tanto el enfoque UCM lo que busca básicamente es la estructura de la varianza, mientras que el enfoque CR lo que pretende es buscar correlaciones multidimensionales. Correlación implica varianza estructurada, por lo que el enfoque UCM es también sensible a la correlación. La varianza estructurada, sin embargo, no implica necesariamente correlación⁶².

2.3.3. Grados de libertad y coordinación de los movimientos en la diplegia espástica

La *abundancia* motora inherente al sistema neuromuscular presenta un reto para el control de la locomoción por parte del SNS, que más que controlar todos los grados de libertad como un todo, los organiza de manera específica

de modo que se mantenga un equilibrio entre todos ellos para conseguir la ejecución de un tarea^{63,64}.

El abordaje del problema de la gestión de los múltiples grados de libertad de un sistema redundante como es el cuerpo humano se abordó en un primer momento mediante restricciones que se autoimponían o que venían impuestas por la propia tarea. Estas restricciones por tanto hacen más fácil el control por parte del SNC, reduciendo la complejidad de los elementos a controlar. En este sentido la diplegia espástica supone una restricción impuesta por la lesión neurológica que limita la abundancia motora, por lo que los pacientes afectados con diplegia espástica tienen lo que se podría denominar “restricciones no deseadas durante sus acciones” como consecuencia de su lesión⁶⁵. El estudio de cómo estos pacientes se enfrentan a la tarea de gestionar los grados de libertad de los que disponen para llevar a cabo una determinada tarea nos ayudaría a comprender mejor cómo el SNC planifica y coordina los movimientos bajo condiciones límite.

2.3.4. Hipótesis “Uncontrolled Manifold”

2.3.4.1. Descripción teórica de la hipótesis UCM

La hipótesis UCM ha sido recientemente introducida para investigar cómo el SNC se comporta respecto a una tarea motora seleccionada eligiendo una combinación de diferentes elementos músculo-esqueléticos que están implicados en el desarrollo de la tarea. Esto quiere decir que el SNC puede emplear una variedad de diferentes opciones para alcanzar una misma tarea. La explotación de este enfoque puede hacer posible predecir qué variables motoras controla el SNC y cuáles son los grados de libertad que tiene que organizar para que la tarea motora particular sea desarrollada con éxito.

La hipótesis UCM propone que el SNC no elimina los grados de libertad redundantes, sino que los utiliza para un desarrollo flexible y estable de la tarea que se pretende llevar a cabo. Todas aquellas combinaciones de los ángulos segmentales que en conjunto consiguen estabilizar la cabeza del sujeto en una determinada posición del espacio definen un subespacio que es el UCM. Se denomina “uncontrolled” porque el control de la variabilidad en él es innecesaria, ya que todas las combinaciones en este subespacio mantienen

estable el valor de la variable performance⁵². Por tanto el UCM representa un subespacio matemático abstracto que corresponde a todas las posibles configuraciones de los grados de libertad (ángulos) que mantienen constante el valor de la variable performance (trayectoria de la cabeza en las 3 dimensiones del espacio).

Esta teoría puede ser interpretada como un análisis de la variabilidad de una tarea funcional seleccionada en un sistema de múltiples grados de libertad. La variabilidad puede ser “buena” si el objetivo de la tarea permanece inalterado, o “mala” si se producen desviaciones con respecto al objetivo. Para poder desarrollar la teoría UCM se deben establecer una serie de premisas:

1º) En primer lugar tenemos que definir una configuración espacial básica en la cual todo el análisis tendrá lugar. Este espacio puede estar abarcado en este estudio por todos los ángulos segmentales que contribuyen a un movimiento particular.

2º) A continuación, una hipótesis debe ser formulada acerca de qué variables son controladas por el SNC (cabeza). Estas variables pueden ser funciones particulares de los ángulos segmentales. Para un conjunto dado de valores de las variables controladas, el espacio de los ángulos segmentales es dividido en dos subespacios ortogonales. Un subespacio consiste en todas aquellas configuraciones angulares que conducen al mismo conjunto de valores de las variables controladas. La variabilidad en este subespacio deja a la variable funcional inalterada. El movimiento ortogonal a este subespacio afecta a la variable funcional. Por tanto, la varianza relativamente grande en el espacio de las configuraciones angulares dan lugar a una varianza relativamente pequeña de la variable funcional que intenta estabilizar el SNC.

El UCM se computa como los espacios nulos de las matrices jacobianas correspondientes (**J**) que relacionan pequeños cambios infinitesimales en las variables elementales (los ángulos segmentales en nuestro caso) con cambios en las coordenadas del punto final:

$$\Delta X = J\Delta\alpha$$

donde los vectores X y α representan el vector coordenadas punto final y el vector configuración angular respectivamente. Debemos tener en cuenta que en este ejemplo, la matriz J cambia con la configuración articular durante el movimiento.

3º) Por último, la hipótesis debe ser testada por la estimación de si la varianza de la configuración articular en el subespacio no controlado es mayor que en el subespacio ortogonal a él, en cuyo caso la hipótesis es aceptada (ej. Mayor variabilidad deja el valor de la variable control invariante).

Se trata por tanto de un método computacional que examina la *redundancia* motora de manera consonante con el "*principio de abundancia*", el cual sugiere que una familia de soluciones son generadas y utilizadas para estabilizar variables específicas relacionadas con la tarea a desarrollar en lugar de buscar una única solución para problemas de coordinación.

2.3.4.2. Potencialidades

El enfoque metodológico UCM ha sido aplicado al estudio de varias tareas motoras para descubrir estrategias de coordinación de sistemas motores aparentemente redundantes y de este modo poder entender la finalidad funcional que la variabilidad desempeña en los patrones motores durante la realización de cualquier tarea. La teoría UCM propone un análisis de la variabilidad de una tarea funcional determinada en un sistema con múltiples grados de libertad, y apuesta por un cambio en la connotación negativa que tradicionalmente se tenía de la variabilidad. Además, el enfoque propuesto por la teoría UCM puede ser visto como un método para cuantificar sinergias, entendiendo sinergia como la organización de variables elementales que estabilizan una variable funcional⁶⁶.

El principal atractivo del enfoque UCM es que permite testar cómo la variabilidad es estructurada en base a diferentes variables funcionales necesarias para el desarrollo de la tarea que se quiere llevar a cabo, es decir, cómo el SNC optimiza diferentes estrategias de control para completar una tarea. De este modo se puede deducir cómo el SNC explota el gran número de soluciones motoras de las que dispone para desarrollar una tarea a través de sinergias. Esto nos permite analizar cómo los movimientos compensatorios de

los componentes están siendo repartidos, en lugar de estudiar si se exhibe más o menos variabilidad como lo hacía la visión tradicional.

En esta tesis este enfoque metodológico va a permitir estudiar la correlación entre la variabilidad del patrón motor, fruto del exceso de grados de libertad (abundancia), y la estabilización de una variable considerada como importante para conseguir una locomoción segura a través de la formación de sinergias cinemáticas. Esto ofrece la posibilidad de llevar a cabo una valoración y análisis del control motor desde una perspectiva funcional, es decir, la variabilidad no es buena en sí misma si no permite la estabilización de una variable que consideramos importante para el desarrollo de la tarea. En este trabajo esa variable será la trayectoria de la cabeza, ya que algunos autores han sugerido que controlar la posición de la cabeza es de gran importancia (más aún que controlar el centro de masas) argumentando que la minimización de la variabilidad en la posición de la cabeza facilitaría la estabilidad del sistema postural al ser la cabeza el habitáculo de múltiples sistemas sensoriales^{67,68}.

2.4. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Chambers, H. & Sutherland, D. A practical guide to gait analysis. J. Am. Acad. (2002).
2. Fu, F., Harner, C., Johnson, D. & Miller, M. Biomechanics of knee ligaments: basic concepts and clinical application. JBJS (1993).
3. Enoka, R. M. Neuromechanics of Human Movement-5th Edition. (Human Kinetics Books, 2015).
4. Rossignol, S., Dubuc, R. & Gossard, J.-P. Dynamic Sensorimotor Interactions in Locomotion. *Physiol. Rev.* 86, 89–104 (2005).
5. Latash, M. L. & Zatsiorsky, V. M. Biomechanics and Motor Control: defining central concepts. Academic Press (Academic Press, 2016).
6. Fowler, E., Staudt, L. & Greenberg, M. Selective Control Assessment of the Lower Extremity (SCALE): development, validation, and interrater reliability of a clinical tool for patients with cerebral. *Dev. Med. Child Neurol.* (2009).
7. Krishnamoorthy, V., Latash, M. & Scholz, J. Muscle modes during shifts of the center of pressure by standing persons: effect of instability and additional support. *Exp. brain* (2004).
8. Ting, L. & Macpherson, J. A limited set of muscle synergies for force control during a postural task. *J. Neurophysiol.* (2005).
9. Burgess-Limerick, R., Abernethy, B. & Neal, R. J. Relative phase quantifies interjoint coordination. *J. Biomech.* 26, 91–4 (1993).
10. Meyns, P. et al. Is interlimb coordination during walking preserved in children with cerebral palsy? *Res. Dev. Disabil.* 33, 1418–1428 (2012).
11. Inman, V. T. Human walking. (Edwin Mellen Pr, 1981).
12. Perry, Jacquelin; Burnfield, J. M. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. Slack Inc. 12, (2010).
13. Saunders, J. B., Inman, V. T. & Eberhart, H. D. The major determinants in normal and pathological gait. *J. Bone Joint Surg. Am.* 35–A, 543–58 (1953).
14. Baker, R. Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis. Mac Keith Press (Mac Keith Press., 2013).
15. Perry, J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. SLACK Incorporated (Slack, 1992).
16. Sutherland, D. Gait disorders in childhood and adolescence. (Williams & Wilkins, 1984).
17. Winter, D. The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological. University of Waterloo Press 2, (1991).
18. Gage, J. R. The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy. (Mac Keith Press, 2009).
19. Ross, S. A. & Engsberg, J. R. Relationships Between Spasticity, Strength, Gait, and the GMFM-66 in Persons With Spastic Diplegia Cerebral Palsy. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 88, 1114–1120 (2007).
20. Dietz, V. & Berger, W. Cerebral palsy and muscle transformation. *Dev. Med. Child Neurol.* (1995).
21. Allard, P., Stokes, I. A. F. & Blanchi, J.-P. Three-dimensional analysis of human movement. (Human Kinetics, 1995).
22. Gage, J. R. & Ötunpuu, S. Surgical Intervention in the Correction of

- Primary and Secondary Gait Abnormalities. *Adv. Psychol.* 78, 359–385 (1991).
23. de Morais Filho, M. C. et al. Most Frequent Gait Patterns in Diplegic Spastic Cerebral Palsy. *Acta Ortop. Bras.* 22, 197–201 (2014).
 24. Yokochi, K. Gait patterns in children with spastic diplegia and periventricular leukomalacia. *Brain Dev.* 23, 34–7 (2001).
 25. Williams, S. E., Gibbs, S., Meadows, C. B. & Abboud, R. J. Classification of the reduced vertical component of the ground reaction force in late stance in cerebral palsy gait. *Gait Posture* 34, 370–373 (2011).
 26. DeLuca, P., III, R. D. & Öunpuu, S. Alterations in surgical decision making in patients with cerebral palsy based on three-dimensional gait analysis. *J. Pediatr.* 17, 608–614 (1997).
 27. Kay, R., Dennis, S. & Rethlefsen, S. The effect of preoperative gait analysis on orthopaedic decision making. *Relat. Res.* (2000).
 28. Cook, R., Schneider, I. & Hazlewood, M. Gait analysis alters decision-making in cerebral palsy. *J. Pediatr.* (2003).
 29. Lofterød, B., Terjesen, T., Skaaret, I., Huse, A.-B. & Jahnsen, R. Preoperative gait analysis has a substantial effect on orthopedic decision making in children with cerebral palsy: Comparison between clinical evaluation and gait analysis in 60 patients. *Acta Orthop.* 78, 74–80 (2007).
 30. Norlin, R. & Odenrick, P. Development of gait in spastic children with cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop.* 6, 674–680 (1986).
 31. Damiano, D. L. & Abel, M. F. Relation Of Gait Analysis To Gross Motor Function In Cerebral Palsy. *Dev. Med. Child Neurol.* 38, 389–396 (1996).
 32. Drouin, L., Malouin, F. & Richards, C. Correction between the gross motor function measure scores and gait spatiotemporal measures in children with neurological impairments. *Dev. Med. Child Neurol.* 38, 1007–1019 (1996).
 33. Morton, R. New surgical interventions for cerebral palsy and the place of gait analysis. *Dev. Med. Child Neurol.* 41, 424–428 (1999).
 34. Gage, J. Gait analysis: An Essential Tool in the Treatment of Cerebral Palsy. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 288, 126–134 (1993).
 35. Lin, J. & Brown, J. Peripheral and central mechanisms of hindfoot equinus in childhood hemiplegia. *Dev. Med. Child Neurol.* 34, 949–965 (1992).
 36. Davids, J., Foti, T. & Dabelstein, J. Voluntary (normal) versus obligatory (cerebral palsy) toe-walking in children: a kinematic, kinetic, and electromyographic analysis. *J. Pediatr.* 19, 461–469 (1999).
 37. Gibbs, J., Harrison, L. & Stephens, J. Does abnormal branching of inputs to motor neurones explain abnormal muscle cocontraction in cerebral palsy? *Dev. Med. Child Neurol.* 41, 465–472 (1999).
 38. Kerrigan, D. C., Riley, P. O., Rogan, S. & Burke, D. T. Compensatory advantages of toe walking. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 81, 38–44 (2000).
 39. Latash, M. L. The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy). *Exp. Brain Res.* 217, 1–5 (2012).
 40. Bernstein, N. *The co-ordination and regulation of movements.* (Pergamon Press Ltd., 1967).
 41. Rosenbaum, D. A., Meulenbroek, R. G. J. & Vaughan, J. in *Hand and Brain* 169–185 (Academic Press, 1996).
 42. Cruse, H., Brüwer, M. & Dean, J. Control of three-and four-joint arm

- movement: Strategies for a manipulator with redundant degrees of freedom. *J. Mot. Behav.* 25, 131–139 (1993).
43. Tseng, Y., Scholz, J. & Schöner, G. Goal-equivalent joint coordination in pointing: affect of vision and arm dominance. *Motor Control* 6, 183–207 (2002).
 44. Tseng, Y.-W., Scholz, J. P., Schöner, G. & Hotchkiss, L. Effect of accuracy constraint on joint coordination during pointing movements. *Exp. Brain Res.* 149, 276–288 (2003).
 45. Latash, M. L., Scholz, J. P. & Schöner, G. Toward a new theory of motor synergies. *Motor Control* 11, 276–308 (2007).
 46. Kantz, H. & Schreiber, T. *Nonlinear time series analysis.* (Cambridge University Press, 2004).
 47. Stergiou, N., Harbourne, R. T. & Cavanaugh, J. T. Optimal Movement Variability: A New Theoretical Perspective for Neurologic Physical Therapy. *J. Neurol. Phys. Ther.* 30, 120–129 (2006).
 48. Latash, M. L., Li, Z.-M. & Zatsiorsky, V. M. A principle of error compensation studied within a task of force production by a redundant set of fingers. *Exp. Brain Res.* 122, 131–138 (1998).
 49. Summers, J. J. & Anson, J. G. Current status of the motor program: Revisited. *Hum. Mov. Sci.* 28, 566–577 (2009).
 50. Schmidt, R. & Lee, T. *Motor control and learning.* (Human kinetics, 2011).
 51. Stergiou, N. *Innovative analyses of human movement.* (Human Kinetics, 2004).
 52. Scholz, J. P. & Schöner, G. The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Exp. brain Res.* 126, 289–306 (1999).
 53. Latash, M. L. *Synergy.* (Oxford University Press, 2008).
 54. Kandel, E. R. *Principles of neural science.* (McGraw-hill New York, 2013).
 55. Brunnstrom, S. *Recovery stages and evaluation procedures: Movement Therapy. Hemiplegia: A Neurophysiological Approach* (Medical Dept., Harper & Row, 1970).
 56. Bobath, B. *Adult hemiplegia: evaluation and treatment.* (Heinemann Medical Books, 1990).
 57. Carr, J. *Movement science: Foundations for physical therapy in rehabilitation.* (Aspen, 2003).
 58. Zatsiorsky, V. & Prilutsky, B. *Biomechanics of skeletal muscles.* (Human Kinetics, 2012).
 59. Schöner, G. Recent developments and problems in human movement science and their conceptual implications. *Ecol. Psychol.* 7, 291–314 (1995).
 60. Laboissière, R., Ostry, D. J. & Feldman, A. G. The control of multi-muscle systems: human jaw and hyoid movements. *Biol. Cybern.* 74, 373–384 (1996).
 61. Scholz, J., Schöner, G. & Latash, M. Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting. *Exp. brain Res.* 135, (2000).
 62. Schöner, G. & Scholz, J. P. Analyzing Variance in Multi-Degree-of-Freedom Movements: Uncovering Structure versus Extracting Correlations. *Motor Control* 11, 259–275 (2007).
 63. Domkin, D., Laczko, J., Jaric, S., Johansson, H. & Latash, M. L. Structure of joint variability in bimanual pointing tasks. *Exp. Brain Res.* 143, 11–23

- (2002).
64. Domkin, D., Laczko, J., Djupsjöbacka, M., Jaric, S. & Latash, M. L. Joint angle variability in 3D bimanual pointing: uncontrolled manifold analysis. *Exp. Brain Res.* 163, 44–57 (2005).
 65. Steenbergen, B. & Hulstijn, W. Themes in movement disorders research. *Motor Control* 5, 95–98 (2001).
 66. Latash, M. & Anson, J. Synergies in health and disease: relations to adaptive changes in motor coordination. *Phys. Ther.* (2006).
 67. Pozzo, T., Berthoz, A. & Lefort, L. Head stabilization during various locomotor tasks in humans. *Exp. Brain Res.* 82, 97–106 (1990).
 68. Berthoz, A. & Pozzo, T. Intermittent head stabilization during postural and locomotory tasks in humans. *Posture gait Dev. Adapt. Modul.* Elsevier, Amsterdam 189–198 (1988).

3. PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN E HIPÓTESIS

PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN

- 1) ¿Existen homogeneidad en los patrones motores a nivel cinemático entre los sujetos con diplegia espástica de la muestra?
- 2) ¿Tienen preservada los sujetos con diplegia espástica de la muestra de estudio algo de la capacidad de control motor para el mantenimiento estable de la posición de la cabeza en el espacio en dos instantes relevantes del ciclo de la “marcha humana” como son el contacto y el despegue?
- 3) ¿Existen diferencias significativas en el control motor de los sujetos con diplegia espástica de la muestra en función del plano del movimiento (sagital / frontal), el evento del ciclo de la “marcha humana” seleccionado (contacto / despegue) y el hemicuerpo (derecho / izquierdo) que está llevando a cabo ese evento?

HIPÓTESIS

Las hipótesis se proponen en base a los objetivos descritos y a las preguntas de investigación. Debemos reseñar que en esta tesis se asume como premisa que el mantenimiento de la estabilidad de la cabeza durante la marcha es una variable importante entorno a la cual los individuos con diplegia espástica de la muestra seleccionada optimizan diferentes estrategias de control motor durante la “marcha humana”.

H1- El análisis biomecánico de la “marcha humana” en los sujetos con diplegia espástica de la muestra nos permitirá verificar que, a pesar de la existencia de diferencias en la presentación de los signos/síntomas derivados de la lesión neurológica y de la existencia de gran variedad de características propias de cada sujeto, existe homogeneidad en los patrones motores a nivel cinemático durante la “marcha humana”.

H2 – Algunos sujetos con diplegia espástica de la muestra preservan cierta capacidad de control motor para el mantenimiento estable de la posición de la cabeza en el espacio que dependerá de múltiples factores.

H3 – Se encontrarán diferencias significativas en el control motor de los sujetos con diplegia espástica de la muestra en función del plano del movimiento (sagital / frontal), y el hemicuerpo (derecho / izquierdo) que está llevando a cabo ese evento.

Desde el punto de vista clínico la aceptación de estas hipótesis podrían cambiar el paradigma terapéutico actual, que tendría que incorporar a las técnicas de abordaje terapéutico actuales la aplicación de tratamientos para incrementar el uso adaptativo de la variabilidad durante la marcha en este tipo de pacientes. Este incremento de la variabilidad a través de la práctica bajo diferentes condiciones de inestabilidad podría mejorar la utilización beneficiosa de la variabilidad durante la marcha.

4. TÉCNICAS INSTRUMENTALES DE ANÁLISIS BIOMECÁNICO PARA LA VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA “MARCHA HUMANA” NORMAL y PATOLÓGICA

Introducción: La valoración funcional en el contexto de la discapacidad es uno de los grandes retos actuales en el campo de la rehabilitación, y se ha destacado la importancia de que esta valoración se lleve a cabo desde el punto de vista de los fenómenos biomecánicos que aporten una mayor objetividad. Ante esta necesidad, y debido a la ausencia de protocolos y/o abordajes consensuados en el ámbito clínico, se han planteado una serie de requisitos a cumplir para intentar mejorar la evaluación y atención de los pacientes con diferentes grados de discapacidad. El objetivo de este trabajo ha sido el desarrollo y la aplicación de la metodología de la biomecánica del movimiento humano con diferentes técnicas instrumentales llevando a cabo procedimientos específicos para analizar los patrones motores durante la “marcha humana” normal y patológica.

Material y métodos: Se presentan técnicas instrumentales tipo y avanzadas para el análisis de la “marcha humana” normal o patológica. La elección de los sistemas se realizó en función de sus ventajas/inconvenientes y de las características morfo-funcionales de los sujetos.

Resultados: Los resultados derivados del análisis biomecánico permiten la caracterización neuromecánica del patrón motor de la “marcha humana” normal o patológica y evaluar la calidad del control motor.

Conclusiones: La valoración funcional mediante análisis biomecánico en la “marcha humana” normal o patológica nos aporta información objetiva sobre el estado funcional del paciente y es de gran utilidad para la planificación y monitorización del tratamiento rehabilitador.

Palabras clave: Rehabilitación, Marcha humana, Biomecánica

INSTRUMENTAL TECHNIQUES OF BIOMECHANICAL ANALYSIS FOR THE FUNCTIONAL EVALUATION OF NORMAL AND PATHOLOGICAL "HUMAN GAIT"

Introduction: Functional assessment in the context of disability is one of the major challenges in the field of rehabilitation, and it has been emphasized that this assessment should be carried out from the point of view of biomechanical phenomena that contribute to a greater objectivity. Given this need, and due to the absence of protocols and / or approaches agreed in the clinical field, a series of requirements have been proposed to try to improve the evaluation and care of patients with different degrees of disability. The objective of this work has been the development and application of the biomechanics of human movement methodology with different instrumental techniques carrying out specific procedures to analyze the motor patterns during normal and pathological gait.

Material and methods: Standard and advanced instrumental techniques are presented for the analysis of normal or pathological "human gait". The choice of the systems was made according to its advantages / disadvantages and the morpho-functional characteristics of the subjects

Results: The results derived from the biomechanical analysis allow the neuromechanical characterization of the motor pattern of the normal or pathological "human gait" and to evaluate the quality of the motor control.

Conclusion: The functional assessment of disability through biomechanical analysis in "human gait" provides us with objective information on the functional status of the patient and is very useful for the planning and monitoring of rehabilitation treatment.

Keywords: Rehabilitation, Gait, Biomechanics

4.1. INTRODUCCIÓN

La valoración funcional consiste “en el conjunto de procedimientos metodológicos que tienen como objetivo la medición de las características dinámicas de la conducta motriz del individuo que reflejan la calidad de control de su motricidad en diferentes etapas de su vida, cuadros clínicos y condiciones del entorno”¹. Es conocido que actualmente existe un modelo para la clasificación de la discapacidad, promocionado por la Organización Mundial de la Salud (OMS), denominado Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud - CIF². La evaluación precisa de los aspectos referenciados en la CIF permite obtener una mejor visión global del estado funcional del paciente, y la adquisición de datos objetivos, fiables y válidos a través del análisis biomecánico del movimiento humano es una de las tareas pendientes dentro de este proceso de valoración que tiene como objetivo final facilitar el diagnóstico y el control evolutivo en rehabilitación³.

En España la muy recientemente constituida Sociedad Ibérica de Biomecánica en Rehabilitación, en su artículo Editorial titulado “La importancia de los tests biomecánicos y funcionales en la rehabilitación del siglo XXI. Presentación de la Sociedad Ibérica de Biomecánica en Rehabilitación (SIBRehab)”³, fundamenta “[...] la magnitud de la importancia de la evaluación de la discapacidad y la disfunción desde el punto de vista de los fenómenos biomecánicos y de la falta de protocolos y/o abordajes consensuados generalizados en los diferentes servicios [...]”. Además, estima conveniente “[...] desarrollar una sociedad específica para promover el uso de tests biomecánicos/funcionales en la práctica de la rehabilitación[...]

” y señala entre sus objetivos iniciales: “i) promover el uso de pruebas biomecánicas/funcionales en la práctica clínica de rehabilitación, ii) facilitar la elaboración de guías de práctica clínica consensuadas, iii) influir en los gestores sanitarios para promover la implementación de laboratorios de biomecánica/evaluación funcional dentro de los servicios de rehabilitación, iv) incentivar y crear sinergias para desarrollar proyectos de investigación sobre aplicabilidad clínica (evaluación y terapia) de tests y/o dispositivos

biomecánicos”, todo ello para mejorar la evaluación y atención de los pacientes con diferentes grados de discapacidad y necesidades de rehabilitación³.

Hoy en día, el análisis clínico de la “marcha humana” es un procedimiento común que se utiliza para determinar el estado funcional del paciente, sin embargo, la utilización de métodos de evaluación funcional cuantitativos es limitada. Dada la complejidad del sistema biológico, el análisis biomecánico de la “marcha humana” normal o patológica requiere una metodología adecuada (métodos e instrumentos)^{1,4,5}, para obtener información fiable que pueda ser útil en la evaluación funcional y la monitorización del proceso de rehabilitación⁶. Los procedimientos metodológicos y aportaciones de la biomecánica del movimiento humano han contribuido durante las tres últimas décadas a mejorar los procedimientos de la valoración funcional de la “marcha humana” que, como patrón motor representativo de la naturaleza humana, es indispensable para la caracterización de la discapacidad física (temporal o crónica) facilitando la monitorización y planificación del proceso de rehabilitación, el diseño de las ayudas técnicas y la clasificación funcional.

Sobre esta base se ha propuesto el desarrollo del presente trabajo científico que pretende contribuir a la consecución de los objetivos anteriormente planteados por la SIBRehab: i) el desarrollo y la aplicación de la metodología de la biomecánica del movimiento humano con las técnicas instrumentales más avanzadas y la “puesta a punto” de los procedimientos biomecánicos más fiables para la evaluación funcional de la “marcha humana” normal y patológica, ii) llevar a cabo procedimientos específicos para analizar los patrones motores durante la “marcha humana” dirigidas a analizar la motricidad humana en pacientes con diplegia espástica para facilitar el diagnóstico y la monitorización de la rehabilitación.

4.2. MATERIAL Y MÉTODOS

La metodología de investigación de la biomecánica del movimiento humano está orientada a conocer las sollicitaciones mecánicas a las que se ven sometidas los tejidos y elementos integrados en los complejos articulares del sistema biológico en movimiento y evaluar la calidad de los procesos de control. Esta tarea no es siempre fácil debido a sus características, propiedades mecánicas y a las limitaciones metodológicas e instrumentales. Para el análisis biomecánico de la “marcha humana” es necesario combinar la información obtenida respecto a: i) la geometría y cinemática del movimiento en tres dimensiones, ii) las fuerzas externas con el uso de plataformas de fuerzas, iii) los datos antropométricos, obtenidos midiendo directamente sobre los sujetos del estudio o utilizando modelos antropométricos, y, iv) la intervención muscular. El procesamiento de estos datos se hace según las leyes de la mecánica utilizando el modelo de los segmentos rígidos articulados y permite conocer el nivel al que se solicitan las articulaciones utilizando Análisis Dinámico Inverso (ADI). La parametrización de la información obtenida permite describir, analizar y evaluar objetivamente los patrones motores en términos biomecánicos, y caracterizar la calidad de control motor de un sujeto en relación con la “marcha humana” (Fig. 1). En este sentido, se usan diferentes sistemas y técnicas instrumentales, cada uno con sus ventajas y sus inconvenientes.

Todos los ensayos se llevaron a cabo en las instalaciones del Centro de Tecnificación del Deporte Paralímpico (DEPATech) situado en el Laboratorio de Biomecánica del Movimiento Humano y Ergonomía (BioÉrgon) de la Facultad de Ciencias del Deporte de la Universidad de Extremadura.

4.2.1. Tecnologías para el “análisis biomecánico tipo”

Sistema de fotogrametría tridimensional (3D): El análisis biomecánico tipo de la “marcha humana” normal o patológica consiste en usar un sistema de fotogrametría 3D sincronizado con un sistema de plataformas de fuerza y con un sistema de electromiografía de superficie (EMGS). El análisis se lleva a cabo generalmente en un laboratorio y se limita al análisis biomecánico de un ciclo completo de la “marcha humana”. Las técnicas instrumentales de análisis

cinemático 3D se basan en el uso de dos o más imágenes del sujeto obtenidas simultáneamente desde diferentes ángulos, a partir de las cuales se reconstruyen las coordenadas 3D de los marcadores anatómicos asociados a un modelo mecánico previamente establecido. En general, un elevado número de cámaras (8-10) facilita la reconstrucción de las coordenadas 3D y la mayoría de los sistemas comercializados incorporan procedimientos para sincronizar, analizar e integrar los datos obtenidos por diferentes sistemas. La versatilidad de esta sofisticada tecnología ha permitido la realización de análisis biomecánicos con altos niveles de fiabilidad respecto a la caracterización y la simulación del movimiento articular del aparato locomotor. Al mismo tiempo la evolución de la tecnología informática ha permitido reducir el tiempo invertido en el análisis, puesto que ya es posible la realización de análisis automáticos o semiautomáticos.

Sistema de plataformas de fuerzas: Las plataformas de fuerzas son soportes instrumentados capaces de registrar la fuerza de reacción durante las fases de apoyo sobre las mismas. El sistema está concebido para medir las componentes de la fuerza de reacción en 3D (anterior/posterior, medio/lateral y vertical), su tiempo de aplicación, así como las coordenadas del centro de presión. En el contexto del análisis de la “marcha humana” las plataformas de fuerza son muy útiles para el tratamiento orto/protésico del pie, diseño de calzado, pavimentos y superficies de juego, así como estudios de control motor y prevención de “caídas” en personas con movilidad reducida.

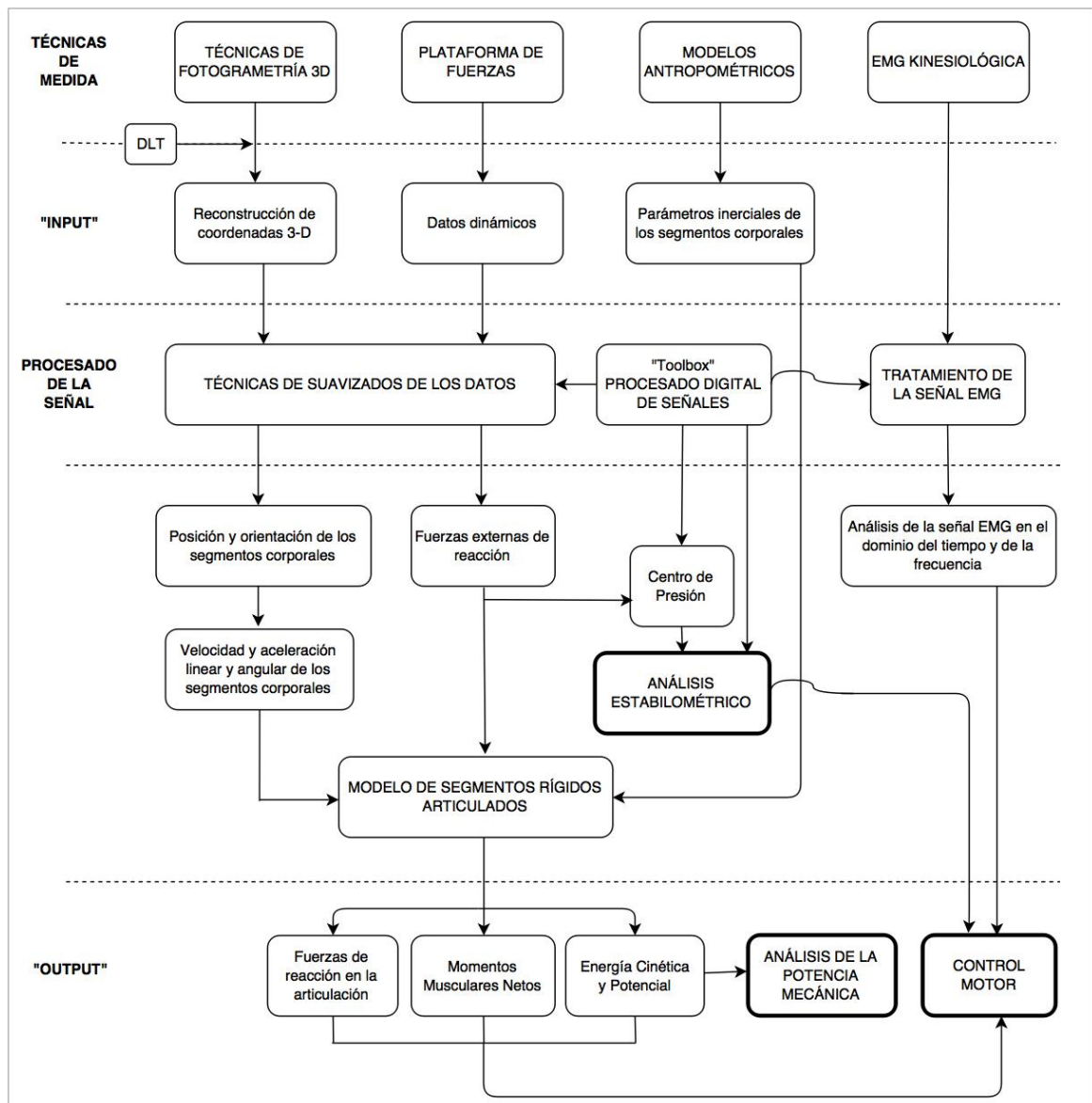


Fig. 20 Diagrama de flujo de la información para la realización de análisis biomecánico **Sistema de EMGS**: Se trata de una metodología no invasiva ampliamente utilizada en el campo de la biomecánica del movimiento humano que permite caracterizar la intervención muscular. Puesto que no se puede medir directamente la fuerza desarrollada durante la contracción muscular, se recurre a la EMGS para obtener una estimación indirecta del nivel de funcionamiento neuromuscular del aparato locomotor. La información obtenida a través de esta metodología son señales complejas que pueden verse afectadas por factores anatómicos, fisiológicos y de instrumentación. Por lo tanto, para poder interpretar correctamente la información, se deben estandarizar los procedimientos de registro y de tratamiento de las señales. A pesar de sus limitaciones, la EMGS permite, empleando electrodos de superficie, estudiar el

funcionamiento de los músculos en determinados movimientos y posturas y evaluar los procesos de clasificación y de rehabilitación.

4.2.2. Aplicación de “análisis biomecánico tipo” de la “marcha humana” a un paciente con diplegia espástica

Se ha analizado la “marcha humana” de un paciente con diagnóstico de diplegia espástica (varón, 20 años, 169 cm, 65 kg) y capacidad para caminar de manera independiente aunque con dificultades (GMFCS II). Los ensayos se han realizado utilizando el sistema de vídeo-fotogrametría 3D Simi Motion® 9.0 (Reality Motion Systems, GmbH, Germany) con 8 cámaras de vídeo industriales de alta velocidad (modelo Basler-scA640-120gc, emisores de luz led) (Fig. 2) y una frecuencia de muestreo de 100 Hz. El volumen activo del espacio calibrado, en función de la localización de las cámaras y la ubicación de las plataformas de fuerzas, ha sido $6 \times 2 \times 2 \text{ m}^3$. Una vez definido el origen y la dirección del sistema de referencia absoluto, se ha definido el modelo mecánico utilizando 47 marcadores reflectantes asociados a referencias anatómicas (Inverse Kinematic Simi Motion model®). Para el registro de las fuerzas de reacción del suelo se ha utilizado un sistema de dos plataformas de fuerza extensométricas Bertec Force Plate modelo 4060 (Bertec Corporation, Columbus, USA) (Fig. 2) con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. Para determinar la intervención muscular se ha empleado el sistema de EMGS Delsys modelo Trigno™ Wireless EMG System (Delsys Inc., Boston, MA, EE. UU.), compuesto por una estación base y sensores del tipo inalámbrico, con una frecuencia de muestreo de 1000 HZ. Todos los datos han sido registrados, sincronizados y analizados a través del software implementado en el sistema Simi Motion® 9.0 (Reality Motion Systems, GmbH, Germany). Los datos han sido filtrados utilizando un filtro digital de paso - bajo (Butterworth de segundo orden) cuya frecuencia de corte ha sido determinado por procesos de optimización llevados a cabo por el propio sistema de fotogrametría (Simi Motion® 9.0) basándose en el análisis residual⁷.

4.2.3. Tecnologías avanzadas (“cutting-edge”) para el análisis biomecánico de la “marcha humana” normal o patológica.

Sistemas de análisis cinemático 3D basado en sensores inerciales: Frente a la tecnología de “análisis biomecánico tipo” de la “marcha humana” se propone el uso de tecnología avanzada “plug-and-play” para el análisis cinemático 3D en condiciones externas/internas por su portabilidad, flexibilidad y fiabilidad. Es conocido que los sistemas inerciales (IMUs) constituyen una buena solución para obtener datos cinemáticos independientemente de las condiciones de luz a diferencia de los sistemas optoelectrónicos. Esta característica de los sistemas inerciales permite analizar la “marcha humana” en conjunto con elementos de ayudas técnicas en el entorno habitual del sujeto sin que el tamaño de los sensores dificulte el movimiento del sujeto. Estos sistemas no requieren calibración espacial y permiten la sincronización con plataformas de fuerza y sistemas de EMGS.

Sistemas de realidad virtual dinámico interactivo: Estos sistemas permiten registrar datos cinemáticos, dinámicos y electromiográficos en cantidades industriales en tiempo real, dando respuesta al mayor inconveniente que tenía hasta ahora el análisis biomecánico que era el tiempo “consumido” para su realización. Todos los parámetros de la “marcha humana” se procesan en “tiempo real” y proporcionan *feedback* constante para facilitar el entrenamiento y el aprendizaje motor. Se trata sin duda de la tecnología más avanzada en el contexto del análisis biomecánico de la “marcha humana” normal o patológica. Además, su utilización ofrece una serie de ventajas al permitir la selección de la velocidad, la realización de muchos pasos sin interrupción (la marcha es más homogénea) y ofrece mayor seguridad al sujeto de estudio (Fig. 2).

4.2.4. Aplicación de análisis cinemático 3D con IMUs en un paciente con diplejia espástica

Se ha analizado la “marcha humana” de una paciente con diagnóstico de diplejia espástica (mujer, 14 años, 153 cm, 38 kg) y capacidad para caminar de manera independiente sin grandes dificultades (GMFCS I). Los ensayos se realizaron con el sistema Xsens (MVN Link, Xsens Technologies BV, Enschede, The Netherlands) (Fig. 5). El sistema permite medir variación y

orientación de los segmentos corporales integrados al modelo mecánico asociado al aparato locomotor en tiempo real⁸. Sin embargo, se trata de un modelo “cerrado”, es decir, no permite llevar a cabo modificaciones. Las IMUs integran sensores electromecánicos capaces de medir directamente el movimiento en tres dimensiones, y proporcionan señales asociadas al movimiento articular clínicamente interpretables. Cada IMU que integra un acelerómetro 3D, giroscopio y magnetómetro se fija a segmento corporal cuyo movimiento se registra⁹, transmitiendo los datos al ordenador mediante una conexión inalámbrica y se visualiza la escena registrada con el uso del software específico (MVN Studio Versión 4.3). La precisión y la resolución del sistema es $< 0.5^\circ$ y 0.05° respectivamente, es decir, mucho mejor que en los sistemas de visión artificial basados en técnicas de fotogrametría en los que además los errores de precisión en el cálculo de las coordenadas no se distribuyen isotrópicamente. Además, debido a que los sensores registran directamente la aceleración del movimiento, la propagación del error en los cálculos del análisis dinámico inverso es mucho menor que en los sistemas basados en técnicas indirectas de obtención de datos posición/tiempo. En el análisis biomecánico del movimiento humano es conocido y muy frecuente el problema de la *amplificación del ruido (“ill-posed problem”)* que tiene lugar cuando se calculan las derivadas temporales (velocidad y aceleración) a partir de las coordenadas espaciales de los puntos anatómicos. Si la señal temporal registrada representa una suma de armónicos los que corresponden a los errores aleatorios son de amplitud relativamente pequeña y de frecuencia alta. De modo que cuando mayor es el contenido en frecuencia de la señal, más se amplificarán en los espectros de las magnitudes derivadas los armónicos que corresponden a los errores de la medida¹⁰. Por tanto, se requiere el tratamiento digital de los datos posición-tiempo o el uso de sistemas específicos que permitan cuantificar directamente estas variables como son los sistemas magnéticos inerciales.

4.2.5. Aplicación de análisis biomecánico de la “marcha humana” no patológica con un sistema de realidad virtual dinámico interactivo

Se ha analizado la “marcha humana” de un sujeto que no presentaba ninguna patología conocida (varón, 20 años, 175 cm, 78 kg). El sistema M-GAIT

(Motekforce Link, Amsterdam, Netherlands) (Fig. 3) es un sistema de tecnología muy avanzada para el análisis biomecánico y el entrenamiento de la “marcha humana” normal o patológica. Está integrado en una misma unidad de control por un tapiz rodante con doble cinta independiente, 2 plataformas de fuerzas extensométricas de dimensiones 0.5 x 2 m² por debajo de cada cinta y un sistema de fotogrametría 3D optoelectrónico con 10 cámaras de luz infrarroja (Vicon Bonita, Oxford, UK) (Fig. 6). Los datos dinámicos y cinemáticos 3D se registraron con una frecuencia de muestreo de 120 Hz, y se utilizaron para calcular la cinemática y cinética articular basado en un modelo corporal (HBM; Motek Medical BV). El software D-Flow (version 3.20.1, Motek Medical, the Netherlands) se utilizó en las aplicaciones para el *feedback* durante la “marcha humana”¹¹.

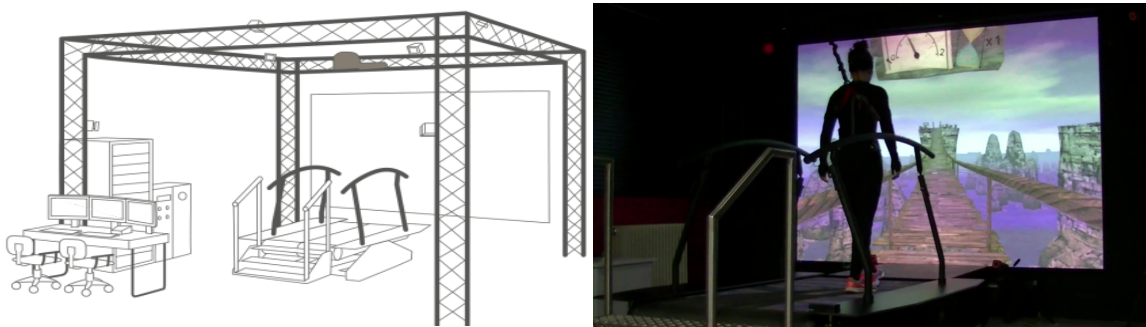


Fig. 21 El sistema dinámico interactivo M-GAIT (Motekforce Link, Amsterdam, Netherlands) (www.motekforcelink.com/product/m-gait/). Ensayo de “marcha humana” realizado con el sistema M-GAIT (Motekforce Link, Amsterdam, Netherlands).

4.2.6. Parámetros antropométricos

Los parámetros antropométricos se obtienen “in-vivo” utilizando tecnología que permiten escanear el aparato locomotor en su conjunto o en parte. Un escáner corporal 3D permite registrar, a través de torres de luz estructurada o tecnología láser, las dimensiones corporales de los sujetos con gran precisión. Debido a la dificultad que tienen muchas personas con discapacidad para mantenerse en posición estática, se necesita un escáner de alta velocidad de escaneo y con alta resolución para poder registrar con precisión las medidas antropométricas en el menor tiempo posible. La mayoría de los sistemas escanean a un sujeto entero en menos de 10-15 segundos y con una precisión de entre 0.3 y 5 mm. Estos sistemas están diseñados para definir la geometría de la superficie del cuerpo que escanean donde se “ajusta” una malla de puntos que sirve como referencia para simular las dimensiones de cada

segmento corporal en el ordenador. Una vez obtenida la malla de puntos para toda la superficie del cuerpo humano se calculan las medidas antropométricas en función del protocolo de estudio establecido. Es un proceso que permite obtener datos fiables en cantidades industriales.

4.3. RESULTADOS

4.3.1 Resultados del “análisis biomecánico tipo” de la “marcha humana”

Se presenta un caso de diplegia espástica GMFCS II con un patrón motor de la marcha que puede definirse como “agachada” (“crouch gait”) según la clasificación propuesta^{12,13}. Se trata de un patrón característico en este tipo de pacientes con y que se caracteriza por una flexión excesiva de rodilla y de cadera durante todo el ciclo de la marcha, además de una dorsiflexión de la articulación del tobillo. Las causas de este patrón motor pueden ser la espasticidad de los isquiosurales¹⁴, rigidez articular de la rodilla¹⁴, falta de fuerza en determinados grupos musculares^{15–17} o causas iatrogénicas^{18,19}. A nivel cinemático se puede observar en las gráficas una excesiva flexión de la rodilla y flexión dorsal del tobillo durante todo el ciclo de la marcha en el plano sagital, además de un déficit de flexión de cadera en la fase final del apoyo. La rotación interna de caderas es otro de los hallazgos característicos en este tipo de pacientes y que puede observarse en las gráficas del informe de análisis cinemático (Fig. 4). Además, se presentan las fuerzas de reacción en las tres direcciones del espacio. En la dirección del eje Z se puede constatar la presencia de una segunda “joroba” con valores inferiores a la primera en lo que algunos han denominado “Ben Lomonding”²⁰ (Fig. 3).

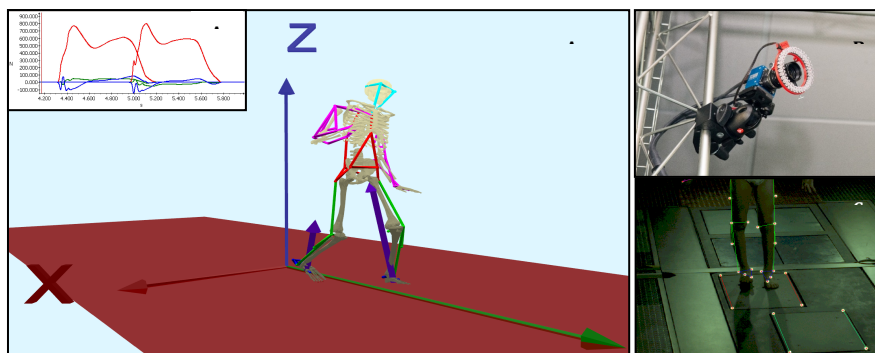


Fig. 22 (A) Simulación por ordenador de la geometría del movimiento y los vectores de fuerza de reacción en 3D y (A_b) su representación gráfica de un paciente con diplegia espástica GMFCS II. (B) Cámara de video utilizada por el sistema Simi Motion® 9.0 (Reality Motion Systems, GmbH, Germany) sincronizadas con (C) dos plataformas de fuerzas (Bertec Corporation, Columbus, USA). Se aprecia el modelo mecánico utilizado y los marcadores reflectantes de los miembros inferiores.

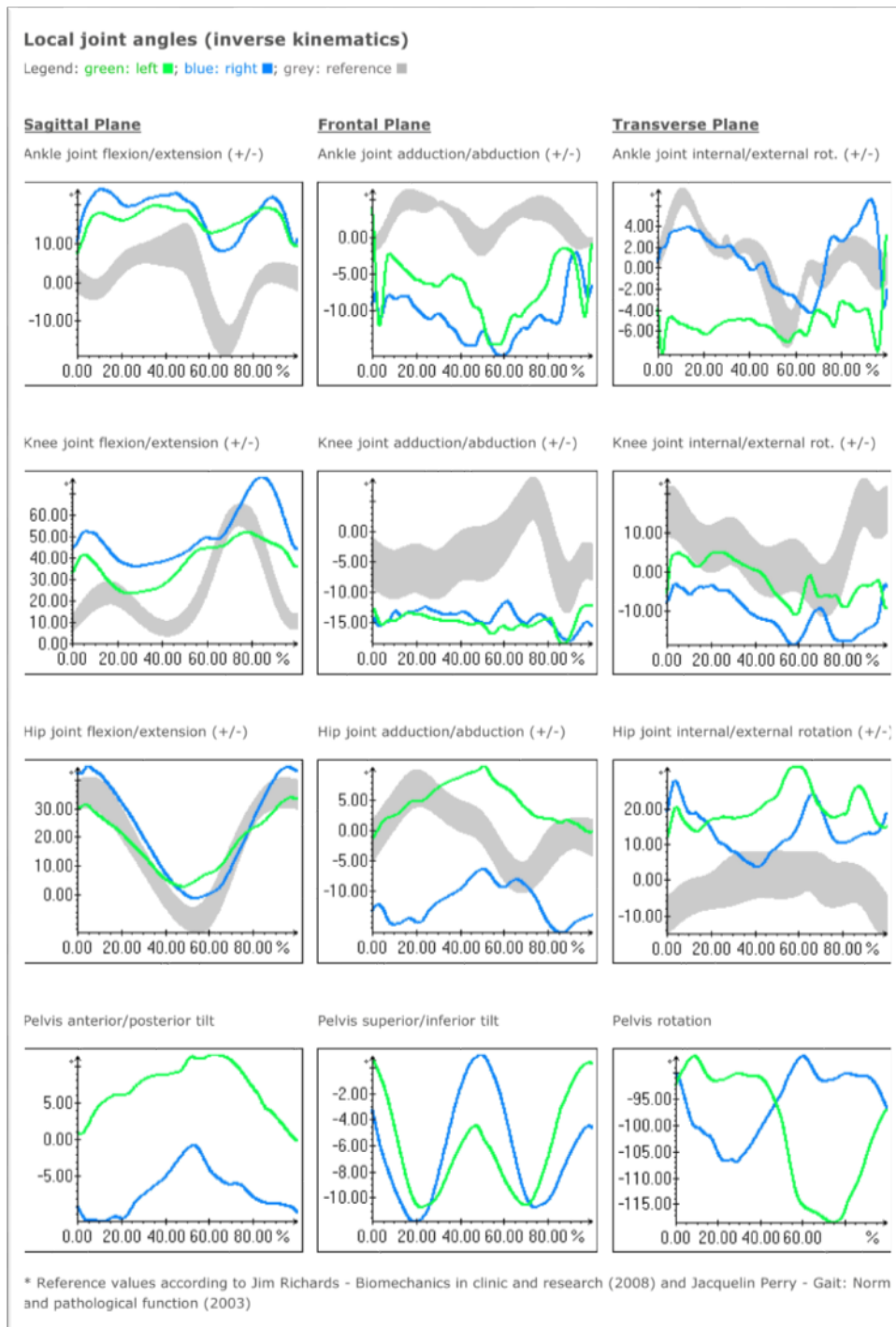


Fig. 23 Informe de análisis cinemático en un paciente con diplejía espástica GMFCS II realizado con el sistema Simi Motion® 9.0 (Reality Motion Systems, GmbH, Germany)

4.3.2. Resultados del “análisis biomecánico” de la “marcha humana” mediante sistema de análisis cinemático 3D basado en sensores inerciales

Se presentan los resultados del análisis biomecánico de la “marcha humana” con el sistema el sistema Xsens (MVN Link, Xsens Technologies BV, Enschede, The Netherlands) en un caso de diplegia espástica GMFCS I (Fig.

5). La paciente presenta un patrón de la marcha que se caracteriza por un déficit de flexión de la rodilla en la fase media de la oscilación, hallazgo que es característicos de pacientes con espasticidad del recto anterior del cuádriceps²¹. Además la paciente presenta un déficit de flexión plantar en la fase final del apoyo que podría ser consecuencia de una contractura de los flexores plantares o de una rigidez articular del tobillo¹⁹.

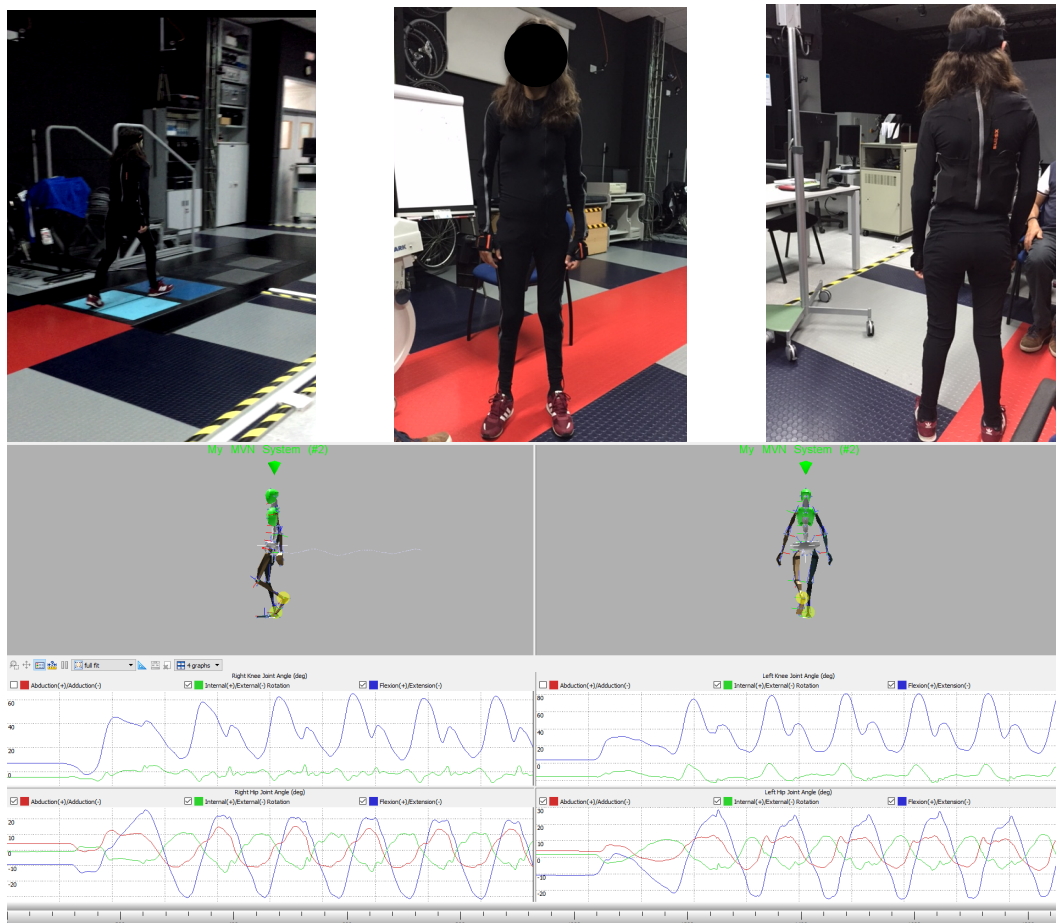


Fig. 24 Instrumentación, simulación y ejemplos de registros de la cinemática 3D en tiempo real de un paciente con diplegia espástica GMFCS I realizado con el sistema Xsens (MVN Link, Xsens Technologies BV, Enschede, The Netherlands).

4.3.3. Resultados del “análisis biomecánico” de la “marcha humana” mediante un sistema de realidad virtual dinámico interactivo

Se presentan los resultados del análisis biomecánico de la “marcha humana” con el sistema M-GAIT (Motekforce Link, Amsterdam, Netherlands) en un paciente sin patología conocida (Fig. 6). Los resultados que se muestran nos permiten conocer el grupo muscular dominante en la articulación (ie. flexores o extensores) y el periodo en el que cada uno de los grupos musculares predomina en las diferentes fases del movimiento durante la “marcha humana”. Además, ofrece información sobre el nivel de la potencia mecánica que se genera o se absorbe por los grupos musculares que controlan las articulaciones en las diferentes fases la “marcha humana”, permitiendo así caracterizar el tipo de contracción muscular (concéntrica o excéntrica) y a su vez el sentido de transferencia de energía mecánica entre los segmentos corporales que confluyen en las articulaciones.

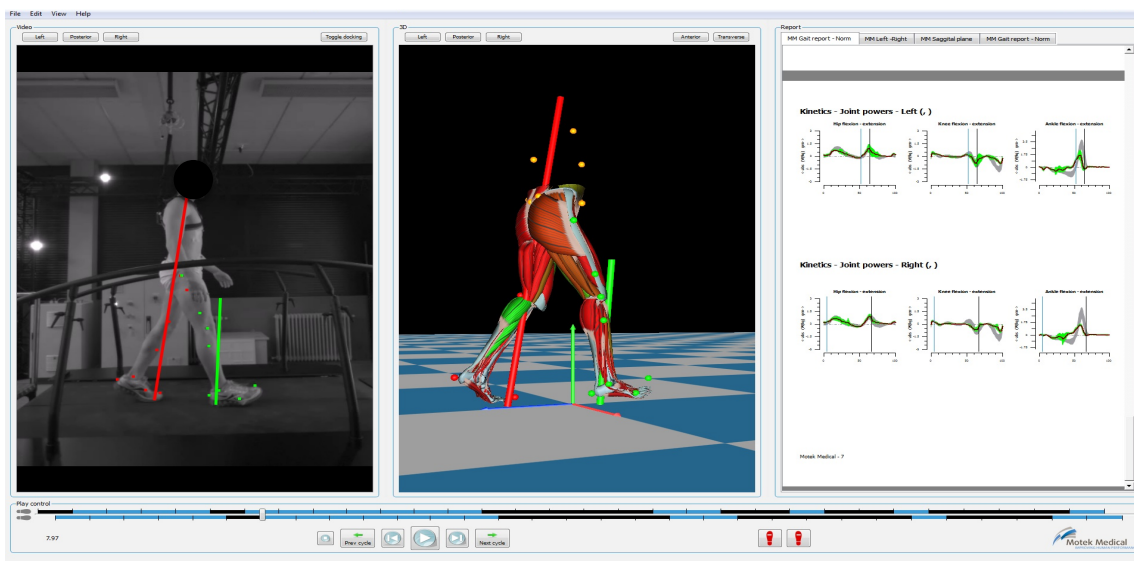


Fig. 25 Informe análisis cinético en un paciente sin patología con el sistema M-GAIT (Motekforce Link, Amsterdam, Netherlands)

4.4. DISCUSIÓN

Es bien conocido que la exploración clínica, aunque contribuye para: i) determinar el nivel de la fuerza y el grado de control selectivo de los movimientos de los pacientes, ii) evaluar el tono muscular y determinar si se trata de espástica, atetósica o mixta, iii) evaluar el grado de deformación y/o la rigidez muscular en las principales articulaciones, iv) evaluar la deformación por torsión de las estructuras óseas y/o las malformaciones del pie y v) evaluar el equilibrio en la bipedestación y sentado, precisa del conocimiento de lo que se define como “dynamic pathology”²², es decir, de las alteraciones que están presentes en la locomoción de los pacientes, tal como se manifiestan en el patrón motor de la “marcha humana”, puesto que todo la exploración clínica se hace en estático y sin tener en cuenta la funcionalidad del aparato locomotor en su conjunto.

El análisis biomecánico del movimiento humano para uso clínico debe facilitar la determinación de las causas que potencialmente provocan las alteraciones del movimiento, así como, la monitorización del proceso de la rehabilitación. En este sentido adquiere especial relevancia el proceso conocido como ADI. Esta aproximación metodológica basada en el análisis biomecánico ofrece la posibilidad de “descifrar” los mecanismos de control de la “marcha humana” comparando el nivel de la energía y de la potencia mecánica con la intervención de cada uno de los músculos principales que controlan las articulaciones. Esta aproximación metodológica, aunque tiene sus limitaciones, constituye un procedimiento fiable para analizar la motricidad humana en el contexto de la discapacidad, por lo tanto, es muy importante utilizar técnicas instrumentales de altas prestaciones, procesos de tratamiento de las señales registradas avanzados, algoritmos matemáticos adecuados y datos antropométricos fiables.

Por otra parte, la biomecánica del movimiento humano no solo describe en términos neuromecánicos la capacidad del aparato locomotor, sino que además proporciona la información necesaria para poder cuantificar la calidad del control motor²³. Actualmente la valoración clínica del control motor en el contexto de la discapacidad se ha limitado a la utilización de escalas cualitativas^{19,24}. Sin embargo, se han desarrollado nuevas herramientas

metodológicas que permiten su cuantificación^{23,25,26}. Frente a las escalas cualitativas la cuantificación de la calidad del control durante la ejecución de un patrón motor permite evaluar el papel que desempeña la variabilidad motora, su posible asociación con condiciones patológicas y su entrenamiento como parte de protocolos rehabilitadores.

Los avances tecnológicos en el campo de la biomecánica del movimiento humano ofrecen cada vez más posibilidades para la caracterización de la “marcha humana”, y actualmente existe una gran variedad de sistemas que pueden ser utilizados para la realización de análisis biomecánicos en función del tipo de patología y grado de afectación de cada paciente. En este sentido se han categorizados los sistemas en dos grupos en función de las ventajas e inconvenientes: sistemas de “análisis biomecánico tipo” y “tecnologías avanzadas”.

Aunque existen sistemas que ofrecen las mismas tecnologías en un espacio reducido (p. ej. M-GAIT Motek), el “análisis biomecánico tipo” de la “marcha humana” tiene la ventaja de analizar los pacientes en condiciones reales de la marcha, dado que los tapices rodantes instrumentados influyen determinadas variables cinemáticas cuando se comparan ambos sistemas²⁷. Por otra parte, los tapices rodantes instrumentados ofrecen una solución al problema de conseguir un contacto adecuado de los pies en cada una de las plataformas de fuerza durante la “marcha humana” en pacientes con afectación morfofuncional severa. Otra limitación de los sistemas para el “análisis biomecánico tipo” es su falta de portabilidad y que solo permite el análisis de un pequeño número de pasos debido a que el volumen de captura está supeditado a la colocación de las cámaras en el laboratorio y al número de plataformas de fuerza utilizadas²⁸. Por otra parte, los tapices rodantes instrumentados permiten el análisis de un gran número de pasos continuos, pero no solucionan el problema de portabilidad.

Los sistemas inerciales ofrecen la posibilidad de llevar a cabo análisis cinemático de la “marcha humana” durante un gran número de pasos fuera del entorno del laboratorio, lo que permite analizar al paciente en circunstancias reales de su vida diaria. Una limitación que presentan estos sistemas inerciales aparece en el proceso de calibración en el que se definen los

sistemas de coordenadas locales (SCL). La calibración se basa en el mantenimiento de posiciones de referencia estáticas, movimientos funcionales y un correcto alineamiento de los sensores con las estructuras anatómicas. En sujetos con patologías severas este proceso presenta dificultades, y la falta de información en cuanto a la posición de los sensores implica que los SCL no pueden ser definidos a través de la calibración de referencias anatómicas simples como recomienda la International Society of Biomechanics (ISB) ²⁹. A pesar de esta limitación, se están desarrollando protocolos de calibración específicos para pacientes con PC con buenos resultados³⁰. Otra limitación es que fuera del entorno del laboratorio resulta difícil obtener datos dinámicos de plataformas de fuerza, y una posible solución sería la utilización de plantillas instrumentadas que pueden calcular la fuerza normal que se ejerce en el contacto entre el pie y el calzado.

Los parámetros inerciales de los segmentos corporales es uno de los apartados más críticos en el análisis biomecánico debido a la carencia de modelos antropométricos asociados a poblaciones especiales. El ADI permite calcular las fuerzas y momentos a partir de los parámetros cinemáticos y la posterior aplicación de las leyes de la dinámica pero es preciso disponer de los parámetros inerciales de los sujetos que dependen de la cantidad de materia del cuerpo y su distribución. Los escáneres 3D permiten escanear el aparato locomotor en su conjunto o en parte, y obtener parámetros antropométricos precisos y reproducibles que se pueden introducir en modelos antropométricos que requieren de un gran número de mediciones.

4.5. CONCLUSIONES

La valoración funcional a nivel clínico presenta una serie de limitaciones como son la subjetividad y su carácter estático. En este trabajo se plantea la necesidad actual y urgente de llevar a cabo procesos de valoración funcional más objetivos de manera dinámica que constituyan un complemento a la exploración física y las actuales escalas cualitativas de valoración en pacientes con discapacidad. La biomecánica del movimiento humano ofrece la posibilidad de describir y analizar funcionalmente en términos mecánicos la capacidad del aparato locomotor, y su utilización junto con valoración objetiva del control motor, es imprescindible para describir de manera precisa y objetiva el estado funcional del paciente. Las nuevas tecnologías en el campo de la rehabilitación permiten caracterizar de manera objetiva los patrones motores fundamentales de la naturaleza humana tales como la “marcha humana” y de este modo se puede elaborar diagnósticos más precisos y abordajes terapéuticos más eficaces.

4.6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Gianikellis K, Skiadopoulos A, Fuentes JA, García MP, Arbizu-Crespo A. Procesos innovadores en la valoración funcional de la marcha humana patológica. In: III Conferencia Internacional Sobre Deporte Adaptado. Málaga; 2011.
2. Organization WH. International Classification of Functioning, Disability and Health: ICF. Geneva: World Health Organization; 2001.
3. Chaler J, Jacinto J, Aguiar Branco C, Garreta R. La importancia de los tests biomecánicos y funcionales en la rehabilitación del siglo xxi. Presentación de la Sociedad Ibérica de Biomecánica en Rehabilitación (SIBRehab). *Rehabilitación*. 2017;51(2):71-72.
4. Gianikellis K, Skiadopoulos A, Fernández J, Gazo A. Desarrollo del "Biomsoft 2.0" y su aplicación al análisis de la "marcha humana" normal y patológica. In: XXXIV Congreso de La Sociedad Ibérica de Biomecánica Y Biomateriales. Córdoba; 2011.
5. Chaler-Vilaseca J, Garreta-Figuera R, Müller B. Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación: estudio de la marcha. *Rehabilitación*. 2005;39(6):305-314.
6. Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil*. 2006;3:4.
7. Winter D. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 4th ed. New York: John Wiley & Sons, Inc.; 2009.
8. Roetenberg D, Luinge H, Slycke P. Xsens MVN: full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors. *Xsens Motion Technol*. 2009.
9. Roetenberg D. *Inertial and Magnetic Sensing of Human Motion*. 2006.
10. Gianikellis K. Desarrollo de una Metodología para Análisis Biomecánico en los Deportes de Precisión. Aplicación en el Tiro Olímpico. 1996.
11. van den Bogert AJ, Geijtenbeek T, Even-Zohar O, Steenbrink F, Hardin EC. A real-time system for biomechanical analysis of human movement and muscle function. *Med Biol Eng Comput*. 2013;51(10):1069-1077.
12. Rodda J, Graham HK. Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *Eur J Neurol*. 2001;8(s5):98-108.
13. Rodda JM, Graham HK, Carson L, Galea MP, Wolfe R. Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *Bone Joint J*. 2004;86-B(2).
14. Hicks J, Delp S, Schwartz M. Can biomechanical variables predict improvement in crouch gait? *Gait Posture*. 2011.
15. Damiano DL, Abel MF. Functional outcomes of strength training in spastic cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998;79(2):119-125.
16. Arnold AS, Anderson FC, Pandy MG, Delp SL. Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait. *J Biomech*. 2005;38(11):2181-2189.

17. Steele KM, Seth A, Hicks JL, Schwartz MS, Delp SL. Muscle contributions to support and progression during single-limb stance in crouch gait. *J Biomech.* 2010;43(11):2099-2105.
18. Dietz F, Albright J, Dolan L. Medium term follow-up of Achilles tendon lengthening in the treatment of ankle equinus in cerebral palsy. *Iowa Orthop J.* 2006.
19. Gage JR. *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy.* London: Mac Keith Press; 2009.
20. Williams SE, Gibbs S, Meadows CB, Abboud RJ. Classification of the reduced vertical component of the ground reaction force in late stance in cerebral palsy gait. *Gait Posture.* 2011;34(3):370-373.
21. Sutherland DH, Davids JR. Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;(288):139-147.
22. Gage J. *Gait Analysis in Cerebral Palsy.* New York: Mac Keith Press.; 1991.
23. Latash ML, Zatsiorsky VM. *Biomechanics and Motor Control: Defining Central Concepts.* Amsterdam: Academic Press; 2016.
24. Fowler E, Staudt L, Greenberg M. Selective Control Assessment of the Lower Extremity (SCALE): development, validation, and interrater reliability of a clinical tool for patients with cerebral. *Dev Med Child Neurol.* 2009.
25. Stergiou N. *Innovative Analyses of Human Movement.* Champaign, IL: Human Kinetics; 2004.
26. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice: Fourth Edition.* Baltimore: Williams & Wilkins; 2014.
27. Jung T, Kim Y, Kelly LE, Abel MF. Biomechanical and perceived differences between overground and treadmill walking in children with cerebral palsy. *Gait Posture.* 2016;45:1-6.
28. Van Den Noort JC, Ferrari A, Cutti AG, Becher JG, Harlaar J. Gait analysis in children with cerebral palsy via inertial and magnetic sensors. *Med Biol Eng Comput.* 2013;51(4):377-386.
29. Wu G, Siegler S, Allard P, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech.* 2002;35(4):543-548.
30. Cutti AG, Ferrari A, Garofalo P, Raggi M, Cappello A, Ferrari A. “Outwalk”: A protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Med Biol Eng Comput.* 2010;48(1):17-25.

5. ANÁLISIS CINEMÁTICO TRIDIMENSIONAL DE LA “MARCHA HUMANA” EN PACIENTES CON DIPLEJIA ESPÁSTICA

Introducción: La diplejía espástica se caracteriza por la presencia de espasticidad que afecta principalmente a los miembros inferiores. Como consecuencia de la espasticidad aparecen una serie de alteraciones que obligan a estos pacientes a optar por las soluciones más eficientes para mantener el control del equilibrio. El objetivo de este trabajo ha sido la caracterización del patrón motor de la “marcha humana” en pacientes con diplejía espástica mediante análisis cinemático 3D, con el fin de identificar la consistencia en los patrones motores que a su vez permitirían establecer categorías diagnósticas en función de los mismos.

Material y métodos: Se analizó la “marcha humana” de 9 pacientes con diagnóstico de diplejía espástica, con técnicas de fotogrametría / vídeo 3D y frecuencia de muestreo 100 Hz. Se ha definido un modelo mecánico original que permita calcular la proyección de los sistemas de referencia de los segmentos corporales a los planos sagital y frontal, y se han calculado los ángulos que forman con el plano horizontal.

Resultados: Los resultados obtenidos permiten conocer la consistencia del movimiento en función de los valores del coeficiente de variación respecto a los ángulos en los planos sagital y frontal, así como el movimiento de la cabeza. Los niveles del coeficiente de variación para los eventos característicos de la marcha humana tienen valores inferiores al 20% (1,41% -19,76%).

Conclusiones: El procedimiento metodológico permite identificar patrones cinemáticos tipo. De modo que se pueda facilitar la tarea de establecer procedimientos fiables para la clasificación con procedimientos de análisis biomecánico.

Palabras clave: Rehabilitación, Diplejía espástica, Marcha humana, Biomecánica

THREE-DIMENSIONAL KINEMATIC ANALYSIS OF THE "HUMAN GAIT" IN PATIENTS WITH SPASTIC DIPLEGIA

Introduction: Spastic diplegia is characterised by presence of spasticity mainly affecting the lower limbs. As consequence of spasticity, a number of impairments appear requiring these patients to choose the most efficient biomechanical solutions to control their balance. The main purpose of this study was to characterize "human gait" in patients with spastic diplegia using 3D kinematic analysis and to identify the degree of consistency of their motor pattern making possible more objective diagnostics and classification.

Material and methods: The "human gait" of 9 patients with diagnosis of spastic diplegia, were analyzed with photogrammetry / 3D video techniques at 100 Hz sampling frequency,. An original mechanical model was used to calculate the projection of the reference systems of body segments into sagittal and coronal planes, and the angles created with the horizontal plane have been calculated.

Results: The results obtained allow to know the consistency of the movement according to the values of the coefficient of variation with respect to the angles in the sagittal and frontal planes, as well as the movement of the head. The levels of the coefficient of variation for characteristic events of human gait show values below 20% (1.41% -19.76%).

Conclusion: The methodological procedure allows to identify standar kinematic patterns. So that the task of establishing reliable procedures for classification with biomechanical analysis procedures can be facilitated.

Keywords: Rehabilitation, Spastic diplegia cerebral palsy, Gait, Biomechanics

5.1. INTRODUCCIÓN

Es conocido que la diplegia espástica es la más frecuente manifestación de parálisis cerebral (PC), y se caracteriza por la presencia de espasticidad que afecta principalmente a los miembros inferiores¹. Se produce como consecuencia de una lesión cerebral no progresiva que tiene lugar en un cerebro inmaduro, y tiene repercusiones sobre la calidad de control motor en el movimiento y el mantenimiento del equilibrio postural². Aunque un alto porcentaje de los pacientes con diplegia espástica tienen capacidad para la marcha, la mayoría presentan alteraciones como consecuencia de las manifestaciones motoras de la lesión neurológica: debilidad muscular, alteraciones del equilibrio, la espasticidad y un deficiente control motor³. Como consecuencia de la presencia de estas alteraciones los pacientes con diplegia espástica tienen que adoptar ciertos mecanismos compensatorios que dan lugar a una marcha ineficiente desde el punto de vista del gasto metabólico⁴. Actualmente la evaluación clínica del estado funcional del paciente se basa frecuentemente en procedimientos cualitativos como la “Gross Motor Function Classification System” (GMFCS)⁵. La cuantificación de estas alteraciones mediante el análisis biomecánico de la marcha ha demostrado ser de utilidad en el manejo terapéutico de este tipo de pacientes⁶. Los pacientes con diplegia espástica se caracterizan por presentar altos niveles de variabilidad asociada a los parámetros cinemáticos durante la ejecución del patrón motor de la “marcha humana”⁷. Sin embargo, la presencia de determinados patrones motores tipo en esta población ha sido recogido ampliamente en la literatura científica^{8,9}. Tradicionalmente el análisis cinemático de la marcha en pacientes con diplegia espástica se ha centrado en la descripción de los ángulos articulares en los miembros inferiores (MMII), mientras que los movimientos del tronco y la cabeza en pocos estudios han sido analizados¹⁰, a pesar de que se trata de segmentos corporales con elevados niveles de masa y de momento de inercia que a su vez influyen sobre las estrategias de control motor para evitar caídas y/o otras situaciones de riesgo de patologías musculoesqueléticas. En este sentido, sería interesante caracterizar la cinemática de la “marcha” en 3D mediante los ángulos que forman los segmentos corporales respecto al eje vertical proyectados a los planos sagital, frontal y transversal. Este procedimiento ha sido utilizado para: i) verificar la validez de los datos

cinemáticos obtenidos mediante la comparación con las imágenes de vídeo capturadas¹¹, ii) ayudar en la interpretación clínica de los datos cinemáticos 3D debido a que estos ángulos representan el alineamiento de los segmentos corporales con respecto a un eje del sistema de referencia absoluto (SRA) que se pueden ver en un plano sagital y frontal puros en los vídeos. Además, el hecho de focalizar el análisis únicamente en los miembros inferiores ha sido tema de debate, y un cuerpo de literatura al respecto se ha ido desarrollando durante la última década destacando la importancia del estudio del cuerpo completo para disponer de más información sobre las alteraciones de la marcha en estos pacientes^{12,13}. En estos estudios se ha comprobado que los movimientos de la cabeza y el tronco durante la marcha de pacientes con diplegia espástica presentan mayores rangos de movimiento espacial cuando se compara con sujetos sin patología. La inclusión del análisis del movimiento de la cabeza durante la “marcha humana” puede ser muy relevante en el sentido de que para muchos autores el control de los movimientos de la misma es una de las variables fundamentales entorno a las cuales el sujeto optimiza diferentes estrategias de control motor^{14,15}, y por tanto constituye una variable a tener en cuenta cuando se trata de analizar las estrategias de coordinación empleadas durante la marcha. Estas estrategias serán de interés durante determinados eventos del ciclo de la “marcha humana” en los que la transición desde un apoyo monopodal a un doble apoyo (y viceversa) debería hacerse de manera controlada¹⁶.

El objetivo de este trabajo ha sido la caracterización del patrón motor de la “marcha humana” en pacientes con diplegia espástica mediante análisis cinemático 3D para facilitar los procedimientos de la clasificación de los pacientes analizando objetivamente el nivel funcional del aparato locomotor. La hipótesis de trabajo es la existencia de ciertos patrones cinemáticos reconocibles comunes que pueden ser identificados con las técnicas instrumentales utilizadas, y que permitirán llevar a cabo una valoración del nivel funcional del aparato locomotor con mayor fiabilidad que la GMFCS.

5.2. MATERIAL Y MÉTODOS

5.2.1. Sujetos

Nueve sujetos (6 varones y 3 mujeres; $17,44 \pm 4,15$ años; $52,33 \pm 13,55$ kg; $159,11 \pm 15,35$ cm) fueron reclutados a través de la Asociación de Parálisis Cerebral (ASPAC) de Cáceres. El principal criterio de inclusión fue tener diagnóstico médico de diplegia espástica, que presentaran alteraciones del movimiento y/o postura pero que tuvieran conservada la capacidad para caminar de manera autónoma según los criterios de la “Gross Motor Function Classification System” (GMFCS I y II). Los criterios de exclusión fueron la presencia de alteraciones extrapiramidales, tener afecciones cutáneas que impidieran llevar puestos los marcadores con adhesivo, déficits cognitivos que les impidiera entender las instrucciones y haber sido sometido a intervenciones terapéuticas invasivas en el último año. Aquellos sujetos que cumplían los criterios de inclusión, previa firma del consentimiento informado por parte del sujeto o del tutor legal en aquellos que eran menores de edad, fueron incluidos en el estudio. El estudio fue aprobado por la Comisión de Bioética y Bioseguridad de la Universidad de Extremadura.

5.2.2. “Puesta a punto” de la cadena de medida

Para analizar y evaluar la geometría, la postura y el rango de movimiento durante la “marcha humana” se usaron técnicas de fotogrametría/vídeo 3D. Se usó el equipo de vídeo - fotogrametría 3D Simi Motion® 9.0 (Reality Motion Systems, GmbH, Germany. Version 2.2.0) con 8 cámaras de vídeo industriales de alta velocidad (modelo Basler-scA640-120gc, diodos emisores de luz led) (Fig. 1) basado en técnicas de visión artificial con una frecuencia de muestreo de 100 Hz que permitió registrar la posición espacial de los marcadores anatómicos asociados al cuerpo de los sujetos en función de un modelo mecánico previamente establecido e implementado en el software del sistema de medida (Simi Motion Inverse Kinematic model) (Fig. 2).

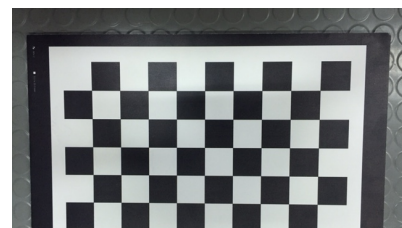
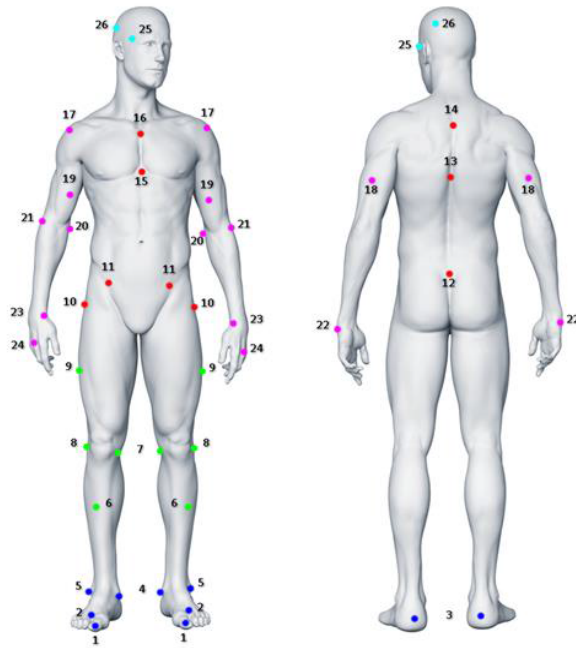


Fig. 26 Cámara de vídeo, estructuras metálicas para la calibración dinámica, “tablilla” para la calibración y corrección de las distorsiones

Una vez registradas las imágenes, se procedió a la digitalización de las mismas para determinar la posición espacial de los marcadores anatómicos de interés para el modelo teórico, lo que permitió definir segmentos corporales y orientaciones relativas de esos segmentos. El modelo teórico previamente validado permitió obtener información relevante respecto de las variables del estudio establecidas. El modelo teórico incluye el modelo mecánico que se utilizó y los algoritmos de cálculo de las variables de estudio. En este estudio fue muy importante corroborar la fiabilidad de la evolución temporal de los ángulos segmentales de los sujetos de la muestra en 3D. El proceso de calibración se llevó a cabo de forma dinámica según el proceso estandarizado del sistema Simi Motion® 9.0, y consistió en establecer una serie de puntos control (3 marcadores), cuyas distancias son conocidas, sobre una estructura metálica en forma de T. Además, otra estructura metálica con forma de L con 4 marcadores fijos se ha utilizado para establecer el sistema de referencia absoluto (SRA). La barra en forma de T ha barrido por todo el volumen activo del estudio durante unos segundos de grabación. Una vez grabadas las imágenes de los marcadores, se reconstruyen sus coordenadas espaciales recurriendo al algoritmo de la transformación lineal directa (Direct Lineal Transformation - DLT). En el proceso de calibración se ha prestado especial atención en la corrección de la distorsión de las imágenes en los bordes del volumen activo según procedimientos estandarizados.

El modelo mecánico está definido por 47 marcadores anatómicos, mientras que 8 marcadores de 12 mm de diámetro se utilizaron para delimitar el espacio del movimiento de la “marcha”.



Número	Nombre del marcador
1	Antepié derecho/izquierdo
2	Mediopié derecho/izquierdo
3	Calcáneo derecho/izquierdo
4	Maleolo medial tobillo derecho/izquierdo
5	Maleolo lateral tobillo derecho/izquierdo
6	Pierna lateral derecha/izquierda
7	Cóndilo medial rodilla derecha/izquierda
8	Cóndilo lateral rodilla derecha/izquierda
9	Muslo lateral derecho/izquierdo
10	Trocánter mayor derecho/izquierdo
11	Espina iliaca ántero-superior derecha/izquierda
12	Sacro
13	8ª vértebra torácica
14	7ª vértebra cervical
15	Proceso xifoideo
16	Manubrio esternal
17	Acromion derecho/izquierdo
18	Tríceps braquial derecho/izquierdo
19	Bíceps braquial derecho/izquierdo
20	Epicóndilo medial codo derecho/izquierdo
21	Epicóndilo lateral codo derecho/izquierdo
22	Estiloides cubital derecha/izquierda
23	Estiloides radial derecha/izquierda
24	Carpo medial mano derecha/izquierda
25	Temporal derecho/izquierdo
26	Occipital derecho/izquierdo

Fig. 27 Marcadores anatómicos para la definición del modelo mecánico (tomado del manual de Simi Motion® (Reality Motion Systems, GmbH, Germany))

A partir de las coordenadas 3D de los marcadores se han definido los ejes de los sistemas de referencia asociados a cada segmento corporal, es decir, pierna (derecha/izquierda), muslo (derecho/izquierdo), pelvis, y, segmento lumbar, segmento dorsal y segmento cervical del tronco, con origen del sistema de referencia en el centro de masas de cada segmento. A continuación, se ha definido la proyección de los sistemas de referencia asociados a los segmentos del modelo mecánico a los planos sagital y frontal, y se han calculado los ángulos que forman con el plano horizontal (Fig. 3).

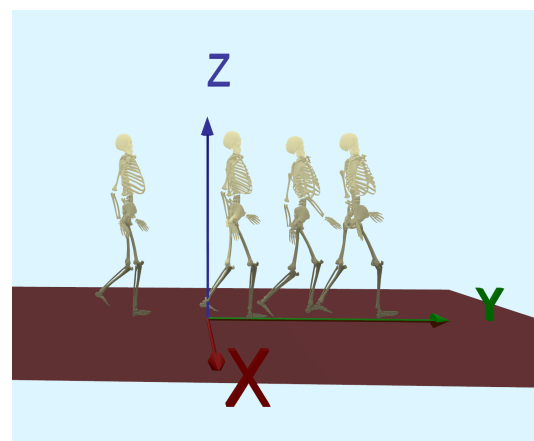
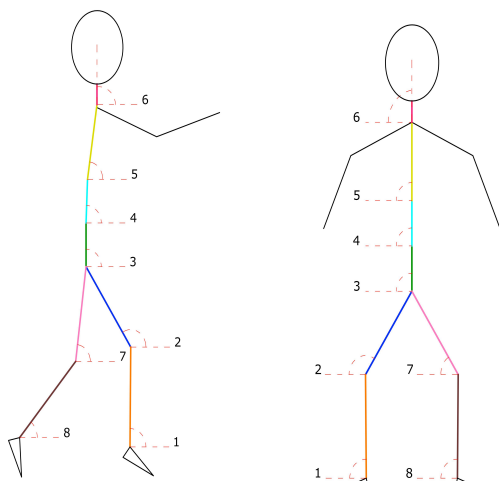


Fig. 28 Modelo mecánico donde se definen los ángulos cuantificados en el estudio y sistema de referencia absoluto (SRA).

El eje Y antero-posterior del SRA determina la dirección de la marcha durante los ensayos (Fig. 3), el eje X es medio-lateral y el eje Z caudo-craneal (vertical). Las coordenadas espaciales de los marcadores anatómicos han sido “filtradas”, para mejorar la relación “señal/ruido”, por separado utilizando filtros digitales “paso-bajo” cuya “frecuencia de corte” ha sido determinada por el propio sistema Simi Motion® 9.0. Este procedimiento se basa en análisis residual para optimizar la definición de la “frecuencia de corte”¹⁷. Una vez “filtrados” los datos asociados a las coordenadas de los marcadores se ha procedido a interpolación de los datos “posición/tiempo” utilizando funciones “spline” cúbicos.

5.2.3. Definición de los protocolos de medida

Para definir el modelo mecánico del aparato locomotor los participantes han permanecido, sin dificultad alguna, en posición anatómica durante unos segundos, y se han registrado las imágenes de los marcadores anatómicos. A continuación, se les pidió que comiencen a caminar en línea recta y descalzos a lo largo del pasillo de marcha, del laboratorio de Biomecánica del Movimiento Humano y de Ergonomía, de la Universidad de Extremadura, a una velocidad confortable para cada sujeto. Se realizaron un total de 10 ensayos para cada sujeto, y de cada uno se escogió un ciclo completo que consta de los siguientes eventos: i) primer contacto del pie (C1), ii) primer despegue (D1), iii) segundo contacto del pie (C2), y, iv) segundo despegue (D2). El contacto determina el comienzo de la fase de apoyo y el despegue determina el

comienzo de la fase de oscilación. La división del cuerpo en dos (hemicuerpos) para la descripción cinemática tridimensional en los eventos descritos se realiza basándose en la lateralidad del miembro inferior donde se produce el evento. Cada una de las dos fases se dividen en inicial, media y final para facilitar la descripción. La normalización de los ángulos segmentales en el tiempo se llevó a cabo de manera independiente entre cada uno de los eventos siendo el 0% el momento en el que se produce un evento y el 100% el momento en el que se produce el siguiente evento del ciclo de la marcha. Una vez que realizada la normalización entre cada uno de los eventos, se ha normalizado el ciclo de la marcha completo siendo el 0% el evento C1 y el 100% el evento D2 (Fig. 4). La determinación de estos eventos se llevó a cabo mediante la visualización de los vídeos y de los datos de velocidad y aceleración del marcador calcáneo¹⁸. La normalización de los datos cinemáticos de la trayectoria 3D de la cabeza se hizo para los 9 participantes con el objetivo de poder realizar el análisis descriptivo, siendo 0% el valor mínimo y 100% el valor máximo.

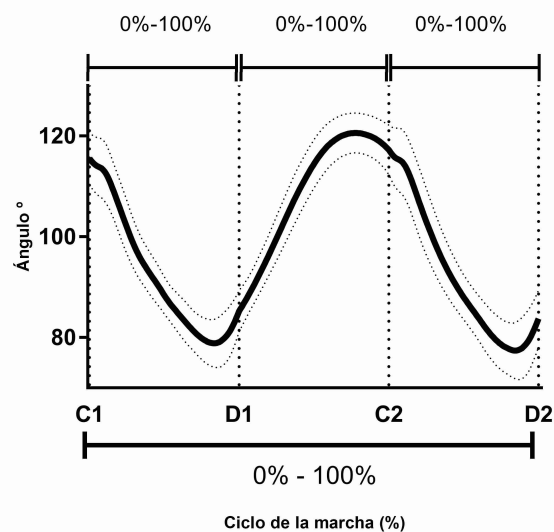


Fig. 29 Definición de los eventos y normalización del ciclo de la marcha

5.3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

En el análisis estadístico descriptivo se hace referencia a los valores medios, desviación estándar ($M \pm DE$), máximos (Max.) y mínimos (Min.) obtenidos de 10 ciclos de la marcha para conocer el orden de magnitud de la variabilidad en el desarrollo del patrón motor de la marcha de los sujetos. En este sentido se describe la variabilidad de los ángulos segmentales y de la trayectoria de la cabeza en los planos sagital y frontal. Además, se ha calculado el coeficiente de variación (CV) en cada uno de los instantes definidos en el estudio del ciclo de la marcha como parámetro que permite caracterizar la homogeneidad en los patrones motores entre todos los sujetos de la muestra. Se ha utilizado el programa GraphPad Prism version 7.02 para Windows (GraphPad Software, La Jolla California USA, www.graphpad.com).

5.3. RESULTADOS

La representación gráfica (Fig. 5) de los ángulos calculados en el plano sagital y frontal permite conocer el grado de homogeneidad de los patrones cinemáticos en cada instante del tiempo a lo largo del ciclo de la marcha, mediante el coeficiente de variación (CV). El CV tiene valores entre 19,76% en el peor de los casos y 1,4% en el mejor de los casos, valores que indican una alta homogeneidad de la muestra analizada.

5.3.1. Ángulos en el plano sagital

Después del contacto en la fase de apoyo el ángulo de la pierna disminuye progresivamente hasta el despegue. De la misma manera, en el muslo se puede observar que tras el contacto el ángulo va disminuyendo progresivamente durante la fase de apoyo hasta el despegue. La pelvis describe un patrón de “double bump” (doble joroba) durante la fase de apoyo debido a que en primer lugar disminuye el ángulo tras el contacto y a continuación el ángulo aumenta progresivamente hasta el despegue. La parte lumbar del tronco describe un patrón similar al de la pelvis, aunque con un rango de movimiento menor. A su vez, el ángulo de la parte dorsal del tronco aumenta tras el contacto durante la fase inicial del apoyo, para disminuir, seguidamente, en la fase media y final del apoyo hasta el despegue. La parte cervical del tronco describe un patrón similar al tronco dorsal tras el contacto hasta el despegue.

Tras el despegue la fase de oscilación el ángulo de la pierna aumenta progresivamente hasta el contacto. Lo mismo sucede con el muslo, que va aumentando progresivamente durante la fase de oscilación hasta el siguiente contacto. El ángulo de la pelvis continúa disminuyendo ligeramente tras el despegue durante la fase inicial de la oscilación hasta la fase media, en la que

el ángulo vuelve a aumentar a medida. Este patrón que describe la pelvis es similar al del segmento tronco lumbar durante toda la fase de oscilación. El tronco dorsal describe tras el despegue un ángulo que disminuye progresivamente durante las fases inicial y media de la oscilación, aumentando ligeramente este ángulo a lo largo de la fase final. El ángulo del tronco cervical aumenta ligeramente tras el despegue y a continuación describiendo un patrón similar al del tronco dorsal durante el resto de la fase de oscilación.

A continuación, se presentan valores medios, desviación estándar ($M \pm DE$), máximos (Max.) y mínimos (Min.) en dos eventos importantes del ciclo de la marcha como son el contacto y el despegue obtenidos de 10 ciclos de la marcha en el plano sagital (Tabla 1).

PLANO SAGITAL		CONTACTO INICIAL				DESPEGUE			
		M	DE	Máx.	Mín.	M	DE	Máx.	Mín.
Hemicuerpo derecho	Pierna derecha	94,37	7,18	108,27	76,64	42,20	6,46	69,21	29,47
	Muslo derecho	116,43	5,34	128,76	98,20	84,53	5,69	99,98	67,29
	Pelvis	78,85	7,01	96,71	64,11	76,88	5,65	93,99	63,92
	Lumbar	80,09	6,19	99,92	63,87	80,67	4,45	89,79	69,64
	Dorsal	84,26	10,54	109,86	51,95	90,25	6,03	104,93	74,89
	Cervical	78,96	10,82	102,17	59,05	80,52	9,70	108,22	56,12
Hemicuerpo izquierdo	Pierna izquierda	95,44	7,43	107,44	79,55	43,26	5,19	54,59	30,63
	Muslo izquierdo	113,76	6,08	127,08	98,54	81,09	5,03	92,13	65,78
	Pelvis	80,68	8,50	107,10	65,21	74,28	6,97	85,81	54,35
	Lumbar	81,66	4,75	95,11	61,99	78,27	6,18	94,20	63,45
	Dorsal	85,78	6,88	103,55	56,55	89,00	7,23	109,17	69,73
	Cervical	77,74	10,42	109,92	57,09	83,20	12,46	116,38	60,45

Tabla 1. Estadísticos en el contacto y el despegue en el plano sagital

5.3.2. Ángulos en el plano frontal

Tras el contacto durante la fase inicial del apoyo se produce un incremento del ángulo de la pierna derecha (disminución en la pierna izquierda debido al modo en que ha sido calculado el ángulo en el hemicuerpo izquierdo). Durante la fase media del apoyo no se aprecian variaciones en este ángulo, y en la fase final vuelve a aumentar progresivamente hasta el despegue. El muslo a su vez describe un movimiento contrario al de la pierna durante la fase inicial del apoyo, permaneciendo constante durante la fase media y aumentando progresivamente en la fase final. La pelvis tras el contacto se aproxima hacia la horizontal del lado contrario al miembro que inicia el apoyo, para recuperar la verticalidad durante la fase media del apoyo y terminar realizando una aproximación hacia la horizontal del lado del miembro en apoyo en la fase final. El tronco lumbar describe un patrón opuesto al de la pelvis durante toda la fase de apoyo tras el contacto. En cuanto al tronco dorsal se observa una

aproximación a la horizontal hacia el lado del miembro en apoyo durante la fase inicial del apoyo tras el contacto, durante las fases media y final del apoyo del tronco dorsal recupera la verticalidad, y termina con una aproximación hacia la horizontal del lado contralateral al que se encuentra apoyado en la fase final. El patrón que describe el tronco cervical es similar al descrito por el tronco dorsal a lo largo de toda la fase de apoyo tras el despegue, aunque con un menor rango de movimiento. Una vez se produce el despegue y comienza la fase de oscilación la pierna se aproxima a la horizontal durante la fase inicial (disminuyendo el ángulo en la pierna derecha y aumentando en la pierna izquierda) y a continuación vuelve a recuperar la verticalidad progresivamente durante las fases media y final de la oscilación. El ángulo del muslo aumenta en las fases inicial y media de la oscilación para acabar disminuyendo durante la fase final de la oscilación preparando el miembro para el contacto en el hemicuerpo derecho (en el hemicuerpo izquierdo se describe el mismo patrón, pero los ángulos siguen la tendencia opuesta debido al modo en que ha sido calculado). El ángulo de la pelvis tras el despegue continúa disminuyendo durante la fase inicial de la oscilación para posteriormente recuperar progresivamente la vertical durante las fases media y final hasta el contacto. El tronco lumbar describe un patrón opuesto al descrito por la pelvis durante todo el ciclo de la marcha. Los segmentos lumbar, dorsal y cervical del tronco describen un patrón común (se mueven en bloque) que se caracteriza porque durante la fase inicial de la oscilación el segmento continúa aproximándose hacia la horizontal (hacia el lado contralateral del miembro en oscilación), para posteriormente recuperar la verticalidad progresivamente durante la fase media y acabar durante la fase final inclinándose hacia el lado que va a iniciar el contacto.

A continuación, se presentan valores medios, desviación estándar ($M \pm DE$), máximos (Max.) y mínimos (Min.) en dos eventos importantes del ciclo de la marcha como son el contacto inicial y el despegue obtenidos de 10 ciclos de la marcha en el plano frontal (Tabla 2).

PLANO FRONTAL		CONTACTO INICIAL				DESPEGUE			
		M	DE	Máx.	Mín.	M	DE	Máx.	Mín.
Hemicuerpo derecho	Pierna derecha	91,88	2,31	98,90	85,45	93,18	7,23	108,02	75,39
	Muslo derecho	90,65	4,12	105,14	80,89	91,01	3,31	97,10	82,03
	Pelvis	88,40	4,09	96,42	80,46	84,99	3,48	91,89	77,65
	Lumbar	89,15	3,80	97,41	80,27	92,25	3,30	99,34	83,62
	Dorsal	88,43	4,68	99,19	74,70	96,48	5,67	113,75	84,86
	Cervical	89,46	6,24	108,42	80,09	95,71	6,85	116,93	83,43
Hemicuerpo izquierdo	Pierna izquierda	88,03	2,91	93,62	81,36	86,67	6,14	100,60	73,80
	Muslo izquierdo	89,55	3,24	98,07	80,63	89,85	3,45	100,96	82,86
	Pelvis	89,70	2,75	95,11	80,99	92,83	5,30	102,47	76,78
	Lumbar	90,17	2,92	98,06	82,28	86,41	5,28	96,68	71,21
	Dorsal	90,87	3,99	100,55	80,64	83,15	5,93	93,42	66,68
	Cervical	92,39	4,93	107,71	80,58	85,68	7,10	103,96	68,88

Tabla 2. Estadísticos en el contacto y el despegue en el plano frontal

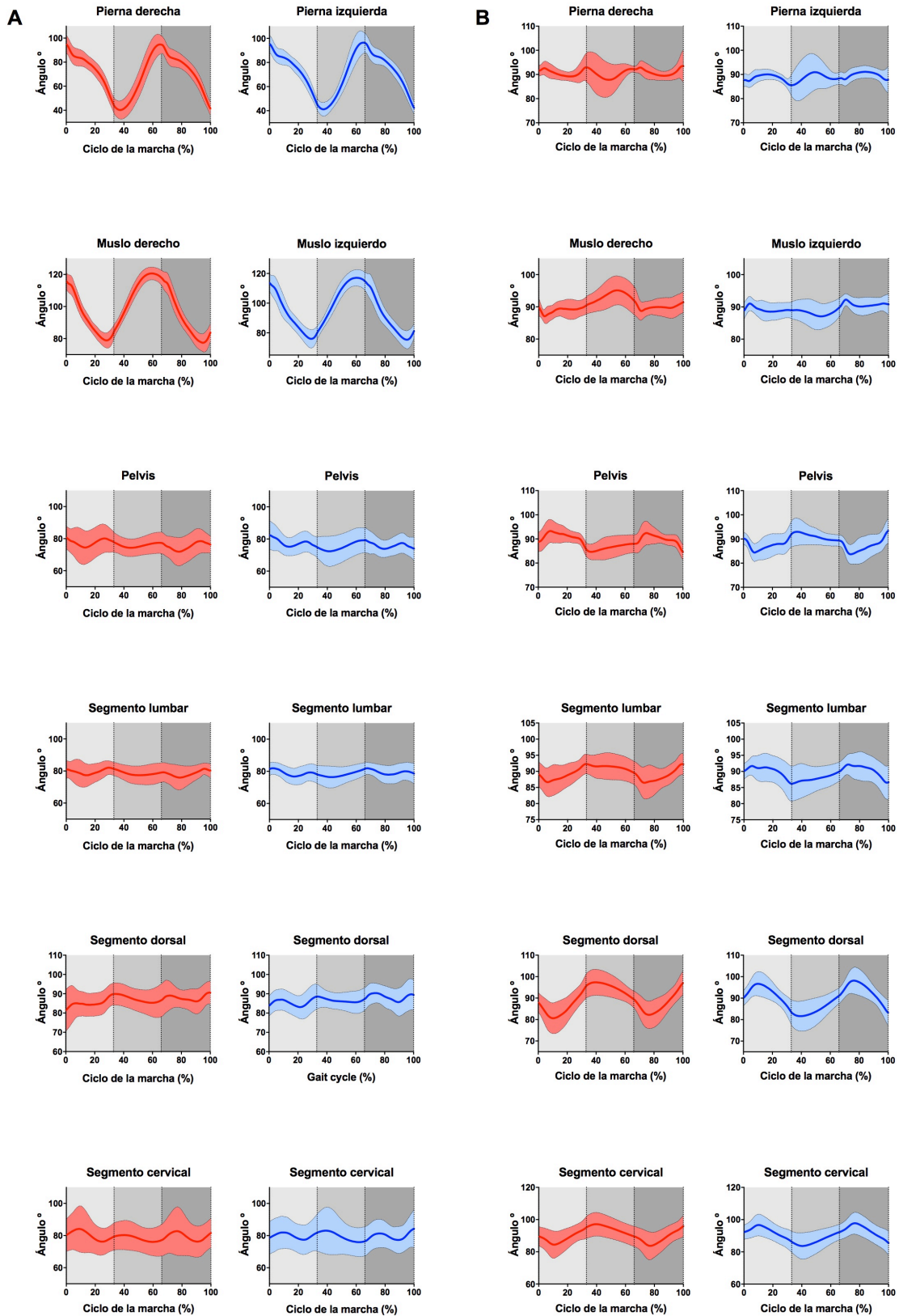


Figura 5. Representación gráfica de la variabilidad de los ángulos de los dos hemicuerpos (derecho e izquierdo) en el plano sagital (A) y frontal (B) de todos los sujetos de la muestra.

Fig. 30 Representación gráfica de la variabilidad de los ángulos de los dos hemicuerpos (derecho e izquierdo) en el plano sagital (A) y frontal (B) de todos los sujetos de la muestra.

5.3.3. Movimiento tridimensional de la cabeza

La cabeza describe un movimiento sinusoidal medio-lateral en la dirección del eje X del SRA a lo largo de todo el ciclo de la marcha (Fig. 6). Tras el contacto en el que la cabeza se encuentra en una posición central, se desplaza lateralmente hasta alcanzar un valor extremo en la fase media del apoyo, y vuelve a una posición central a medida que finaliza la fase media del apoyo. Finalmente se desplaza lateralmente hacia el lado contralateral hasta alcanzar un valor alto en el tramo final de la fase final del apoyo. Al finalizar la fase de apoyo tiene lugar el despegue que marca el inicio de la fase de oscilación. Al inicio de esta fase de oscilación la cabeza continúa la trayectoria que venía siguiendo al final de la fase de apoyo (se sigue desplazando lateralmente) hasta alcanzar un valor extremo en la fase inicial de la oscilación. Seguidamente durante la fase media y final de la oscilación la cabeza retorna progresivamente hasta alcanzar la posición central cuando tiene lugar el contacto. En el eje Y se describe el avance del sujeto de estudio a lo largo de todo el ciclo de la marcha. En el eje Z la cabeza describe un movimiento sinusoidal cráneo-caudal. En el contacto y durante la primera fase del apoyo la posición de la cabeza alcanza sus valores más bajos. A lo largo de la fase media del apoyo la cabeza se desplaza en dirección craneal hasta alcanzar un valor extremo a partir del cual vuelve a descender hacia caudal. Durante la fase final del apoyo continúa descendiendo hasta alcanzar un valor extremo en el tramo final de la fase de apoyo, y a partir de este extremo hasta el despegue vuelve a desplazarse cranealmente. Tras el despegue la cabeza continúa esta tendencia ascendente hasta alcanzar un valor extremo en la fase media de la

oscilación, a partir del cual vuelve a descender progresivamente hasta el contacto.

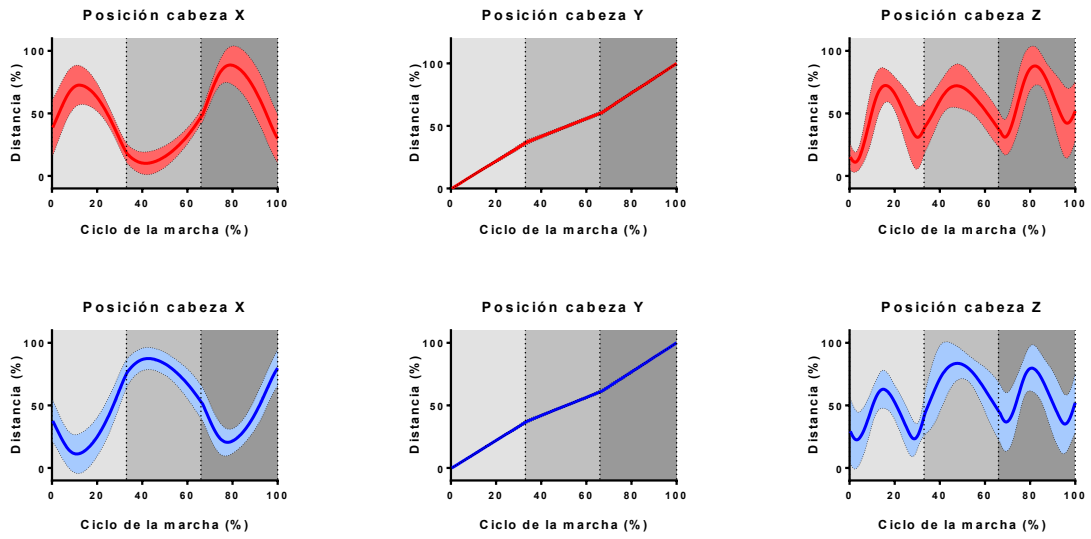


Fig. 31 Representación gráfica del movimiento de la cabeza

5.4. DISCUSIÓN

5.4.1. Patrones cinemáticos “típicos” en pacientes con diplegia espástica

En la literatura científica se han descrito patrones cinemáticos articulares típicos solamente para las extremidades inferiores en pacientes con diplegia espástica de diferentes grupos de edad^{3,19}. En estos estudios el aparato locomotor se divide funcionalmente en dos unidades para facilitar la caracterización del patrón de la “marcha humana”²⁰: i) la unidad locomotora (“locomotor unit”) y ii) la unidad pasajera (“passenger unit”). La unidad locomotora, constituida por los miembros inferiores y la pelvis, tiene como objetivo principal transportar el cuerpo hacia delante durante la “marcha humana” y se considera responsable de las funciones de propulsión, mantenimiento del equilibrio durante las fases de apoyo y la absorción del impacto al inicio del apoyo del pie al suelo. La unidad pasajera, constituida por el tronco, la cabeza y los brazos, desarrolla cambios posturales mínimos durante la marcha no patológica para asegurar su control. Este modo de estructurar funcionalmente el aparato locomotor implica que el movimiento de la unidad pasajera consiste más bien en un proceso compensatorio de las alteraciones del estado de movimiento de las extremidades inferiores sin contemplar la interacción sinérgica de las dos unidades para conseguir desarrollar el patrón motor de la “marcha humana”, con eficiencia, seguridad y confort. Además, teniendo en cuenta que es preciso que el sujeto coordine temporalmente los impulsos parciales de las fuerzas externas con los de las fuerzas internas, la caracterización de la cinemática de la unidad pasajera sería de gran utilidad desde el punto de vista de la metodología del análisis biomecánico de la “marcha humana”.

El presente estudio ha permitido identificar patrones cinemáticos característicos, comunes para todos los sujetos independientemente del grupo de edad al que pertenecen. Considerando que alteraciones primarias como la espasticidad y la pérdida de fuerza, junto con las alteraciones secundarias y terciarias que aparecen como consecuencia de las primeras, condicionarían la presencia de determinados patrones motores³, los resultados obtenidos en el estudio se podrían justificar por:

En el plano sagital: i) un ángulo de la pierna relativamente más pequeño en el contacto y un valor relativamente más alto en el despegue, atribuido posiblemente a la espasticidad y/o contractura muscular en los flexores plantares que provocan alteraciones del movimiento en la articulación tibioastragalina²¹. Además, la espasticidad y/o contracturas musculares en los isquiosurales también podrían explicar los valores del ángulo de la pierna en el contacto al limitar la extensión de la rodilla, así como una disminución del ángulo del muslo en el contacto al limitar la flexión de la cadera³.

ii) los valores relativamente altos de ángulo del muslo en la fase final del apoyo podrían ser atribuidos a la espasticidad y/o contractura muscular de los flexores de la cadera provocando una disminución de la extensión de la cadera⁹.

iii) con respecto a la cinemática de la pelvis, el patrón de “doble joroba” identificado podría ser la consecuencia de la espasticidad a nivel del recto anterior del cuádriceps²².

En el plano frontal: el movimiento en valgo de la rodilla conjuntamente con el movimiento de adducción de la cadera, durante la fase inicial del apoyo, se refleja en las gráficas por una desviación de la pierna y el muslo en el plano frontal que realizan un movimiento en el sentido opuesto (en anti-fase). Este hecho, podría ser consecuencia de una debilidad a nivel de los abductores de la cadera acompañado por una contractura/espasticidad de los adductores que provoca una rotación de la pelvis en el plano frontal²³.

En lo referente al tronco y la cabeza (unidad pasajera), se ha detectado que su movimiento es relativamente amplio, en consonancia con la bibliografía consultada^{10,24}. Estos movimientos del tronco en pacientes con diplegia espástica pueden ser interpretados como un mecanismo de compensación debido a las consecuencias de la patología sobre la forma y la funcionalidad de las extremidades inferiores. De modo que, la amplitud del movimiento del tronco en el plano frontal podría ser consecuencia de la debilidad de los abductores para aproximar el centro de masas al eje longitudinal del cuerpo²⁵, la inclinación anterior (flexión) del tronco facilita a compensar la carga mecánica (momento extensor) en la articulación de la rodilla^{3,13}, y la inclinación posterior (extensión) del tronco podría ser una consecuencia de la debilidad en los extensores de cadera³. La definición del modelo mecánico actual permite representar la cinemática tridimensional mediante los ángulos proyectados de

los segmentos corporales y, por consiguiente, describir e interpretar clínicamente el patrón motor de la “marcha humana” en pacientes con diplegia espástica. Además, en determinados segmentos corporales, podría aportar información relevante acerca de las denominadas “alteraciones del brazo de palanca” que caracterizan a esta población y que son el objetivo de muchas de las intervenciones quirúrgicas que se llevan a cabo.

5.4.2. Coordinación y variabilidad motora

La coordinación puede entenderse como la activación selectiva de los grados de libertad combinados de tal forma que su acción conjunta dará lugar a una acción motora organizada²⁶. Esta habilidad para elegir una secuencia determinada para configurar las articulaciones se ve comprometida debido al gran número de posibilidades de las que dispone el aparato locomotor – i.e., excesivos grados de libertad. Bernstein²⁷, postuló que “la coordinación de un movimiento es el proceso de controlar los excesivos grados de libertad del organismo en movimiento”. En el caso concreto de la diplegia espástica, las limitaciones morfo-funcionales y/o biomecánicas consecuencia de la lesión neurológica limitan y penalizan los grados de libertad del aparato locomotor. Sin embargo, estas limitaciones no comprometen el patrón motor de la “marcha humana” en el sentido de que los pacientes con diplegia espástica pueden coordinar la relación espacio-temporal entre los segmentos corporales y reproducir el mismo patrón motor²⁸. Aunque el patrón motor de la “marcha humana” en pacientes con diplegia espástica no es el mismo que en sujetos sin patología, esto no implica que no sea óptimo dado sus limitaciones estructurales. En este sentido, cualquier solución terapéutica que tenga como objetivo conseguir un patrón de marcha semejante al normal puede deteriorar el estado funcional global porque se desconoce cómo el paciente reorganizará los movimientos compensatorios en respuesta a las alteraciones primarias. Por otra parte, la mayor variabilidad motora presente en esta población durante la “marcha humana” en comparación con sujetos sin patología⁷ no supone necesariamente un déficit de coordinación motora. Más bien, es el resultado de la necesidad que tienen de disponer de unos “márgenes de error” mayores que les permitan llevar a cabo la marcha de manera segura. La coordinación motora es el resultado del control de los excesivos grados de libertad del

organismo y no implica la reproducción exacta del mismo patrón motor para cada repetición de una tarea motora. Esto fue denominado por Bernstein “repetición sin repetición”²⁷, y constituye uno de los orígenes de la variabilidad motora. La coordinación generalmente implica adaptación (entendida como la integración del movimiento con la organización sensorial), y la variabilidad observada sería fruto de los múltiples grados de libertad de los que dispone el sistema neuro-músculo-esquelético. El SNC tiene que controlar estos grados de libertad para conseguir patrones motores coordinados en diferentes contextos²⁷, lo que permite la adaptación en respuesta a una demanda externa.

5.4.3. La importancia del movimiento de la cabeza

La descripción del movimiento de la cabeza como parte del análisis biomecánico de la “marcha humana” no suele ser habitual, lo que hace pensar que no ha sido considerada como una cuestión de relevancia en el estudio de la “marcha humana”. Sin embargo, algunos autores defienden que el control de la cabeza es esencial para conservar una adecuada integración de la información visual, vestibular y propioceptiva necesarias para funciones relacionadas con el equilibrio durante la “marcha humana”^{14,29,30}. La localización en la cabeza de diferentes sistemas sensoriales (sistema visual, sensores vestibulares, receptores propioceptivos) implica que podría ser considerada como un verdadero sistema de referencia para la orientación espacial durante cualquier actividad y por tanto que el mantenimiento de la trayectoria de la misma dentro de unos límites podría ser un objetivo importante a conseguir durante la locomoción. Se han acometido diversos intentos por estudiar el papel que juega la cabeza durante la realización de diversas tareas incluida la marcha¹⁵, también en sujetos con alteraciones del equilibrio¹⁴. La conclusión a la que se llegó en estos estudios fue que la limitación de su movimiento podría ser un componente fundamental de los mecanismos de control postural. En estos estudios se recurre a la medición del movimiento de la cabeza como un estimador de estabilidad de la misma. Otras perspectivas teóricas como la que propone la teoría de los sistemas dinámicos sugiere un enfoque diferente centrado en la consistencia del movimiento como una medida de la estabilidad, y ha sido aplicado para el estudio de la estabilidad de

la cabeza durante la marcha humana en niños y adultos con parálisis cerebral²⁹.

5.5. CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos han confirmado el desarrollo de patrones motores relativamente homogéneos asociados a los movimientos de los segmentos corporales modelizados según el modelo teórico propuesto por primera vez este estudio. Por lo tanto, este procedimiento metodológico de la caracterización del patrón motor de la “marcha humana” en pacientes con diplegia espástica, permite identificar patrones cinemáticos tipo. De este modo, se pueda dar respuesta a la exigencia actual de la muy difícil tarea de establecer procedimientos fiables para definir categorías diagnósticas en base al nivel funcional del aparato locomotor, cuestión que actualmente se lleva a cabo en base a datos cualitativos.

5.6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Ferrari A, Cioni G. *The Spastic Forms of Cerebral Palsy*. Italy: Springer-Verlag Italia; 2010.
2. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl*. 2007;109:8-14.
3. Gage JR. *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. London: Mac Keith Press; 2009.
4. Kamp FA, Lennon N, Holmes L, Dallmeijer AJ, Henley J, Miller F. Energy cost of walking in children with spastic cerebral palsy: Relationship with age, body composition and mobility capacity. *Gait Posture*. 2014;40(1):209-214.
5. Rosenbaum PL, Palisano RJ, Bartlett DJ, Galuppi BE, Russell DJ. Development of the Gross Motor Function Classification System for cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2008;50(4):249-253.
6. Chang FM, Rhodes JT, Flynn KM, Carollo JJ. The Role of Gait Analysis in Treating Gait Abnormalities in Cerebral Palsy. *Orthop Clin North Am*. 2010;41(4):489-506.
7. Mohammed U, Twycross-Lewis R, Timotijevic T, et al. Variability of kinematic and kinetic gait data in ambulatory children with spastic cerebral palsy with and without fixed ankle-foot orthoses using 3d motion analysis: a quantitative prospective study. *Br J Sports Med*. 2011;45(2):e1 LP-e1.
8. Piccinini L, Cimolin V, D'Angelo MG, Turconi AC, Crivellini M, Galli M. 3D gait analysis in patients with hereditary spastic paraparesis and spastic diplegia: A kinematic, kinetic and EMG comparison. *Eur J Paediatr Neurol*. 2011;15(2):138-145.
9. Rodda JM, Graham HK, Carson L, Galea MP, Wolfe R. Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *Bone Joint J*. 2004;86-B(2).
10. Heyrman L, Feys H, Molenaers G, et al. Three-dimensional head and trunk movement characteristics during gait in children with spastic diplegia. *Gait Posture*. 2013;38(4):770-776.
11. Baker R. *Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis*. London: Mac Keith Press.; 2013.
12. Attias M, Bonnefoy-Mazure A, Lempereur M, Lascombes P, De Coulon G, Armand S. Trunk movements during gait in cerebral palsy. *Clin Biomech*. 2015;30(1):28-32.
13. Romkes J, Peeters W, Oosterom AM, Molenaar S, Bakels I, Brunner R. Evaluating upper body movements during gait in healthy children and children with diplegic cerebral palsy. *J Pediatr Orthop B*. 2007;16(3):175-180.
14. Pozzo T, Berthoz A, Vitte E, Lefort L. Head Stabilization during Locomotion: Perturbations Induced by Vestibular Disorders. *Acta Otolaryngol*. 1991;111(sup481):322-327.
15. Pozzo T, Levik Y, Berthoz A. Head and trunk movements in the frontal plane during complex dynamic equilibrium tasks in humans. *Exp Brain Res*. 1995;106(2):327-338.
16. Kerrigan DC, Della Croce U, Marciello M, Riley PO. A refined view of the determinants of gait: significance of heel rise. *Arch Phys Med Rehabil*.

- 2000;81(12):1627.
17. Winter D. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 4th ed. New York: John Wiley & Sons, Inc.; 2009.
 18. Desailly E, Daniel Y, Sardain P, Lacouture P. Foot contact event detection using kinematic data in cerebral palsy children and normal adults gait. *Gait Posture*. 2009;29(1):76-80.
 19. O'Sullivan R, Walsh M, Kiernan D, O'Brien T. The knee kinematic pattern associated with disruption of the knee extensor mechanism in ambulant patients with diplegic cerebral palsy. *Clin Anat*. 2010;23(5):586-592.
 20. Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Thorofare, NJ: Slack; 1992.
 21. Tugui RD, Antonescu D. Cerebral palsy gait, clinical importance. *Maedica (Buchar)*. 2013;8(4):388-393.
 22. Wolf SI, Mikut R, Kranzl A, Dreher T. Which functional impairments are the main contributors to pelvic anterior tilt during gait in individuals with cerebral palsy? *Gait Posture*. 2014;39(1):359-364.
 23. Krautwurst BK, Wolf SI, Heitzmann DWW, Gantz S, Braatz F, Dreher T. The influence of hip abductor weakness on frontal plane motion of the trunk and pelvis in patients with cerebral palsy. *Res Dev Disabil*. 2013;34(4):1198-1203.
 24. Heyrman L, Feys H, Molenaers G, et al. Altered trunk movements during gait in children with spastic diplegia: Compensatory or underlying trunk control deficit? *Res Dev Disabil*. 2014;35(9):2044-2052.
 25. Kiernan D, Malone A, O'Brien T, Simms CK. A 3-dimensional rigid cluster thorax model for kinematic measurements during gait. *J Biomech*. 2014;47(6):1499-1505.
 26. Weiss P. *Self-Differentiation of the Basic Patterns of Coordination*. Baltimore: Williams & Wilkins; 1941.
 27. Bernstein N. *The Co-Ordination and Regulation of Movements*. Oxford, New York: Pergamon Press Ltd.; 1967.
 28. Meyns P, Van Gestel L, Bruijn SM, Desloovere K, Swinnen SP, Duysens J. Is interlimb coordination during walking preserved in children with cerebral palsy? *Res Dev Disabil*. 2012;33(5):1418-1428.
 29. Holt KG, Ratcliffe R, Jeng SF. Head stability in walking in children with cerebral palsy and in children and adults without neurological impairment. *Phys Ther*. 1999;79(12):1153-1162.
 30. Wallard L, Bril B, Dietrich G, Kerlirzin Y, Bredin J. The role of head stabilization in locomotion in children with cerebral palsy. *Ann Phys Rehabil Med*. 2012;55(9-10):590-600.

(Este capítulo de la Tesis ha sido enviado como artículo a la revista Neurología)

6. IDENTIFICACIÓN DE SINERGIAS PARA EL CONTROL DE LA CABEZA EN NIÑOS Y ADOLESCENTES CON DIPLEJIA ESPÁSTICA DURANTE LA “MARCHA HUMANA”

RESUMEN

Introducción: La estabilización de la cabeza es el proceso dinámico de mantener una posición de equilibrio de la misma en el espacio. Uno de los hallazgos que se han objetivado mediante el análisis biomecánico de la “marcha humana” en pacientes con diplejía espástica ha sido el excesivo movimiento de la cabeza en comparación con sujetos sin patologías.

Métodos: Se ha utilizado el enfoque metodológico de la hipótesis “Uncontrolled Manifold” (UCM) para analizar la estructura de la varianza de la configuración articular en relación con la estabilización de la cabeza en 9 pacientes con diplejía espástica durante dos eventos de la “marcha” como son el contacto y el despegue, y analizar los efectos del plano del movimiento y el hemicuerpo que está llevando a cabo ese evento.

Resultados: El análisis ha mostrado que existen diferencias significativas para el control motor entre el plano sagital y frontal para el hemicuerpo derecho.

Conclusiones: El método cuantitativo que propone la hipótesis UCM, en el contexto de la “marcha humana” patológica, permite la descripción, análisis y evaluación de la calidad de control motor y puede ser de gran ayuda para la evaluación funcional, la planificación del abordaje terapéutico y el seguimiento evolutivo del paciente

Palabras clave: Control Motor, “Uncontrolled manifold”, Marcha humana, Rehabilitación, Diplejía espástica, Biomecánica

IDENTIFICATION OF SYNERGIES FOR HEAD CONTROL IN CHILDREN AND ADOLESCENTS WITH SPASTIC DIPLEJIA DURING THE "HUMAN GAIT"

ABSTRACT

Introduction: Stabilization of the head is the dynamic process of maintaining a position of equilibrium in space. One of the findings that have been objectified by the biomechanical analysis of "human gait" in patients with spastic diplegia has been the excessive movement of the head in comparison to subjects without pathologies.

Methods: The methodological approach of the "uncontrolled manifold" hypothesis (UCM) has been used to analyze the structure of the variance of the joint configuration in relation to the stabilization of the head in 9 patients with spastic diplegia during two events of the "gait" as the contact and the push-off, and analyze the effects of the plane of movement and the body that is carrying out that event.

Results: The analysis has indicated that there are significant differences between the sagittal and frontal planes for the right hemibody.

Conclusion: The quantitative method proposed by UCM hypothesis in the context of pathological "human gait" allows the description, analysis and evaluation of the quality of motor control and can be of great help for the functional evaluation, the planning of the therapeutic approach and the evolutionary follow-up of the patient.

Keywords: Motor control, "Uncontrolled manifold", Human gait, Rehabilitation, Spastic diplegia cerebral palsy, Biomechanics

6.1. INTRODUCCIÓN

La estabilización de la cabeza es el proceso dinámico de mantener una posición de equilibrio de la misma en el espacio¹. Se trata de una habilidad motora que tarda bastante tiempo en ser dominada, y es solo entorno a la edad de 9 años cuando un niño es capaz de estabilizar la cabeza en el espacio y por tanto explotar mejor la información visual, vestibular y propioceptiva para el control del equilibrio postural². La localización en la cabeza de diferentes sistemas sensoriales la convierten en un sistema de referencia para la orientación espacial durante cualquier actividad, y por tanto el mantenimiento de la trayectoria de la misma dentro de unos límites podría ser un objetivo importante a conseguir durante la “marcha humana”. Se ha defendido que el control de la cabeza minimizando su movimiento es esencial para conservar una adecuada integración de la información necesaria para funciones relacionadas con los mecanismos de control postural durante la “marcha humana”, y por tanto se trata de una variable cuyo control es importante para el adecuado desarrollo de esta actividad funcional³⁻⁵.

El aparato locomotor es un sistema redundante debido a que dispone de un número de posibles configuraciones articulares (grados de libertad) mayor que los estrictamente necesarios para ejecutar un patrón motor⁶, y todos estos grados de libertad participan de alguna manera en el patrón motor y son organizados en función del objetivo a conseguir con esa tarea^{7,8}. Por tanto, una de las cuestiones que surge es cómo son coordinados esos grados de libertad para conseguir el objetivo del control estable de la posición de la cabeza durante la “marcha humana”.

En determinadas condiciones patológicas que provocan discapacidad física, como la diplegia espástica, estos grados de libertad podrían estar restringidos fruto de las limitaciones morfo-funcionales impuestas por la lesión. La forma espástica es la más común dentro de la parálisis cerebral infantil (PCI) que se caracteriza por un aumento del tono muscular con resistencia al estiramiento pasivo y una hiperreflexia que afectan principalmente a los miembros inferiores (MMII)^{9,10} en el caso de la diplegia espástica. Como consecuencia de la lesión neurológica aparecen debilidad muscular, alteraciones del equilibrio y espasticidad, que junto con el crecimiento del niño, conducen al desarrollo de

una serie de alteraciones en el patrón motor de la “marcha humana”^{11,12}. Uno de los hallazgos que se han objetivado mediante el análisis biomecánico de la “marcha humana” en estos pacientes ha sido el excesivo movimiento de la cabeza en comparación con sujetos sin patologías^{13,14}.

Por tanto, el análisis de la coordinación de los grados de libertad disponibles como estrategia de control motor para estabilizar el movimiento de la cabeza tiene especial relevancia en este tipo de pacientes con alteraciones de la “marcha humana”. El enfoque metodológico que ofrece la hipótesis “uncontrolled manifold” (UCM) permite analizar la estructura de la varianza de la configuración articular en relación con la estabilización de una variable importante para el desarrollo de una tarea como es la estabilización de la cabeza^{15,16}.

El objetivo de este trabajo ha sido el estudio de un movimiento cíclico como es la “marcha humana” en pacientes con diplegia espástica para testar, mediante el análisis de la estructura de la varianza de los ángulos segmentales, si los sujetos de estudio preservan algo de la capacidad de control de la posición de la cabeza en el espacio en dos instantes relevantes del ciclo de la “marcha humana” como son el contacto y el despegue. Se pretende analizar si esta capacidad para la coordinación presenta diferencias significativas en función del plano del movimiento, el evento del ciclo de la “marcha humana” y el hemicuerpo que está llevando a cabo ese evento.

La hipótesis de trabajo ha sido que, a pesar de las limitaciones impuestas por la lesión, los sujetos de estudio intentarán el control estable de la cabeza a través de la covariación angular a pesar de la lesión. Las estrategias de control se verán afectadas por el plano donde se analiza el movimiento, el evento del ciclo de la marcha y el hemicuerpo.

6.2. Material y métodos

6.2.1. Sujetos

Nueve sujetos (6 varones y 3 mujeres; $17,44 \pm 4,15$ años; $52,33 \pm 13,55$ kg; $159,11 \pm 15,35$ cm) fueron reclutados a través de la Asociación de Parálisis Cerebral (ASPACE) de Cáceres. El principal criterio de inclusión fue tener diagnóstico médico de diplejia espástica, y que tuvieran conservada la capacidad para caminar de manera autónoma según los criterios de la “Gross Motor Function Classification System” (GMFCS I y II). Los criterios de exclusión fueron la presencia de alteraciones extrapiramidales, tener afecciones cutáneas que impidieran llevar puestos los marcadores con adhesivo, déficits cognitivos que les impidiera entender las instrucciones y haber sido sometido a intervenciones terapéuticas invasivas en el último año. Aquellos sujetos que cumplieran los criterios de inclusión, previa firma del consentimiento informado por parte del propio sujeto o del tutor legal en aquellos que eran menores de edad, fueron incluidos en el estudio. El estudio fue aprobado por la Comisión de Bioética y Bioseguridad de la Universidad de Extremadura.

6.2.2. Instrumentación

Se usó un equipo de fotogrametría - vídeo tridimensional (Simi Motion® 9.0, Reality Motion Systems, GmbH, Germany) con 8 cámaras de vídeo de alta velocidad (Basler-scA640-120gc, diodos emisores de luz led) basado en técnicas de visión artificial con una frecuencia de muestreo de 100 Hz que permitió registrar la posición espacial de los marcadores anatómicos asociados al cuerpo de los sujetos en función de un modelo mecánico previamente establecido (Simi Motion Inverse Kinematic model®). Una vez registradas las imágenes, se procedió a la digitalización automática de las mismas para determinar la posición espacial de los marcadores anatómicos de interés para el modelo teórico, lo que permitió definir segmentos corporales y orientaciones relativas de esos segmentos. El modelo teórico previamente validado permitió obtener información relevante respecto de las variables del estudio establecidas. El modelo teórico incluye el modelo mecánico que se utilizó y los algoritmos de cálculo de las variables de estudio. El modelo mecánico está definido por 47 marcadores pasivos reflectantes ubicados en los siguientes

puntos anatómicos: derecho/izquierdo: antepié, mediopié, calcáneo, maléolo medial/lateral, pierna lateral, cóndilo medial/lateral, muslo lateral, trocánter mayor, espina ilíaca antero-superior, acromion, tríceps braquial, bíceps braquial, epicóndilo medial/lateral codo, estiloides cubital/radial muñeca, carpo medial de la mano, temporal, occipital; y sacro, 8ª vértebra torácica, 7ª vértebra cervical, proceso xifoideo y manubrio esternal.

Las mediciones se llevaron a cabo en el Centro de Tecnificación del Deporte Paralímpico (DEPATech) ubicado en el Laboratorio de Biomecánica del Movimiento Humano y de Ergonomía (BioErgon) de la Universidad de Extremadura.

6.2.3. Experimentación

Una vez colocados los marcadores corporales, se les pidió a los participantes situarse en posición anatómica para una medición estática. En continuación los participantes caminaron descalzos en línea recta a lo largo del pasillo de marcha, a una velocidad confortable. Se realizaron un total de 10 ensayos de marcha para cada participante.

6.2.4. Análisis de datos

Cada coordenada 3D de los marcadores anatómicos ha sido filtrada por separado utilizando un filtro digital de paso – bajo (Butterworth de segunda orden) cuya frecuencia de corte ha sido determinada por procesos de optimización por el propio sistema de fotogrametría (Simi Motion® 9.0) basándose en el análisis residual¹⁷. Una vez filtradas las coordenadas 3D se ha procedido a su interpolación utilizando funciones de “spline” cúbicos. A partir de las coordenadas 3D se calcularon las proyecciones al plano sagital y frontal de los ángulos que forman los siguientes segmentos con el plano horizontal: derecha/izquierda: pierna, muslo, pelvis y tronco lumbar, tronco dorsal y tronco cervical.

A continuación, se ha definido un modelo geométrico que define la relación entre la posición de la cabeza y los ángulos proyectados formados por los segmentos y el plano horizontal. El modelo geométrico se ha utilizado para obtener una expresión analítica para la posición de la cabeza. A través de

análisis trigonométrico, la posición de la cabeza en el plano sagital $\begin{bmatrix} Y \\ Z \end{bmatrix}$ y frontal $\begin{bmatrix} X \\ Z \end{bmatrix}$ se puede expresar de la siguiente manera:

CABEZA_{AP}

$$Y = l_1 \cos(\varphi_1) + l_2 \cos(\varphi_2) + l_3 \cos(\varphi_3) + l_4 \cos(\varphi_4) + l_5 \cos(\varphi_5) + l_6 \cos(\varphi_6)$$

$$Z = l_1 \sin(\varphi_1) + l_2 \sin(\varphi_2) + l_3 \sin(\varphi_3) + l_4 \sin(\varphi_4) + l_5 \sin(\varphi_5) + l_6 \sin(\varphi_6)$$

CABEZA_{ML}

$$X = l_1 \cos(\theta_1) + l_2 \cos(\theta_2) + l_3 \cos(\theta_3) + l_4 \cos(\theta_4) + l_5 \cos(\theta_5) + l_6 \cos(\theta_6)$$

$$Z = l_1 \sin(\theta_1) + l_2 \sin(\theta_2) + l_3 \sin(\theta_3) + l_4 \sin(\theta_4) + l_5 \sin(\theta_5) + l_6 \sin(\theta_6)$$

donde, (l_i) y (θ_i, φ_i) , son la longitud y los ángulos de los segmentos proyectados en los planos sagital y frontal, respectivamente (1= pierna, 2 = muslo, 3 = pelvis, 4 = tronco lumbar, 5 = tronco dorsal, 6 = tronco cervical). A continuación se ha calculado la configuración articular media (Θ_0) en el contacto y el despegue a lo largo de las repeticiones para cada sujeto y la desviación de cada i -repetición (Θ_i) desde la configuración articular media también fue calculada:

$$\Delta\Theta = \Theta_0 - \Theta_i$$

El UCM se ha aproximado linealmente por la matriz Jacobiana (**J**) del espacio nulo basada en la configuración articular media. La linealización cinemática directa entorno a la configuración articular media (Θ_0) es:

$$r_0 - r_i = J(\Theta_0) \cdot \Delta\Theta$$

donde r_0 son los valores de la posición de la cabeza para la configuración angular media y r_i son sus valores en la repetición i . La matriz Jacobiana (**J**) es una matriz de derivadas parciales que corresponde a los cambios en la posición media de la cabeza con respecto a cada uno de los ángulos segmentales. El espacio nulo de la matriz Jacobiana (**J**), se calculó para proporcionar los vectores base ε_i que forman el espacio UCM. La dimensión de este subespacio (espacio nulo) es $n-d=4$, donde n es el número de ángulos segmentales ($n=6$) y d es el número de dimensiones de la posición de la

cabeza ($d=2$). Los vectores base que forman el espacio nulo fueron calculados con la función *nullspace()* del paquete **pracma** en el entorno R. El componente de la matriz desviación $\Delta\Theta$ que es paralelo al UCM representa cuánta desviación ocurre sin alterar la posición de la cabeza, y fue obtenido mediante su proyección en el espacio nulo Θ_{UCM} . Para calcular la proyección ortogonal de $\Delta\Theta$, la matriz proyección Q para el espacio nulo de R^4 formado por los vectores $\varepsilon_1, \varepsilon_2, \varepsilon_3$ y ε_4 fue calculado:

$$Q = A(A^T A)^{-1} A^T$$

por tanto:

$$\Theta_{UCM} = Q\Delta\Theta^T$$

El componente perpendicular al espacio nulo es:

$$\Theta_{ORT} = (I - Q)\Delta\Theta^T$$

donde I es la matriz identidad. La cantidad de variabilidad por grado de libertad en el UCM es:

$$V_{UCM} = \sqrt{(n - d)^{-1} N_{repeticiones}^{-1} \sum \Theta_{UCM}^2}$$

La cantidad de variabilidad por grado de libertad perpendicular al UCM es:

$$V_{ORT} = \sqrt{d^{-1} N_{repeticiones}^{-1} \sum \Theta_{ORT}^2}$$

La varianza en el UCM V_{UCM} y perpendicular a éste V_{ORT} se comparan para verificar la hipótesis inicial sobre el control de la cabeza durante la “marcha humana”. Se utiliza la siguiente ratio como variable dependiente para poder comparar los resultados:

$$\text{Ratio} = \left(\frac{2V_{UCM}}{V_{UCM} + V_{ORT}} \right) - 1$$

Esta fórmula se utilizará para expresar la ratio de varianzas como sus rangos de valores V desde -1 hasta +1 siendo 0 el punto medio haciéndolo simétrico y estadísticamente apropiado¹⁸.

Como variables independientes inicialmente se analizó la influencia de Plano, Hemicuerpo y Evento como factores. Los resultados iniciales han indicado que

el efecto del factor Evento no era significativo. Por tanto, se descartó este factor para el análisis inferencial posterior. Las variables independientes para el análisis fueron Plano (sagital, frontal) y Hemicuerpo (derecho, izquierdo).

6.3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para el análisis descriptivo se ha calculado la media \pm desviación típica ($M \pm DT$) en el contacto del pie derecho (CD) e izquierdo (CI), y para el despegue del pie derecho (DD) e izquierdo (DI). Para testar la hipótesis de la existencia de sinergias cinemáticas que permiten el control de la posición de la cabeza y para evaluar si estas sinergias se ven influidas por el Plano y el Hemicuerpo se realizó un test de análisis de varianza de 2 vías ANOVA: Plano (2) \times Hemicuerpo (2). Las 2 vías o factores fueron los Plano (sagital, frontal) y Hemicuerpo (derecho, izquierdo). Posteriormente se realizaron pruebas múltiples (Sidak) cuando el nivel de significación fue de $p < 0.05$ para comprobar si existen diferencias significativas entre distintos niveles. Se ha utilizado el programa GraphPad Prism version 7.02 para Windows (GraphPad Software, La Jolla California USA, www.graphpad.com).

6.4. RESULTADOS

Los valores del Ratio por encima o igual a 0 indican que la hipótesis sobre el control de la cabeza puede ser aceptada. Los Ratios en el plano sagital fueron CD (-0.023 ± 0.28), CI (0.036 ± 0.39), DD (-0.0067 ± 0.3), DI (-0.14 ± 0.2) y para el plano frontal CD (0.25 ± 0.41), CI (0.14 ± 0.23), DD (0.5 ± 0.4), DI (0.16 ± 0.23). Los resultados del ANOVA indicaron un efecto significativo del factor Plano ($p < 0.01$). El análisis post-hoc de Sidak ha indicado que existen diferencias significativas entre el plano sagital y frontal para el hemicuerpo derecho ($p = 0.001$) (Tabla 3).

ANOVA	SS	DF	MS	F (DFn, DFd)	P value
Interacción	0.1549	1	0.1549	F (1, 68) = 1.47	P=.230
Plano	1.584	1	1.584	F (1, 68) = 15.03	P<.001
Hemicuerpo	0.3147	1	0.3147	F (1, 68) = 2.986	P=.089
Residual	7.167	68	0.1054		

Tabla 3. Resultados del ANOVA (diferencias significativas para $p < 0.05$)

6.5. DISCUSIÓN

Los pacientes con diplegia espástica se caracterizan por presentar altos niveles de variabilidad asociada a los parámetros cinemáticos durante la ejecución del patrón motor de la “marcha humana”¹⁹. La “UCM hipótesis” es un enfoque metodológico que permite analizar la naturaleza de esta variabilidad a través de la estructura de la varianza de la configuración articular en relación con la estabilización de una variable funcionalmente importante durante la “marcha humana” como es la estabilización de la cabeza^{15,16}. Según la hipótesis UCM, la variabilidad observada en los patrones motores, que es consecuencia del gran número de posibles configuraciones articulares (grados de libertad) de los que dispone el aparato locomotor, es esencial para el desarrollo de patrones motores flexibles y adaptables que permitan conseguir la estabilización de la posición de la cabeza en diferentes contextos.

Los hallazgos encontrados en este trabajo a través del análisis UCM demuestran cómo los pacientes con diplegia espástica que se han analizado utilizan un rango de diferentes configuraciones segmentales para la formación de sinergias cinemáticas que estabilizan la posición de la cabeza en el plano frontal más que en el plano sagital, y especialmente para el hemicuerpo derecho. Esto implica la existencia de un mayor control motor activo por parte de los sujetos en el plano frontal en comparación con el plano sagital, coincidiendo con resultados publicados en la literatura²⁰. En el plano de progresión de la “marcha humana” (sagital), como consecuencia de la respuesta del aparato locomotor al efecto de la gravedad, no sería necesario un control por parte de niveles superiores del sistema nervioso central sino que se llevaría a cabo de manera refleja a través de feedback somato-sensoriales a nivel espinal²¹. Por el contrario, los movimientos en el plano frontal son en muchas ocasiones estrategias motoras compensatorias que permiten la progresión de la “marcha humana” en este tipo de pacientes^{22,23}, y en consecuencia si requieren de un mayor control motor para evitar caídas. Las diferencias encontradas entre el hemicuerpo derecho y el izquierdo podrían estar relacionadas con la dominancia del hemicuerpo debido a que en todos los sujetos de estudio el lado dominante era el derecho y por tanto cabría esperar un mayor control en el mismo. Sin embargo, podría tratarse de un hallazgo

casual y, por tanto, esta cuestión debería ser analizada con mayor profundidad en futuras investigaciones.

El análisis de la “marcha humana” normal o patológica es un procedimiento común que se utiliza para determinar el estado funcional del paciente, sin embargo, carece de métodos de evaluación de la calidad de control motor cuantitativos. Los procesos metodológicos utilizados en este estudio para la cuantificación del control motor en pacientes con diplegia espástica permiten a los clínicos llevar a cabo seguimientos evolutivos y abordajes terapéuticos más específicos. Aunque actualmente el uso de técnicas instrumentales sofisticadas para el análisis del movimiento humano en pacientes con diplegia espástica está aceptado de manera general por los profesionales sanitarios, existe una dificultad a la hora de elegir cuál de los parámetros analizados es (o son) el más adecuado para cuantificar la calidad de control durante el patrón motor de la “marcha humana”. Por otra parte, la caracterización de un déficit motor se lleva a cabo en la actualidad mediante la comparación de un determinado cuadro clínico respecto a lo que se considera como “normalidad”. En este sentido, cualquier valoración de la calidad de control motor o de la biomecánica de movimiento humano bajo este enfoque no contempla posibles adaptaciones óptimas del sistema nervioso central al estado actual del paciente, y consecuentemente la existencia de posibles interrelaciones óptimas entre los diferentes elementos del aparato locomotor. En este sentido, cualquier abordaje terapéutico puede mejorar un elemento concreto del aparato locomotor, pero al mismo tiempo empeorar el estado funcional de otro elemento alterando cualquier posible adaptación óptima. La única forma de llevar a cabo un seguimiento evolutivo de estos procesos sería a través de métodos cuantitativos de evaluación del control motor como el presentado en este estudio.

6.6. CONCLUSIONES

El análisis UCM ha permitido analizar la naturaleza de la variabilidad del patrón motor durante la “marcha humana” para un grupo de pacientes con diplegia espástica. Los resultados del análisis UCM han demostrado que los pacientes con diplegia espástica de este estudio utilizan un rango de diferentes configuraciones segmentales que permiten estabilizar la posición de la cabeza en el plano frontal más que en el plano sagital, lo que implica un mayor control motor del aparato locomotor en el plano frontal durante la “marcha humana” en estos pacientes.

Este enfoque novedoso para la valoración del control motor y las sinergias cinemáticas en pacientes con diplegia espástica podría ser incorporado dentro de los procedimientos tradicionales de análisis biomecánico de la “marcha humana” como una herramienta importante para mejorar los diagnósticos y abordajes terapéuticos en este tipo de pacientes.

6.7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Cromwell R, Schurter J, Shelton S, Vora S. Head stabilization strategies in the sagittal plane during locomotor tasks. *Physiother Res Int*. 2004;9(1):33-42.
2. Assaiante C, Amblard B. Ontogenesis of head stabilization in space during locomotion in children: influence of visual cues. *Exp Brain Res*. 1993;93(3):499-515.
3. Pozzo T, Berthoz A, Vitte E, Lefort L. Head Stabilization during Locomotion: Perturbations Induced by Vestibular Disorders. *Acta Otolaryngol*. 1991;111(sup481):322-327.
4. Holt KG, Ratcliffe R, Jeng SF. Head stability in walking in children with cerebral palsy and in children and adults without neurological impairment. *Phys Ther*. 1999;79(12):1153-1162.
5. Wallard L, Bril B, Dietrich G, Kerlirzin Y, Bredin J. The role of head stabilization in locomotion in children with cerebral palsy. *Ann Phys Rehabil Med*. 2012;55(9-10):590-600.
6. Latash ML, Zatsiorsky VM. *Biomechanics and Motor Control: Defining Central Concepts*. Amsterdam: Academic Press; 2016.
7. Latash ML, Scholz JP, Schöner G. Toward a new theory of motor synergies. *Motor Control*. 2007;11(3):276-308.
8. Latash ML. The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy). *Exp Brain Res*. 2012;217(1):1-5.
9. Armstrong RW. Definition and classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2007;49(3):166-166.
10. Ferrari A, Cioni G. *The Spastic Forms of Cerebral Palsy*. Italy: Springer-Verlag Italia; 2010.
11. Asoh M. A clinical study on children with cerebral palsy able to walk practically. *Brain Dev*. 1994;26(5):404-410.
12. Gage JR. *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. London: Mac Keith Press; 2009.
13. Heyrman L, Feys H, Molenaers G, et al. Three-dimensional head and trunk movement characteristics during gait in children with spastic diplegia. *Gait Posture*. 2013;38(4):770-776.
14. Romkes J, Peeters W, Oosterom AM, Molenaar S, Bakels I, Brunner R. Evaluating upper body movements during gait in healthy children and children with diplegic cerebral palsy. *J Pediatr Orthop B*. 2007;16(3):175-180.
15. Scholz JP, Schöner G. The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Exp brain Res*. 1999;126(3):289-306.
16. Latash ML. *Synergy*. New York: Oxford University Press; 2008.
17. Winter D. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 4th ed. New York: John Wiley & Sons, Inc.; 2009.
18. Papi E, Rowe PJ, Pomeroy VM. Analysis of gait within the uncontrolled manifold hypothesis: Stabilisation of the centre of mass during gait. *J Biomech*. 2015;48(2):324-331.
19. Mohammed U, Twycross-Lewis R, Timotijevic T, et al. Variability of kinematic and kinetic gait data in ambulatory children with spastic cerebral palsy with and without fixed ankle-foot orthoses using 3d motion analysis: a quantitative prospective study. *Br J Sports Med*.

- 2011;45(2):e1-e1.
20. Bauby CE, Kuo AD. Active control of lateral balance in human walking. *J Biomech.* 2000;33(11):1433-1440.
 21. Grillner S, Wallen P. Central Pattern Generators for Locomotion, with Special Reference to Vertebrates. *Annu Rev Neurosci.* 1985;8(1):233-261.
 22. Krautwurst BK, Wolf SI, Heitzmann DWW, Gantz S, Braatz F, Dreher T. The influence of hip abductor weakness on frontal plane motion of the trunk and pelvis in patients with cerebral palsy. *Res Dev Disabil.* 2013;34(4):1198-1203.
 23. Kiernan D, Malone A, O'Brien T, Simms CK. A 3-dimensional rigid cluster thorax model for kinematic measurements during gait. *J Biomech.* 2014;47(6):1499-1505.

7. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

La utilización del enfoque metodológico propuesto en este trabajo en pacientes con otro tipo de lesiones neurológicas diferentes a la diplegia espástica, y utilizando otras variables a estabilizar por las diferentes configuraciones articulares podrían constituir líneas de investigación futuras de gran interés clínico. Desde el punto de vista del abordaje terapéutico una cuestión de interés sería también analizar el efecto de determinados abordajes terapéuticos y programas de entrenamiento sobre el control motor en la “marcha humana” patológica.

Además, la realización de los ensayos experimentales utilizando otros sistemas de análisis biomecánico de la “marcha humana” como los sistemas inerciales y los sistemas de realidad virtual interactivos, sería de gran interés por la gran versatilidad que ofrecen a la hora de analizar sujetos con diferentes características y necesidades.

8. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

En primer lugar, la muestra de sujetos de estudio es relativamente pequeña, lo cual nos impide extrapolar los resultados al conjunto de pacientes con diplegia espástica. La dificultad para reclutar pacientes con diagnóstico médico de diplegia espástica y que presentaran niveles funcionales similares ha sido el principal motivo.

Otra de las limitaciones ha sido que el estudio se ha llevado a cabo en un entorno controlado como es el Laboratorio y en un terreno sin irregularidades.

Por último, otra limitación de este estudio ha sido la aceptación de la hipótesis UCM como verdadera, es decir, aceptamos como cierto que el SNC estructura la varianza en el espacio UCM con el objetivo de estabilizar la posición de la cabeza en el espacio desarrollando patrones motores más flexibles y adaptables, lo que implica un mejor control motor. Además, para realizar el análisis UCM se asumió que la “marcha humana” es un movimiento completamente cíclico y que el sujeto “intenta hacer siempre lo mismo” en cada instante del ciclo de la “marcha humana”, lo que permitió el análisis de la varianza “en el mismo instante”.

9. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES FINALES

La valoración funcional en el contexto de la discapacidad a nivel clínico presenta una serie de limitaciones como son la subjetividad y su carácter estático, y por tanto precisa del conocimiento de lo que se define como “dynamic pathology”¹, es decir, de las alteraciones que están presentes en la locomoción de los pacientes, tal como se manifiestan en el patrón motor de la “marcha humana”. El análisis biomecánico del movimiento humano para uso clínico permite la descripción en términos neuromecánicos de la capacidad del aparato locomotor y facilita la determinación de las causas que potencialmente provocan las alteraciones del movimiento, así como, la monitorización del proceso de la rehabilitación. El procedimiento metodológico de la caracterización del patrón motor de la “marcha humana” en pacientes con diplegia espástica propuesto en este trabajo permitió identificar patrones cinemáticos tipo homogéneos entre los pacientes de la muestra de estudio, lo que permite aceptar nuestra primera hipótesis. Los resultados obtenidos confirmaron el desarrollo de patrones motores relativamente homogéneos entre los sujetos con diplegia espástica de la muestra de estudio asociados a los movimientos de los segmentos corporales modelizados según el modelo teórico propuesto, y por lo tanto la hipótesis H1 puede ser aceptada como verdadera. La identificación de determinados patrones motores característicos homogéneos dentro una muestra de pacientes permite clasificar en grupos, pudiendo dar respuesta a la exigencia actual de la difícil tarea de establecer procedimientos fiables para definir categorías diagnósticas en base a la valoración funcional del aparato locomotor.

La información obtenida a través del análisis biomecánico de la “marcha humana” de los sujetos con diplegia espástica de la muestra de estudio se ha utilizado para cuantificar la calidad del control motor⁵, cuestión que actualmente está limitada en el contexto clínico a la utilización de escalas cualitativas^{6,7}. Ante esta limitación se han desarrollado nuevas herramientas metodológicas que permiten la cuantificación del control motor^{5,8,9} y ofrecen la posibilidad de evaluar el papel que desempeña la variabilidad motora, su posible asociación con condiciones patológicas y su entrenamiento como parte de protocolos rehabilitadores. Los pacientes con diplegia espástica se caracterizan por

presentar altos niveles de variabilidad asociada a los parámetros cinemáticos durante la ejecución del patrón motor de la “marcha humana”¹⁰, y la hipótesis “UCM” es un enfoque metodológico que ha permitido analizar en esta tesis la naturaleza de la variabilidad en el patrón motor en los pacientes con diplegia espástica analizados. Además se realizó la descripción del movimiento de la cabeza como parte del análisis biomecánico de la “marcha humana” debido a que en la literatura científica se ha defendido la importancia de su estabilización para conservar una adecuada integración de la información visual, vestibular y propioceptiva necesarias para funciones relacionadas con el equilibrio durante la “marcha humana”²⁻⁴. A través de la hipótesis UCM se analizó la estructura de la variabilidad del patrón motor durante la “marcha humana” en relación al mantenimiento de la estabilidad de la cabeza en los pacientes de la muestra. Los hallazgos encontrados en esta tesis a través del análisis UCM demuestran cómo los pacientes con diplegia espástica de la muestra utilizan un rango de diferentes configuraciones segmentales para la formación de sinergias cinemáticas que estabilizan la posición de la cabeza en el plano frontal más que en el plano sagital, especialmente para el hemicuerpo derecho. A la vista de estos resultados las hipótesis H2 y H3 planteadas acerca de capacidad de control motor en algunos de estos pacientes con diplegia espástica para el mantenimiento estable de la posición de la cabeza en el espacio, y de la influencia del plano del movimiento y el hemicuerpo en el control motor, pueden ser aceptadas como verdaderas. Estos resultados implican la existencia de un mayor control motor por parte de los sujetos en el plano frontal en comparación con el plano sagital coincidiendo con resultados publicados en la literatura¹¹, y podría explicarse teniendo en cuenta que los movimientos en el plano frontal son en muchas ocasiones estrategias motoras compensatorias que permiten la progresión de la “marcha humana” en este tipo de pacientes^{12,13}, y en consecuencia requieren de un mayor control motor para evitar caídas. En el plano de progresión de la “marcha humana” (sagital), sería necesario menor control por parte de niveles superiores del sistema nervioso central ya que el avance se produce como consecuencia de la respuesta del aparato locomotor al efecto de la gravedad¹⁴. Esta metodología para la cuantificación del control motor durante la “marcha humana” ha permitido llevar a cabo una evaluación funcional más objetivas, y podría ser incorporado dentro

de los procedimientos tradicionales de análisis biomecánico de la “marcha humana” en pacientes con diplegia espástica como una herramienta importante para mejorar los diagnósticos y abordajes terapéuticos en este tipo de pacientes.

9.1. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Gage J. *Gait Analysis in Cerebral Palsy*. New York: Mac Keith Press.; 1991.
2. Pozzo T, Berthoz A, Vitte E, Lefort L. Head Stabilization during Locomotion: Perturbations Induced by Vestibular Disorders. *Acta Otolaryngol*. 1991;111(sup481):322-327.
3. Holt KG, Ratcliffe R, Jeng SF. Head stability in walking in children with cerebral palsy and in children and adults without neurological impairment. *Phys Ther*. 1999;79(12):1153-1162.
4. Wallard L, Bril B, Dietrich G, Kerlirzin Y, Bredin J. The role of head stabilization in locomotion in children with cerebral palsy. *Ann Phys Rehabil Med*. 2012;55(9-10):590-600.
5. Latash ML, Zatsiorsky VM. *Biomechanics and Motor Control: Defining Central Concepts*. Amsterdam: Academic Press; 2016.
6. Fowler E, Staudt L, Greenberg M. Selective Control Assessment of the Lower Extremity (SCALE): development, validation, and interrater reliability of a clinical tool for patients with cerebral. *Dev Med Child Neurol*. 2009.
7. Gage JR. *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. London: Mac Keith Press; 2009.
8. Stergiou N. *Innovative Analyses of Human Movement*. Champaign, IL: Human Kinetics; 2004.
9. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice: Fourth Edition*. Baltimore: Williams & Wilkins; 2014.
10. Mohammed U, Twycross-Lewis R, Timotijevic T, et al. Variability of kinematic and kinetic gait data in ambulatory children with spastic cerebral palsy with and without fixed ankle-foot orthoses using 3d motion analysis: a quantitative prospective study. *Br J Sports Med*. 2011;45(2):e1-e1.
11. Bauby CE, Kuo AD. Active control of lateral balance in human walking. *J Biomech*. 2000;33(11):1433-1440.
12. Krautwurst BK, Wolf SI, Heitzmann DWW, Gantz S, Braatz F, Dreher T. The influence of hip abductor weakness on frontal plane motion of the trunk and pelvis in patients with cerebral palsy. *Res Dev Disabil*. 2013;34(4):1198-1203.
13. Kiernan D, Malone A, O'Brien T, Simms CK. A 3-dimensional rigid cluster thorax model for kinematic measurements during gait. *J Biomech*. 2014;47(6):1499-1505.
14. Grillner S, Wallen P. Central Pattern Generators for Locomotion, with Special Reference to Vertebrates. *Annu Rev Neurosci*. 1985;8(1):233-261.

ANEXO I: MODELO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Proyecto:

CARACTERIZACIÓN NEUROMECAÁNICA DE LA “MARCHA HUMANA” EN PACIENTES CON PARÁLISIS CEREBRAL INFANTIL BASADA EN LA “UNCONTROLLED MANIFOLD HYPOTHESIS”

Paciente:

Paciente ID#:

Centro:

Centro ID#:

Investigador:

LEA DETENIDAMENTE LA INFORMACIÓN CONTENIDA EN ESTE DOCUMENTO Y ASEGÚRESE QUE ENTIENDE ESTE PROYECTO DE INVESTIGACIÓN. POR FAVOR SI ESTA DE ACUERDO EN PARTICIPAR EN ESTE ESTUDIO, FIRME ESTE DOCUMENTO. POR SU FIRMA RECONOCE QUE HA SIDO INFORMADO DE LAS CARACTERÍSTICAS DEL PROYECTO, DE SUS REQUISITOS Y SUS RIESGOS Y QUE ACEPTA LIBREMENTE PARTICIPAR EN ÉL. UNA COPIA DEL PRESENTE DOCUMENTO LE SERÁ ENTREGADA.

OBJETO DEL ESTUDIO.

Ha sido invitado/a a participar en un estudio de investigación dirigido a la realización de una prueba de valoración y análisis neuromecánico de la “marcha humana”.

PROCEDIMIENTOS Y DURACIÓN DEL ESTUDIO.

El procedimiento al que será sometido/a consta de tres partes, siendo las dos últimas opcionales (aunque recomendables) por parte del sujeto o por del tutor legal del mismo:

+ Estudio convencional de la “marcha humana”. Consiste la colocación de marcadores reflectantes adheridos a la piel en posiciones anatómicas estratégicas cuyo movimiento a lo largo del tiempo es recogido por las cámaras del sistema. El sujeto deberá caminar a lo largo del pasillo de “marcha humana” intentando contactar con los pies en las plataformas de fuerzas colocadas en el suelo (las cuales se encuentran al mismo nivel y por tanto no suponen un obstáculo).

+ Estudio de acelerometría, que consiste en la colocación de un traje de licra especialmente diseñado ajustable al cuerpo del sujeto. Dicho traje presenta unos compartimentos donde van alojados los acelerómetros que registran las aceleraciones de los segmentos corporales. Una vez colocado el dispositivo sobre el sujeto se le pedirá que camine a lo largo del pasillo de marcha. Con esta prueba se obtienen datos similares a los adquiridos con la prueba anterior pero a través de procedimientos diferentes, lo cual nos permitirá ser más precisos a la hora de obtener información acerca de la marcha del sujeto.

+ Escaneado 3D, que consiste en la obtención de medidas antropométricas del sujeto de forma precisa. El escáner emplea un sistema de láser no ionizante que no pone en riesgo la salud del sujeto. Para llevar a cabo la prueba el sujeto deberá permanecer durante un breve periodo de tiempo en posición anatómica dentro del escáner.

En los tres casos de procedimientos no invasivos y no dolorosos, que no implican ningún riesgo para la integridad física del sujeto de estudio. Los sujetos de estudio deberán presentarse en el Laboratorio de Ergonomía y Biomecánica de la Facultad de Ciencias del Deporte de Cáceres con ropa cómoda deportiva o de baño debido a que la colocación de marcadores requiere de la exposición de la piel del paciente para que puedan adherirse sin dificultad.

El procedimiento/ensayo llevará una duración de unas 3 horas aproximadamente.

La duración del proyecto será de 3 años, durante los cuales usted nos autoriza a trabajar con los datos obtenidos a través de la realización de la prueba. La muestra que cede será utilizada exclusivamente con finalidad de investigación sin ánimo de lucro.

RESULTADOS DEL ESTUDIO.

Al finalizar el estudio se le informará del resultado global del mismo si usted lo desea, pero NO de su resultado personal, que se tratará con total confidencialidad de acuerdo con la Declaración de Helsinki y la Ley 14/2007, de Investigación biomédica.

RIESGOS DERIVADOS DE LA PARTICIPACIÓN EN EL ESTUDIO.

Los riesgos asociados a la toma de muestras son mínimos. Se empleará material estéril individual y desechable a fin de eliminar los riesgos de infección y de contagio y las muestras de obtendrán por personal cualificado.

BENEFICIOS.

La participación en el proyecto no será recompensada económicamente. Aparte de lo comentado anteriormente, se estima que el desarrollo del estudio en el que participará comportará beneficios para un mejor conocimiento del estado funcional del sujeto.

COSTES.

El coste de la extracción y procesamiento de los datos así como los análisis posteriores serán cubiertos por el proyecto. Su participación no le supondrá ningún coste.

El investigador principal, Juan Francisco García Vázquez, puede ser contactado en cualquier momento en el siguiente teléfono, 660415297, a fin de recabar información acerca del proyecto y en la siguiente dirección:

Facultad de Ciencias del Deporte
Av. de la Universidad S/N
10003 Cáceres

En ningún caso su decisión de no participar en el proyecto le supondrá una rebaja en la calidad asistencial por parte de su médico.

CONFIDENCIALIDAD DE SU MUESTRA.

De acuerdo con la normativa legal vigente, los resultados de las muestras se tratarán con total confidencialidad. El protocolo de recogida de datos será archivado, y a cada participante se le asignará una clave de tal modo que no pueda relacionarse la muestra e información obtenida con la identidad del sujeto. Las muestras serán anonimizadas, asegurando la imposibilidad de inferir su identidad, para su estudio y potencial análisis ulterior.

El investigador principal del proyecto se compromete a que la confidencialidad de los datos que se puedan obtener en dicho proyecto será escrupulosamente observada, y que los datos personales de los sujetos participantes no serán conocidos por los investigadores del proyecto. En los casos que corresponda, éstos informarán al responsable médico o a los afectados si creen que algún resultado del proyecto podría ser de su interés.

El investigador principal del proyecto se compromete a no utilizar las muestras para otros estudios diferentes a los de este proyecto y a no traspasar las muestras a otros posibles proyectos o equipos de investigación.

Para todo lo no previsto en este documento, se aplicará la legislación vigente sobre protección de datos de carácter personal (Ley 41/2002, de 14 de noviembre, básica reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica, BOE 274 de 15 de noviembre de 2002; Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal; BOE 298 de 14 de diciembre de 1999; Real Decreto 1720/2007, de 21 de diciembre, por el que se aprueba el Reglamento de desarrollo de la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de protección de datos de carácter personal, BOE 17 de 19 de enero de 2008), sobre investigación biomédica (Ley 14/2007, de 3 de julio, de Investigación biomédica; BOE 159 de 4 de julio de 2007) y cualquier otra que resultara aplicable.

Si fuese necesario el almacenamiento de las muestras para análisis ulteriores, tal como recoge la Ley 41/2007, de 14 de noviembre, básica reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica (art. 9.3), el consentimiento escrito del paciente será necesario para cada una de las actuaciones que se lleven a cabo. Acción que podrá ser ejercitada por el paciente, por sus representantes, o por sus herederos si éste hubiera fallecido.

Los resultados del estudio pueden ser publicados en revistas científicas o publicaciones de carácter general. No obstante, la información concerniente a su participación será mantenida como confidencial.

Recibirá una copia de esta hoja de información y del consentimiento informado firmado por usted.

DECLARACIÓN DEL TUTOR LEGAL DEL SUJETO DE ESTUDIO

He sido informado por el personal relacionado con el proyecto mencionado:

- De las ventajas e inconvenientes de este procedimiento.
- Del fin para el que se utilizarán mis muestras.
- Que mis muestras serán proporcionadas de forma anónima a los investigadores del proyecto.
- Que en cualquier momento puedo solicitar información genérica sobre los estudios para los que se han utilizado mis muestras.
- Que he comprendido la información recibida y he podido formular todas las preguntas que he creído oportunas.

Usted tiene derecho de participar o no en la investigación y de retirar su consentimiento en cualquier momento. Como se menciona anteriormente, en ningún caso su decisión de no participar en el proyecto le supondrá una rebaja en la calidad asistencial por parte de su médico.

SE ME HA PROPORCIONADO COPIA DEL PRESENTE DOCUMENTO. ACEPTO PARTICIPAR EN ESTE ESTUDIO.

Nombre:..... Firma:

•.....**Declaración del profesional de salud médica de que ha informado debidamente al tutor legal del sujeto de estudio.**

Nombre:..... Firma:

ANEXO II: Aprobación de la Comisión de Bioética y Bioseguridad



**VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN,
TRANSFERENCIA E INNOVACIÓN**

Campus Universitario
Avda de Elvas s/nº
06071 BADAJOZ

Tel.: 924 28 93 05
Fax: 924 27 29 83

NºRegistro: 35/2015

**D^a M^a ANGELES TORMO GARCIA, SECRETARIA DE LA COMISION DE
BIOÉTICA Y BIOSEGURIDAD DE LA UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA.**

INFORMA: Que una vez evaluada por este Comité la solicitud de Proyecto de Tesis Doctoral, titulado “Caracterización neuromecánica de la marcha en la Parálisis Cerebral infantil como sistema de ayuda en la toma de decisiones y planificación terapéuticas dentro del abordaje rehabilitador“ cuyo investigador responsable es D/D^aJuan Francisco García Vazquez, ha decidido por unanimidad valorar positivamente el precitado proyecto por considerar que se ajusta a las normas éticas esenciales cumpliendo con la normativa vigente al efecto.

Y para que conste y surta los efectos oportunos firmo el presente informe en Badajoz a 4 de marzo de 2015..



VºBº

Fdo.: Fernando Henao
Presidente por delegación de
la Comisión de Bioética y
Bioseguridad.

