



**UNIVERSIDAD
DE
CÓRDOBA**

**DEPARTAMENTO DE ENFERMERÍA, FARMACOLOGÍA Y FISIOTERAPIA
PROGRAMA DE DOCTORADO EN BIOMEDICINA**

TESIS DOCTORAL

**EVALUACIÓN CLINIMÉTRICA DE LOS SENSORES
INERCIALES DE MOVIMIENTO DE LA COLUMNA
CERVICAL EN PACIENTES CON TRASTORNOS
MOTORES NEUROLÓGICOS PEDIÁTRICOS: VALIDEZ,
FIABILIDAD Y PATRONES DE COMPORTAMIENTO**

**CLINIMETRIC EVALUATION OF INERTIAL MOTION SENSORS OF THE
CERVICAL SPINE IN PATIENTS WITH PEDIATRIC NEUROLOGICAL
MOTOR DISORDERS: VALIDITY, RELIABILITY AND BEHAVIOR
PATTERNS**

Memoria presentada para optar al grado de Doctora en Biomedicina por

M.^a Cristina Carmona Pérez

Directores

Francisco Albuquerque Sendín

Daiana Priscila Rodrigues de Souza

Córdoba, junio de 2021

TITULO: *EVALUACIÓN CLINIMÉTRICA DE LOS SENSORES INERCIALES DE MOVIMIENTO DE LA COLUMNA CERVICAL EN PACIENTES CON TRASTORNOS MOTORES NEUROLOGICOS PEDIATRICOS: VALIDEZ, FIABILIDAD Y PATRONES DE COMPORTAMIENTO*

AUTOR: *María Cristina Carmona Pérez*

© Edita: UCOPress. 2021
Campus de Rabanales
Ctra. Nacional IV, Km. 396 A
14071 Córdoba

<https://www.uco.es/ucopress/index.php/es/>
ucopress@uco.es



TÍTULO DE LA TESIS: Evaluación clinimétrica de los sensores inerciales de movimiento de la columna cervical en pacientes con trastornos motores neurológicos pediátricos: validez, fiabilidad y patrones de comportamiento

DOCTORANDA: María Cristina Carmona Pérez

INFORME RAZONADO DEL/DE LOS DIRECTOR/ES DE LA TESIS

Los presentes trabajos de investigación, con los que la alumna pretende obtener el Grado de Doctora se han desarrollado con éxito. La evolución y el desarrollo de la Tesis han requerido el trabajo y la interrelación constante y dedicada entre fisioterapeutas, ingenieros y médicos, lo que ha permitido que la alumna haya cumplido todas las etapas previstas, que encajan en los requerimientos de una Tesis Doctoral.

Las publicaciones derivadas de la Tesis son de elevada calidad, destacando los dos artículos publicados en la revista Diagnostics, perteneciente al Q1 (Factor de impacto 3,110) de la categoría Medicine, General & Internal del Journal Citation Reports de la Web of Science:

- Carmona-Pérez, C.; Garrido-Castro, J.L.; Torres Vidal, F.; Alcaraz-Clariana, S.; García-Luque, L.; Albuquerque-Sendín, F.; Rodrigues-de-Souza, D.P. Concurrent Validity and Reliability of an Inertial Measurement Unit for the Assessment of Craniocervical Range of Motion in Subjects with Cerebral Palsy. Diagnostics 2020, 10, 80. <https://doi.org/10.3390/diagnostics10020080>.

- Carmona-Pérez, C.; Pérez-Ruiz, A.; Garrido-Castro, J.L.; Vidal, F.T.; Alcaraz-Clariana, S.; García-Luque, L.; Rodrigues-de-Souza, D.P.; Albuquerque-Sendín, F. Design, Validity, and Reliability of a New Test, Based on an Inertial Measurement Unit System, for Measuring Cervical Posture and Motor Control in Children with Cerebral Palsy. Diagnostics 2020, 10, 661. <https://doi.org/10.3390/diagnostics10090661>.

Además, la alumna ha publicado 8 comunicaciones a congresos, siendo 6 de ellos internacionales, con contenidos directamente derivados de la Tesis.

Por todo ello, se autoriza la presentación de la tesis doctoral.

Córdoba, 5 de Junio de 2021

Firma de los directores

ALBUQUERQUE
SENDIN FRANCISCO
- 70864306H

Firmado digitalmente por
ALBUQUERQUE SENDIN
FRANCISCO - 70864306H
Fecha: 2021.06.05
17:05:46 +02'00'

Fdo.: Francisco Albuquerque Sendín

RODRIGUES DE
SOUZA DAIANA
PRISCILA - 70972128Q

Firmado digitalmente por
RODRIGUES DE SOUZA
DAIANA PRISCILA - 70972128Q
Fecha: 2021.06.05 17:06:32
+02'00'

Fdo.: Daiana Priscila Rodrigues de Souza

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, querría agradeceréelo a mis dos directores de tesis, el Dr. Albuquerque Sendín y la Dra. Rodrigues de Souza, por su gran apoyo y confianza en mí, gracias por abrirme las puertas de la investigación y por alentarme a continuar y tener inquietudes a pesar de las adversidades y falta de tiempo; por la capacidad que han tenido de guiarme no solo en el desarrollo de esta tesis, sino en mi formación como investigadora. Dr. Albuquerque, gracias por su infinita paciencia, comprensión y por haberme facilitado los medios para llevar a cabo todas las actividades propuestas durante el desarrollo de esta tesis. Me siento muy afortunada y orgullosa de esta oportunidad, poder aprender de grandes maestros. Gracias.

Quiero expresar también mi agradecimiento al Dr. Juan Luis Garrido Castro, por su generosa e importante implicación en el desarrollo técnico de este proyecto, a Francisco Torres Vidal por su dedicación y tacto con los niños durante las mediciones. A todo el equipo de ingenieros, pues sin vuestra labor no hubiese sido posible esta investigación. Al personal del Servicio de Rehabilitación del Hospital Universitario Reina Sofía de Córdoba (Servicio andaluz de salud, España), y a la Unidad de recuperación neurológica CEDANE, por su apoyo durante la captación de muestra y la recogida de datos.

A todos los alumnos que han colaborado durante las mediciones a lo largo de estos años. Gracias a Alberto Pérez por su aportación. A mis compañeros del HURS que han facilitado el desarrollo de las mediciones, a las Locas de la tarde por animarme, escucharme y hacerme reír. A mis compañeras de la clínica, por apoyarme y participar en el trabajo y, en especial, a ti Vero, por dejarme hacer, por acompañarme siempre, por compartir todo desde hace muchos años y los que vendrán, gracias.

Gracias a mi familia por su apoyo incondicional, por su sacrificio en mis ausencias, por su aliento y cariño en los momentos de desánimo. A José María, mi amor y compañero en este viaje de vida, gracias por tu generosidad, por cuidarme y seguirme en mis andanzas que siempre terminan siendo tuyas. A mis hijos José María y Rodrigo, por ser el motor que me hace crecer, disfrutar y soñar cada día, os quiero. No puedo olvidarme de Cristian, nuestro ángel, gracias por regalarnos tu luz. A mi hermana, mi mejor amiga y quien mejor me conoce, escucha y entiende. A Elena, mi niña. A mi abuela, siempre estás conmigo. A mi madre y a Rafa, por su confianza en mí, por su esfuerzo para ayudarme a crecer, por dejarme volar, soñar y llegar a ser fisioterapeuta, mi sueño. Gracias por mostrarme la senda de los elefantes, cada día es una nueva oportunidad.

Gracias a todos los niños que han motivado y participado en este trabajo, también a sus familias, que han posibilitado realizar esta tesis. Sin ellos nada de esto hubiese sido posible.

Gracias de corazón a todos.

Esta Tesis ha sido desarrollada en el seno de un Proyecto de Investigación en Salud, financiado por el Consejería de Salud de la Junta de Andalucía, España, con código PI-0324-2017, del que M.^a Cristina Carmona Pérez ha sido colaboradora, a través de Unidad de recuperación neurológica CEDANE. El patrocinador de la financiación no tuvo ningún papel en el diseño del estudio, en la recopilación, análisis o interpretación de datos, en la redacción de los manuscritos y en la decisión de publicar los resultados.

ÍNDICE

| | |
|--|------------|
| RESUMEN/SUMMARY | 3 |
| LISTADO DE ABREVIATURAS | 11 |
| CAPÍTULO I: MARCO TEÓRICO..... | 15 |
| I. HISTORIA Y DEFINICIÓN DE LA PARÁLISIS CEREBRAL..... | 17 |
| II. INCIDENCIA Y PREVALENCIA EN LA PC..... | 18 |
| III. DIAGNÓSTICO Y CLASIFICACIÓN DE LA PC | 18 |
| IV. DESARROLLO PSICOMOTOR: CONTROL CEFÁLICO | 21 |
| V. EXAMEN CLÍNICO EN LA PC..... | 22 |
| VI. EVALUACIÓN INSTRUMENTAL DE LA DISCAPACIDAD EN LA PC..... | 26 |
| <i>VI. 1.Características de los sistemas de análisis de movimiento en la columna cervical.....</i> | <i>30</i> |
| <i>VI. 2.Aplicación de los IMU en patologías neurológicas</i> | <i>31</i> |
| <i>VI. 3.Aplicación de los IMU en la PC.....</i> | <i>31</i> |
| CAPÍTULO II: HIPÓTESIS Y OBJETIVOS | 33 |
| CAPÍTULO III: CONCURRENT VALIDITY AND RELIABILITY OF AN INERTIAL MEASUREMENT UNIT FOR THE ASSESSMENT OF CRANIOCERVICAL RANGE OF MOTION IN SUBJECTS WITH CEREBRAL PALSY ... | 37 |
| CAPÍTULO IV: DESIGN, VALIDITY, AND RELIABILITY OF A NEW TEST, BASED ON AN INERTIAL MEASUREMENT UNIT SYSTEM, FOR MEASURING CERVICAL POSTURE AND MOTOR CONTROL IN CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY..... | 71 |
| CONCLUSIONES..... | 105 |
| REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 111 |
| ANEXOS | 121 |
| <i>ANEXO 1.Versión Española de la Gross Motor Function Classification System (GMFCS)</i> | <i>123</i> |
| <i>ANEXO 2.Escala de Ashworth modificada</i> | <i>131</i> |
| <i>ANEXO 3.Versión Española de la Gross Motor Function Measure-88 (GMFM-88).....</i> | <i>133</i> |
| <i>ANEXO 4.Versión española del Pediatric Evaluation Disability Inventory (PEDI).....</i> | <i>139</i> |
| <i>ANEXO 5.Hoja informativa y consentimiento informado</i> | <i>145</i> |
| <i>ANEXO 6.Formulario de medición.....</i> | <i>149</i> |
| ÍNDICE DE CALIDAD DE LAS PUBLICACIONES | 161 |
| OTRA PRODUCCIÓN CIENTÍFICA DERIVADA DE LA TESIS | 165 |
| OTRA PRODUCCIÓN CIENTÍFICA DURANTE EL DOCTORADO | 169 |
| ACTIVIDADES FORMATIVAS VINCULADAS AL DOCTORADO | 173 |

RESUMEN/SUMMARY

RESUMEN

Para los profesionales sanitarios es de gran importancia la obtención de datos clínicos válidos y fiables, para establecer unos objetivos de tratamiento adecuados a las necesidades específicas de cada paciente y para poder valorar su efectividad. Los sensores inerciales de movimiento (IMU) representan un gran avance para medir la cinemática de los segmentos corporales, aplicable al ámbito sanitario, y muestran una buena fiabilidad en la medición del Rango de movimiento articular (ROM) en humanos y la columna cervical en adultos. Por otro lado, un problema común en la Parálisis Cerebral (PC) es la demora o déficit en el Control Cefálico (CC), considerado un hito motor básico, que condiciona el desarrollo y adquisición progresiva de los niveles motrices. Además, el CC se encarga de garantizar una adecuada y segura alimentación, así como, permitir desarrollar adaptaciones posturales para relacionarse, adaptarse al entorno y sus exigencias.

Así, esta tesis doctoral se propone como un estudio de las propiedades métricas, en términos de validez y fiabilidad, de los IMU, como herramienta de medida del ROM y el CC en sujetos con PC. Para ello, se analiza la movilidad cervical determinada sincrónicamente con el instrumento *Cervical Range of Motion* (CROM) y con IMU, así como se describe el diseño y desarrollo de una nueva prueba para la evaluación del ROM y el CC cervical en la población infantil con PC. En ambos casos, además del análisis de un grupo de sujetos con PC, se ha estudiado una muestra de sujetos control.

Frente a este contexto, en la primera publicación, se abordó como objetivo principal determinar las propiedades clinimétricas en términos de validez y fiabilidad de los IMU en la medición del ROM cervical en niños con PC. Para ello se diseñó un protocolo de evaluación, una hoja informativa junto con un consentimiento informado y un documento para el registro de los datos. Se emplearon un IMU y un dispositivo CROM de forma simultánea. El ROM cervical se midió mediante la realización de 3 repeticiones de cada movimiento cervical, que se reprodujeron pasados 5 minutos para valorar la fiabilidad intradía. De igual forma, la medición se repitió a los 3-5 días para la estimación de la fiabilidad interdías. Los datos se anotaron en la hoja de registro, se tomaron los valores máximos y se procedió a su análisis estadístico e interpretación. Con objeto de evaluar la validez concurrente se aplicó el coeficiente de correlación de Pearson, la prueba t pareada y se construyeron gráficos de Bland-Altman para cada ROM. Asimismo, para analizar la fiabilidad relativa se determinó calculando el Coeficiente de Correlación Intraclase (CCI) para la fiabilidad intra e interdía. Y, por último, para la fiabilidad absoluta se calculó el error estándar de medida (SEM) y el cambio mínimo detectable (MDC).

Por otra parte, herramientas como las escalas y pruebas que habitualmente se utilizan para la valoración funcional de los sujetos con PC, suelen ser subjetivas y en ocasiones difíciles de

aplicar en población infantil. Su desarrollo en la práctica asistencial también depende de la destreza y experiencia de cada examinador. Para tratar de ofrecer una herramienta, que potencialmente presente datos de calidad más objetivos, en un segundo artículo, se diseña una nueva prueba para determinar la postura cervical y su control motor en la población infantil con PC, basada en la tecnología inercial, con un enfoque de suficiente validez y fiabilidad para analizar el movimiento humano, con bajo coste económico, gran versatilidad, portabilidad y capacidad para adaptarse a la morfología corporal.

Primero se realizó una revisión de la literatura y dos pruebas de concepto, hasta lograr la versión final de la prueba. Posteriormente, se llevó a cabo un estudio de medición clínica que evaluó su validez de constructo y de contenido, así como la fiabilidad interdías. Durante el protocolo, se empleó una silla estable que se adaptó a las características antropométricas de cada individuo, una mesa y un ordenador. Fue utilizado un IMU colocado en la frente con una cinta flexible y ajustable. El sensor capturó los movimientos en los tres planos, mientras el sujeto observaba un vídeo durante 2 minutos. Para el registro y procesamiento de los datos brutos, se conectó vía bluetooth el sensor con la aplicación móvil iUCOTRACK ©. Se repitió la prueba a los 3-5 días, siguiendo el mismo protocolo, con objetivo de estudio de la fiabilidad. Para obtener un mejor *feed-back* de los datos obtenidos, además de las características del movimiento, en términos de longitud del desplazamiento, velocidad y aceleración, se diseñó una elipse con los movimientos cefálicos en los planos sagital y transversal, evaluando su área y sus dimensiones anteroposterior y lateral, como variables principales. Para evaluar el estado funcional de los niños con PC, se aplicó la GMFM-88 y la PEDI. La validez de constructo se estimó determinando la capacidad discriminante del nuevo test e identificando asociaciones entre las medidas funcionales y los resultados de la nueva prueba. Para ello, se aplicaron la prueba *t* de Student no pareada, una curva de características operativas del receptor (ROC, en sus siglas en inglés) y el test U de Mann-Whitney para comparar subgrupos de sujetos con PC. Para la validez concurrente en el grupo PC, se calculó el coeficiente de correlación de Pearson entre los datos sociodemográficos y los resultados obtenidos el primer día, y los dominios y puntuaciones totales de las escalas GMFM-88 y PEDI. Para la obtención de la fiabilidad relativa se determinó el CCI en el test-retest en ambos grupos. Y, por último, se evaluó la fiabilidad absoluta con el cálculo del SEM y el MDC.

Los resultados obtenidos en la primera publicación mostraron altas correlaciones entre el CROM y el IMU y en ambos grupos (PC y controles), salvo en el plano trasversal. Por otra parte, los gráficos de Bland-Altman indicaron un sesgo por debajo de 5° entre ambos sistemas de medición, menos en la rotación en el grupo PC que fue de 8,2°. Los CCI fueron superiores a 0,8 entre métodos y grupos. En la fiabilidad absoluta, el SEM obtuvo valores inferiores a 8,5° y el MDC valores superiores a 20° en el movimiento rotacional en la medición entredías.

En la segunda publicación, la nueva prueba para determinar la postura cervical y su control motor en niños con PC mostró una alta capacidad discriminante en el área de la elipse (Área Bajo la Curva = 0.8) y en ambas dimensiones. Las variables de la nueva prueba se asociaron de moderada a fuerte con las medidas funcionales. Los CCI fueron superiores a 0,8 para los individuos del grupo PC. El SEM para ambos grupos fue aceptablemente bajo, en los movimientos angulares por debajo de 4° para ambos grupos, y en las variables de la elipse fue mayor en el grupo PC. La gran variabilidad entre individuos reveló un MDC alto, principalmente en el grupo con PC.

Concluimos que los resultados obtenidos en ambas publicaciones sugieren que los IMU son válidos y fiables para medir el ROM, así como para evaluar la postura y el control motor de la columna cervical en los niños con PC. Si bien la aplicabilidad de los hallazgos, del protocolo y de la nueva prueba se limita a muestras y procedimientos similares. Por consiguiente, se plantea la necesidad de estudios futuros con el fin de estandarizar los procedimientos y determinar datos normativos del ROM cervical en diferentes poblaciones.

SUMMARY

For healthcare professionals, obtaining valid and reliable clinical data is of great importance in order to establish treatment goals suited to the individual needs of each patient and to be able to assess their effectiveness. Inertial motion sensors (IMU) represent a breakthrough in the measurement of the kinematics of body segments, applicable to the healthcare setting, and show good reliability in measuring joint range of motion (ROM) in humans and the cervical spine in adults. A common problem in Cerebral Palsy (CP) is the delay or deficit in head control (HC), considered a basic motor milestone, which conditions the development and progressive acquisition of motor levels. In addition, HC is responsible for ensuring adequate and safe feeding, as well as enabling the development of postural adaptations to interact with others and adapt to the environment and its demands.

Thus, this doctoral thesis proposes a study of the metric properties, in terms of validity and reliability, of the IMU, as a tool for measuring ROM and HC in subjects with CP. For this reason, it aims to analyze the cervical mobility determined synchronously with the Cervical Range of Motion (CROM) instrument and with IMU, in addition to describing the design and development of a new test for the evaluation of Range of Motion (ROM) and cervical HC in children with CP. In both cases, in addition to the analysis of a group of subjects with CP, a sample of control patients have been studied.

In this context, the main objective of the first publication was to determine the clinimetric properties in terms of validity and reliability of the IMU in the measurement of cervical ROM in children with CP. For this purpose an evaluation protocol was designed, together with an information sheet, an informed consent form and a form for data recording. The IMU and a CROM device were used simultaneously. Cervical ROM was measured by performing 3 repetitions of each cervical movement, which were reproduced after 5 minutes to assess intraday reliability. Similarly, the measurement procedure was repeated after 3-5 days to estimate inter-day reliability. The results were recorded on the recording sheet, the largest results were selected and were statistically analyzed and interpreted. In order to assess concurrent validity, the Pearson correlation coefficient, paired t-test and Bland-Altman plots were drawn for each ROM. Likewise, to analyze relative reliability, this was determined by calculating the Intraclass Correlation Coefficient (ICC) for intra- and inter-day reliability. Finally, for achieve absolute reliability, the standard error of measurement (SEM) and the minimum detectable change (MDC) were calculated.

In addition, tools such as scales and tests commonly used for the functional assessment of patients with CP are usually subjective and sometimes difficult to apply in children. Their development in healthcare practice also depends on the skill and experience of each examiner. In

order to provide a tool that shows more objective results, in a second scientific article, a new procedure has been designed to determine cervical posture and its motor control in children with CP, based on inertial technology, with an approach of sufficient validity and reliability to analyze human movement, with a low cost, great versatility, portability and capacity to adapt to body morphology.

First, a literature review and two proofs of concept were carried out to obtain the final version of the test. Subsequently, a clinical measurement study was performed to evaluate its construct and content efficacy, and its inter-day reliability. During the protocol, a fixed chair adapted to the anthropometric characteristics of each patient, a table, and a computer were used. Furthermore, an IMU was placed on the forehead with a flexible and adjustable strap.

The sensor captured movements in all three planes, while the subject watched a video for two minutes. For the registration and processing of raw data, the sensor was connected via bluetooth with the iUCOTRACK mobile app ©. The test was repeated at 3-5 days, following the same protocol, with the aim of studying reliability. To obtain a better feed-back of the data obtained, in addition to the characteristics of the movement, in terms of displacement length, speed and acceleration, an ellipse was designed with the head movements in the sagittal and transverse planes, evaluating its area and its anteroposterior and lateral dimensions, as main variables. To assess the functional status of children with CP GMFM-88 and PEDI were applied. Construct validity was estimated by determining the discriminant capacity of the new test and identifying associations between the functional measures and the results of the new test. For this purpose, the unpaired Student t-test, a receiver operating characteristic (ROC) and the Mann-Whitney U-test were applied to compare subgroups of subjects with CP. For concurrent validity in the CP group, the Pearson's correlation coefficient was calculated between the sociodemographic data and the results obtained on the first day, and the total domains and scores of the GMFM-88 and PEDI scales. To obtain the relative reliability, the ICC was determined in the test-retest in both groups. Finally, absolute reliability was assessed by calculating the SEM and the MDC.

The results obtained in the first publication showed high correlations between CROM and IMU and in both groups (CP and controls), except in the transverse plane. Furthermore, the Bland-Altman charts indicated a bias below 5 degrees between the two measurement systems, except for rotation in the CP group which was 8.2°. The ICC were higher than 0.8 between methods and groups. Regarding absolute reliability, the SEM achieved values less than 8.5 degrees and the MDC obtained values greater than 20° in rotational motion in the interday measurement.

In the second publication, the new test to determine cervical posture and motor control in children with CP showed a high discriminatory capacity in the ellipse area (Area Under the Curve

0.8) and in both dimensions. The variables of the new test were moderately to strongly associated with the functional measures. The ICCs were greater than 0.8 for individuals in the CP group. The SEM for both groups was acceptably low, in angular movements below 4° for both groups, whereas in the ellipse variables it was higher in the CP group. The great variability between individuals revealed a high MDC, mainly in the CP group.

In conclusion, the results obtained in both publications suggest that IMU is valid and reliable for measuring ROM, as well as for the assessment of the posture and motor control of the cervical spine in children with CP. However, the applicability of the findings, the protocol and these findings are limited to similar samples and procedures. Therefore, future studies are needed to standardize procedures and determine normative cervical ROM data in different populations.

LISTADO DE ABREVIATURAS

ABREVIATURAS

AUC: Área bajo la curva

CC: Control cefálico

CCI: Coeficiente de Correlación Intraclase

CIF: Clasificación Internacional de Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud.

CROM: Goniómetro cervical/*Cervical Range of Motion Instrument*

DPM: Desarrollo psicomotor

EAM: Escala de Ashworth modificada

GMFCS: Sistema de Clasificación de la Función Motora Gruesa /*Gross Motor Function Classification System*

GMFM: Medida de Función Motora Gruesa /*Gross Motor Functional Measure*

IMU: Sensor inercial de movimiento/*Inertial Measurement Unit*

MDC: Cambio mínimo detectable

OMS: Organización Mundial de la Salud.

PC: Parálisis cerebral

PEDI: Inventario para la Evaluación Pediátrica de la Discapacidad /*Pediatric Evaluation Disability Inventory*

ROM: Rango de movimiento articular/*Range of motion*

ROC: Característica Operativa del Receptor/*Receiver Operating Characteristic*

SEM: Error estándar de medida

SNC: Sistema Nervioso Central

CAPÍTULO I:
MARCO TEÓRICO

I. Historia y definición de la Parálisis cerebral

La Parálisis cerebral (PC) es un síndrome cuyo origen se encuentra en la lesión de la primera motoneurona del Sistema Nervioso Central (SNC), concretamente, en el cerebro, cerebelo o en el tronco cerebral. Quedan excluidos los trastornos motores de origen espinal, periférico, muscular y mecánico, así como el daño cerebral sobrevenido y/o progresivo. Dentro de la patología neurológica pediátrica es muy frecuente y se manifiesta antes de los 18 meses como una alteración permanente y no progresiva (1-3).

La PC es conocida desde el antiguo Egipto y la antigua Grecia, pero no es hasta mediados del siglo XIX cuando se empiezan a publicar artículos sobre las lesiones cerebrales y sus manifestaciones clínicas (4). El cirujano británico, Williams Little, es el primero en vincular la asfixia intraparto con una lesión permanente del SNC y su relación estrecha con la espasticidad, así como a otros problemas asociados como la epilepsia y trastornos conductuales. Fue tan importante su repercusión que se conocía a la PC como la "Enfermedad de Little". Hay otras grandes aportaciones, que aún permanecen vigentes, como es la del Dr. Osler, que indicó la primera clasificación según su distribución en relación a la neuropatología. También la del Dr. Freud, quien determinó su etiología (congénito, intraparto, postparto) (5,6). En 1900, el cirujano ortopédico Phelps comenzó a investigar con un tratamiento innovador para los niños con PC, dando lugar a la ortopedia moderna. Además tuvo otra contribución importante ya que publicó un artículo en el que dividía en 5 tipos la PC: espástica, atetosis, rigidez, temblor e incoordinación (ataxia) (2,4).

A partir de 1950, comenzó a surgir un gran interés por la PC, creándose asociaciones en Estados Unidos de América e Inglaterra, la *American Academy for Cerebral Palsy* y el *Little Club*, respectivamente, desarrollándose los primeros estudios epidemiológicos. Es en 1959 cuando Mackeith y Polani publican la primera definición consensuada: "la PC es un trastorno motor permanente pero no inmutable del movimiento y la postura, que aparece los primeros años de la vida y es debido a una interferencia no progresiva en el desarrollo del cerebro, que tiene lugar antes de que se complete el crecimiento del SNC" (7). A principios de los 90, diferentes reuniones de expertos acuerdan que se trata de un síndrome de gran heterogeneidad clínica, y en este sentido Mutch et al., en 1992, la definen bajo el término "paraguas" que engloba así a un grupo de síndromes motores no progresivos, secundarios a lesiones o anomalías en el cerebro en desarrollo" (2,4,5).

Finalmente, en 2004, en Bethesda, Estados Unidos, se celebró el "Taller Internacional para la Definición y la Clasificación de la PC" donde un grupo de expertos a nivel mundial acordaron que no es una enfermedad específica y la definieron como: "...un grupo de desórdenes permanentes del desarrollo del movimiento y postura (6), que causan limitación de la actividad;

y se atribuyen a alteraciones no progresivas que ocurren en el desarrollo del cerebro fetal o infantil en los 2-3 primeros años de vida; el trastorno motor se acompaña con frecuencia de alteraciones de la sensibilidad, cognición, comunicación, percepción, conducta, de crisis epilépticas y problemas musculoesqueléticos...”, limitando su participación y calidad de vida (2).

II. Incidencia y prevalencia en la PC

La PC es la causa de discapacidad motora más frecuente en la edad pediátrica y el principal motivo de discapacidad física grave. No tiene relación con el género, etnia ni condición social (6). Su incidencia es de 1 a 3 casos por cada 1.000 nacidos según la vigilancia de la PC en Europa (8,9), con una prevalencia de entre 3 a 4 casos en Estados Unidos (10). En España, aproximadamente se presentan unos 1.500 casos nuevos al año (11). La Encuesta sobre Discapacidades, Deficiencias y Estado de Salud, de 1999 estimó que, en España, el 0,14% de la población padecía PC, no encontrando datos recientes, como se pone de manifiesto en la última Encuesta Nacional sobre Discapacidad, autonomía personal y situaciones de dependencia realizada en 2008 (11).

En la actualidad, más del 90% de los niños con PC sobreviven hasta la edad adulta, incluso los casos con más compromiso funcional, lo que la convierte en un problema de Salud Pública a nivel mundial, al tratarse de un trastorno crónico, discapacitante, con gran repercusión e implicación médica, social, educacional y económica (2,6,12). A pesar de todo, son pocos los estudios que analizan sus efectos globales. Algunos ejemplos, como un estudio danés de 2009, consiguió cuantificar el coste económico de la PC, contemplando gastos de atención médica, costes de productividad y sociales, atribuyendo un gasto de por vida de 860.000€ en hombres y de 800.000€ en mujeres, sobre todo en la niñez, siendo el componente más importante el de la atención social (13). Otro estudio holandés, señala que los gastos en niños con PC severa suponen un coste anual de unos 40.265€ por niño (14). En España, un informe del presupuesto de gasto público de 2009 para personas dependientes, estima que los cuidados informales de las personas con PC alcanzan un coste de entre 410,6 a 863,0 millones de euros (15). Finalmente, en Estados Unidos, un estudio realizado en 2005, compara los gastos médicos que generan niños con PC y niños con PC con discapacidad intelectual, concluye que los gastos se triplican en los casos más severos, estimando un coste total de 41.664 \$ (16).

III. Diagnóstico y clasificación de la PC

El diagnóstico de la PC es fundamentalmente clínico. Se basa en dos pilares, como son, la historia clínica y la exploración física, esta última, englobando un examen físico detallado y la evaluación del desarrollo neuroevolutivo (2,17). Generalmente, se confirma alrededor de los 12-24 meses en países desarrollados, y en zonas con pocos recursos a los 5 años (18). Los primeros

signos o síntomas pueden ser una desviación o retraso en el desarrollo típico, que se resuelven de forma espontánea en los lactantes. La persistencia de reflejos primitivos, más allá de la cronología esperada, son un signo clínico concreto de PC. Su presencia, dificulta o impide la progresión del desarrollo neuromotor típico. En consecuencia, la no adquisición de ciertos hitos motores claves, como el control cefálico (CC) en el primer trimestre, puede ser un indicativo de PC (17,19). Las pruebas de neuroimagen, las evaluaciones neurológicas y del desarrollo neuroevolutivo, realizadas de forma estandarizada, pueden indicar hallazgos que muestren indicios o confirmen la existencia de PC de forma temprana (18). Su diagnóstico precoz es muy importante para iniciar una pronta intervención terapéutica, y optimizar la neuroplasticidad motora y cognitiva, así como para prevenir complicaciones secundarias y mejorar la calidad del cuidador (20).

La PC es extremadamente heterogénea tanto en su etiología, como en su clasificación. Con el objetivo de salvar dicha dificultad y poder manejar las distintas presentaciones, se han creado diversas estrategias para catalogarla (17–19,21), que son de utilidad tanto para el análisis clínico, como para el estudio poblacional (1,3).

La etiología o causa que la origina (12,17), permite clasificarla en:

- Prenatal: causa más frecuente en niños a término, por infecciones intrauterinas, malformaciones cerebrales, causas genéticas.
- Perinatal: asociado a prematuridad y bajo peso, shock neonatal, infecciones, trastornos metabólicos.
- Postnatal: responsables de <10% casos, por sepsis, meningitis, accidentes vasculares, traumatismos, ahogamiento, etc.

Según la región corporal afectada o topografía corporal (18), se describe como:

- Monoplejía: afectación de una sola extremidad. Es poco frecuente.
- Hemiplejía: afectación unilateral de un hemicuerpo. Alteración motora más evidente en la extremidad superior.
- Diplejía: afectación de las 4 extremidades con predominio de las extremidades inferiores (Descrita como Enfermedad de Little).
- Paraplejía: afectación de las extremidades inferiores.
- Triplejía: afectación de ambas extremidades inferiores y superiores. Es poco frecuente.
- Tetraplejía: afectación global de las 4 extremidades, con mayor o igual compromiso, así como del tronco.

La PC también puede clasificarse en función del tipo de trastorno del movimiento predominante (18,19,21,22), con manifestaciones clínicas como:

- Espástica: se genera cuando hay afectación de la corteza cerebral o la vía piramidal, representando el 70-80% de los casos. Cursa con hipertonía, aumento del reflejo miotático e hiperreflexia con disminución del movimiento voluntario. La postura y/o el movimiento son anormales, favoreciendo la aparición de contracturas y deformidades.
- Discinética: se produce por la lesión en los núcleos o ganglios basales y se presenta en el 10-20% de los casos. Se caracteriza por la presencia de movimientos involuntarios y cambios bruscos de tono muscular de hipertonía a hipotonía y persistencia de los reflejos arcaicos. A su vez se divide en coreo-atetosis (exceso de actividad e hipotonía) y distonía (disminución de la actividad e hipertonía).
- Atáxica: el cerebelo está afectado. Se manifiesta con hipotonía, incoordinación de los movimientos, mala coordinación muscular, temblor intencional, déficit del equilibrio y movimientos no precisos.
- Mixta: se encuentran dañados varias zonas cerebrales. Manifestándose de forma combinada, se denomina en función del trastorno motor dominante.

En función al grado de afectación motora, podemos clasificarla en:

- Leve: hallazgos físicos consistentes, pero sin limitación en las actividades cotidianas.
- Moderada: dificultades en las tareas diarias, necesidad de medios de asistencia o apoyo.
- Grave o profunda: moderada o gran limitación en las actividades diarias.

Según la repercusión funcional (23) y la capacidad de moverse, dentro del concepto de PC nos encontramos con diferentes alteraciones del tono, distintos compromisos motores y grado de afectación. Para dar respuesta a esta necesidad de estandarizar la severidad de la discapacidad para el movimiento, se creó la *Gross Motor Function Classification System (GMFCS)*, por Palisano et al., en 1997 (23), consagrándose en el ámbito internacional como un sistema válido y fiable con significación pronóstica (23,24). En 2007, fue revisada y extendida para ser aplicada hasta los 18 años (25) y traducida al español (26). Se basa en la capacidad que tiene el niño de autoiniciar el movimiento, con especial hincapié en la sedestación, las transferencias y el grado de movilidad. La GMFCS clasifica en 5 niveles la afectación motora, de menor a mayor gravedad en función de las características funcionales en actividades cotidianas (25). Cada nivel se describe como:

- *Nivel I*, marcha sin restricciones y limitación en las habilidades motoras avanzadas.
- *Nivel II*, marcha sin soporte ni ortesis, limitación para andar fuera de casa o en la comunidad.

- *Nivel III*, marcha con soporte u ortesis, limitación para andar fuera de casa y en la comunidad.
- *Nivel IV*, movilidad independiente bastante limitada.
- *Nivel V*, totalmente dependiente y automovilidad muy limitada.

El resumen de las características de cada nivel y la descripción de sus diferencias permite la elección del nivel más cercano a las características del niño (Anexo 1). El estudio de Palisano et al., reportó que la GMFCS posee una fiabilidad inter-evaluador con un coeficiente de correlación intraclase (CCI) de 0,93 y un coeficiente kappa de Cohen de 0,75 para las edades entre 2-12 años y de 0,55 para edades inferiores a 2 años (23,27).

IV. Desarrollo psicomotor: control cefálico

El desarrollo psicomotor (DPM) es un proceso continuo que abarca desde la concepción a la madurez. Mediante este proceso el niño adquiere habilidades en las distintas áreas del desarrollo: motora, manipulativa, lenguaje y social, permitiéndole de forma progresiva adaptarse al medio y ser independiente. Para alcanzar el control motor del cuerpo se han de lograr una secuencia de hitos motores que tienen una progresión cefalocaudal y próximo-distal. Para conseguirlo es necesario que el tono muscular se regule, que los reflejos primitivos desaparezcan, siguiendo su cronología, y que se desarrollen las reacciones de equilibrio y la actividad motora voluntaria. Finalmente, se alcanza la diferenciación del acto motor voluntario que sucede por la transformación progresiva de las respuestas globales a actos motores precisos e individuales (28).

El control cefálico (CC) es un hito motor esencial en el DPM dentro del primer trimestre, en el que el mal posicionamiento de la cabeza y la ausencia de su control motor pueden ser indicadores de una lesión en el SNC (29). El CC se define como la capacidad de mantener y recuperar rápidamente la verticalidad de la columna cervical ante una perturbación que la altere (30). La cabeza se considera el eje motor, debido a que su estabilización en el espacio proporciona referencias visuales y vestibulares al SNC, para que pueda disponer de un patrón estable en la vertical. Y además, resulta esencial para anticipar y adaptar el equilibrio, así como para adquirir el control postural dinámico (31,32). Con todo lo anteriormente expuesto, podemos afirmar que el CC es un requisito necesario para maximizar la funcionalidad global del niño desde su infancia (30).

Una característica frecuente en la PC es el déficit del CC y del tronco (30), con consecuencias que van más allá de las limitaciones de la función (33). De ahí que se observen asimetrías en la postura y en los movimientos, a causa de la presencia de un tono muscular anormal del cuello y del tronco (17). Si bien la cabeza es responsable de la orientación de los sentidos espaciales, y sus movimientos están influenciados por la información que le

proporcionan, no resulta inesperado que algunos de sus movimientos inusuales sean causantes de ciertas alteraciones de los sentidos espaciales, ya que se encuentran en una situación forzada (34). Además, su control y correcta alineación son primordiales para el adecuado posicionamiento de las estructuras orales (mandíbula, lengua y labios), condición necesaria para un proceso de deglución eficiente y seguro, al mismo tiempo que para disminuir los riesgos de sufrir aspiraciones de los alimentos (35). El CC también tiene una influencia importante sobre la actividad motriz (36). Su déficit perjudica e interfiere en la funcionalidad de las extremidades superiores, que se ve perturbada utilizando patrones de alcance más lentos, menos rectos y más agresivos, para la aproximación al objeto en comparación con niños y adultos sanos (37). Por último, se ha observado que existe una relación entre la calidad de los movimientos cefálicos en la PC y el riesgo de sufrir caídas (36).

Conocer la naturaleza de los problemas posturales, orienta sobre las necesidades específicas del paciente y ayuda en la elección y ajuste de la terapia individual (38). Con todo lo expuesto anteriormente, se puede afirmar que el CC en los niños con PC es un objetivo crucial de evaluación y tratamiento (33), puesto que la estabilidad de la cabeza en el espacio es esencial para el desarrollo del control postural durante el movimiento del cuerpo (31,32).

V. Examen clínico en la PC

Sarathy et al. (39), en su revisión sobre el examen clínico en los niños con PC, determina como ejes prioritarios, la historia clínica y el examen físico. En la primera, señala que se han de registrar datos como: los antecedentes de patologías asociadas, las intervenciones quirúrgicas, el control de fisioterapia, su capacidad funcional en diferentes entornos, como en la casa, la escuela y la comunidad. Por otra parte, resalta la importancia del examen físico y promulga que sea detallado y estandarizado, para una adecuada evaluación de los trastornos del movimiento en la PC. Asimismo, destaca la inclusión de las siguientes dimensiones en la exploración: la fuerza muscular, la espasticidad, el rango de movimientos articular, el control motor selectivo, el desarrollo de la función motora y el DPM (1,39).

La fuerza muscular es la cantidad de tensión que pueden generar los músculos ante una resistencia o carga. Es directamente proporcional a la función motora, y su valoración y cuantificación nos permite evaluar las intervenciones terapéuticas y optimizar los resultados funcionales (39). En los niños con PC es complicado evaluar la fuerza, al ser una capacidad que se encuentra alterada (39), manifestándose en el 70-80% de los casos con espasticidad (18). Hislop et al. (40) defienden que, en Fisioterapia, las pruebas musculares manuales son un instrumento para la evaluación de la fuerza muscular y que, a pesar de su subjetividad, son fiables y válidas para el uso clínico, aumentando su confiabilidad entre examinadores expertos y utilizando el mismo procedimiento (40). De hecho, el balance muscular analítico ha mostrado una fiabilidad

test-retest elevada con un CCI >0,81, según Kligels et al. (41). En esta escala, la fuerza muscular se valora mediante una gradación numérica, consistente en la evaluación de la contracción muscular frente a un requerimiento, otorgándole una puntuación de 0 a 5. A continuación se describe cada una de las puntuaciones.

0: ausencia de contracción.

1: contracción visible o palpación, pero sin movimiento activo.

2: movimiento activo sin vencer la gravedad ni la resistencia.

3: movimiento activo que vence la gravedad, pero no la resistencia.

4: movimiento activo en toda su amplitud, vence la gravedad y una resistencia moderada.

5: fuerza normal, movimiento activo que vence la gravedad y la resistencia (40).

Para la espasticidad, la definición más citada es la de Lance (42), que afirma: “La espasticidad es un trastorno motor caracterizado por un aumento dependiente de la velocidad de los reflejos tónicos de estiramiento (tono muscular), con los reflejos osteotendinosos exagerados, que resultan de la hiperexcitabilidad del reflejo de estiramiento y es uno de los componentes del síndrome de la motoneurona superior”. La espasticidad produce un desequilibrio funcional y estático que contribuye a limitar la movilidad articular (43).

Con el objetivo de valorar clínicamente la espasticidad, de forma rápida, sencilla y sin necesidad de instrumentación específica (44), se dispone de la Escala Ashworth Modificada (EAM), que se considera como el método cualitativo más extendido y de mayor consenso entre expertos, para la cuantificación de la hipertonia en cualquier articulación en la población con PC (45,46). Para la aplicación de la escala, el examinador debe movilizar de forma manual la articulación en la totalidad del rango articular posible y percibir la resistencia producida durante el estiramiento de un músculo ante su movimiento pasivo (44). Originalmente, puntuaba con valores ordinales con una gradación de 0 a 4 (46), si bien Bohannon et al. (45), añadió un nuevo ítem, con el fin de aumentar la sensibilidad en los grados inferiores. Así, dividió el grado 1 en dos subcategorías, en función de si la resistencia se producía al final del arco de movimiento o a la mitad (Anexo 2).

Son numerosos los estudios que evidencian la fiabilidad de la EAM como una herramienta de valoración de la espasticidad (46,47) con una fiabilidad inter-observador adecuada, en investigaciones centradas en la espasticidad del codo y la muñeca. De hecho, la fiabilidad aumenta si la extremidad tiene poco peso y cuanto más distal es el músculo. Con respecto a la fiabilidad intra-observador, se muestra variable en función de la articulación a valorar y la patología subyacente. Según el estudio de Mutlu et al. (46), que valora la fiabilidad entre la Escala Ashworth

y la EAM, la fiabilidad de la EAM inter-evaluadores es buena, con CCI entre 0,61-0,87, mostrando también, en el test-retest, una correlación buena, entre 0,36-0,83 intra-evaluador y sugiriendo que la experiencia y la repetición de las mediciones por un mismo fisioterapeuta puede no afectar a la fiabilidad (46). Van den Noort et al. (48), tras el consenso de comité de expertos europeos de 12 países, que alcanzó un acuerdo $\geq 75\%$, concluyen que debe usarse el término de hiperresistencia para describir el fenómeno de alteración de la respuesta neurofisiológica del músculo al estiramiento pasivo, en lugar de espasticidad o hipertonía, si bien esta terminología no está completamente extendida.

La evaluación del Rango de Movimiento articular/*Range of Motion* (ROM) de la columna cervical es particularmente difícil de evaluar con precisión, debido a la complejidad de sus estructuras anatómicas y los movimientos acoplados. En el entorno clínico, el ROM se cuantifica en los tres planos de movimiento, situando la flexión-extensión en el plano sagital, la inclinación lateral (izquierda-derecha) en el plano frontal y la rotación (izquierda-derecha) en el plano transversal. Generalmente se valora en ciclos completos o medios, es decir, el movimiento máximo del conjunto del plano o desde una posición neutra al recorrido máximo de uno de los movimientos (49).

El rango de movilidad normativo de la columna cervical en sujetos sanos pediátricos, teniendo en cuenta cada plano de movimiento sería, para la flexión-extensión de 60° - 90° , para la flexión lateral entre 40° - 60° y para la rotación entre los 60° - 90° (50). El ROM cervical en niños sanos parece ser mayor en comparación con adultos sanos en todos los planos de movimiento. En cambio, en los niños con PC se observan asimetrías en sus movimientos, asociado a la presencia de tono anormal en el cuello y tronco (17). También se observa este patrón en otras afecciones, como en cefaleas crónicas de origen cervical y en la tortícolis muscular congénita, lo que denota la importancia de la evaluación de la movilidad cervical en la población infantil (50).

La evaluación de la función motora es fundamental para la detección e intervención temprana en los niños con PC. Son diversos los instrumentos que se han diseñado para su valoración en esta población, entre los que se encuentran, la *Gross Motor Function Measure* (GMFM) y la *Pediatric Evaluation of Disability Inventory* (PEDI) que han demostrado ser clínicamente útiles y sensibles al cambio (51).

La GMFM fue diseñada por Russell en 1989 (24), como una escala específica para detectar cambios en la función motora gruesa en los niños con PC (24,51) a lo largo del tiempo, siendo la medida observacional que más se utiliza. Se ha empleado y validado en otras poblaciones pediátricas con patologías como déficit o trastornos cognitivos, osteogénesis imperfecta, traumatismo craneoencefálico y síndrome de Down. Además, ha sido traducida y validada transculturalmente en varios idiomas entre los que se encuentra el español (52-54),

alemán, coreano, tailandés (55). En la práctica clínica es considerada como la prueba de referencia para la evaluación de la función motora gruesa, al identificar la validez de constructo de otras escalas. Cuenta con varias versiones la completa con 88 ítems y la abreviada con 66 ítems, las cuales se declaran como fiables, válidas y sensibles al cambio (55).

La GMFM completa está compuesta por 88 ítems agrupados en cinco dimensiones distintas:

- La dimensión (A) decúbitos y volteos, con 17 ítems.
- La dimensión (B) sentado, con 20 ítems.
- La dimensión (C) gateando y de rodillas, con 14 ítems.
- La dimensión (D) de pie, con 13 ítems.
- La dimensión (E) andando, corriendo y saltando, con 24 ítems.

Cada ítem se puntúa según escala numérica de 0 a 3 puntos (0 = no inicia, 1 = inicia, 2 = alcanza parcialmente, 3 = completa). Todas las dimensiones tienen el mismo peso y se expresan como el porcentaje de la puntuación máxima para esa dimensión. La puntuación total se obtiene calculando la media de los porcentajes de las cinco dimensiones (52) (Anexo 3). Se utiliza en distintas situaciones clínicas e investigación para valorar la eficacia y los efectos de los tratamientos de fisioterapia, de la cirugía ortopédica y de la toxina botulínica, entre otras (51). Existe una considerable evidencia de su fiabilidad inter e intra-observador (56,57) con CCI que variaron entre 0,76-1,00, lo que sugiere su consistencia en la medición. A su vez, Russell et al. 2000 refieren en el test-retest un CCI de 0,99 (58).

El inventario para la evaluación pediátrica de la discapacidad (PEDI), fue creado por Haley et al. en 1992 (59), como un instrumento de evaluación clínica del contexto y actividades diarias del niño (60). Se estructura como una entrevista o informe para los cuidadores principales de los menores que sufren alguna discapacidad o enfermedad crónica (61), o también, puede cumplimentarse por parte del profesional por observación directa (59,61). Se emplea en edades comprendidas entre los 6 meses y 7 años y medio, pudiéndose aplicar en niños mayores y/o adolescentes (hasta 20 años), en los que sus habilidades funcionales están por debajo del rango de edad (62). Ha sido validada en diferentes lenguas entre las que se encuentra el español (61,63).

La PEDI se considera como el referente en la evaluación de la discapacidad en pediatría. Se aplica en diversas patologías, como en la PC, el daño cerebral, el síndrome Down, la espina bífida, la artrogriposis, la parálisis braquial obstétrica, la epilepsia y en el déficit cognitivo, entre otros (60,61). También para evaluar los resultados tras una intervención terapéutica con electroterapia, terapia acuática, hipoterapia, toxina botulínica y terapia Bobath (60). Está

compuesta por dos escalas, una relativa a las habilidades funcionales y otra que cuantifica el nivel de ayuda que presta el cuidador, así como las modificaciones del entorno y el equipamiento que precisa el menor (27,60,64) (Anexo 4). A continuación, se enumeran los dominios e ítems de cada una de las escalas:

- *Escala de habilidades funcionales*: el dominio de cuidado personal consta de 75 ítems, el dominio de movilidad tiene 59 ítems y el dominio de función social cuenta con 65 ítems.

- *Escala del cuidador*: el dominio de cuidado personal consta de 8 ítems, en el dominio de la movilidad tiene 7 ítems y en el de la función social hay 5 ítems.

Santamaría Vázquez et al. (64) refieren la gran relación entre la PEDI y la Clasificación Internacional de Funcionamiento de la Discapacidad y de la Salud (CIF), considerándola como un instrumento muy adecuado para la valoración de la funcionalidad y participación del niño con discapacidad (64). La escala original PEDI documentó un alfa de Cronbach de entre 0,98 y 0,99 mostrando una alta consistencia interna para cada uno de los dominios entre las escalas y unos CCI entre 0,88 y 0,98 en la fiabilidad inter-observador (59,63). En la versión española, obtiene excelentes datos con un alfa de Cronbach de 0,98 y una fiabilidad inter-observador con CCI entre 0,86 y 0,99 (27,63).

VI. Evaluación instrumental de la discapacidad en la PC

La evaluación de la discapacidad asociada a la PC es fundamental para determinar la magnitud de los déficits, definir las necesidades, establecer las terapias y evaluar sus beneficios. Siguiendo el modelo biopsicosocial, la discapacidad se entiende como la interacción de aspectos biológicos, psicológicos y sociales, como define la Organización Mundial de la Salud (OMS), con su modelo CIF (65,66). De hecho, la CIF promueve la obtención de datos objetivos, fiables y válidos para evaluar déficits de la fuerza muscular, del recorrido articular, del equilibrio y alteraciones funcionales, entre otras (59). Sin embargo, la mayoría de las herramientas para la valoración de la función motora son medidas subjetivas, que pueden condicionar los resultados y conclusiones, dependiendo del protocolo de evaluación o del examinador (67). Para los profesionales de la salud es crucial la obtención de información fiable sobre la cantidad y calidad de ROM cervical (68,69). Existen instrumentos para la medición del ROM en el ámbito clínico, como es el goniómetro cervical o *Cervical Range Of Motion Instrument* (CROM) (70), y en los últimos años, han emergido nuevas herramientas tecnológicas (65), que han demostrado superar a la metrología convencional, según afirman Li et al. (69). No obstante son necesarias más investigaciones con capacidad de validar estas nuevas herramientas en sujetos con diferentes tipos de alteraciones, en la práctica clínica (71) y en la población infantil (72).

Respecto al CROM, puede afirmarse que es una herramienta fiable, no invasiva de fácil manejo, que se utiliza exclusivamente para medir el ROM cervical en el entorno clínico (68). Precisa que el paciente permanezca en una postura estática controlada (70), lo que supone un requisito difícil en la población con PC, que comúnmente tienen un escaso control motor de la cabeza. El dispositivo CROM es estándar tanto para el uso en población adulta como en pediátrica, y no permite la regulación al perímetro y forma de la cabeza, requiriendo en los niños de adaptaciones por medio de espumas semirrígidas, para el correcto encaje del dispositivo en la cabeza. Consta de un marco de plástico colocado en la cabeza sobre la nariz y las orejas, asegurado con un velcro. Tiene dos inclinómetros independientes, uno para la evaluación del plano sagital (movimientos de flexión-extensión) y otro para el frontal (movimiento de inclinación lateral) unidos por el marco, que indican la posición de la cabeza con respecto a la línea de gravedad. En el plano horizontal (movimiento de rotación) hay una brújula removible que indica la posición de la cabeza con respecto a la posición de referencia (70) (Figura.1).



Figura 1. Dispositivo CROM (Fuente: producción propia)

Según Hole et al. (73), aplicando el CROM, la movilidad cervical disminuye con la edad en todos los planos de movimiento, pero no se ve afectada significativamente por el género. Los CCI para la fiabilidad intra-evaluador para los movimientos de flexión-extensión evaluados con el CROM es de 0,96, para la flexión lateral es de 0,96 y para la rotación es de 0,92. De igual forma, los CCI obtenidos en la fiabilidad inter-evaluadores son para la flexión-extensión de 0,88, para la flexión lateral 0,84 y para la rotación 0,92 (73).

Por otro lado, los sistemas de captura de movimiento permiten cuantificar y evaluar el movimiento mediante la recogida automática de posturas anatómicas. Existen dos modos principales de llevarlo a cabo, a través de los sistemas en línea y de los sistemas de video. En los sistemas en línea, se fijan marcas en el sujeto, bien pasivas o activas, que confieren señales hacia

el detector (cámara). Éste almacena la posición de las marcas, es decir, sus coordenadas “X” e “Y”. Los datos obtenidos son procesados posteriormente y se calculan los parámetros cinemáticos del movimiento en tiempo real. Este sistema presenta inconvenientes, como no mostrar de forma simultánea la imagen del sujeto en la cámara, tener problemas de reflexión en el suelo y las paredes, así como la necesidad de cableado en las marcas sobre el sujeto, lo que restringe su aplicación al laboratorio (71). Por su parte, los sistemas de video se basan en la grabación de secuencias de los movimientos con una o varias cámaras y su almacén en un ordenador (74). Los sujetos también suelen tener marcas en el cuerpo, con las que determinar la posición y el movimiento. Después, el examinador realiza la evaluación del movimiento con ayuda de métodos de procesamiento de imágenes, con lo que los datos tampoco se obtienen en tiempo real. Estos sistemas de análisis de movimiento mediante video reportan de manera objetiva los datos de movilidad, pero requieren de un laboratorio de análisis de movimiento que habitualmente tienen un alto coste y difícil acceso (69).

Una alternativa a estos sistemas son los sensores inerciales de movimiento/*Inertial Measurement Units* (IMU). Su aparición se remonta a 1920, donde se utilizaban en aplicaciones para la navegación y en dispositivos guiados automáticamente. Aquellos dispositivos eran pesados, de grandes dimensiones, con un alto gasto energético y económico, resultando difícil su empleo en otros campos. El primer modelo reducido fue presentado en 1979 por la Universidad de Stanford (EE.UU.), como Sensor Inercial Micromaquinado Electromagnético /*Microelectromechanical System* (MEMS) y, desde entonces, han ido evolucionado rápidamente hasta las generaciones actuales portátiles (71) de fácil manejo y colocación (69,75), con alta sensibilidad para medir tridimensionalmente el movimiento. Los IMU combinan varios elementos: los giroscopios, que miden las velocidades angulares alrededor de un sistema de coordenadas, los magnetómetros, que miden el campo magnético de la tierra, y los acelerómetros que miden la aceleración gravitacional y traslacional (68,76). En el mercado se pueden encontrar diversas marcas y modelos para el análisis de la movilidad dentro de la actividad clínica. Desde los más simples, que recogen datos cinemáticos, hasta los más complejos que añaden la medición de la actividad muscular durante el movimiento a través de electromiografía. Se pueden cargar en una base conectada directamente a un puerto USB y su batería puede permitir una autonomía de varias semanas. Disponen de una memoria donde pueden ser almacenados y transferidos los datos registrados, y, a través de Bluetooth, conectar a un dispositivo Android. Uno de estos sistemas se ha desarrollado en la Universidad de Córdoba, denominado iUCOTrack® software (69,77), que permite obtener la información en tiempo real de la orientación de los sensores en los 3 planos de movimiento. Estos sensores han de colocarse correctamente bajo un protocolo predeterminado, así como determinar sus ejes “X”, “Y” y “Z”, para establecer el calibrado y posición inicial o de partida para la medición del movimiento. Así, han de emparejarse el IMU con el dispositivo

Android y asignarle un puerto de comunicación. Se recogen los datos en cuartenios transformándose en valores de *roll* (ángulo de alabeo), *pitch* (elevación) y *yaw* (dirección), mostrando dichos valores en la gráfica de la interfaz del dispositivo móvil. De este modo, no precisan de registro manual por parte del evaluador (78). Una vez recogidos los datos, se almacenan en un archivo en formato *txt* ó *csv*, que permite posteriormente su análisis en Excel. En un estudio previo, Li et al. ya utilizaron esta tecnología para evaluar la movilidad cervical (69) y espinal en sujetos con patología (79), comparando los sistemas de captura de movimiento y los IMU, obteniendo estos últimos un CCI muy bueno (0,99) en el test-retest, y mostrando diferencias pequeñas en grados de movimiento (2-9°) (69).

Los IMU tienen como ventajas principales el no necesitar de referencias externas ni instalaciones especiales, lo que permite tener libertad en los gestos y movimientos corporales, además de tener un bajo consumo y fácil portabilidad (78), lo que les hace ser más accesibles y aplicables en la medición del movimiento humano (69,80). De hecho, la literatura confirma que los IMU permiten la medición objetiva de la orientación, movimiento, dirección y estado fisiológico del cuerpo durante su movimiento (81). Del mismo modo, aseguran su utilidad clínica en el ámbito de la rehabilitación, del deporte, en el diagnóstico de enfermedades y en la valoración de los efectos de los fármacos. En la actualidad, los IMU se emplean para evaluar la movilidad, identificar movimientos patológicos, caracterizar patologías, el reconocimiento de una actividad, la prevención y el manejo de las caídas, así como reforzar la terapia con *biofeedback* (81), lo que supone un nuevo paradigma en la evaluación y análisis del movimiento.



Figura 2. Sensor inercial de movimiento (Fuente: producción propia).

VI. 1. Características de los sistemas de análisis de movimiento en la columna cervical

Como ya se ha comentado, para medir el ROM cervical existen diferentes instrumentos, como los dispositivos mecánicos tradicionales entre los que se encuentra el goniómetro cervical CROM, que a pesar de ser utilizados en clínica y mostrar validez presentan algunos inconvenientes, como ralentizar la medición, o depender de la capacidad para mantener la postura estática durante la lectura del ROM, mientras el examinador anota manualmente los datos. Esto puede conllevar problemas en el registro y estar supeditado a la experiencia o destreza del evaluador para su obtención (82). Más recientemente, el uso de la tecnología inercial ha facilitado la captura del ROM de forma digital, a través de su tamaño y peso más reducidos, y de su colocación más cómoda en la región craneocervical (78). Todo ello minimiza o elimina las posibles alteraciones del movimiento natural, incluso durante su estudio en ambientes reales fuera del laboratorio, incluso a lo largo de un tiempo prolongado. De hecho, Walmsley et al. (68), en su revisión, sugieren que el gran potencial de los IMU reduce la distancia entre los sistemas de laboratorio y la metrología convencional (goniómetro) en la medición de los movimientos angulares de las articulaciones.

Los datos obtenidos por Anoro-Hervia et al. (78), sugieren que los sensores se pueden utilizar en clínica debido a su alto CCI intra e inter-evaluadores ($>0,80$) para todos los movimientos cervicales. Poitras et al. (83), indican en su revisión de las propiedades psicométricas de los IMU para cuantificar el movimiento articular, que la validez varía según la complejidad de la tarea realizada, así como de la articulación y el movimiento evaluado. Exponen que la evaluación con IMU en el complejo articular del cuello muestra mayor variabilidad en las mediciones del movimiento de rotación, por tanto, en el plano trasversal, presentando resultados peores de CCI ($<0,80$) con respecto a los movimientos de flexión y extensión. Esto puede ser debido a que la rotación de la columna cervical requiere de un equilibrio y CC constante para poder realizarla de forma homogénea, estando esta acción comprometida, como se ha mencionado anteriormente, en los niños con PC (33), lo que podría dificultar su uso en este plano. En sujetos sanos también se han reportado resultados bajos de fiabilidad en el plano rotacional, a pesar de utilizar movimientos simples, lo que pone de manifiesto el desafío que supone la evaluación de la movilidad que se produce en este plano. Por último, Poitras et al. expresan que los IMU son una herramienta válida para la evaluación del movimiento en todo el cuerpo, y que son necesarios más estudios sobre su fiabilidad sobre los mismos, así como estandarizar los procedimientos técnicos para la obtención de datos más precisos y sólidos (83).

VI. 2. Aplicación de los IMU en patologías neurológicas

Los IMU se han empleado para el estudio de diversos parámetros en patologías neurológicas en adultos, entre los que se encuentran artículos sobre la esclerosis múltiple y la evaluación del deterioro del equilibrio y la marcha antes de su evidente manifestación clínica (84,85). Respecto a la enfermedad de Parkinson, se ha empleado para identificar el temblor y su control postural (86), así como para valorar el grado de espasticidad en los accidentes cerebrovasculares. También se ha empleado con éxito en el estudio del desplazamiento del centro de gravedad en el control postural con objeto de medir el equilibrio (87,88). Asimismo, han sido aplicados en los traumatismos craneoencefálicos leves para cuantificar la influencia del equilibrio en su control postural (89).

Ya en la patología neurológica pediátrica, la mayoría de los estudios se han centrado en el análisis de la espasticidad en las extremidades inferiores (90,91) y en el análisis de parámetros de la marcha (92). Finalmente, en relación a la estimulación y análisis de la actividad, los IMU se han aplicado por medio de juegos interactivos (93) para el tratamiento de diferentes segmentos corporales, como en el tronco, los miembros superiores (94) y en la columna cervical (95).

VI. 3. Aplicación de los IMU en la PC

Aunque este apartado será desarrollado en profundidad en los artículos publicados que forman parte del cuerpo de esta tesis, es necesario hacer algunas anotaciones. En la población infantil con PC, es difícil encontrar literatura sobre el estudio del control de la cabeza en los niños con PC (33), y actualmente no hay datos suficientes sobre la validez del empleo de los IMU en esta población (75). Según el estudio de Raya et al. en 2011, la tecnología inercial reporta mejoras en la evaluación cuantitativa de los trastornos del movimiento, y proporcionan una base para la clasificación de los movimientos y posturas anormales de la cabeza (67).

Por otra parte, los IMU son capaces de distinguir tendencias diferentes entre niños con desarrollo típico de los que no presentan este esquema, caracterizando los diferentes patrones de movimiento (96). Según la revisión de Iosa et al. (97), los IMU están listos para formar parte habitual de la práctica clínica, pero se precisan más investigaciones en términos de validez y fiabilidad, y específicamente de los dispositivos que miden el rango de movimiento cervical (49). Determinar su eficacia en infantes con alteraciones (75), así como establecer protocolos estandarizados para su aplicación clínica (68) y la evaluación de sus propiedades psicométricas (81) es uno de los desafíos de este campo del conocimiento.

CAPÍTULO II:
HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

La causa principal de discapacidad en la infancia es la PC. Una alteración común en la PC es el déficit en el control motor de la cabeza. Éste es un requisito motor necesario para diversas funciones básicas, como una buena deglución (35), que permita la supervivencia natural de forma segura, o la correcta orientación de los sentidos, que reportan información esencial para permitir la adaptación al entorno (34), e, incluso, adquirir un DPM adecuado. En este contexto, el CC y sus carencias son un aspecto principal a valorar y tratar (30).

La OMS plantea la necesidad de evaluar la discapacidad con métodos objetivos. Así, la literatura apunta que los IMU son válidos y fiables para la evaluación del movimiento humano en diferentes campos, en sujetos sanos (80) y en diversas patologías en adultos (69), pero también coinciden diversos autores que es necesario realizar más estudios, para permitan determinar su validez y fiabilidad en la práctica clínica, no solo en adultos, sino también en la población pediátrica, en la que existe un menor grado de evidencia del uso de IMU en la evaluación del movimiento.

La herramienta CROM ha mostrado validez y fiabilidad en la medición del rango cervical en todos los movimientos, y se tiene como método de referencia en la evaluación del ROM (70). Sin embargo, la información sobre la validez y fiabilidad de los IMU para la medición del ROM cervical en la población infantil con PC es limitada (82), lo que sería deseable por su versatilidad y manejo de los datos. Por todo lo anteriormente expuesto, nos planteamos las siguientes hipótesis y objetivos de estudio.

1ª Hipótesis: la determinación del ROM cervical con IMU mostraría una buena validez concurrente y una buena fiabilidad intra e interdías, cuando comparada con el dispositivo CROM en sujetos con PC.

El objetivo general para este trabajo es evaluar la validez y la fiabilidad de los IMU en la evaluación del ROM cervical y el control motor en sujetos con PC.

Objetivos específicos:

1. Identificar la validez concurrente del IMU frente a la herramienta CROM para medir el movimiento cervical en pacientes pediátricos con PC.
2. Determinar la fiabilidad del IMU en la medición articular cervical en la población infantil con PC y sujetos sanos.
3. Determinar la aplicabilidad clínica del IMU en la población pediátrica con PC.
4. Detectar la adaptabilidad y tolerancia del IMU para la medición del ROM cervical en pacientes pediátricos con PC frente al CROM.

2º Hipótesis: el desarrollo de un nuevo instrumento cinemático, basado en IMU, es capaz de medir la postura cervical y su control motor en la población infantil con PC.

El objetivo general para este estudio es determinar si el desarrollo de una nueva prueba instrumental cinemática de medida, usando un dispositivo IMU, consigue evaluar la postura cervical y su control motor en la población infantil con PC.

Objetivos específicos:

1. Determinar la validez de constructo y concurrente de la prueba de determinación de la postura cervical y el control motor basada en IMU respecto a otras pruebas funcionales en sujetos con PC.
2. Conocer la fiabilidad relativa y absoluta interdías de la prueba de determinación de la postura cervical y el control motor basada en IMU en sujetos con PC y sanos.
3. Demostrar la aplicabilidad clínica de la prueba de determinación de la postura cervical y el control motor basada en IMU en sujetos con PC.




CAPÍTULO III:
CONCURRENT VALIDITY AND RELIABILITY
OF AN INERTIAL MEASUREMENT UNIT
FOR THE ASSESSMENT OF CRANIOCERVICAL
RANGE OF MOTION
IN SUBJECTS WITH CEREBRAL PALSY

Este capítulo es una versión adaptada del artículo aceptado el 30 de enero de 2020



Article

Concurrent Validity and Reliability of an Inertial Measurement Unit for the Assessment of Craniocervical Range of Motion in Subjects with Cerebral Palsy

Cristina Carmona-Pérez ^{1,2}, Juan Luis Garrido-Castro ^{3,4} , Francisco Torres Vidal ³, Sandra Alcaraz-Clariana ^{2,5}, Lourdes García-Luque ², Francisco Albuquerque-Sendín ^{4,5,*} 
and Daiana Priscila Rodrigues-de-Souza ^{5,†} 

- ¹ Centro de Recuperación Neurológica de Córdoba (CEDANE), 14005 Córdoba, Spain; mcarperes@yahoo.es
 - ² Doctoral Program in Biomedicine, University of Córdoba, 14004 Córdoba, Spain; m72alcls@uco.es (S.A.-C.); lgarcial05@hotmail.com (L.G.-L.)
 - ³ Department of Computer Science and Numerical Analysis, Rabanales Campus, University of Córdoba, 14071 Córdoba, Spain; cc0juanl@uco.es (J.L.G.-C.); frantorresvidal@gmail.com (F.T.V.)
 - ⁴ Maimonides Biomedical Research Institute of Cordoba (IMIBIC), 14004 Córdoba, Spain
 - ⁵ Physiotherapy Section, Faculty of Medicine and Nursing, University of Córdoba, 14004 Córdoba, Spain; drodrigues@uco.es
- * Correspondence: falburquerque@uco.es
† These authors contributed equally to this manuscript.

Received: 29 December 2019; Accepted: 30 January 2020; Published: 1 February 2020



Abstract: Objective: This study aimed to determine the validity and reliability of Inertial Measurement Units (IMUs) for the assessment of craniocervical range of motion (ROM) in patients with cerebral palsy (CP). Methods: twenty-three subjects with CP and 23 controls, aged between 4 and 14 years, were evaluated on two occasions, separated by 3 to 5 days. An IMU and a Cervical Range of Motion device (CROM) were used to assess craniocervical ROM in the three spatial planes. Validity was assessed by comparing IMU and CROM data using the Pearson correlation coefficient, the paired t-test and Bland–Altman plots. Intra-day and inter-day relative reliability were determined using the Intraclass Correlation Coefficient (ICC). The Standard Error of Measurement (SEM) and the Minimum Detectable Change at a 90% confidence level (MDC_{90}) were obtained for absolute reliability. Results: High correlations were detected between methods in both groups on the sagittal and frontal planes ($r > 0.9$), although this was reduced in the case of the transverse plane. Bland–Altman plots indicated bias below 5° , although for the range of cervical rotation in the CP group, this was 8.2° . The distance between the limits of agreement was over 23.5° in both groups, except for the range of flexion-extension in the control group. ICCs were higher than 0.8 for both comparisons and groups, except for inter-day comparisons of rotational range in the CP group. Absolute reliability showed high variability, with most SEM below 8.5° , although with worse inter-day results, mainly in CP subjects, with the MDC_{90} of rotational range achieving more than 20° . Conclusions: IMU application is highly correlated with CROM for the assessment of craniocervical movement in CP and healthy subjects; however, both methods are not interchangeable. The IMU error of measurement can be considered clinically acceptable; however, caution should be taken when this is used as a reference measure for interventions.

Keywords: inertial sensors; pediatric neurological disease; kinematics

Concurrent Validity and Reliability of an Inertial Measurement Unit for the Assessment of Craniocervical Range of Motion in Subjects with Cerebral Palsy

Cristina Carmona-Pérez ^{1,2}, Juan Luis Garrido-Castro ^{3,4}, Francisco Torres Vidal ³, Sandra Alcaraz-Clariana ^{2,5}, Lourdes García-Luque ², Francisco Albuquerque-Sendín ^{4,5, *, †}, and Daiana Priscila Rodrigues-de-Souza ^{5, †}

¹ Centro de Recuperación Neurológica Cedane (CEDANE), 14005 Córdoba, Spain; mcarperes@yahoo.es

² Doctoral Program in Biomedicine, University of Córdoba, 14004 Córdoba, Spain; m72alcls@uco.es (S.A.-C.); lgarcial05@hotmail.com (L.G.-L.). Department of Computer Science and Numerical Analysis, Rabanales Campus, University of Córdoba, 14071 Córdoba, Spain; cc0juanl@uco.es (J.L.G.-C.); frantorresvidal@gmail.com (F.T.V.)

³ Maimonides Biomedical Research Institute of Cordoba (IMIBIC), 14004 Córdoba, Spain

⁴ Physiotherapy Section, Faculty of Medicine and Nursing, University of Córdoba, 14004 Córdoba, Spain; drodrigues@uco.es

* Correspondence: falburquerque@uco.es

† These authors contributed equally to this manuscript.

Abstract: Objective: This study aimed to determine the validity and reliability of Inertial Measurement Units (IMUs) for the assessment of craniocervical range of motion (ROM) in patients with cerebral palsy (CP). Methods: twenty-three subjects with CP and 23 controls, aged between 4 and 14 years, were evaluated on two occasions, separated by 3 to 5 days. An IMU and a Cervical Range of Motion device (CROM) were used to assess craniocervical ROM in the three spatial planes. Validity was assessed by comparing IMU and CROM data using the Pearson correlation coefficient, the paired t-test and Bland–Altman plots. Intra-day and inter-day relative reliability were determined using the Intraclass Correlation Coefficient (ICC). The Standard Error of Measurement (SEM) and the Minimum Detectable Change at a 90% confidence level (MDC90) were obtained for absolute reliability. Results: High correlations were detected between methods in both groups on the sagittal and frontal planes ($r > 0.9$), although this was reduced in the case of the transverse plane. Bland–Altman plots indicated bias below 5° , although for the range of cervical rotation in the CP group, this was 8.2° . The distance between the limits of agreement was over 23.5° in both groups, except for the range of flexion-extension in the control group. ICCs were higher than 0.8 for both comparisons and groups, except for inter-day comparisons of rotational range in the CP group. Absolute reliability showed high variability, with most SEM below 8.5° , although with worse inter-day results, mainly in CP subjects, with the MDC90 of rotational range achieving more than 20° . Conclusions: IMU application is highly correlated with CROM for the assessment of craniocervical movement in CP and healthy subjects; however, both methods are not interchangeable. The IMU error of measurement can be considered clinically acceptable; however, caution should be taken when this is used as a reference measure for interventions.

Keywords: inertial sensors; pediatric neurological disease; kinematics

1. Introduction

Cerebral palsy (CP) comprises a group of disorders affecting the development of movement and posture, causing activity limitations, and is attributed to a non-progressive damage to the developing brain during the fetal period or in the first years of life [1]. According to the Surveillance of Cerebral Palsy in Europe, CP affects between 1 to 3 per 1000 live births [2,3], with a prevalence of 3 to 4 cases per 1000 among school-age children in the US [4]. Currently, CP is recognized as being the most common cause of serious permanent physical disability in childhood, although the prospect of survival in children with severe disability has increased in recent years. Cerebral palsy is associated with sensory deficits, cognitive deficits, communication and motor disabilities, behavioral problems, seizure disorders, pain and secondary musculoskeletal problems, with spastic paresis being one of the most common forms of presentation [5,6], affecting the magnitude of movement and motor control [7,8], including the craniocervical region. Thus, head movement

alterations can impair temporomandibular joint functions [9] and increase the risk of falls [10]. Furthermore, certain disorders affecting the senses can lead to unusual head movements and these alterations of the head movements can in turn further affect the senses [11,12]. In addition, it is suggested that the evaluation of motor disorders should not be centered only on posture, but also on the analysis of movement [13]. All of the above increases the need for valid and reliable methods to study cervical movement in patients with CP.

Most of the assessment methods in CP are based on subjective measures that classify motor participation based on functional abilities [14–16]; however, more advanced approaches are necessary in clinical settings and research [17]. Inertial Measurement Units (IMUs) have been known to benefit motion assessments due to their portability, ease-of-application, and low energy consumption, in contrast to other complex electromagnetic devices or video-based optoelectronic systems, which can only be used in laboratory settings [18]. In fact, IMUs represent a scientific advancement in the bio-healthcare sector, by measuring the kinematics of body segments, since these are adapted to each body region and use specific protocols that must be validated [18–20]. Good reliability results regarding optical motion capture have been described for the assessment of cervical and thoracolumbar range of motion (ROM) [21,22]. Their use in neurological diseases includes balance assessments in multiple sclerosis [23,24], Parkinsonian tremor [25,26], or range of motion (ROM) in stroke [27]. Nevertheless, further studies are necessary to confirm the clinical and predictive importance of measurements with IMUs [13,23]. Additionally, future research is required to support this validity with other tools [28] in pediatric pathologies [18,29]. To date, in children with CP, spasticity in lower limbs has been studied, obtaining satisfactory results in terms of precision and reliability, superior to other alternatives, such as goniometry [28], and gait analysis [30].

Thus, the aim of this study was to determine the clinimetric characteristics of IMU, in terms of validity and reliability, for the assessment of cervical ROM in patients with CP. In addition, we sought to establish error threshold values and minimum detectable difference with IMU in the assessment of the cervical spine in patients with CP, in order to determine clinical effect. We hypothesized that IMU would show good concurrent validity with cervical range of motion device (CROM) and that the determination of ROM using IMU would reveal good intra- and inter-day reliability.

2. Materials and Methods

2.1. Subjects

A clinical measurement study assessing validity and reliability was designed using a two-stage repeated measures design. Patients with CP were recruited using non-probabilistic sampling

of consecutive cases from the private Neurological Recovery Center of Córdoba (CEDANE) and the Rehabilitation Service of the Reina Sofía University Hospital of Córdoba (Andalusian Health Service), in Spain. The inclusion criteria were: male and female subjects aged between 4 and 14 years old; diagnosed with CP and poor head control; with the necessary cognitive and behavioral skills required for understanding tasks and following simple instructions for active participation in the study; Gross Motor Function Classification System (GMFCS) levels I-IV; medically stable. In addition, to ensure active movement against gravity, all subjects had to achieve, at least, a level of 3 in the Manual Muscle Test of cervical muscles [31,32]. The exclusion criteria were: aggressive or self-injurious behavior; involuntary or uncontrollable movements of the head; orthopedic surgery at least 1 year before the evaluation or 6 months from the administration of botulinum toxin; anti-spasticity medications at the time of the assessment; severe tactile hypersensitivity that hinders body alignment; severe visual limitations; bone deformities or contractures that prevent assessment; history of uncontrolled pain; participation in another biomedical research (and/or patients in a period of exclusion).

Control subjects were also selected for this study. These were subjects with no neurological or other impairments, matched for gender and age (± 2 years). They were recruited from the Hospital and the University, as well as via the researchers' personal contacts.

The parents or caregivers of all study subjects gave their informed consent in accordance with the tenets of the Declaration of Helsinki for inclusion before they participated in the study. The protocol was approved by the Ethics Committee of Reina Sofía University Hospital (act nº270, reference 3680, 6 November 2017 approved).

The sample size required to test the concurrent validity between the IMU and CROM was based on a bilateral Pearson's correlation coefficient, assuming an expected correlation of $r \geq 0.60$, a level of significance of 5%, and 90% power. Thus, we determined that at least 21 subjects were necessary in each group. In addition, based on previous studies [33–35], and considering an intraclass correlation coefficient (ICC) of 0.8, an accuracy of 0.23 and a level of significance of 5%, the estimated sample should comprise, at least 22 subjects (Tamaño de la muestra 1.1[®] software, Bogotá, Colombia). Due to the short follow-up period, no data loss was expected.

2.2. IMU Assessment

An IMU Shimmer3[®] sensor (Dublin, Ireland) was located on the patient's forehead, attached to the head using a flexible and adjustable strap (Figure 1A). Orientation in the three planes of movement was obtained by a sensor at 50 Hz, connected to an android mobile phone using iUCOTrack[©] (Córdoba, Spain) [21,22] a software program for the acquisition and processing of the raw data obtained by the sensor, producing kinematic results. The patient performed three

movements in each of the three spatial planes (flexion and extension in the sagittal plane, left and right rotation in the transverse plane, left and right lateroflexion in the frontal plane), recording the maximum values of each movement. The ICC among the three repetitions of each movement was over 0.8 in all cases.



Figure 1. Devices and procedure of assessment. (A) Inertial Measurement Unit (IMU) Shimmer3[®] (Dublin, Ireland); (B) Cervical Range of Motion (CROM) 3[®] device (Lindstrom, Minnesota, USA); (C) positioning of IMU and CROM to assess craniocervical range of motion (first assessment on the first day); (D) positioning of IMU to assess craniocervical range of motion (second assessment on the first day, and assessment on the second day).

2.3. CROM Assessment

The Cervical Range of Motion (CROM 3[®], Lindstrom, Minnesota, USA) device was used for the goniometry assessment, together with the IMU. This device has three spheres (2 inclinometers and a compass) to determine the ROM in the three spatial planes (Figure 1B). Its validity and reliability have been proven in cervical functional assessments for all movements [36,37]. The CROM cannot be adapted to fit different head sizes. Thus, semi-rigid foams were used to adjust the CROM to the children's heads and to prevent any movement. As the CROM was

applied together with IMU, three repetitions of each movement were also performed, for which the ICC of the three repetitions was over 0.75 in all cases.

2.4. Muscle Tone Assessment

Due to the influence of spasticity in ROM, muscle tone was assessed for flexor, extensor, and sternocleidomastoid muscles of CP subjects, using the Modified Ashworth Scale (MAS) [38,39]. This scale is widely used and easy to administrate, with moderate to good reliability in CP [40].

The MAS scale is scored as follows:

0: No increase in muscle tone.

1: Slight increase in muscle tone, manifested by a catch and release, or by minimal resistance at the end of the range of motion when the affected part(s) is moved in flexion or extension.

1+: Slight increase in muscle tone, manifested by a catch, followed by minimal resistance throughout the remainder (less than half) of the ROM.

2: More marked increase in muscle tone through most of the ROM, but affected part(s) easily moved.

3: Considerable increase in muscle tone, passive movement difficult.

4: Affected part(s) rigid in flexion or extension.

2.5. Procedures

The general recommendations for assessments in this patient profile were applied, meaning that evaluation and treatment strategies must include relatives or caregivers who are functionally involved and part of the daily relationship (relatives/caregiver/child) [41,42].

The evaluations were performed in a quiet room, with no other people present besides the subject, assessors, and relatives/caregiver. All people stood behind the study subject, except for the assessor, who read the CROM values. A non-swivel chair was used, adapted to the anthropometric characteristics of each subject, who were seated in a standardized manner, and secured with straps when necessary. Specific instructions were given to the subject for the performance of each movement, as follows: for flexion, “first, tuck in your chin, then move your head forward and down as far as possible”; for extension, “first, raise your chin, then move your head backward, looking up as far as possible until limited by tightness or discomfort”; for rotation in each direction, “turn

your head, gazing at an imaginary horizontal line on the wall, as far as possible”; for lateral flexion in each direction, “stare straight ahead and side-bend your neck by moving your ear toward your shoulder as far as possible”. To avoid thoracic movement, the instructions were, “do not move your shoulders or change the amount of pressure applied to the backrest of your chair” [37]. Manual stabilization was provided during each movement to avoid movements other than those requested and to control for any proprioceptive or other sensorimotor problems that could occur during the static posture or the performance of the movements, when necessary. To control for the appearance of resistance to movement due to spasticity, an assessor performed stretches of the muscle, repositioning the joint in the position where the resistance appeared. Subsequently, a second examiner annotated the CROM values [43].

The Wong–Baker facial pain scale [44] was applied to assess whether patients suffered from pain throughout the evaluations. Its results were applied to interrupt the patient’s participation in the study.

The two movements in each spatial plane were added to obtain the ROM in each plane (flexion-extension range: flexion plus extension; rotational range: right rotation plus left rotation; side-bending range: right lateral flexion plus left lateral flexion). The use of the ROM in each plane has been described as an advantage to assess cervical movement due the possible discrepancies in determining the neutral position when half movements are assessed [45].

Data were collected on two different occasions, separated 3 to 5 days. On the first day, measurements were applied twice, separated by 5 min, without changing the position of the subject. On the first evaluation, both IMU and CROM were applied, to compare results between both devices, and on the second evaluation only IMU was used, for intra-day reliability purposes. The IMU assessment was repeated 3–5 days later, to analyze inter-day reliability (Figure 1C and D).

The assessor was blinded to the previous measures at the time of the new trial [18]. All intra-day and inter-day tests were performed by the same assessor, a physiotherapist with more than 15 years of experience in the evaluation of patients with CP.

2.6. Statistical Analysis

Frequencies and percentages were used to describe categorical variables. The arithmetic mean, standard deviation and 95% confidence intervals (95% CI) were used for quantitative variables, once normality and homoscedasticity were tested (Shapiro-Wilk and Levene’s tests, $p > 0.05$).

Spearman’s rho correlation coefficient (r_s) was used to identify associations between cervical muscle tone and ROM, assessed with the CROM and IMU. Correlation coefficient values

were considered poor when values were below 0.20, fair for values between 0.21 to 0.50, moderate from 0.51 to 0.70, very strong from 0.71 to 0.90, and almost perfect from 0.91 to 1.00 [46]. To identify possible specific characteristics in craniocervical ROM of CP, IMU, and CROM data from each assessment and spatial plane were compared between groups by unpaired t-tests.

2.6.1. Concurrent Validity Analysis

To assess concurrent validity, the Pearson's correlation coefficient (r) was applied for data obtained by IMU and CROM when applied together, that is, during the first assessment on the first day, with the same interpretation based on the Spearman rho [46]. The paired t-test was also used to analyze the differences between the means of both methods in each spatial plane ROM. In addition, Bland-Altman plots were constructed for each ROM [47,48]. The mean bias, defined as the average of the differences between both methods of measurement, was determined, together with limits of agreement (LoA), providing an estimate of the interval where 95% of the differences between both methods lie, and defined as the bias ± 1.96 standard deviations of differences.

2.6.2. Reliability Analysis

The relative reliability of the measurements of each ROM evaluated with the IMU was determined by calculating ICC for intra-day and inter-day reliability (ICC2,1) [49]. The intra-day reliability was calculated based on the assessments performed on the first day, and the inter-day reliability was estimated between the first assessment on the first day and the assessment performed on the second day. For all analyzes, ICC values were considered poor when values were below 0.20, reasonable from 0.21 to 0.40, moderate from 0.41 to 0.60, good from 0.61 to 0.80, and very good from 0.81 to 1.00 [34].

The absolute reliability was determined by calculating the SEM and the Minimum Detectable Change at 90% confidence level (MDC_{90}) for each movement:

$$SEM = SD_{pooled} \times \sqrt{1-ICC},$$

where SD_{pooled} is the standard deviation of the scores from all subjects;

$$MDC_{90} = SEM \times \sqrt{2} \times 1.64.$$

The SEM provides a value for the random measurement error in the same unit as the measurement itself quantifies the variability within the subject and reflects the amount of measurement error for any given test (intra-day reliability) and for any test occasion (inter-day reliability) [50,51]. The MDC is an estimate of the smallest amount of change between separate

measures that can be objectively detected as a true change outside the measurement error [50,52], and the MDC_{90} is frequently used to identify the effectiveness of an intervention [33].

For a better control of type I error risk, due to the repeated comparison among CROM and IMU data, a two-way ANOVA, with Evaluation (CROM; IMU first assessment on the first day; IMU second assessment on the first day; IMU assessment on the second day) as the within-subject factor, and Group (CP group; control group) as the between-subjects factor, was performed for each spatial plane ROM. The evaluation-by-group interaction and both factors were of interest. Should the interaction or any of both factors reveal significance, the Bonferroni's post-hoc test was used to verify whether a difference existed between the groups and/or within groups (view Supplementary Material, Table S1).

All hypothesis tests were bilateral and considered significant if p was less than 0.05. The data were managed and analyzed with IBM-SPSS®, version 25 (Armonk, New York, USA).

3. Results

The present study consisted of 46 participants (CP group: $n = 23$; Control group: $n = 23$), 61% of whom ($n = 28$) were female. Their average age was 8.9 years with a standard deviation of 3.2 years. The GMFCS showed that 47.8% of the CP subjects were classified as level I, 17.4% as level II, 4.4% as level III, and 30.4% as level IV. No patient showed a value of 2 or more in any muscle and over 30% of CP subjects had no impairment in muscle tone, according to the MAS. This means that muscle tone suffered, at most, a slight increase in the CP subjects. No study subjects suffered pain or other difficulties when undergoing the complete evaluation. Other basic descriptive characteristics of the groups are given in Table 1.

Table 1. Demographics and clinical characteristics of the subjects.

| | CP group (n = 23) | Control group (n = 23) | p-value |
|--|---|------------------------|---------|
| Age (years) | 9.2 (3.2) | 8.7 (3.3) | 0.594 |
| Sex (women/men) | 14/9 | 14/9 | |
| Weight (kg) | 28.3 (12.7) | 34.6 (16.8) | 0.161 |
| Height (m) | 1.32 (0.20) | 1.36 (0.20) | 0.503 |
| BMI (kg/m ²) | 15.5 (3.4) | 17.5 (3.5) | 0.049* |
| GMFCS level (frequency) | I: 11; II: 4; III: 1; IV: 7 | - | - |
| Flexor muscles tone level (frequency) | 0: 10; 1: 7; 1+: 6 | - | - |
| Extensor muscles tone level (frequency) | 0: 10; 1: 7; 1+: 6 | - | - |
| Right sternocleidomastoid muscles tone level (frequency) | 0: 9; 1: 8; 1+: 6 | - | - |
| Left sternocleidomastoid muscles tone level (frequency) | 0: 9; 1: 8; 1+: 6 | - | - |

Quantitative data are expressed as mean (standard deviation). Abbreviations: GMFCS, Gross Motor Function Classification System; BMI, body mass index. * indicates $p < 0.05$.

The correlation analysis between MAS and ROM, assessed by the CROM and the IMU, showed a common trend, with flexor, extensor, and sternocleidomastoid muscles of CP subjects significantly and negatively correlated with rotational ROM (in all cases: the higher the muscle tone, the lower the ROM). Thus, the tone of flexor and extensor muscles correlated with: CROM: $r_s = -0.504$; IMU first assessment on the first day: $r_s = -0.510$; IMU second assessment on the first day: $r_s = -0.483$; IMU assessment on the second day: $r_s = -0.412$. Right and left sternocleidomastoid muscle tone correlated with: CROM: $r_s = -0.433$; IMU first assessment on the first day: $r_s = -0.437$; IMU second assessment on the first day: $r_s = -0.420$; IMU assessment on the second day: $r_s = -0.410$. No correlation was identified in the planes of flexion-extension and side-bending.

No differences were detected between CP subjects and controls in each ROM for any of the assessments, regardless of the method of measurement ($p > 0.05$).

Additionally, as reported in Table S1, the two-way ANOVA of the ROM of the three spatial planes showed a consistent pattern, with neither evaluation-by-group interaction nor Group factor significance, although the Evaluation factor detected statistical differences ($p \leq 0.02$). The post-hoc analysis of the Evaluation factor showed differences between CROM and the IMU assessments, with no differences among the three IMU assessments. The only exception to this pattern was the post-hoc analysis of the Evaluation factor concerning the rotational plane ROM, with statistical differences, exclusively, between the CROM and IMU assessments on the second day.

3.1. Concurrent Validity

The measurements obtained by the first IMU assessment on the first day correlated highly with the measurements of the CROM for flexion-extension and side-bending ranges in both groups ($r > 0.9$), although rotation range correlations were smaller ($0.6 < r < 0.8$). Significant differences between both methods were observed in all ROMs, with the exception of the rotational range in the control group (Table 2). The Bland–Altman plots (Figures 2 and 3) indicated bias below 5° between both measurement systems for craniocervical ROMs, except for the rotation range of the CP group (mean bias: 8.2°). Nevertheless, the distance between LoAs for all ROMs and both groups were over 23.5° , with the exception of flexion-extension range in the control group (distance between LoAs: 12.1°). Finally, some outliers were found on the Bland–Altman plots of the CP group.

Table 2. Concurrent validity between the first IMU assessment performed on the first day of measurements and CROM by groups.

| Spatial Plane | IMU First Assessment on the First Day (Standard Deviation) | CROM Assessment (Standard Deviation) | Pearson r (<i>p</i> -Value) | Student's t- test (<i>p</i> -Value) |
|--------------------------------------|--|--|---------------------------------|--|
| CP group (<i>n</i> = 23) | | | | |
| Flexion- Extension | 133.3 (24.6) | 129.0 (22.4) | 0.969 (<0.001) | -3.333 (0.003) |
| Rotational | 153.5 (19.9) | 145.3 (14.7) | 0.601 (0.003) | -2.396 (0.026) |
| Side-bending | 91.3 (25.7) | 96.1 (23.3) | 0.916 (<0.001) | 2.236 (0.036) |
| Control group (<i>n</i> = 23) | | | | |
| Flexion- Extension | 137.0 (24.5) | 133.3 (23.9) | 0.992 (<0.001) | -5.771 (<0.001) |
| Rotational | 147.0 (19.0) | 146.1 (16.1) | 0.786 (<0.001) | -0.371 (0.714) |
| Side-bending | 90.7 (17.5) | 94.9 (18.9) | 0.949 (<0.001) | 3.413 (0.002) |

Abbreviations: IMU, Inertial Measurement Unit; CROM, Cervical Range of Motion; CI, confidence interval; CP, cerebral palsy. Evaluation data are expressed in degrees.

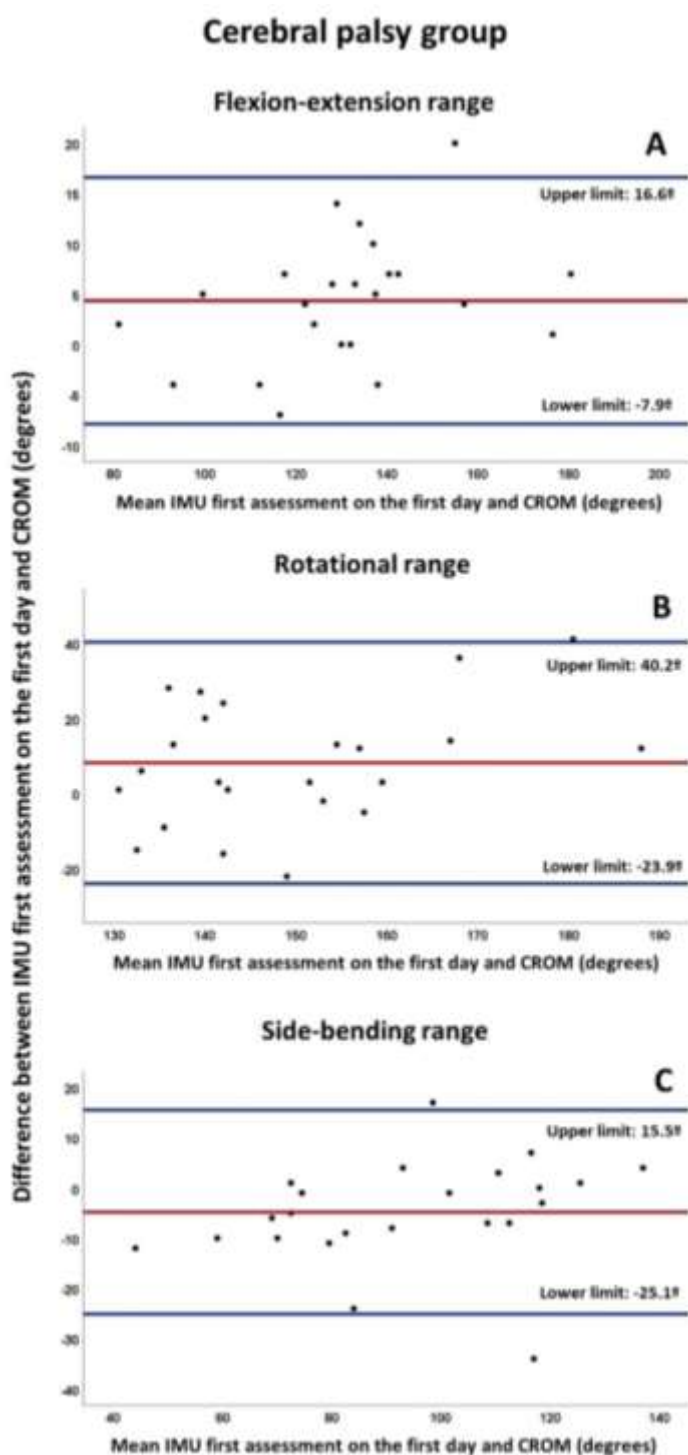


Figure 2. Bland–Altman plots for craniocervical ranges of CP group measured by IMU first assessment on the first day and the CROM in (A) flexion-extension range, (B) rotational range, (C) side-bending range. The red line indicates the mean bias, whereas the blue lines refers to its upper and lower limits (mean \pm 1.96 standard deviation). All plots were developed as follows: the Y axis corresponds to the differences between the paired values of both methods (IMU-CROM), whereas the X axis represents the respective value of the average of both (IMU + CROM / 2).

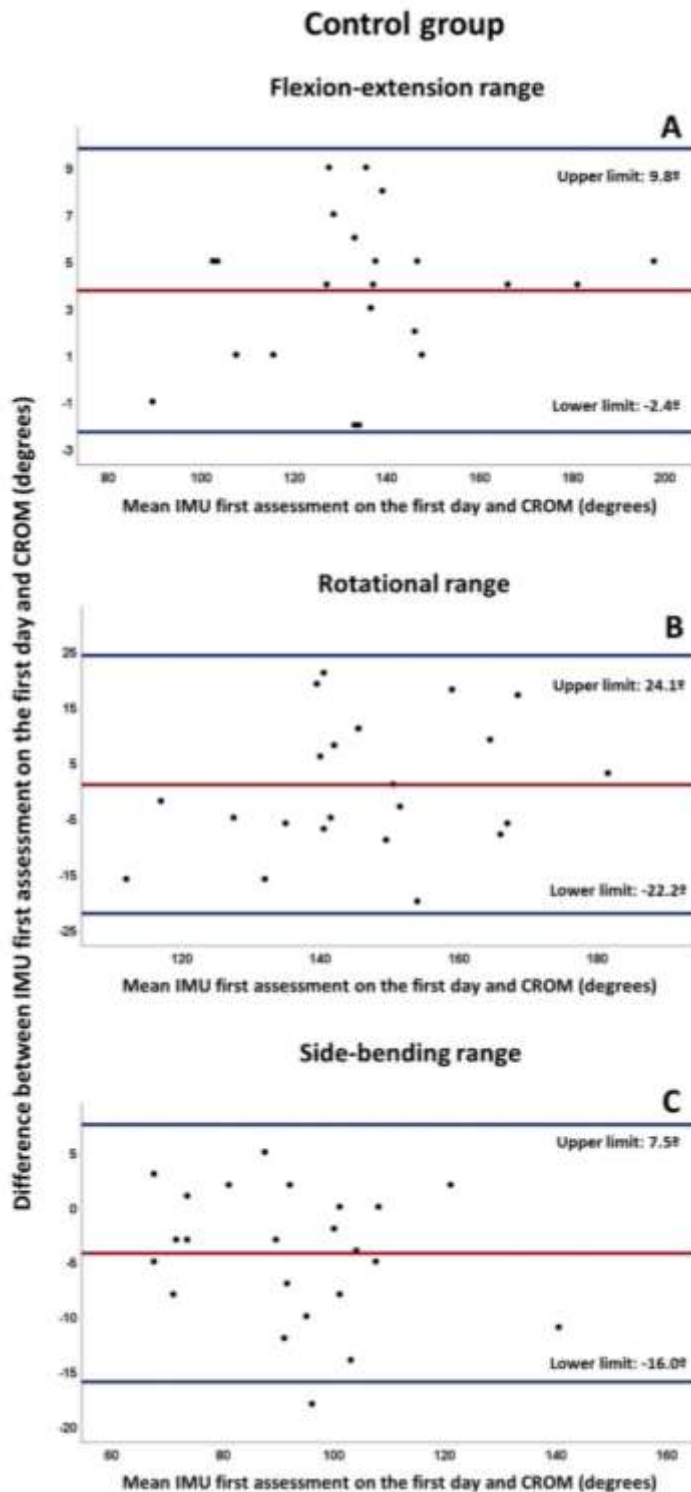


Figure 3. Bland–Altman plots for craniocervical ranges of the Control group measured by IMU first assessment on the first day and the CROM in (A) flexion-extension range, (B) rotational range, (C) side-bending range. The red line indicates the mean bias, whereas the blue lines refer to its upper and lower limits (mean \pm 1.96 standard deviation). All plots were developed as follows: The Y axis corresponds to the differences between the paired values of both methods (IMU-CROM), whereas the X axis represents the respective value of the average of both (IMU + CROM / 2).

3.2. Intra-Day and Inter-Day Reliability

Table 3 shows absolute reliability results. For the intra-day reliability, all ICCs for both groups were from 0.82 to 0.93, with the 95% CI showing a common trend of (upper limit: ICC+0.2, lower limit: ICC-0.2). Nevertheless, absolute reliability data were variable, although all SEM were below 8,5°, and MDC₉₀ between 11.4° (side-bending range of the control group), and 19.4° (rotational range of CP group). For the inter-day reliability, all ICC values were higher than 0.8 and the 95% CI also showed a trend of (ICC+0.2; ICC-0.2), except for rotational range of the CP group (ICC = 0.53) with a wide 95% CI. SEM showed higher values compared to the intra-day values in all ROMs and both groups. Furthermore, the SEM and MDC₉₀ were higher than 20° for flexion-extension and rotational ranges in CP subjects, and for flexion-extension range in controls.

Table 3. Intra-day and inter-day reliability of the IMU by groups.

| Spatial Plane | IMU Second Assessment on the First Day (Standard Deviation) | Intra-Day Reliability | | |
|--------------------------------|--|-----------------------|---------|-----------------------|
| | | ICC (95% CI) | SEM (°) | MDC ₉₀ (°) |
| CP group (<i>n</i> = 23) | | | | |
| Flexion-Extension | 138.8 (26.5) | 0.900 (0.762, 0.958) | 8.0 | 18.6 |
| Rotational | 151.3 (20.1) | 0.821 (0.600, 0.920) | 8.3 | 19.4 |
| Side-bending | 91.3 (23.7) | 0.925 (0.822, 0.968) | 6.7 | 15.5 |
| Control group (<i>n</i> = 23) | | | | |
| Flexion-Extension | 135.0 (24.7) | 0.893 (0.750, 0.955) | 7.9 | 18.4 |
| Rotational | 147.6 (20.3) | 0.902 (0.750, 0.961) | 5.4 | 12.6 |
| Side-bending | 86.3 (16.1) | 0.913 (0.772, 0.965) | 5.0 | 11.4 |
| Inter-day reliability | | | | |
| | IMU assessment on the second day (standard deviation) | | | |
| CP group (<i>n</i> = 23) | | | | |
| Flexion-Extension | 140.8 (26.4) | 0.873 (0.680, 0.947) | 9.0 | 21.1 |
| Rotational | 156.2 (19.5) | 0.533 (0.117, 0.803) | 13.3 | 30.9 |
| Side-bending | 94.4 (24.8) | 0.890 (0.743, 0.953) | 8.3 | 19.3 |
| Control group (<i>n</i> = 23) | | | | |
| Flexion-Extension | 140.2 (29.5) | 0.831 (0.602, 0.928) | 11.0 | 25.6 |
| Rotational | 153.2 (19.1) | 0.846 (0.601, 0.935) | 6.5 | 15.1 |
| Side-bending | 93.1 (16.5) | 0.864 (0.653, 0.946) | 6.1 | 14.2 |

Abbreviations: IMU, Inertial Measurement Unit; ICC, Intraclass Correlation Coefficient; CI, confidence interval; SEM, Standard Error of Measurement; MDC, Minimum Detectable Change. Evaluation data are expressed in degrees.

4. Discussion

This is the first methodological study to assess the validity and reliability of IMUs for the assessment of craniocervical ROM in CP. SEM and MDC values were also provided for possible applications in clinical settings. According to the results, the hypotheses were partially confirmed. Thus, high correlations were found between the IMU and the CROM, although there were statistical differences when data from both methods were compared, and the range between LoAs was high. In summary, the IMU showed good concurrent validity regarding CROM; however, the methods were not interchangeable. In addition, intra-day and inter-day reliability were, in general, very good; however, the SEM and MDC were too high for inter-day comparisons for both CP and healthy subjects, hampering their application in clinical settings.

Limited information is available in the literature regarding the validity and reliability of portable devices for the measurement of cervical ROM in CP [45], which hampers comparisons with other studies. According to previous research, the validity and reliability of IMUs depend on the specific context where they are applied [18]. Thus, our results show an almost perfect correlation between the IMU and CROM, except in the case of the rotational plane, and a more questionable agreement. The exception found for the rotational plane may be due to the location of the transverse plane, where rotational movements are included, and which is perpendicular to the sagittal and frontal planes, where flexion-extension and side-bending movements are included, respectively. Flexion, extension, right lateral flexion, and left lateral flexion of the cervical spine, when originated from the neutral position, are performed in the direction of the force of gravity, making these easier to perform and, consequently, easier to reproduce in a homogenous fashion, compared to rotations, which require a continuous balance against gravity, an action which is compromised in CP [13]. Indeed, the lower validity of the results concerning the rotational plane has been consistently reported in healthy adult subjects [53], thus highlighting the significant challenge related to the measurement of ROM in rotational plane movements.

The validation pattern found in this study agrees with a former report by Chang et al. [54], who identified high correlations, although differences in craniocervical ROM values were reported, specifically for side-bending to the right and rotation to the left, when an electromagnetic portable device is compared to a universal goniometer. Although some methodological differences can be described between the research by Chang et al. and our own, such as the use of a sample comprising only healthy subjects, the assessment of movements which was performed from the neutral position, the use of a universal goniometer, and the absence of inter-day assessments, the interpretation of the agreement between both methods were the same. Thus, although the range between LoAs only defines the intervals of agreements, and not whether those limits are acceptable or not [48], we agree with Chang et al. that LoAs over 12° impaired the interchangeability of measurement methods [54]. Indeed, the assessment of craniocervical motion poses a greater

challenge, compared to the motion of peripheral joints, for several reasons. First, because multiple joints are involved in craniocervical mobility. Second, due to the difficulty of avoiding thoracic spine movements, which can significantly modify the magnitude of the movements. Third, craniocervical motion is three-dimensional and movement in one axis (primary movement) can be influenced by those in other spatial planes (coupled movements) [54], which can vary among individuals [55] and can be altered by the presence of diseases [56]. All these circumstances may have influenced our results, as CP is commonly associated with a loss of cervical motor control [11,12].

Analogic goniometry using CROM has been previously established as the method of reference for evaluating neck motion [36,37], however, recently, other 3-D kinematic devices have also been proposed [57], and some circumstances support the use of digital devices to assess neck motion, such as the need of one less assessor to obtain the CROM data, a proper adjustment to the shape and size of the head without the need for additional elements (i.e., semi-rigid foams), for use in the pediatric population, and the elimination of the reading error associated with analogic devices [54,58]. This is in agreement with Paulis et al. [27], who support the objective and automatized collection of IMUs data to assess ROM in elbow muscle spasticity after stroke. Furthermore, a recent systematic review has suggested that rehabilitation research and health care services could benefit from IMUs because they provide valid data to assess ROM and joint orientation [53].

Our study showed good to very good relative reliability for intra-day and inter-day comparisons and no differences among IMU assessments in each group. It is known that the ICC increases with larger between-subjects variance [52]. In fact, we found a high variability of the data, with standard deviations over 15° in almost all cases, which means approximately 20% of the mean values of some ROMs, independent of the clinical condition. It has been described that cervical ROM shows an important dependence on age [45], which could explain the variability of the results. These interpretations of ICCs are in consonance with previous studies using IMUs in neurological diseases [27]. The exception to the high ICCs was the inter-day reliability of rotational range in the CP group, as occurred with the validity assessment. Again, it may be more difficult to repeatedly reproduce cervical rotations in a homogenous manner, as opposed to other movements, due to the balance deficiencies of subjects with CP [13]. As commented, for validity purposes, the poorer results of the rotational plane have been also found in healthy adult subjects, including ICC values below 0.8 [53]. Further research and innovative assessment approaches are necessary to improve the quality of rotational plane ROM measurements.

The SEM and MDC were acceptable for intra-day reliability, although greater for inter-day reliability, which makes their clinical applicability difficult. Thus, it is difficult to achieve an effect of more than 20° when a therapeutic intervention is applied in research or clinical settings, at least, for comparisons between different days. The previously commented high variability of the data

may explain this low absolute reliability, which has been previously identified for walking performance and physical activity in CP and healthy subjects [59]. Indeed, although most studies show that the measurement error of the IMUs for motion assessment is between the 2° and 5° [18,54], the SEMs of this study were all over 5°, which can be considered clinically acceptable, according to previous studies, both in neurological patients [27] and healthy subjects [53], at least for intra-day comparisons. Furthermore, specifically for inter-day calculations, two more sources of variability may explain these results. First, spasticity varies from one movement to another, and even more when the assessments are performed on different days [60], making it difficult to ensure that the evaluations of the CP subjects were performed in the same clinical conditions. Furthermore, it is known that spasticity can be influenced by apprehension, excitement, and the position in which the child is assessed [61], which can increase the variability of the ROM results, mainly in inter-day evaluations. Second, the magnitude of a training effect or compensation cannot be calculated due to the repetitions [54], however, all the mean ROMs on the second day were higher than those of the first day in both groups, which may have also influenced the absolute reliability between days. The possible changes affecting the exact placement of the IMU between the two assessment days may also partially explain the worse absolute reliability for the inter-day comparisons [27]. Finally, although the variability is supposed to be small, calibration may be necessary for each evaluation to ensure the proper function of the gyroscope and magnetometer [54]. Previous research has identified that calibration in certain specific populations may be more challenging, such as CP patients [53].

No pain was experienced by the study subjects during the procedures, and no assessment was interrupted due to the evaluation protocol. This means that the application of IMUs for craniocervical ROM assessment is tolerable, safe, and innocuous when applied to CP and healthy children. Although the body mass index (BMI) showed differences between groups, we believe that this does not influence the study results, due to the simplicity of the task performed. Furthermore, CP subjects revealed increased BMI values compared to healthy subjects [62,63], which is a common health problem in this population.

Surprisingly, no differences in ROM were detected between CP subjects and controls, although most CP clinical presentations are associated with spasticity. However, the level of increased cervical muscle tone in the study sample can be considered as being low, which is a plausible explanation of these results. Indeed, regardless of the method of measurement, only fair to moderate correlations were found, exclusively between the tone of cervical muscles and rotational ROM, perhaps due to the fact that greater motor control is necessary to perform rotations, as previously described, with no correlations in any other spatial plane. Furthermore, the association between spasticity, hypertonia, and ROM is not completely understood at this time [60]. On the contrary, the reduction of craniocervical ROM has been described as a characteristic of several

musculoskeletal and neurological diseases. Thus, cervicogenic headache in children determines reduced flexion, extension, and lateroflexion, although not rotational movements [64], plagiocephaly limits cervical ROM, especially in the rotational plane [65], and congenital muscular torticollis reduces ROM in frontal and transversal planes [66]. In conclusion, specific craniocervical ROM is not a characteristic of CP in children, at least when muscle tone is slightly increased.

It has been suggested that subjects with motor disorders could benefit from IMUs for the following three purposes: (1) Objective quantification of motor disorders; (2) Proprioceptive enhancement through visual-motor feedback; (3) Functional compensation via an inertial person-machine interface [29]. From a clinical assessment point of view for CP, IMUs have been successfully applied for the stimulation and analysis of activity using interactive games [67], for the assessment of lower limb spasticity [58], during gait [30], and for the assessment of specific characteristics in the cervical spine in small samples [11,68]. Following the increasing interest and evidence of the benefits of IMU application in pathological populations, in terms of guiding clinical decision making (e.g., quantify deficits and determine progress in time) [69], the current study adds the assessment of cervical ROM to the field of research of IMU in CP.

Despite the promising results of the current study, some limitations were identified. The applicability of findings is limited to similar samples and assessment protocols. A wider scope is necessary to establish conclusions regarding specific GMFCS levels or other age ranges. Furthermore, the current study only assessed the ROM of simple movements in a specific and controlled setting, which limits the applicability of the results to more complex tasks and day-to-day conditions [18]. In fact, although more simple movements are used to produce better clinimetric properties [70], this approach did not solve the common measurement problems of rotational plane mobility [53]. The sample size was relatively small, and several variables showed a high variability, which could have affected the strength of the comparisons. No inter-assessor reliability was evaluated, although the automatized process with IMUs makes an inter-assessor error difficult, as commented. Finally, some previous research has recommended the use of two IMUs to assess cervical ROM [45,71], but we preferred the application of one IMU adding a manual stabilization during each movement to avoid unwanted body motions, due to the difficulties to maintain a thoracic sensor fixed in children, and the need of an additional support on trunk in some CP subjects. Further research is necessary, considering additional factors, such as other movement characteristics, including velocity, acceleration or coupled angles, and innovative assessment protocols, with a special focus on complex and day-to-day tasks and rotational plane movements, and larger sample sizes, in order to standardize technical procedures and obtain accurate and normative data [53].

5. Conclusions

A high correlation was found between IMU and CROM for the assessment of craniocervical motion among individuals with CP and healthy subjects. However, both methods are not interchangeable. In CP subjects, the error of measurement in IMU can be considered clinically acceptable for the sagittal and frontal planes, although not for the transverse plane. When used as a reference measure for interventions, neck ROMs must achieve very high changes to ensure that the detected changes are significant. Future studies should be conducted to establish the normative data of craniocervical ROMs for specific population subgroups.

Supplementary Material: The following are available online at <https://www.mdpi.com/2075-4418/10/2/80/s1>, Table S1: Two-way ANOVA results for the spatial planes ROM.

Author Contributions: All authors have read and agree to the published version of the manuscript. Conceptualization, C.C.-P., J.L.G.-C., F.A.-S., and D.P.R.-D.-S.; methodology, C.C.-P., J.L.G.-C., F.T.V., F.A.-S., and D.P.R.-D.-S.; formal analysis, J.L.G.-C. and F.A.-S.; investigation, C.C.-P., F.T.V., S.A.-C., D.P.R.-D.-S., and L.G.-L.; writing—original draft preparation, C.C.-P., J.L.G.-C., F.T.V., S.A.-C., F.A.-S., D.P.R.-D.-S., and L.G.-L.; writing—review and editing, C.C.-P., J.L.G.-C., F.A.-S., and D.P.R.-D.-S.; project administration and funding acquisition, J.L.G.-C., F.A.-S., and D.P.R.-S.

Funding: This research was funded by Consejería de Salud (Andalusian Government, Spain), grants PI-0324-2017 and PIN-0079-2016. The funding sponsor had no role in the design of the study; in the collection, analyses, or interpretation of data; in the writing of the manuscript, and in the decision to publish the results.

Acknowledgments: To the staff of the Rehabilitation Service of the Reina Sofía University Hospital of Córdoba (Andalusian Health Service, Spain) for their support during the recruitment of the sample and the data collection.

References

1. Bax, M.; Frcp, D.M.; Rosenbaum, P.; Dan, B.; Universitaire, H.; Fabiola, R.; Bruxelles, U.L. De; Goldstein, M.; Pt, D.D.; Rosenbaum, P. Review Proposed definition and classification of cerebral palsy. *Dev. Med. Child Neurol.* 2005, *47*, 571–576.
2. Odding, E.; Roebroek, M.E.; Stam, H.J. The epidemiology of cerebral palsy: Incidence, impairments and risk factors. *Disabil. Rehabil.* 2006, *28*, 183–191.

3. Zeitlin, J.; Mohangoo, A.; Delnord, M. European Perinatal Health Report. The health and care of pregnant women and babies in Europe in 2010, 1st ed; Euro-Peristat, Paris, France, 2013; pp. 182-189.
4. Winter, S.; Autry, A.; Boyle, C.; Yeargin-Allsopp, M. Trends in the prevalence of cerebral palsy in a population-based study. *Pediatrics* 2002, *110*, 1220–1225.
5. Blair, E. Epidemiology of the cerebral palsies. *Orthop. Clin. North Am.* 2010, *41*, 441–455.
6. Agarwal, A.; Verma, I. Cerebral palsy in children: An overview. *J. Clin. Orthop. Trauma* 2012, *3*, 77–81.
7. Papageorgiou, E.; Simon-Martinez, C.; Molenaers, G.; Ortibus, E.; Van Campenhout, A.; Desloovere, K. Are spasticity, weakness, selectivity, and passive range of motion related to gait deviations in children with spastic cerebral palsy? A statistical parametric mapping study. *PLoS ONE* 2019, *14*, e0223363.
8. McDowell, B.C.; Salazar-Torres, J.J.; Kerr, C.; Cosgrove, A.P. Passive range of motion in a population-based sample of children with spastic cerebral palsy who walk. *Phys. Occup. Ther. Pediatr.* 2012, *32*, 139–150.
9. Redstone, F.; West, J.F. The importance of postural control for feeding. *Pediatr. Nurs.* 2004, *30*, 97–100.
10. Holt, K.G.; Ratcliffe, R.; Jeng, S. Head stability in walking in children with cerebral palsy and in children and adults without neurological impairment. *Phys. Ther.* 1999, *79*, 1153–1162.
11. Velasco, M.A.; Raya, R.; Muzzioli, L.; Morelli, D.; Otero, A.; Iosa, M.; Cincotti, F.; Rocon, E. Evaluation of cervical posture improvement of children with cerebral palsy after physical therapy based on head movements and serious videogames. *Biomed Eng Online* 2017, *16*, S74.
12. Gresty, M.A.; Halmagyi, G.M. Abnormal head movement. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 1979, *42*, 705–714.
13. Velasco, M.A.; Raya, R.; Ceres, R.; Clemotte, A.; Ruiz Bedia, A.; Gonzalez Franco, T.; Rocon, E. Positive and negative motor signs of head motion in cerebral palsy: Assessment of impairment and task performance. *IEEE Syst. J.* 2016, *10*, 967–973.
14. Palisano, R.; Rosenbaum, P.; Walter, S.; Russell, D.; Wood, E.; Galuppi, B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1997, *39*, 214–223.
15. Palisano, R.J.; Rosenbaum, P.; Bartlett, D.; Livingston, M.H. Content validity of the expanded and revised Gross Motor Function Classification System. *Dev. Med. Child Neurol.* 2008, *50*, 744–750.

16. McDowell, B. The gross motor function classification system - Expanded and revised. *Dev. Med. Child Neurol.* 2008, 50, 725.
17. Ronen, G.M.; Fayed, N.; Rosenbaum, P.L. Outcomes in pediatric neurology: A review of conceptual issues and recommendationsThe 2010 Ronnie Mac Keith Lecture. *Dev. Med. Child Neurol.* 2011, 53, 305–312.
18. Cuesta-Vargas, A.I.; Galán-Mercant, A.; Williams, J.M. The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Phys Ther Rev* 2010, 15, 462–473.
19. Kim, M.; Kim, B.H.; Jo, S. Quantitative evaluation of a low-cost noninvasive hybrid interface based on EEG and eye movement. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2015, 23, 159–168.
20. Carcreff, L.; Gerber, C.N.; Paraschiv-Ionescu, A.; De Coulon, G.; Newman, C.J.; Armand, S.; Aminian, K. What is the best configuration of wearable sensors to measure spatiotemporal gait parameters in children with cerebral palsy? *Sensors (Switzerland)* 2018, 18, E394.
21. Li, X.; González Navas, C.; Garrido-Castro, J.L. Reliability and validity of cervical mobility analysis measurement using an inertial sensor in patients with axial spondyloarthritis. *Rehabilitacion* 2017, 51, 17–21.
22. Aranda Valera, I.C.; Mata Perdigón, F.J.; Martínez Sánchez, I.; González Navas, C.; Collantes Estévez, E.; Garrido Castro, J.L. Use of inertial sensors for the assessment of spinal mobility in axial spondyloarthritis patients. *Rehabilitacion* 2018, 52, 100–106.
23. Solomon, A.J.; Jacobs, J.V.; Lomond, K.V.; Henry, S.M. Detection of postural sway abnormalities by wireless inertial sensors in minimally disabled patients with multiple sclerosis: A case-control study. *J. Neuroeng. Rehabil.* 2015, 12, 74.
24. Spain, R.I.; Mancini, M.; Horak, F.B.; Bourdette, D. Body-worn sensors capture variability, but not decline, of gait and balance measures in multiple sclerosis over 18 months. *Gait Posture* 2014, 39, 958–964.
25. Mancini, M.; Salarian, A.; Carlson-Kuhta, P.; Zampieri, C.; King, L.; Chiari, L.; Horak, F.B. ISway: A sensitive, valid and reliable measure of postural control. *J. Neuroeng. Rehabil.* 2012, 9, 59.
26. Delrobaei, M.; Memar, S.; Pieterman, M.; Stratton, T.W.; McIsaac, K.; Jog, M. Towards remote monitoring of Parkinson’s disease tremor using wearable motion capture systems. *J. Neurol. Sci.* 2018, 384, 38–45.
27. Paulis, W.D.; Horemans, H.L.D.; Brouwer, B.S.; Stam, H.J. Excellent test-retest and inter-rater reliability for Tardieu Scale measurements with inertial sensors in elbow flexors of stroke patients. *Gait Posture* 2011, 33, 185–189.
28. Van den Noort, J.; Harlaar, J.; Scholtes Rehab Med, V. Inertial sensing improves clinical spasticity assessment. *Gait Posture* 2008, 28S, S47.

29. Raya, R.; Rocon, E.; Ceres, R.; Harlaar, J.; Geytenbeek, J. Characterizing head motor disorders to create novel interfaces for people with cerebral palsy: Creating an alternative communication channel by head motion. *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.* 2011, 2011, 5975409.
30. Van Den Noort, J.C.; Ferrari, A.; Cutti, A.G.; Becher, J.G.; Harlaar, J. Gait analysis in children with cerebral palsy via inertial and magnetic sensors. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2013, 51, 377–386.
31. Hislop, H.; Avers, D.; Brown, M. *Muscle Testing: Techniques of Manual Examination and Performance Testing*; 9th ed.; Elsevier Inc.: St. Louis, Missouri (USA), 2014; pp. 1-6.
32. Manikowska, F.; Chen, B.P.J.; Jówiak, M.; Lebieadowska, M.K. Validation of Manual Muscle Testing (MMT) in children and adolescents with cerebral palsy. *NeuroRehabilitation* 2018, 42, 1–7.
33. Haik, M.N.; Albuquerque-Sendín, F.; Camargo, P.R. Reliability and minimal detectable change of 3-dimensional scapular orientation in individuals with and without shoulder impingement. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2014, 44, 341–349.
34. Shrout, P.E.; Fleiss, J.L. Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychol. Bull.* 1979, 86, 420–428.
35. Nakagawa, T.H.; Moriya, É.T.U.; Maciel, C.D.; Serrão, F.V. Test-retest reliability of three-dimensional kinematics using an electromagnetic tracking system during single-leg squat and stepping maneuver. *Gait Posture* 2014, 39, 141–146.
36. Audette, I.; Dumas, J.P.; Côté, J.N.; De Serres, S.J. Validity and between-day reliability of the cervical range of motion (CROM) device. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2010, 40, 318–323.
37. Fletcher, J.P.; Bandy, W.D. Intrarater reliability of CROM measurement of cervical spine active range of motion in persons with and without neck pain. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2008, 38, 640–645.
38. Ashworth, B. Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis. *Practitioner* 1964, 192, 540–542.
39. Bohannon, R.W.; Smith, M.B. Interrater reliability of a modified ashworth scale of muscle spasticity. *Class. Pap. Orthop.* 1987, 67, 206–207.
40. Numanoğlu, A.; Günel, M.K. Intraobserver reliability of modified Ashworth scale and modified Tardieu scale in the assessment of spasticity in children with cerebral palsy. *Acta Orthop. Traumatol. Turc.* 2012, 46, 196–200.
41. Bartlett, D.J.; Palisano, R.J. Factors influencing the acquisition of motor abilities of children with cerebral palsy: Implications for clinical reasoning. *Phys Ther* 2002, 82, 237–248.
42. Bartlett, D.J.; Palisano, R.J. A multivariate model of determinants of motor change for children with cerebral palsy. *Phys Ther.* 2000, 80, 598–614.

43. Van Den Noort, J.C.; Scholtes, V.A.; Harlaar, J. Evaluation of clinical spasticity assessment in Cerebral palsy using inertial sensors. *Gait Posture* 2009, *30*, 138–143.
44. Bieri, D.; Reeve, R.A.; Champion, D.; Addicoat, L.; Ziegler, J.B. The Faces Pain Scale for the self-assessment of the severity of pain experienced by children: Development, initial validation, and preliminary investigation for ratio scale properties. *Pain* 1990, *41*, 139–150.
45. Raya, R.; Garcia-Carmona, R.; Sanchez, C.; Urendes, E.; Ramirez, O.; Martin, A.; Otero, A. An inexpensive and easy to use cervical range of motion measurement solution using inertial sensors. *Sensors (Switzerland)* 2018, *18*, E2582.
46. Akoglu, H. User's guide to correlation coefficients. *Turk J Emerg Med.* 2018, *18*, 91–93.
47. Bland, J.M.; Altman, D.G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986, *1*, 307–310.
48. Giavarina, D. Understanding Bland Altman analysis. *Biochem. Medica* 2015, *25*, 141–151.
49. Koo, T.K.; Li, M.Y. A Guideline of selecting and reporting Intraclass correlation coefficients for reliability research. *J. Chiropr. Med.* 2016, *15*, 155–163.
50. Donoghue, D.; Murphy, A.; Jennings, A.; McAuliffe, A.; O'Neil, S.; Charthaigh, E.N.; Griffin, E.; Gilhooly, L.; Lyons, M.; Galvin, R.; et al. How much change is true change? The minimum detectable change of the Berg Balance Scale in elderly people. *J. Rehabil. Med.* 2009, *41*, 343–346.
51. Lexell, J.E.; Downham, D.Y. How to assess the reliability of measurements in rehabilitation. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 2005, *84*, 719–723.
52. Weir, J.P. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J. Strength Cond. Res.* 2005, *19*, 231–240.
53. Poitras, I.; Dupuis, F.; Biemann, M.; Campeau-Lecours, A.; Mercier, C.; Bouyer, L.J.; Roy, J.S. Validity and reliability of wearable sensors for joint angle estimation: A systematic review. *Sensors (Switzerland)* 2019, *19*, E1555.
54. Chang, K.V.; Wu, W.T.; Chen, M.C.; Chiu, Y.C.; Han, D.S.; Chen, C.C. Smartphone application with virtual reality goggles for the reliable and valid measurement of active craniocervical range of motion. *Diagnostics* 2019, *9*, E71.
55. Malmström, E.M.; Karlberg, M.; Fransson, P.A.; Melander, A.; Magnusson, M. Primary and coupled cervical movements: The effect of age, gender, and body mass index. A 3-dimensional movement analysis of a population without symptoms of neck disorders. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 2006, *31*, 44–50.
56. Guo, L.Y.; Lee, S.Y.; Lin, C.F.; Yang, C.H.; Hou, Y.Y.; Wu, W.L.; Lin, H.T. Three-dimensional characteristics of neck movements in subjects with mechanical neck disorder. *J. Back Musculoskelet. Rehabil.* 2012, *25*, 47–53.

57. Song, H.; Zhai, X.; Gao, Z.; Lu, T.; Tian, Q.; Li, H.; He, X. Reliability and validity of a Coda Motion 3-D Analysis system for measuring cervical range of motion in healthy subjects. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2018, 38, 56–66.
58. Choi, S.; Shin, Y.B.; Kim, S.Y.; Kim, J. A novel sensor-based assessment of lower limb spasticity in children with cerebral palsy. *J. Neuroeng. Rehabil.* 2018, 15, 45.
59. Gerber, C.N.; Carcreff, L.; Paraschiv-Ionescu, A.; Armand, S.; Newman, C.J. Reliability of single-day walking performance and physical activity measures using inertial sensors in children with cerebral palsy. *Ann. Phys. Rehabil. Med.* 2019 (in press).
60. Bar-On, L.; Molenaers, G.; Aertbeliën, E.; Van Campenhout, A.; Feys, H.; Nuttin, B.; Desloovere, K. Spasticity and its contribution to hypertonia in cerebral palsy. *Biomed Res. Int.* 2015, 2015, 317047.
61. Sarathy, K.; Doshi, C.; Aroojis, A. Clinical examination of children with cerebral palsy. *Indian, J. Orthop.* 2019, 53, 35–44.
62. Pascoe, J.; Thomason, P.; Graham, H.K.; Reddihough, D.; Sabin, M.A. Body mass index in ambulatory children with cerebral palsy: A cohort study. *J. Paediatr. Child Health* 2016, 52, 417–421.
63. Rimmer, J.H.; Yamaki, K.; Lowry, D.M.D.; Wang, E.; Vogel, L.C. Obesity and obesity-related secondary conditions in adolescents with intellectual/developmental disabilities. *J. Intellect. Disabil. Res.* 2010, 54, 787–794.
64. Budelmann, K.; Von Piekartz, H.; Hall, T. Is there a difference in head posture and cervical spine movement in children with and without pediatric headache? *Eur. J. Pediatr.* 2013, 172, 1349–1356.
65. Murgia, M.; Venditto, T.; Paoloni, M.; Hodo, B.; Alcuri, R.; Bernetti, A.; Santilli, V.; Mangone, M. Assessing the cervical range of motion in infants with positional plagiocephaly. *J. Craniofac. Surg.* 2016, 27, 1060–1064.
66. Lee, J.Y.; Koh, S.E.; Lee, I.S.; Jung, H.; Lee, J.; Kang, J. II; Bang, H. The cervical range of motion as a factor affecting outcome in patients with congenital muscular torticollis. *Ann. Rehabil. Med.* 2013, 37, 183–190.
67. Rihar, A.; Sgandurra, G.; Beani, E.; Cecchi, F.; Pašič, J.; Cioni, G.; Dario, P.; Mihelj, M.; Munih, M. CareToy: Stimulation and Assessment of Preterm Infant's Activity Using a Novel Sensorized System. *Ann. Biomed. Eng.* 2016, 44, 3593–3605.
68. Saiz, B.M.; Maris, E.; Mussin, P.; Lopesino, R.A.; Marti, I.; Callejo, S.H.; Lo, R.R.; Lara, S.L. Short-term effects of an intervention program through an inertial sensor (ENLAZA) for the improving of head control in children with cerebral palsy. *Gait Posture* 2016, 49, S227.
69. Porciuncula, F.; Roto, A.V.; Kumar, D.; Davis, I.; Roy, S.; Walsh, C.J.; Awad, L.N. Wearable Movement Sensors for Rehabilitation: A Focused Review of Technological and Clinical Advances. *PM R* 2018, 10, S220–S232.

70. Walmsley, C.P.; Williams, S.A.; Grisbrook, T.; Elliott, C.; Imms, C.; Campbell, A. Measurement of Upper Limb Range of Motion Using Wearable Sensors: A Systematic Review. *Sport. Med. Open* 2018, 4, 53.
71. Theobald, P.S.; Jones, M.D.; Williams, J.M. Do inertial sensors represent a viable method to reliably measure cervical spine range of motion? *Man. Ther.* 2012, 17, 92–96.



© 2020 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Table S1. Two-way ANOVA results for the spatial planes ROM by evaluation and group (CP: n=23; CG: n=23) factors*.

| Spatial plane | Factor | | | Pair-wise comparison | | | |
|-------------------|--|----------------------|---------|--|---|-------------------|-------|
| | | Mean (95%CI) | p-value | | Difference between means (95%CI) | p-value | |
| | Evaluation | | | | | | |
| Flexion-extension | CROM | 131.7 (124.8; 138.6) | <0.001 | CROM vs IMU 1 st assessment 1 st day | -4.1 (-6.2; -2.1) | <0.001 | |
| | IMU 1 st assessment 1 st day | 135.8 (128.5; 143.1) | | CROM vs IMU 2 nd assessment 1 st day | -5.8 (-11.8; -0.2) | 0.049 | |
| | IMU 2 nd assessment 1 st day | 137.4 (129.8; 145.2) | | CROM vs IMU 2 nd day | -9.5 (-17.7; -1.3) | 0.015 | |
| | IMU 2 nd day | 141.2 (132.8; 149.6) | | IMU 1 st assessment 1 st day vs IMU 2 nd assessment 1 st day | -1.6 (-8.0; 4.7) | 0.989 | |
| | Group | | | | IMU 1 st assessment 1 st day vs IMU 2 nd day | -5.4 (-13.2; 2.3) | 0.160 |
| | CP | 135.5 (125.6; 145.3) | | 0.757 | IMU 2 nd assessment 1 st day vs IMU 2 nd day | -3.8 (-10.9; 3.4) | 0.920 |
| | CG | 137.6 (127.6; 147.7) | | | | | |
| | | | | | | | |
| | | | | | | | |

| | Evaluation | | | | | |
|--------------|------------|----------------------|-------|---|--------------------|-------|
| Rotational | CROM | 145.7 (141.1; 150.3) | 0.020 | CROM vs IMU 1 st assessment 1 st day | -4.5 (-10.4; 1.3) | 0.218 |
| | | | | CROM vs IMU 2 nd assessment 1 st day | -3.7 (-10.3; 2.9) | 0.757 |
| | | | | CROM vs IMU 2 nd day | -8.9 (-17.5; -0.4) | 0.036 |
| | | | | IMU 1 st assessment 1 st day vs IMU 2 nd assessment 1 ^o day | 0.8 (-5.0; 6.7) | 0.990 |
| | | | | IMU 1 st assessment 1 st day vs IMU 2 nd day | -4.4 (-13.7; 4.9) | 0.980 |
| | | | | IMU 2 nd assessment 1 st day vs IMU 2 nd day | -5.2 (-13.1; 2.6) | 0.436 |
| | Group | | | | | |
| | CP | 151.5 (145.3; 157.9) | 0.482 | | -3.1 (5.8; -12.0) | |
| | CG | 148.5 (142.2; 154.7) | | | | |
| | | | | | | |
| | Evaluation | | | | | |
| Side-bending | CROM | 95.7 (89.8; 102.0) | 0.001 | CROM vs IMU 1 st assessment 1 st day | 4.5 (1.1; 8.0) | 0.004 |
| | | | | CROM vs IMU 2 nd assessment 1 st day | 5.7 (1.2; 12.2) | 0.019 |

| | | | | | | | |
|--|--|--------------------|-------|--|--|------------------|-------------------|
| | IMU 1 st assessment 1 st day | 91.1 (84.4; 97.5) | | | CROM vs IMU 2 nd day | 2.4 (0.0; 4.9) | 0.048 |
| | IMU 2 nd assessment 1 st day | 89.9 (82.8; 94.8) | | | IMU 1 st assessment 1 st day vs IMU 2 nd assessment 1 st day | 1.2 (-2.4; 6.8) | 0.987 |
| | IMU 2 nd day | 93.5 (87.3; 97.5) | | | IMU 1 st assessment 1 st day vs IMU 2 nd day | -2.5 (-8.9; 3.4) | 0.377 |
| | Group | | | | IMU 2 nd assessment 1 st day vs IMU 2 nd day | -3.4 (-8.7; 0.1) | 0.061 |
| | CP | 93,3 (85,1; 101,4) | 0.725 | | | | |
| | CG | 91.3 (83.1; 99.4) | | | | | -2.0 (-13.6; 9.5) |

* ANOVA evaluation-by-group interaction was not statistically significant ($p>0.05$).

Abbreviations: CROM, Cervical range of motion device; IMU 1st assessment 1st day, Inertial Measurement Unit first assessment on the first day; IMU 2nd assessment 1st day, Inertial Measurement Unit second assessment on the first day; IMU 2nd day, Inertial Measurement Unit assessment on the second day; CG, Control group; CP, Cerebral palsy group.

Values in parenthesis indicate the 95% confidence interval.

Data are expressed in degrees.

**CAPÍTULO IV:
DESIGN, VALIDITY, AND RELIABILITY
OF A NEW TEST, BASED ON
AN INERTIAL MEASUREMENT UNIT SYSTEM,
FOR MEASURING CERVICAL POSTURE
AND MOTOR CONTROL
IN CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY**

Este capítulo es una versión adaptada del artículo aceptado el 31 de agosto de 2020



Article

Design, Validity, and Reliability of a New Test, Based on an Inertial Measurement Unit System, for Measuring Cervical Posture and Motor Control in Children with Cerebral Palsy

Cristina Carmona-Pérez ^{1,2}, Alberto Pérez-Ruiz ³, Juan L. Garrido-Castro ^{4,5},
Francisco Torres Vidal ⁴, Sandra Alcaraz-Clariana ^{2,3}, Lourdes Garcia-Luque ²,
Daiana Priscila Rodrigues-de-Souza ^{3,*} and Francisco Alburquerque-Sendin ^{3,5}

- ¹ Centro de Recuperación Neurológica de Córdoba (CEDANE), 14005 Córdoba, Spain; mcarperes@yahoo.es
 - ² Doctoral Program in Biomedicine, University of Córdoba, 14004 Córdoba, Spain; m72alcls@uco.es (S.A.-C.); lgarcial05@hotmail.com (L.G.-L.)
 - ³ Department of Nursing, Pharmacology and Physical Therapy, Faculty of Medicine and Nursing, University of Córdoba, 14004 Córdoba, Spain; n62perua@uco.es (A.P.-R.); falburquerque@uco.es (F.A.-S.)
 - ⁴ Department of Computer Science and Numerical Analysis, Rabanales Campus, University of Córdoba, 14071 Córdoba, Spain; ccjuanl@uco.es (J.L.G.-C.); frantorresvidal@gmail.com (F.T.V.)
 - ⁵ Maimonides Biomedical Research Institute of Cordoba (IMIBIC), 14004 Córdoba, Spain
- * Correspondence: drodrigues@uco.es

Received: 23 July 2020; Accepted: 31 August 2020; Published: 1 September 2020



Abstract: Objective: The aim of this study was to design and propose a new test based on inertial measurement unit (IMU) technology, for measuring cervical posture and motor control in children with cerebral palsy (CP) and to evaluate its validity and reliability. Methods: Twenty-four individuals with CP (4–14 years) and 24 gender- and age-matched controls were evaluated with a new test based on IMU technology to identify and measure any movement in the three spatial planes while the individual is seated watching a two-minute video. An ellipse was obtained encompassing 95% of the flexion/extension and rotation movements in the sagittal and transversal planes. The protocol was repeated on two occasions separated by 3 to 5 days. Construct and concurrent validity were assessed by determining the discriminant capacity of the new test and by identifying associations between functional measures and the new test outcomes. Relative reliability was determined using the intraclass correlation coefficient (ICC) for test–retest data. Absolute reliability was obtained by the standard error of measurement (SEM) and the Minimum Detectable Change at a 90% confidence level (MDC₉₀). Results: The discriminant capacity of the area and both dimensions of the new test was high (Area Under the Curve \approx 0.8), and consistent multiple regression models were identified to explain functional measures with new test results and sociodemographic data. A consistent trend of ICCs higher than 0.8 was identified for CP individuals. Finally, the SEM can be considered low in both groups, although the high variability among individuals determined some high MDC₉₀ values, mainly in the CP group. Conclusions: The new test, based on IMU data, is valid and reliable for evaluating posture and motor control in children with CP.

Keywords: pediatric neurological disease; inertial sensors; control motor assessment

Design, Validity, and Reliability of a New Test, Based on an Inertial Measurement Unit System, for Measuring Cervical Posture and Motor Control in Children with Cerebral Palsy

Cristina Carmona-Pérez ^{1,2}, Alberto Pérez-Ruiz ³, Juan L. Garrido-Castro ^{4,5}, Francisco Torres Vidal ⁴, Sandra Alcaraz-Clariana ^{2,3}, Lourdes García-Luque ², Daiana Priscila Rodrigues-de-Souza ³, * and Francisco Albuquerque-Sendín ^{3,5}

¹ Centro de Recuperación Neurológica de Córdoba (CEDANE), 14005 Córdoba, Spain; mcarperes@yahoo.es

² Doctoral Program in Biomedicine, University of Córdoba, 14004 Córdoba, Spain; m72alcls@uco.es (S.A.-C.); lgarcial05@hotmail.com (L.G.-L.)

³ Department of Nursing, Pharmacology and Physical Therapy, Faculty of Medicine and Nursing, University of Córdoba, 14004 Córdoba, Spain; n62perua@uco.es (A.P.-R.); falburquerque@uco.es (F.A.-S.)

⁴ Department of Computer Science and Numerical Analysis, Rabanales Campus, University of Córdoba, 14071 Córdoba, Spain; cc0juanl@uco.es (J.L.G.-C.); frantorresvidal@gmail.com (F.T.V.)

⁵ Maimonides Biomedical Research Institute of Cordoba (IMIBIC), 14004 Córdoba, Spain

* Correspondence: drodrigues@uco.es

Abstract: Objective: The aim of this study was to design and propose a new test based on inertial measurement unit (IMU) technology, for measuring cervical posture and motor control in children with cerebral palsy (CP) and to evaluate its validity and reliability. Methods: Twenty-four individuals with CP (4–14 years) and 24 gender- and age-matched controls were evaluated with a new test based on IMU technology to identify and measure any movement in the three spatial planes while the individual is seated watching a two-minute video. An ellipse was obtained encompassing 95% of the flexion/extension and rotation movements in the sagittal and transversal planes. The protocol was repeated on two occasions separated by 3 to 5 days. Construct and concurrent validity were assessed by determining the discriminant capacity of the new test and by identifying associations between functional measures and the new test outcomes. Relative reliability was determined using the intraclass correlation coefficient (ICC) for test–retest data. Absolute reliability was obtained by the standard error of measurement (SEM) and the Minimum Detectable Change at a 90% confidence level (MDC_{90}). Results: The discriminant capacity of the area and both dimensions of the new test was high (Area Under the Curve ≈ 0.8), and consistent multiple regression models were identified to explain functional measures with new test results and sociodemographic data. A consistent trend of ICCs higher than 0.8 was identified for CP individuals. Finally, the SEM can be considered low in both groups, although the high variability among individuals determined some high MDC_{90} values, mainly in the CP group. Conclusions: The new test, based on IMU data, is valid and reliable for evaluating posture and motor control in children with CP.

Keywords: pediatric neurological disease; inertial sensors; control motor assessment

1. Introduction

Cerebral palsy (CP) is a group of permanent disorders, attributed to a non-progressive damage during the fetal period or during the first years of life (98), that affects the normal development of movement and posture, causing disability and activity limitations (22). Indeed, CP has been recognized as the most common origin of permanent physical disability in childhood, affecting between 1 to 3 per 1000 live births in Europe (9,99), and between 3 to 4 cases per 1000 among school-age children in the US (10). The diagnosis of CP is mainly based on the clinical presentation of motor function and postural disorders (22).

Although cerebral palsy is associated with sensory deficits, cognitive, communication, and behavioral disorders, together with epilepsy and motor function disorders, represent the core symptoms (22), with spastic paresis being one of the most common forms of presentation (12,17). This impairs the posture (100) and motor control (101), including the craniocervical region. The negative consequences of the alterations on posture and motor control of the craniocervical region

in CP include, among others, an exacerbation of any feeding or swallowing disorder by the appearance of abnormal muscle tone and movement patterns (102); a deterioration of the visual and vestibular senses, since the head is responsible for the directional orientation and its movements influence and are influenced by the information that both sensory faculties provide (34,103); and, also associated to the alterations of the cranial senses, an increased risk of falls, because the maintenance of head stability has been identified as an important part of locomotor activity (36). Commonly, the assessment tools used for motor disorders in CP are based on the observation of individual functional abilities (23,104,105); however, these measures are considered subjective (67,103). Indeed, other specific approaches are also necessary in clinical settings and in research (103,106) based on the analysis of movement and posture (107).

One of the most used assessment tools to study human position and movements are the inertial measurement units (IMUs), due to their portability, ease of application, the high quality of obtained data, and low energy consumption (108). Nevertheless, as occurs with any new assessment tool, all the IMU applications should be completely described, reproducible, and validated (108–110) to establish clinical meaningfulness and predictive importance (79,107,111). Thus, the IMUs have been successfully applied in the study of specific features of neurological diseases, such as range of motion in stroke (87), Parkinsonian tremor (86,112), or balance in multiple sclerosis (84,113). In neurological pediatrics, and specifically in lower limbs and gait analysis, the validity and reliability of IMUs has been demonstrated (92,114). To date, few studies have evaluated the craniocervical features of IMUs applications in CP, although those available have obtained good validity and reliability results (67,115).

Thus, the aim of this study was to design and propose a new test based on IMU technology for measuring cervical posture and motor control in children with CP. Further, the aim included the determination of the metric features, in terms of validity and reliability, of the new test when applied in children with CP and healthy controls. We hypothesized that the new test would display good validity and good test–retest reliability in children with CP and healthy controls, which would allow its implementation in clinical setting.

2. Materials and Methods

2.1. Individuals

The design of the new test was developmental and descriptive. Subsequently, a clinical measurement study assessing construct and content validity, and test–retest reliability was performed in a two-stage repeated measures design, which took place from January 2018 to March 2020. Patients with CP were recruited from the private Neurological Recovery Center of Córdoba (CEDANE), in Spain, using non-probabilistic sampling of consecutive cases. The inclusion

criteria were children from 4 to 14 years old diagnosed with CP; sufficient cognitive and behavioral skills for understanding tasks and following simple instructions; Gross Motor Function Classification System (GMFCS) levels I–IV; a level of 3 or higher in the Manual Muscle Test of cervical muscles (116,117); clinically stable. The exclusion criteria were aggressive/self-injurious behavior; uncontrolled epilepsy/seizures (stable epilepsy with medication for more than 12 weeks); involuntary/uncontrollable head or trunk movement that prevent the application of the study protocol; orthopedic surgery at least 1 year before the evaluation; administration of botulinum toxin at least 6 months before the evaluation; treatment with anti-spasticity drugs at the time of the assessments; bone deformities, contractures or tactile hypersensitivity that do not allow the body alignment; severe visual limitations; suffering from pain; participation in other biomedical research.

A group of control individuals, with no neurological or other impairments, matched for gender and age (± 2 years), were also selected. They were recruited via the researchers' personal contacts and from the University of Córdoba (Spain).

The Body Mass Index was determined for all subjects, according to the Z-score of the United States Centers for Disease Control and Prevention (118). The CP individuals were classified regarding the type of movement disorders (e.g., spastic, dyskinetic, ataxic, mixed) (119,120). Further, the spasticity was assessed with the modified Ashworth scale for cervical flexor, extensor, and sternocleidomastoid muscles. This scale has shown acceptable reliability in CP (47), and it is scored as follows. 0: No increase in muscle tone. 1: Slight increase in muscle tone, manifested by minimal resistance at the end of the range of motion in flexion or extension. 1+: Slight increase in muscle tone, manifested by minimal resistance in less than half of the ROM. 2: More marked increase in muscle tone, but affected part(s) can be easily moved. 3: Considerable increase in muscle tone, passive movement difficult. 4: Affected part(s) rigid in flexion or extension (121).

All parents or caregivers of study individuals gave their informed consent prior to participating in the study. This study protocol was approved by the Ethics Committee of Reina Sofía University Hospital (reference 3680-17, 6 November 2017 approved).

The sample size required to test the concurrent validity between the outcomes of the new test and functional scores was based on a bilateral Pearson's correlation coefficient, assuming an expected correlation of $r \geq 0.60$, a level of significance of 5%, and 90% power. Thus, we determined that at least 21 individuals were necessary in the CP group. In addition, based on previous studies (115,122,123), and considering an intraclass correlation coefficient (ICC) of 0.8, an accuracy of 0.23, and a level of significance of 5%, the estimated sample should consist of at least 22 individuals (Tamaño de la muestra 1.1[®] software (Pontificia Universidad Javeriana,

Bogotá, Colombia). Due to the follow-up period, 10% data loss was expected, and 24 individuals were assessed in each group.

2.2. Cervical Motor Control Test Development and Application

To develop the new test, a literature research and two proofs of concept were performed to improve the content validity of the new test (124). The first proof of concept consisted of the assessment of the protocol feasibility in two children, one of which was a CP patient and one of which was a healthy child. Both assessments were recorded and submitted to a focus group of four experienced professionals from diverse healthy science backgrounds (pediatric physical therapy (Cristina Carmona-Pérez), musculoskeletal physical therapy (Daiana Priscila Rodrigues-de-Souza), research methodology (F.A.-S.), and biomechanical engineering (Juan L. Garrido-Castro). The size of the group was restricted to facilitate discussion. The second proof of concept aimed to test the IMU protocol regarding the collection, extraction, transfer, and analysis of data. One more assessment was performed in a healthy child, and all data were analyzed by the biomechanics engineer (Juan L.s Garrido-Castro) who participated in the first proof of concept and a computing engineer (Francisco Torres Vidal). The recorded raw data based on flexion/extension and rotation angles were plotted and following a covariance calculation, an eigenvalues and chi-square distribution were used to define the ellipse, which bounds 95% of the raw data. On the basis of the focus group discussion and the second proof of concept, the preliminary test was refined, resulting in the final version that was used in this study, as described below.

The general recommendations for assessments in children were applied. Thus, relatives or caregivers who were functionally involved and part of the daily relationship (relatives/caregiver/child) were included in the procedures (125,126). The evaluation was performed in a quiet room, in which the assessors and relatives/caregiver were present, alongside the study individual. No other people were present. The individual was seated on a non-swivel chair in a standardized manner. The chair was adapted in length, width, and height to the anthropometric characteristics of each child, and straps and other orthopedic elements were used when necessary to secure and reproduce the body alignment according to the usual posture of the child. Moreover, the child and the caregivers were asked to report any discomfort while seated. A flexible and adjustable strap was attached to the head to support an IMU Shimmer3[®] sensor placed on the individual's forehead. The sensor captured the orientation in the three planes of movement at 50 Hz, and it was connected to an android mobile phone using iUCOTrack[©] software (iSAB, Córdoba, Spain) (69,77) for the acquisition and processing of the raw data. To calibrate the IMU, at the beginning of the test, the child was instructed to keep the eyes fixed on

the monitor of a laptop (17" screen), placed 1 m in front of the child (Figure 1). The assessor observed that there were no deviations from this position, which was determined as the initial static position, from which the differences in the three planes of movement were collected. Next, a two-minute video, chosen by the child among various cartoons and music videos, was shown to the individual. Specific instructions were given to the individual to perform the test, as follows: "You will be watching the video for 2 min, and you have to be as still as possible". The individuals were also instructed to avoid shoulder or thoracic movements. They were asked whether any pain appeared during the evaluation. In the event of pain, the procedures were interrupted. All tests were performed by an experienced physiotherapist (C.C-P.), with over 15 years' experience working with CP patients.



Figure 1. Inertial measurement unit (IMU) test application: sensor, subject, and laptop location.

For reliability purposes, data were collected on two different occasions, 3 to 5 days apart, applying the same protocol. On the second day, the assessor was blinded to all previous data (108).

The first 10 s of the test were removed for the data processing of each test. Subsequently, a Butterworth low-pass frequency filter of 10 Hz was applied. The variables obtained can be divided into two types. The first type is the characterization of the registered movements, considering angle (in relation to the initial position), angular velocity, angular acceleration in the three planes, and total angle distance covered during the test. The Root Mean Square (RMS) of the angular displacement, as well as its velocity and acceleration, were analyzed in each plane

and summarized. Besides the movement per plane (sagittal-flexion/extension, transverse-rotation, coronal-lateral bending), a mean angle, as the mean of the three orientation angles, was calculated. The second type includes the components of an ellipse obtained by calculating the eigenvalues of the covariance matrix between the flexion/extension and rotation angle that covers 95% of the data (Figure 2). The area of the ellipse, the angle (direction of the principal axis), the size of its flexion/extension displacements on the ellipse (A-dimension), and measures related to rotation displacements (B-dimension) were the dependent variables.

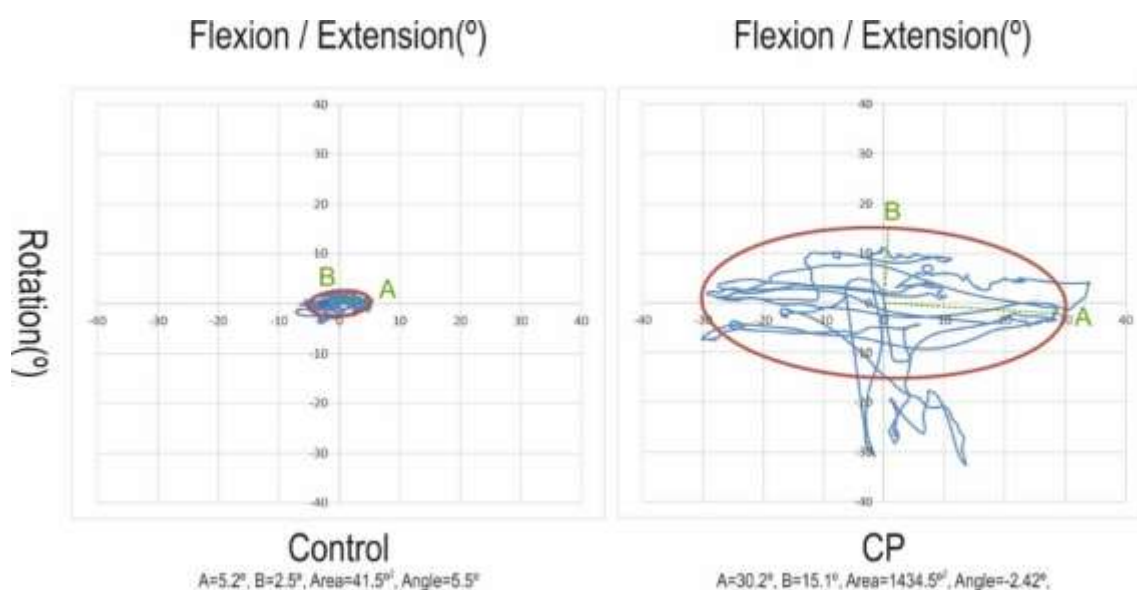


Figure 2. Ellipse encompassing 95% of the flexion/extension and rotation displacements for control and cerebral palsy (CP) individuals.

2.3. Functional Assessment

To evaluate the functional state in CP individuals, two approaches were applied. First, for assessing the execution of motor skills, the Gross Motor Function Measure (GMFM-88) was applied (58). The GMFM-88 consists of 88 items grouped into five dimensions: A (lying and rolling, composed of 17 items), B (sitting, composed of 20 items), C (crawling and kneeling, composed of 14 items), D (standing, composed of 13 items), and E (walking, running, and jumping, composed of 24 items). Each item is scored on a Likert scale (4 points for each item). A percentage score is calculated for each dimension. Overall scores can also be calculated as the mean of the five dimension scores (127). The reliability, validity, and responsiveness of the GMFM-88 scores are documented for children with cerebral palsy (128,129). The Spanish version of the GMFM-88, which has shown excellent reliability, for inter-assessor (ICC = 0.998–1; 95% confidence interval (95% CI) = 0.986–1), intra-assessor (ICC = 0.999–1; 95% CI = 0.999–1) and

test–retest (ICC = 0.991–1; 95% CI = 0.971–1), both by dimensions and total score, was used in this study (52,130).

Subsequently, the Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI) was applied to assess the performance of activities relevant to daily function in both activity and participation domains. The PEDI evaluates 197 specific tasks divided into three domains: Self-Care (composed of 73 items), Mobility (composed of 59 items), and Social Function (composed of 65 items). All the items in each domain are scored as follows: a score of 1 indicates capability of performing the described task independently; a score of 0 indicates inability to perform a task or requiring assistance. The sum of scores on each item for each domain is calculated, and finally, the global score is obtained by the sum of the three domain scores. The PEDI has shown good psychometric properties (129,131). The Spanish version of the PEDI, which has shown high internal consistency (Cronbach's alpha = 0.930; 95% CI = 0.890–0.950) and excellent test–retest reliability (ICC = 0.980, 95% CI = 0.982–0.993 for the Self-Care domain; ICC = 0.990, 95% CI = 0.990–0.996 for the Mobility domain; ICC = 0.980, 95% CI = 0.972–0.990 for the Social Function), was used in this study (63).

2.4. Statistical Analysis

Frequencies, percentages, means, standard deviations, and 95% CI were used for describing quantitative and qualitative variables. The normality of the quantitative variables was tested and confirmed using the Shapiro–Wilk test ($p > 0.05$).

2.4.1. Validity Analysis

Construct validity was determined in two different manners by comparing the outcomes of the new test obtained during the assessment on the first day between CP individuals and the control group. First, the differences in outcome data between both groups were identified using unpaired t-tests. Secondly, also, a Receiver Operating Characteristic (ROC) curve was applied to assess whether the new test data were able to discriminate between CP individuals and controls. The Area Under the Curve (AUC) and the statistical significance of the ROC curve were reported. Furthermore, the same analyses were performed between the non-wheelchair user individuals (GMFS I–II) and wheelchair user individuals (GMFS III–IV) of the CP group. In this case, the Mann–Whitney U test was applied to compare both subgroups of CP individuals.

To assess concurrent validity, in the CP group, the Pearson's correlation coefficient (r) was applied among sociodemographic data and outcomes obtained during the first day assessment, GMFM and PEDI domains, and total scores. Correlation coefficient values were

considered as weak (0.0 to 0.3), moderate (0.4 to 0.6), or strong (0.7 to 1.0) (132). Furthermore, the new test results, along with the sociodemographic data, were included in a stepwise multiple regression model to estimate whether these variables can explain the variance of the functional state (GMFM-88 total score and PEDI total score) of the individuals. Multicollinearity and shared variance were assessed, defined as $r > 0.80$ between the variables. A p -value of 0.05 was set as the significance criterion of the critical F value for entry into the regression equation. The changes in R^2 were reported after each step of the model.

2.4.2. Reliability Analysis

The relative test–retest reliability of new test outcomes, based on the assessments performed on different days, was determined by calculating ICC for test–retest reliability (ICC2,1) in each group (133). ICC values below 0.20 were considered poor, from 0.21 to 0.40 were considered reasonable, from 0.41 to 0.60 were moderate, from 0.61 to 0.80 were good, and from 0.81 to 1.00 were very good (123). Paired t-tests were also used to analyze the differences between outcome data between both days.

The absolute reliability was assessed using the standardized error of measurement (SEM), which was calculated as $SEM = SD_{pooled} \times \sqrt{1-ICC}$, where SD_{pooled} is the standard deviation of the scores, and the minimum detectable change (MDC) at 90% confidence level was calculated as $SDC = 1.96 \times \sqrt{2} \times 1.64$.

The SEM provides a value for the random measurement error in the same unit as the measurement itself, which quantifies the variability within the individual and reflects the amount of measurement error among assessments (134,135). The MDC is an estimate of the smallest amount of change that can be objectively detected as a true change outside the measurement error when separate measures are performed (134,136). Furthermore, the MDC_{90} was used to determine the effectiveness of interventions (122).

All hypothesis tests were considered significant if p was less than 0.05, because the validity and reliability analyses were based on independent *a priori* hypotheses (137). The data were managed and analyzed with IBM-SPSS®, version 25.

3. Results

The present study included 24 children in the CP group and 24 children in the control group. The mean age of the sample was 9.0 ± 3.3 years. In total, 62.5% of the CP individuals were non-wheelchair users (GMFCS levels I-II), whereas 37.5% were considered wheelchair users (GMFCS levels III-IV). Regarding the type of movement disorders in the CP group, 83.3% of

the individuals were spastic, while 12.5% were dyskinetic, and 4.2% were classified as mixed. None of the individuals presented a score of more than 2 in the modified Ashworth scale in any cervical muscle group, and none of the individuals suffered from pain while undergoing the evaluations. Table 1 displays detailed descriptive data.

Table 1. Demographic and clinical characteristics of the individuals.

| | CP Group (n = 24) | Control Group (n = 24) | p-Value |
|------------------------------------|--|------------------------|---------|
| Age (years) | 9.1 (3.0) | 8.8 (3.2) | 0.720 |
| Sex (women/men) | 15/9 | 15/9 | |
| Weight (kg) | 28.5 (12.9) | 33.2 (14.0) | 0.250 |
| Height (m) | 1.33 (0.22) | 1.35 (0.23) | 0.736 |
| BMI (Z-score) | -0.15 (1.19) | 0.08 (1.30) | 0.171 |
| GMFCS level (frequency) | I: 11 ; II: 4 ; III: 1; IV: 8 | - | - |
| Type of motor disorder (frequency) | Spastic: 20 ; Dyskinetic: 3 ; Ataxic: 0 ; Mixed: 1 | - | - |
| GMFM-88 | | - | - |
| Dimension A | 81.7 (24.3) | - | - |
| Dimension B | 73.5 (32.9) | | |
| Dimension C | 62.8 (39.4) | | |
| Dimension D | 54.2 (39.4) | | |
| Dimension E | 46.1 (38.3) | - | - |
| Total score | 63.6 (33.7) | - | - |
| PEDI | | - | - |
| Self-Care | 24.1 (13.52) | - | - |
| Mobility | 20.1 (12.8) | - | - |
| Social Function | 18.8 (7.3) | - | - |
| Total Score | 63.0 (32.1) | - | - |

Quantitative data are expressed as mean (standard deviation). Abbreviations: CP, cerebral palsy; GMFCS, Gross motor function classification system; GMFM-88, Gross Motor Function Measure; PEDI, Pediatric Evaluation of Disability Inventory; BMI, body mass index.

3.1. Construct Validity

Considering the characterization of the movement variables, the angular movement in each plane and the mean was significantly greater in the CP group. Although the remaining variables were also greater in the CP group, statistical differences were not observed, which was probably due to the high variability of data. The same trend was identified in the ellipse variables, where all means were higher in the CP group, although the statistical significance was exclusively observed for the Area, A-dimension, and B-dimension (Table 2).

Table 2. Comparison of the new test results obtained on the first day between the CP and control groups.

| | CP group (n = 24) | Control group (n = 24) | Mean difference (95% CI) | p-value |
|--|----------------------|---------------------------|-----------------------------|---------|
| Movement characteristics | | | | |
| Flexion-extension angle (°) | 8.59 (8.69) | 3.93 (2.88) | -4.66 (-8.56; -0.75) | 0.021 |
| Rotational angle (°) | 10.29 (11.30) | 2.57 (2.53) | -7.72 (-12.70; -2.75) | 0.004 |
| Lateral angle (°) | 7.16 (6.01) | 2.59 (2.36) | -4.57 (-7.32; -1.83) | 0.002 |
| Mean angle (°) | 8.68 (7.78) | 3.03 (2.20) | -5.65 (-9.11; -2.19) | 0.002 |
| Flexion-extension velocity (°/s) | 8.77 (9.92) | 4.85 (3.97) | -3.92 (-8.45; 0.61) | 0.087 |
| Rotational velocity (°/s) | 10.35 (14.64) | 4.24 (5.75) | -6.11 (-12.79; 0.57) | 0.071 |
| Lateral velocity (°/s) | 8.22 (9.25) | 4.72 (4.22) | -3.49 (-7.79; 0.81) | 0.107 |
| Mean velocity (°/s) | 9.11 (11.13) | 4.61 (4.56) | -4.51 (-9.61; 0.59) | 0.081 |
| Flexion-extension acceleration (°/s ²) | 128.75 (157.13) | 107.92 (75.53) | -20.82 (-94.40; 52.75) | 0.568 |
| Rotational acceleration (°/s ²) | 128.54 (175.01) | 91.48 (62.83) | -37.06 (-116.23; 42.11) | 0.345 |
| Lateral acceleration (°/s ²) | 142.52 (159.44) | 121.98 (92.79) | -20.53 (-97.85; 56.78) | 0.593 |
| Mean acceleration (°/s ²) | 133.27 (162.05) | 107.13 (75.02) | -26.14 (-101.60; 49.32) | 0.485 |
| Ellipse variables | | | | |
| Distance (°/s) | 11.61 (13.75) | 6.43 (4.86) | -5.18 (-11.39; 1.04) | 0.099 |
| Area (° ²) | 857.18 (1374.52) | 91.33 (206.35) | -765.85 (-1364.98; -166.72) | 0.015 |
| Angle (°) | 7.01 (27.01) | 0.64 (21.80) | -6.38 (-20.59; 7.83) | 0.371 |
| A-dimension (°) | 12.34 (12.24) | 4.59 (3.32) | -7.75 (-13.18; -2.31) | 0.007 |
| B-dimension (°) | 13.25 (13.96) | 3.65 (5.11) | -9.60 (-15.92; -3.27) | 0.004 |

Data are expressed as mean (standard deviation). Abbreviations: CP, cerebral palsy; CI, confidence interval.

The highest discrimination between case and controls was shown by B-dimension and the area of the ellipse (Area Under the Curve (AUC) > 0.8). The A-dimension also achieved statistical significance, with Distance and Angle of the ellipse without discriminant capacity (AUC ≈ 0.5). The Receiver Operating Characteristic (ROC) curve of the summarized variables of the

characterization of movements showed that only the mean angle was able to discriminate between CP and control individuals (AUC = 0.746; $p < 0.05$) (Supplementary Materials Figure S1).

None of the variables concerning characterization of the movement were able to discriminate non-wheelchair users and wheelchair users, whereas the AUCs of the Area and A-dimension were statistically significant (AUC = 0.708 and 0.808, respectively) (Supplementary Materials Figure S2). The only variable that revealed statistical differences between both subgroups of CP individuals were the flexion-extension angle and the A-dimension of the ellipse.

3.2. Concurrent Validity

A consistent trend of moderate and strong associations between the functional scores and the results of the new test was detected. Thus, flexion-extension angle, mean angle, lateral velocity, and angle and Dimension-A of the ellipse were correlated to all the GMFM-88 dimensions and total score. On the contrary, flexion-extension acceleration, rotational acceleration, and Dimension-B of the ellipse were not associated to any GMFM-88 result (Table 3).

For PEDI, all the results of the new tests were correlated with the PEDI Self-Care domain, and with all PEDI domains and total score in many cases. Furthermore, the Self-Care domain was correlated with all the new test outcomes. This pattern included some strong correlation coefficients involving flexion-extension angle root mean square error (RMSE) and Dimension-A of the ellipse and PEDI scores (Table 3).

Table 4 summarizes the hierarchical regression analysis for both functional total scores. For the GMFM-88 total score, the model achieved a 63.8% explanation of variance including the flexion-extension angle RMSE and two sociodemographic variables. Thus, the regression coefficients showed that lower flexion-extension movement (explaining 43%), age, and higher height were associated with higher GMFM-88 values. In this case, no variable of the ellipse was included in the model.

When the PEDI total score was considered the dependent variable, a model including two variables of the ellipse, the rotational acceleration and age, explained 83.3% of the variance. Thus, the regression coefficients showed that a more reduced area (explaining 56%) and distance of the ellipse, age, and higher rotation acceleration were associated with higher PEDI value

Table 3. Correlations between sociodemographic, new test outcomes, and functional scores in the CP group (n = 24).

| | Dimension A | Dimension B | Dimension C | Dimension D | Dimension E | GMFM-88 total score | Self-Care | Mobility | Social Function | PEDI total score |
|--------------------------------|----------------|----------------|---------------|---------------|---------------|---------------------|----------------|----------------|-----------------|------------------|
| Age | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. |
| Weight | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. |
| Height | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. |
| BMI | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | 0.414; 0.048 | n.s. | 0.596; 0.003 | 0.442; 0.035 |
| Flexion-extension angle | -0.738; <0.001 | -0.677; <0.001 | -0.615; 0.002 | -0.589; 0.003 | -0.626; 0.001 | -0.663; 0.001 | -0.723; <0.001 | -0.702; <0.001 | -0.590; 0.003 | -0.715; <0.001 |
| Rotational angle | -0.446; 0.033 | n.s. | n.s. | n.s. | -0.432; 0.040 | n.s. | -0.575; 0.004 | -0.472; 0.023 | -0.583; 0.004 | -0.561; 0.005 |
| Lateral angle | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | -0.465; 0.026 | n.s. | -0.476; 0.022 | -0.419; 0.046 | -0.463; 0.026 | -0.472; 0.026 |
| Mean angle | -0.569; 0.005 | -0.523; 0.010 | -0.478; 0.021 | -0.451; 0.031 | -0.562; 0.005 | -0.530; 0.009 | -0.670; <.001 | -0.597; 0.003 | -0.622; 0.002 | -0.660; 0.001 |
| Flexion-extension velocity | -0.516; 0.012 | -0.447; 0.032 | -0.415; 0.049 | -0.348 | -0.434; 0.034 | -0.439; 0.036 | -0.574; 0.004 | -0.479; 0.021 | -0.516; 0.012 | -0.549; 0.007 |
| Rotational velocity | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | - 0.500 | n.s. | - 0.490 | n.s. |
| Lateral velocity | -0.557; 0.006 | -0.508; 0.013 | -0.467; 0.025 | -0.415; 0.049 | -0.480; 0.020 | -0.495; 0.016 | -0.621; 0.002 | -0.535; 0.009 | -0.573; 0.004 | -0.604; 0.002 |
| Mean velocity | -0.472; 0.023 | -0.414; 0.048 | n.s. | n.s. | -0.428; 0.041 | -0.416; 0.048 | -0.562; 0.005 | -0.462; 0.026 | -0.527; 0.010 | -0.539; 0.008 |
| Flexion-extension acceleration | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | -0.427; 0.042 | n.s. | n.s. | n.s. |
| Rotational acceleration | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | -0.442; 0.035 | n.s. | n.s. | -0.417; 0.046 |
| Lateral acceleration | -0.521; 0.011 | -0.472; 0.023 | -0.426; 0.042 | n.s. | n.s. | -0.443; 0.034 | -0.573; 0.004 | -0.477; 0.021 | -0.542; 0.008 | -0.553; 0.006 |
| Mean acceleration | -0.432; 0.039 | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | -0.485; 0.019 | n.s. | -0.443; 0.034 | -0.459; 0.028 |
| Distance | -0.481; 0.020 | -0.423; 0.044 | n.s. | n.s. | -0.424; 0.044 | -0.418; 0.047 | -0.560; 0.005 | -0.462; 0.026 | -0.526; 0.010 | -0.538; 0.008 |
| Area | -0.578; 0.004 | -0.504; 0.014 | -0.461; 0.027 | n.s. | -0.477; 0.021 | -0.489; 0.018 | -0.640; 0.001 | -0.545; 0.007 | -0.606; 0.002 | -0.623; 0.001 |
| Angle | -0.417; 0.048 | -0.478; 0.021 | -0.429; 0.041 | -0.453; 0.030 | -0.439; 0.036 | -0.460; 0.027 | -0.470; 0.024 | -0.495; 0.016 | -0.516; 0.016 | -0.511; 0.016 |
| A-dimension | -0.711; <0.001 | -0.649; 0.001 | -0.595; 0.003 | -0.568; 0.005 | -0.639; 0.001 | -0.647; 0.001 | -0.754; <0.001 | -0.703; <0.001 | -0.700; <0.001 | -0.748; <0.001 |
| B-dimension | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | -0.540; 0.008 | -0.423; 0.044 | -0.575; 0.004 | -0.525; 0.010 |

Data are expressed as *r* correlation coefficient (*p*-value). Abbreviations: CP, cerebral palsy; GMFM-88, Gross Motor Functional Measure; n.s.: not significant; BMI indicates body mass index.

Table 4. Summary of the stepwise regression analyses to determine predictors of functional state (GMFM-88 and PEDI total scores) of CP individuals (n = 24).

| | Predictor variables | B | Standard error B | 95% CI | B | t | p | R ² adjusted |
|-------------------------|--------------------------------|---------|------------------|-----------------|--------|--------|--------|-------------------------|
| GMGM-88 total score | Step 1 Flexion-extension angle | -2.569 | 0.633 | -3.885, -1.254 | -0.663 | -4.062 | 0.001 | 0.413 |
| | Step 2 | | | | | | | |
| | Flexion-extension angle | -2.734 | 0.587 | -3.959, -1.508 | -0.706 | -4.653 | <0.001 | 0.548 |
| | Age | -3.428 | 1.573 | -6.708, -0.147 | -0.331 | -2.180 | 0.041 | |
| | Step 3 | | | | | | | |
| | Flexion-extension angle | -2.607 | 0.542 | -3.741, -1.472 | -0.673 | -4.809 | <0.001 | 0.638 |
| | Age | -8.634 | 2.791 | -14.485, -2.800 | -0.833 | -3.096 | 0.006 | |
| | Height | 100.671 | 46.130 | 4.121, 197.222 | 0.591 | 2.182 | 0.042 | |
| | PEDI total score | Step 1 | | | | | | |
| Area | | -1.963 | 0.380 | -2.753, -1.173 | -0.748 | -5.170 | <0.001 | 0.560 |
| Step 2 | | | | | | | | |
| Area | | -3.037 | 0.577 | -4.242, -1.833 | -1.158 | -5.261 | <0.001 | 0.653 |
| Rotational acceleration | | 0.094 | 0.040 | 0.010, 0.178 | 0.511 | 2.322 | 0.031 | |
| Step 3 | | | | | | | | |
| Area | | -2.747 | 0.508 | -3.814, -1.681 | -1.047 | -5.412 | <0.001 | 0.790 |
| Rotational acceleration | | 0.255 | 0.068 | 0.111, 0.398 | 1.387 | 3.721 | 0.002 | |
| Age | | -2.265 | 1.078 | -4.530, -0.001 | -0.229 | -2.102 | 0.050 | |
| Step 4 | | | | | | | | |
| Area | -2.486 | 0.484 | -3.502, -1.470 | -0.947 | -5.139 | <0.001 | 0.833 | |
| Rotational acceleration | 0.357 | 0.082 | 0.186, 0.529 | 1.946 | 4.373 | <0.001 | | |
| Age | -3.012 | 0.967 | -5.043, -0.981 | -0.304 | -3.116 | 0.006 | | |
| Distance | -3.837 | 1.158 | -6.270, -1.405 | -1.643 | -3.314 | 0.004 | | |

Abbreviations: CP, cerebral palsy; GMFM-88, Gross Motor Functional Measure; PEDI, Pediatric Evaluation of Disability Inventory.

3.3. Test–Retest Reliability

In general, the reliability analysis determined that the ICCs were higher in the CP group than in the control group. Specifically, the ICCs of the CP group ranged from 0.82 to 0.94, except for the Angle and A-dimension of the ellipse, which were lower. For the control group, the values were more variable, ranging from 0.51 to 0.94. The highest values were showed by angle RMSE and area and A-dimension of the ellipse (ICC > 0.9). The 95% CI of all outcomes and both groups showed a trend of (upper limit: ICC + 0.3, lower limit: ICC – 0.3), with the exceptions of lateral and rotational accelerations RMSE, and distance and angle of the ellipse, of the control group, which showed a higher amplitude of the 95% CI. No differences were detected between data obtained on both days for any outcomes and for both groups ($p > 0.05$).

The absolute reliability data were variable, with the SEM of angular movements below 3.2° , and the velocity equal or below $4.0^\circ/s$ for both groups in all cases. For the ellipse variables, the SEM were higher for the CP group. This trend was also observed for the MDC₉₀ with higher values for the CP group, which was associated with the variability of the results among individuals. All reliability results were included in Table 5.

Table 5. Test–retest reliability of the new test outcomes.

| Intra-day reliability | | | | |
|--|--------------------------------------|----------------------|--------|-------------------|
| Spatial Plane | Second Day Data (Standard Deviation) | ICC (95% CI) | SEM | MDC ₉₀ |
| CP group (<i>n</i> = 24) | | | | |
| Flexion-extension angle (°) | 8.29 (6.30) | 0.826 (0.579, 0.928) | 3.13 | 7.25 |
| Rotational angle (°) | 8.50 (8.48) | 0.918 (0.804, 0.966) | 2.83 | 6.57 |
| Lateral angle (°) | 6.67 (6.16) | 0.821 (0.566, 0.926) | 2.58 | 5.97 |
| Mean angle (°) | 7.82 (6.22) | 0.923 (0.817, 0.968) | 1.94 | 4.51 |
| Flexion-extension velocity (°/s) | 9.81 (9.00) | 0.921 (0.812, 0.967) | 2.66 | 6.16 |
| Rotational velocity (°/s) | 11.71 (13.03) | 0.916 (0.799, 0.965) | 4.00 | 9.30 |
| Lateral velocity (°/s) | 8.67 (8.21) | 0.889 (0.731, 0.954) | 2.91 | 6.75 |
| Mean velocity (°/s) | 10.06 (9.88) | 0.919 (0.805, 0.966) | 2.99 | 6.93 |
| Flexion-extension acceleration (°/s ²) | 146.09 (153.44) | 0.914 (0.795, 0.964) | 45.54 | 105.61 |
| Rotational acceleration (°/s ²) | 138.06 (138.83) | 0.882 (0.714, 0.951) | 54.91 | 125.02 |
| Lateral acceleration (°/s ²) | 141.31 (127.34) | 0.854 (0.645, 0.939) | 54.79 | 127.07 |
| Mean acceleration (°/s ²) | 141.82 (137.58) | 0.892 (0.739, 0.955) | 49.23 | 114.19 |
| Distance (°/s) | 11.83 (11.20) | 0.929 (0.829, 0.971) | 3.32 | 7.71 |
| Area (° ²) | 944.56 (1599.32) | 0.901 (0.761, 0.959) | 467.85 | 1085.09 |
| Angle (°) | -2.48 (22.44) | 0.595 (0.334, 0.618) | 15.74 | 36.50 |
| A-dimension (°) | 13.11 (10.67) | 0.770 (0.439, 0.905) | 5.49 | 12.74 |
| B-dimension (°) | 14.35 (16.72) | 0.941 (0.860, 0.976) | 3.73 | 8.64 |

| Control group (<i>n</i> = 24) | | | | |
|--|----------------|----------------------|-------|--------|
| Flexion-extension angle (°) | 4.45 (4.49) | 0.652 (0.388, 0.850) | 2.18 | 5.04 |
| Rotational angle (°) | 2.45 (2.38) | 0.894 (0.757, 0.954) | 0.80 | 1.86 |
| Lateral angle (°) | 2.08 (1.64) | 0.774 (0.486, 0.901) | 0.95 | 2.21 |
| Mean angle (°) | 2.99 (2.43) | 0.934 (0.849, 0.972) | 0.59 | 1.38 |
| Flexion-extension velocity (°/s) | 4.13 (2.23) | 0.704 (0.332, 0.870) | 1.69 | 3.91 |
| Rotational velocity (°/s) | 3.22 (3.48) | 0.839 (0.631, 0.930) | 1.85 | 4.29 |
| Lateral velocity (°/s) | 4.02 (2.37) | 0.656 (0.321, 0.850) | 1.93 | 4.48 |
| Mean velocity (°/s) | 3.79 (2.49) | 0.751 (0.437, 0.891) | 1.76 | 4.08 |
| Flexion-extension acceleration (°/s ²) | 98.09 (60.10) | 0.637 (0.365, 0.843) | 40.86 | 94.76 |
| Rotational acceleration (°/s ²) | 77.84 (55.80) | 0.578 (0.048, 0.816) | 38.53 | 89.37 |
| Lateral acceleration (°/s ²) | 105.27 (62.22) | 0.495 (0.000, 0.780) | 54.08 | 127.74 |
| Mean acceleration (°/s ²) | 93.74 (56.87) | 0.587 (0.263, 0.820) | 42.38 | 98.29 |
| Distance (°/s) | 5.45 (2.86) | 0.522 (0.000, 0.791) | 2.67 | 6.19 |
| Area (° ²) | 82.59 (214.80) | 0.927 (0.831, 0.968) | 56.89 | 131.96 |
| Angle (°) | 3.02 (20.41) | 0.514 (0.000, 0.792) | 14.71 | 34.13 |
| A-dimension (°) | 4.98 (3.58) | 0.944 (0.871, 0.976) | 0.82 | 1.89 |
| B-dimension (°) | 3.01 (3.98) | 0.841 (0.637, 0.931) | 1.81 | 4.20 |

Abbreviations: CP, cerebral palsy; IMU, inertial measurement unit; ICC, intraclass correlation coefficient; CI, confidence interval; SEM, standard error of measurement; MDC, minimum detectable change.

4. Discussion

The application of a new test based on IMU technology for assessing the motor control of the craniocervical region in CP children has been demonstrated as being both valid and reliable. Furthermore, no individuals suffered from pain or any other complaint during the execution of the test, confirming the hypotheses and increasing the possibilities of applying this test in clinical settings. This new test was able to discriminate between CP individuals and controls, with better results for some of the ellipse variables. Furthermore, the new test variables were moderate to strongly associated with functional measures, and these total scores were partially explained by the combination of movement and ellipse variables of the new test and sociodemographic measures such as age and height. The relative reliability was very good, and the SEM for both groups were acceptably low. Some MDC_{90} could be high for test–retest comparisons among CP individuals, and caution is recommended when it is applied as a parameter to detect the effects of therapeutic interventions.

Previous research has determined the clinical areas of the application of IMUs in CP individuals; concretely, these have been used for the following: (1) Objective diagnosis of motor disorders; (2) Proprioceptive rehabilitation based on visual-motor feedback; and (3) Functional compensation by means of an inertial person–machine interface (67). Furthermore, instrumented methods, and specifically IMUs, may lead to a better understanding of the pathophysiological aspects of CP and help guide clinical decision making (e.g., quantifying deficits and determining progress in time) (111,138). The current study adds a new assessment tool for the diagnosis and assessment of craniocervical posture and motor control impairments in CP children. This is supported by the capacity to discriminate between cases and controls, which has reached its maximum capacity in the area and A and B-dimensions of the ellipse ($AUC \approx 0.8$).

Regarding applicability, the design of the test and the absence of complaints reported by individuals during the assessment demonstrates high feasibility and safety of the protocol, which can be used outside the laboratory. This characteristic is an important feature of any new instrumented propose for motor function assessment in cerebral palsy (111). In this sense, since motivation is a part of any attendance procedure in CP success, the ellipse obtained by the covariance matrix, its size and form, affords a form of visual feedback, which is easy to understand for clinicians, patients, and caregivers, as it has been reported for other applications of IMUs (139,140).

The link between postural control and functionality is well known (100). The current results of the new test showed a stable pattern of association with functional parameters in CP individuals, with this pattern being more evident for the performance of activities relevant to daily function in both activity and participation domains, assessed with PEDI, rather than the capacity

of execution of motor skills, assessed by the GMFM-88 (141). Thus, the amount of the flexion-extension movement was inversely proportional to the execution of motor function, which can be explained by the need of a constant motor control of the head against gravity to maintain the posture (115). Although a specific explanation of the relationship between age and gross motor function is beyond the objective of this paper, the different demands of the GMFM-88 according to patient age could justify this association. Interestingly, none of the variables of the ellipse were included in the gross motor function model, which may be due to a high capacity of the ellipse to detect fine motor control, as these features were more common in the tasks assessed with PEDI. Indeed, the area of the ellipse was able to explain over 50% of the variance of the functional abilities assessed with PEDI. Thus, a higher combination of movements on the sagittal and rotational planes were strongly associated with poorer functional tasks. Furthermore, when a bivariate approach was observed, the anterior–posterior dimension of the ellipse was strongly related to all PEDI results. Finally, the specific need for fast motor control adjustments when the patient is watching the computer screen, which is also necessary in many daily tasks, could explain the positive relation between function and rotational accelerations (83).

This pattern of association is highly relevant, since the functional questionnaires used in the current study evaluate the function of the whole body, which highlights the hegemony of the head in many tasks. Indeed, motor control of the head is relevant for balance (36), including static postures (142,143). Moreover, the poor motor coordination of the head in CP individuals can be a cause of difficulties in the planning and executing precise movements (67).

Most of the papers that have studied the validity of IMU applications in CP are focused on lower limb movements and gait (144–147), which limits their application to individuals with preserved gait. Our approach extends the validity assessment of motor control to subjects with GMFCS III and IV in a consistent approach. Furthermore, a lower validity of IMU applications concerning the rotational plane has been reported for determining the craniocervical range of motion in CP (115) and healthy individuals (83), which was not detected in the current study.

It has been reported that one of the strong points of IMUs is the high reliability trend of the assessments and the low errors of measurement: in general, between 2° and 5° (68,108). The relative test–retest analysis of the new test was, for almost all the variables, very good in the case of CP individuals, and good to very good in controls. In addition, the SEM, as a measure of absolute reliability, can be considered acceptable, since all angular values were below 4° in both groups. This can be considered a reference point, since the other characteristics of the movement, such as velocity or acceleration, are derived from the angular movements. Nevertheless, the MDC₉₀ of CP individuals were higher than the MDC₉₀ of controls—in some cases by more than 100%. In line with previous research findings involving IMUs (115), high MDC₉₀ hampers their applicability to detect an effect when a therapeutic intervention is applied in research or clinical

settings. The pattern of high relative reliability with less absolute reliability, mainly in CP individuals, is probably due to the high variability of the movement evaluations (148). In fact, ICC increases with higher between-individual variance (136). The heterogeneity of the level of patients' affection, the variation of spasticity states (39), and the training effect between both assessments (149) could explain part of the variability. Further research should identify whether more homogeneous subgroups show lower MDC.

Despite the promising results of the current study, some limitations were identified. First, the new test exclusively evaluates the craniocervical region, although all body regions can be affected by losses of motor function in CP patients. Nevertheless, limbs are usually more affected than the craniocervical region in children with severe CP (150), which could reduce the feasibility of the new assessment approaches. Thus, the craniocervical region can be identified as a good reference for the performance of motor control evaluations, as proposed in other research (67,107). Second, as previously commented, the metric features of any assessment tool are population specific. Indeed, the applicability of the new test is limited to similar samples. More research is necessary to apply these results to other age ranges or populations with specific levels of functional impairment. Third, the current study only assessed the craniocervical motor control in a specific, simple, and controlled setting, which cannot be extrapolated to more complex tasks and different conditions (108). In summary, further research is necessary, considering more complex assessment protocols and different populations, with the aim of standardizing technical procedures and obtaining normative data (83).

5. Conclusions

The new test for measuring cervical posture and motor control, based on IMU technology, is valid and reliable for CP children. However, caution is recommended when applying this test to detect the effects of an intervention. Its application in clinical settings can be considered feasible, providing a visual feedback that is easy to understand.

Supplementary Materials: The following are available online at <https://www.mdpi.com/2075-4418/10/9/661/s1>. Figure S1: Receiver operating characteristic (ROC) curve of the ellipse variables to discriminate between cerebral palsy individuals and controls; Figure S2: Receiver operating characteristic (ROC) curve of the ellipse variables to discriminate between non-wheelchair users and wheelchair users.

Author Contributions: All authors have read and agree to the published version of the manuscript. Conceptualization, C.C.-P., J.L.G.-C., D.P.R.-D.-S. and F.A.-S.; methodology, C.C.-P., J.L.G.-C., F.T.V., D.P.R.-D.-S. and F.A.-S.; formal analysis, J.L.G.-C. and F.A.-S.;

investigation, C.C.-P., A.P.-R., F.T.V., S.A.-C., D.P.R.-D.-S. and L.G.-L.; writing—original draft preparation, C.C.-P., J.L.G.-C., A.P.-R., F.T.V., S.A.-C., D.P.R.-D.-S., F.A.-S. and L.G.-L.; writing—review and editing, C.C.-P., J.L.G.-C., D.P.R.-D.-S. and F.A.-S.; project administration and funding acquisition, J.L.G.-C., D.P.R.-S. and F. A-S.

Funding: This research was funded by Consejería de Salud (Andalusian Government, Spain), grants PI-0324-2017 and PIN-0079-2016, and Instituto de Salud Carlos III grant DTS18/00046. The funding sponsor had no role in the design of the study; in the collection, analyses, or interpretation of data; in the writing of the manuscript, and in the decision to publish the results.

Acknowledgments: To the staff of Neurological Recovery Center (CEDANE, Córdoba, Spain) for their support during the recruitment of the sample.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

1. Bax, M.; Goldstein, M.; Rosenbaum, P.; Leviton, A.; Paneth, N.S.; Dan, B.; Jacobsson, B.; Damiano, D. Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Dev. Med. Child Neurol.* 2005, *47*, 571–576, doi:10.1017/s001216220500112x.
2. Sadowska, M.; Sarecka-Hujar, B.; Kopyta, I. Cerebral Palsy: Current Opinions on Definition, Epidemiology, Risk Factors, Classification and Treatment Options. *Neuropsychiatr. Dis. Treat.* 2020, *16*, 1505–1518, doi:10.2147/ndt.s235165.
3. Odding, E.; Roebroek, M.E.; Stam, H.J. The epidemiology of cerebral palsy: Incidence, impairments and risk factors. *Disabil. Rehabilitation* 2006, *28*, 183–191, doi:10.1080/09638280500158422.
4. Zeitlin, J.; Mohangoo, A.; Delnord, M. European Perinatal Health Report: Health and Care of Pregnant Women and Babies in Europe in 2010; Euro-Peristat: Paris, France, 2013.
5. Winter, S.; Autry, A.; Boyle, C.; Yeargin-Allsopp, M. Trends in the Prevalence of Cerebral Palsy in a Population-Based Study. *Pediatrics* 2002, *110*, 1220–1225, doi:10.1542/peds.110.6.1220.
6. Blair, E.M. Epidemiology of the Cerebral Palsies. *Orthop. Clin. N. Am.* 2010, *41*, 441–455, doi:10.1016/j.ocl.2010.06.004.
7. Agarwal, A.; Verma, I. Cerebral palsy in children: An overview. *J. Clin. Orthop. Trauma* 2012, *3*, 77–81, doi:10.1016/j.jcot.2012.09.001.
8. Pavão, S.L.; Dos Santos, A.N.; Woollacott, M.H.; Rocha, N.A.C.F. Assessment of postural control in children with cerebral palsy: A review. *Res. Dev. Disabil.* 2013, *34*, 1367–1375, doi:10.1016/j.ridd.2013.01.034.

9. Papageorgiou, E.; Simon-Martinez, C.; Molenaers, G.; Ortibus, E.; Van Campenhout, A.; Desloovere, K. Are spasticity, weakness, selectivity, and passive range of motion related to gait deviations in children with spastic cerebral palsy? A statistical parametric mapping study. *PLoS ONE* 2019, *14*, e0223363, doi:10.1371/journal.pone.0223363.
10. Redstone, F.; West, J.F. The importance of postural control for feeding. *Pediatr. Nurs.* 2004, *30*, 97–100.
11. Velasco, M.A.; Raya, R.; Muzzioli, L.; Morelli, D.; Otero, A.; Iosa, M.; Cincotti, F.; Rocon, E. Evaluation of cervical posture improvement of children with cerebral palsy after physical therapy based on head movements and serious games. *Biomed. Eng. Online* 2017, *16*, 74, doi:10.1186/s12938-017-0364-5.
12. A Gresty, M.; Halmagyi, G.M. Abnormal head movements. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 1979, *42*, 705–714, doi:10.1136/jnnp.42.8.705.
13. Holt, K.G.; Ratcliffe, R.; Jeng, S.F. Head Stability in Walking in Children With Cerebral Palsy and in Children and Adults Without Neurological Impairment. *Phys. Ther.* 1999, *79*, 1153–1162, doi:10.1093/ptj/79.12.1153.
14. Palisano, R.; Rosenbaum, P.; Walter, S.; Russell, D.; Wood, E.; Galuppi, B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev. Med. Child Neurol.* 1997, *39*, 214–223, doi:10.1111/j.1469-8749.1997.tb07414.x.
15. Palisano, R.J.; Rosenbaum, P.; Bartlett, D.; Livingston, M.H. Content validity of the expanded and revised Gross Motor Function Classification System. *Dev. Med. Child Neurol.* 2008, *50*, 744–750, doi:10.1111/j.1469-8749.2008.03089.x.
16. McDowell, B. The Gross Motor Function Classification System--expanded and revised. *Dev. Med. Child Neurol.* 2008, *50*, 725, doi:10.1111/j.1469-8749.2008.03104.x.
17. Raya, R.; Rocon, E.; Ceres, R.; Harlaar, J.; Geytenbeek, J.J.M. Characterizing Head Motor Disorders to Create Novel Interfaces for People with Cerebral Palsy: Creating an Alternative Communication Channel by Head Motion. In Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Zurich, Switzerland, 29 June—1 July 2011; Volume 2011, p. 5975409.
18. Ronen, G.M.; Fayed, N.; Rosenbaum, P.L. Outcomes in pediatric neurology: A review of conceptual issues and recommendations the 2010 Ronnie Mac Keith Lecture. *Dev. Med. Child Neurol.* 2011, *53*, 305–312, doi:10.1111/j.1469-8749.2011.03919.x.
19. Velasco, M.A.; Raya, R.; Ceres, R.; Clemotte, A.; Bedia, A.R.; Franco, T.G.; Rocon, E. Positive and Negative Motor Signs of Head Motion in Cerebral Palsy: Assessment of Impairment and Task Performance. *IEEE Syst. J.* 2014, *10*, 1–7, doi:10.1109/jsyst.2014.2318075.

20. Cuesta-Vargas, A.; Galán-Mercant, A.; Williams, J.M. The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Phys. Ther. Rev.* 2010, 15, 462–473, doi:10.1179/1743288X11Y.0000000006.
21. Kim, M.; Kim, B.H.; Jo, S. Quantitative Evaluation of a Low-Cost Noninvasive Hybrid Interface Based on EEG and Eye Movement. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabilitation Eng.* 2014, 23, 159–168, doi:10.1109/tnsre.2014.2365834.
22. Carcreff, L.; Gerber, C.N.; Paraschiv-Ionescu, A.; De Coulon, G.; Newman, C.J.; Armand, S.; Aminian, K. What is the Best Configuration of Wearable Sensors to Measure Spatiotemporal Gait Parameters in Children with Cerebral Palsy? *Sensors* 2018, 18, 394, doi:10.3390/s18020394.
23. Haberehner, H.; Goudriaan, M.; Bonouvrié, L.A.; Jansma, E.P.; Harlaar, J.; Vermeulen, R.J.; Van Der Krogt, M.M.; Buizer, A.I. Instrumented assessment of motor function in dyskinetic cerebral palsy: A systematic review. *J. Neuroeng. Rehabilitation* 2020, 17, 1–12, doi:10.1186/s12984-020-00658-6.
24. Aranda-Valera, I.C.; Cuesta-Vargas, A.; Garrido-Castro, J.L.; Gardiner, P.; López-Medina, C.; Machado, P.; Condell, J.; Connolly, J.; Williams, J.M.; Muñoz-Esquivel, K.; et al. Measuring Spinal Mobility Using an Inertial Measurement Unit System: A Validation Study in Axial Spondyloarthritis. *Diagnostics* 2020, 10, 426, doi:10.3390/diagnostics10060426.
25. Paulis, W.; Horemans, H.L.; Brouwer, B.S.; Stam, H.J. Excellent test–retest and inter-rater reliability for Tardieu Scale measurements with inertial sensors in elbow flexors of stroke patients. *Gait Posture* 2011, 33, 185–189, doi:10.1016/j.gaitpost.2010.10.094.
26. Mancini, M.; Salarian, A.; Carlson-Kuhta, P.; Zampieri, C.; King, L.A.; Chiari, L.; Horak, F.B. ISway: A sensitive, valid and reliable measure of postural control. *J. Neuroeng. Rehabilitation* 2012, 9, 59, doi:10.1186/1743-0003-9-59.
27. Delrobaei, M.; Memar, S.; Pieterman, M.; Stratton, T.W.; McIsaac, K.; Jog, M. Towards remote monitoring of Parkinson’s disease tremor using wearable motion capture systems. *J. Neurol. Sci.* 2018, 384, 38–45, doi:10.1016/j.jns.2017.11.004.
28. Solomon, A.J.; Jacobs, J.V.; Lomond, K.V.; Henry, S.M. Detection of postural sway abnormalities by wireless inertial sensors in minimally disabled patients with multiple sclerosis: A case-control study. *J. Neuroeng. Rehabilitation* 2015, 12, 74, doi:10.1186/s12984-015-0066-9.
29. Spain, R.I.; Mancini, M.; Horak, F.B.; Bourdette, D. Body-worn sensors capture variability, but not decline, of gait and balance measures in multiple sclerosis over 18 months. *Gait Posture* 2014, 39, 958–964, doi:10.1016/j.gaitpost.2013.12.010.
30. Noort, J.V.D.; Harlaar, J.; Scholtes, V. O068 Inertial sensing improves clinical spasticity assessment. *Gait Posture* 2008, 28, S47, doi:10.1016/s0966-6362(08)70068-7.

31. Noort, J.C.V.D.; Ferrari, A.; Cutti, A.G.; Becher, J.G.; Harlaar, J. Gait analysis in children with cerebral palsy via inertial and magnetic sensors. *Med. Boil. Eng.* 2012, *51*, 377–386, doi:10.1007/s11517-012-1006-5.
32. Carmona-Pérez, C.; Garrido-Castro, J.L.; Vidal, F.T.; Alcaraz-Clariana, S.; García-Luque, L.; Albuquerque-Sendín, F.; Rodrigues-De-Souza, D.P. Concurrent Validity and Reliability of an Inertial Measurement Unit for the Assessment of Craniocervical Range of Motion in Subjects with Cerebral Palsy. *Diagnostics* 2020, *10*, 80, doi:10.3390/diagnostics10020080.
33. Hislop, H.; Avers, D.; Brown, M. Daniels and Worthingham's Muscle Testing: Techniques of Manual Examination and Performance Testing, 9th ed.; Elsevier: St. Louis, MI, USA, 2013.
34. Manikowska, F.; Chen, B.P.-J.; Józwiak, M.; Lebiedowska, M.K. Validation of Manual Muscle Testing (MMT) in children and adolescents with cerebral palsy. *Neurorehabilitation* 2018, *42*, 1–7, doi:10.3233/nre-172179.
35. Flegal, K.M.; Cole, T.J. Construction of LMS parameters for the Centers for Disease Control and Prevention 2000 growth charts. *Natl. Health Stat. Rep.* 2013, *11*, 1–3.
36. Vitrikas, K.; Dalton, H.; Breish, D. Cerebral Palsy: An Overview. *Am. Fam. Physician* 2020, *101*, 213–220.
37. National Institute of Neurological Disorders and Stroke. *Cerebral Palsy: Hope Through Research*; Office of Communications and Public Liaison, National Institute of Neurological Disorders Stroke, National Institute of Health, Eds.; National Institute of Neurological Disorders and Stroke: Bethesda, MD, USA, 2013.
38. Numanoglu, A. Intraobserver reliability of modified Ashworth scale and modified Tardieu scale in the assessment of spasticity in children with cerebral palsy. *Acta Orthop. Traumatol. Turc.* 2012, *46*, 196–200, doi:10.3944/aott.2012.2697.
39. Charalambous, C.P. Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. In *Classic Papers in Orthopaedics*; Springer Science and Business Media LLC: Berlin, Germany, 2013; Volume 67, pp. 415–417.
40. Haik, M.N.; Albuquerque-Sendín, F.; Camargo, P.R. Reliability and Minimal Detectable Change of 3-Dimensional Scapular Orientation in Individuals With and Without Shoulder Impingement. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2014, *44*, 341–349, doi:10.2519/jospt.2014.4705.
41. Shrout, P.E.; Fleiss, J.L. Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychol. Bull.* 1979, *86*, 420–428.
42. Askari, S.; Kirby, R.L.; Parker, K.; Thompson, K.; O'Neill, J. Wheelchair Propulsion Test: Development and Measurement Properties of a New Test for Manual Wheelchair Users. *Arch. Phys. Med. Rehabilitation* 2013, *94*, 1690–1698, doi:10.1016/j.apmr.2013.03.002.

43. Bartlett, D.J.; Palisano, R.J. Physical Therapists' Perceptions of Factors Influencing the Acquisition of Motor Abilities of Children With Cerebral Palsy: Implications for Clinical Reasoning. *Phys. Ther.* 2002, 82, 237–248, doi:10.1093/ptj/82.3.237.
44. Bartlett, D.J.; Palisano, R.J. A Multivariate Model of Determinants of Motor Change for Children With Cerebral Palsy. *Phys. Ther.* 2000, 80, 598–614, doi:10.1093/ptj/80.6.598.
45. Li, X.; Gonzalez-Navas, C.; Garrido-Castro, J.L. Fiabilidad y validez de la medida de la movilidad cervical en pacientes con espondiloartritis axial utilizando un sensor inercial. *Rehabilitación* 2017, 51, 17–21, doi:10.1016/j.rh.2016.10.002.
46. Valera, I.A.; Perdigón, F.M.; Sánchez, I.M.; Navas, C.G.; Collantes-Estévez, E.; Garrido-Castro, J.L. Utilización de sensores inerciales para la evaluación de la movilidad espinal en pacientes con espondiloartritis axial. *Rehabilitación* 2018, 52, 100–106, doi:10.1016/j.rh.2018.01.001.
47. Russell, D.J.; Avery, L.M.; Rosenbaum, P.L.; Raina, P.S.; Walter, S.D.; Palisano, R.J. Improved Scaling of the Gross Motor Function Measure for Children With Cerebral Palsy: Evidence of Reliability and Validity. *Phys. Ther.* 2000, 80, 873–885, doi:10.1093/ptj/80.9.873.
48. Russell, D.; Rosenbaum, P.; Avery, L.M.; Lane, M. *Gross Motor Function Measure (GMFM-66 and GMFM-88) User's Manual*; MacKeith Press: London, UK, 2002.
49. Palisano, R.J.; E Hanna, S.; Rosenbaum, P.L.; Russell, D.J.; Walter, S.D.; Wood, E.P.; Raina, P.S.; E Galuppi, B. Validation of a Model of Gross Motor Function for Children With Cerebral Palsy. *Phys. Ther.* 2000, 80, 974–985, doi:10.1093/ptj/80.10.974.
50. Vos-Vromans, D.C.W.M.; Ketelaar, M.; Gorter, J.W. Responsiveness of evaluative measures for children with cerebral palsy: The Gross Motor Function Measure and the Pediatric Evaluation of Disability Inventory. *Disabil. Rehabilitation* 2005, 27, 1245–1252, doi:10.1080/09638280500076178.
51. Ferre-Fernández, M. Adaptación transcultural y propiedades psicométricas de la versión española del “Gross Motor Function Measure-88” (GMFM-88-SP). Ph.D. Thesis, Universidad Católica de Murcia, Murcia, Spain, 2019.
52. Harvey, A. The Gross Motor Function Measure (GMFM). *J. Physiother.* 2017, 63, 187, doi:10.1016/j.jphys.2017.05.007.
53. Wren, T.A.L.; Sheng, M.; Bowen, R.E.; Scaduto, A.A.; Kay, R.M.; Otsuka, N.Y.; Hara, R.; Chan, L.S. Concurrent and Discriminant Validity of Spanish Language Instruments for Measuring Functional Health Status. *J. Pediatr. Orthop.* 2008, 28, 199–212, doi:10.1097/bpo.0b013e318165216d.
54. Bascones, M.G.; Riaño, M.O.A.; Badillo, A.Á. Adaptación transcultural y versión española de la Escala de Discapacidad Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI). Ph.D. Thesis, Universidad Complutense, Madrid, Spain, 2013.

55. Dancey, C.; Reidy, J. *Statistics without Maths for Psychology*, 7th ed.; Pearson Education: London, UK, 2017.
56. Koo, T.K.; Li, M.Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J. Chiropr. Med.* 2016, *15*, 155–163, doi:10.1016/j.jcm.2016.02.012.
57. Donoghue, D.; Stokes, E.; Physiotherapy Research and Older People (PROP) group How much change is true change? The minimum detectable change of the Berg Balance Scale in elderly people. *J. Rehabilitation Med.* 2009, *41*, 343–346, doi:10.2340/16501977-0337.
58. Lexell, J.; Downham, D.Y. How to Assess the Reliability of Measurements in Rehabilitation. *Am. J. Phys. Med. Rehabilitation* 2005, *84*, 719–723, doi:10.1097/01.phm.0000176452.17771.20.
59. Weir, J.P. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J. Strength Cond. Res.* 2005, *19*, 231–240.
60. Perneger, T.V. What's wrong with Bonferroni adjustments. *BMJ* 1998, *316*, 1236–1238, doi:10.1136/bmj.316.7139.1236.
61. Porciuncula, F.; Roto, A.V.; Kumar, D.; Davis, I.; Roy, S.; Walsh, C.J.; Awad, L.N. Wearable Movement Sensors for Rehabilitation: A Focused Review of Technological and Clinical Advances. *PM&R* 2018, *10*, S220–S232, doi:10.1016/j.pmrj.2018.06.013.
62. Giggins, O.M.; Sweeney, K.T.; Caulfield, B. Rehabilitation exercise assessment using inertial sensors: A cross-sectional analytical study. *J. Neuroeng. Rehabilitation* 2014, *11*, 158, doi:10.1186/1743-0003-11-158.
63. Costa, V.; Ramírez, Óscar; Otero, A.; Muñoz-García, D.; Uribarri, S.; Raya, R. Validity and reliability of inertial sensors for elbow and wrist range of motion assessment. *PeerJ* 2020, *8*, e9687, doi:10.7717/peerj.9687.
64. Ferre-Fernández, M.; Murcia-González, M.A.; Espinosa, M.D.B.; Ríos-Díaz, J. Measures of Motor and Functional Skills for Children With Cerebral Palsy. *Pediatr. Phys. Ther.* 2020, *32*, 12–25, doi:10.1097/pep.0000000000000661.
65. Poitras, I.; Dupuis, F.; Bielmann, M.; Campeau-Lecours, A.; Mercier, C.; Bouyer, L.J.; Roy, J.-S. Validity and Reliability of Wearable Sensors for Joint Angle Estimation: A Systematic Review. *Sensors* 2019, *19*, 1555, doi:10.3390/s19071555.
66. Cuccia, M.A.; CaraDonna, C. The relationship between the stomatognathic system and body posture. *Clinics* 2009, *64*, 61–66, doi:10.1590/s1807-59322009000100011.
67. Stack, B.; Sims, A. The Relationship Between Posture and Equilibrium and the Auriculotemporal Nerve In Patients with Disturbed Gait and Balance. *CRANIO®* 2009, *27*, 248–260, doi:10.1179/crn.2009.036.

68. Wolff, A.; Sama, A.; Lenhoff, M.; Daluiski, A. The use of wearable inertial sensors effectively quantify arm asymmetry during gait in children with unilateral spastic cerebral palsy. *J. Hand Ther.* 2020, doi:10.1016/j.jht.2020.03.026.
69. Carcreff, L.; Paraschiv-Ionescu, A.; Gerber, C.N.; Newman, C.J.; Armand, S.; Aminian, K. A Personalized Approach to Improve Walking Detection in Real-Life Settings: Application to Children with Cerebral Palsy. *Sensors* 2019, *19*, 5316, doi:10.3390/s19235316.
70. Choi, S.; Shin, Y.B.; Kim, S.-Y.; Kim, J. A novel sensor-based assessment of lower limb spasticity in children with cerebral palsy. *J. Neuroeng. Rehabilitation* 2018, *15*, 45, doi:10.1186/s12984-018-0388-5.
71. Chen, X.; Wu, Q.; Tang, L.; Cao, S.; Zhang, X.; Chen, X. Quantitative assessment of lower limbs gross motor function in children with cerebral palsy based on surface EMG and inertial sensors. *Med. Boil. Eng.* 2019, *58*, 101–116, doi:10.1007/s11517-019-02076-w.
72. Walmsley, C.P.; Williams, S.A.; Grisbrook, T.L.; Elliott, C.; Imms, C.; Campbell, A. Measurement of Upper Limb Range of Motion Using Wearable Sensors: A Systematic Review. *Sports Med. Open* 2018, *4*, 53, doi:10.1186/s40798-018-0167-7.
73. Gerber, C.N.; Carcreff, L.; Paraschiv-Ionescu, A.; Armand, S.; Newman, C.J. Reliability of single-day walking performance and physical activity measures using inertial sensors in children with cerebral palsy. *Ann. Phys. Rehabilitation Med.* 2019, doi:10.1016/j.rehab.2019.02.003.
74. Aroojis, A.; Sarathy, K.; Doshi, C. Clinical examination of children with cerebral palsy. *Indian J. Orthop.* 2019, *53*, 35–44, doi:10.4103/ortho.ijortho_409_17.
75. Chang, K.-V.; Wu, W.-T.; Chen, M.-C.; Chiu, Y.-C.; Han, D.; Chen, C.-C. Smartphone Application with Virtual Reality Goggles for the Reliable and Valid Measurement of Active Craniocervical Range of Motion. *Diagnostics* 2019, *9*, 71, doi:10.3390/diagnostics9030071.
76. Wichers, M.; Hilberink, S.; Roebroek, M.; Van Nieuwenhuizen, O.; Stam, H. Motor impairments and activity limitations in children with spastic cerebral palsy: A Dutch population-based study. *J. Rehabilitation Med.* 2009, *41*, 367–374, doi:10.2340/16501977-0339.



© 2020 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

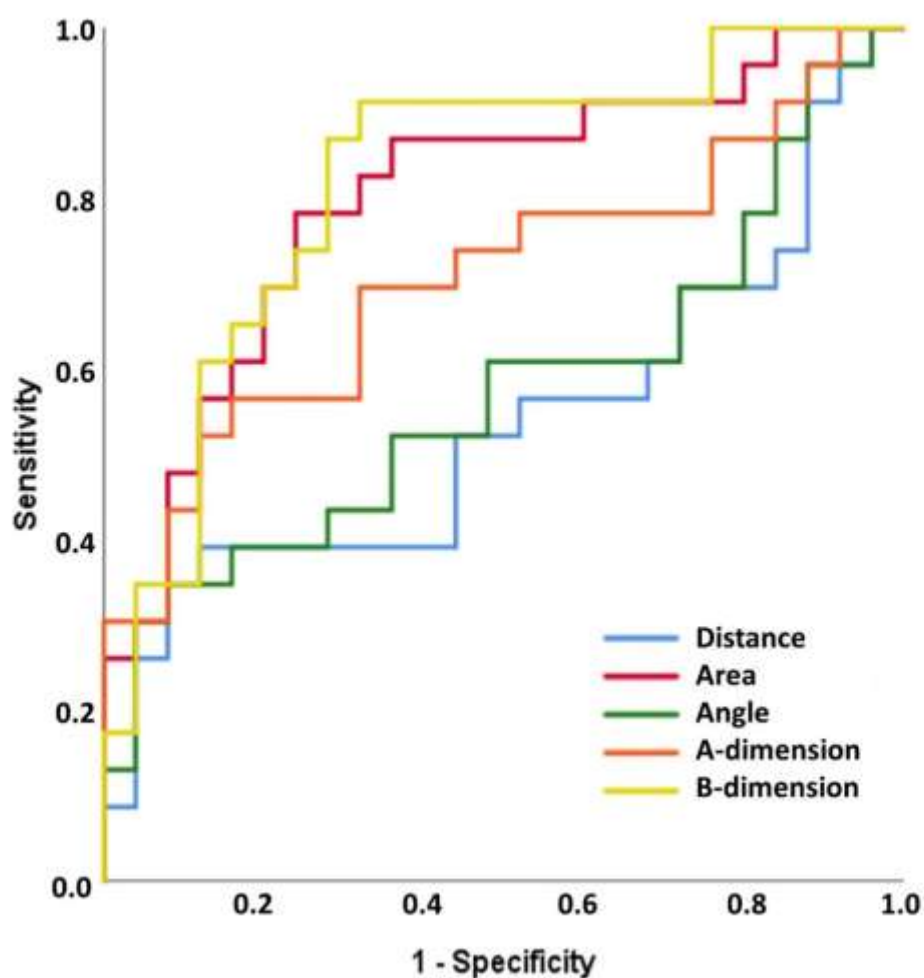


Figure S1. Receiver Operating Characteristic (ROC) curve of the ellipse variables to discriminate between cerebral palsy individuals and controls. The best cut-off points for the variables that showed statistical significance were as follows: for the area: 46.98° (sensitivity: 78%; specificity: 76%; Area Under the Curve (AUC), 0.802, 95% CI = 0.674–0.929); for the B-dimension: 2.90° (sensitivity: 87%; specificity: 72%; AUC, 0.819, 95% CI = 0.697–0.942); for the A-dimension 4.59° (sensitivity: 70%; specificity: 68%; AUC, 0.708, 95%CI = 0.557–0.860).

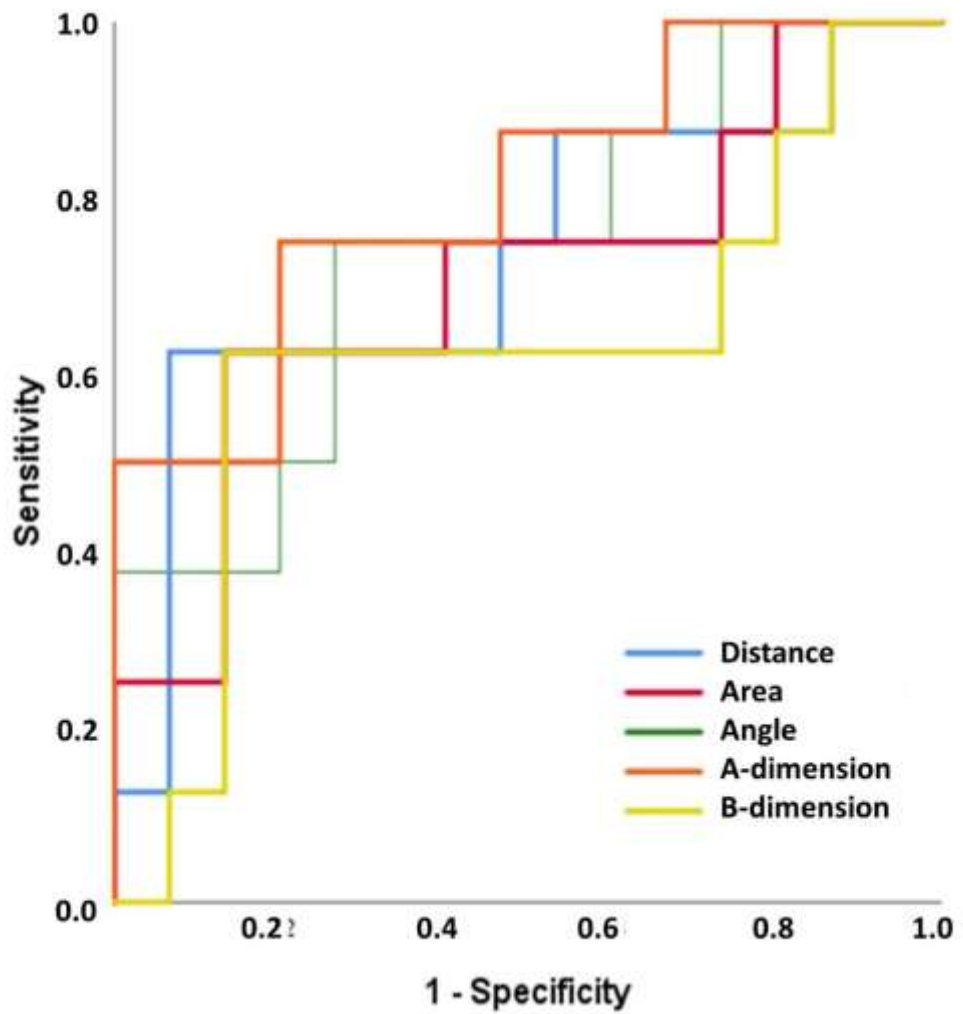


Figure S2. Receiver operating characteristic (ROC) curve of the ellipse variables to discriminate between non-wheelchair users and wheelchair users. The best cut-off points for the variables that showed statistical significance were as follows: for the area: $180.78^{\circ 2}$ (sensitivity: 75%; specificity: 66%; Area Under the Curve (AUC), 0.708, 95% CI = 0.502–0.948); for the A-dimension 11.50° (sensitivity: 75%; specificity: 80%; AUC, 0.808, 95% CI = 0.615–0.999).

CONCLUSIONES

Conclusiones relacionadas con el objetivo general *evaluar la validez y la fiabilidad de los IMU en la evaluación del ROM cervical y el control motor en sujetos con PC* (Capítulo III):

- El IMU es una herramienta válida para medir el ROM cervical en sujetos con PC y sanos. Los resultados del estudio han mostrado altas correlaciones en los planos de movimiento sagital y frontal ($r > 0,9$), siendo menor en el plano transversal ($0,6 < r < 0,8$), donde se ubica el movimiento de rotación, respecto al dispositivo CROM. Entre ambos métodos se han observado diferencias estadísticas en todos los ROM menos en el movimiento de rotación en el grupo control.
- Los métodos no son intercambiables, a pesar de que los datos han mostrado casi una perfecta correlación entre IMU y CROM, lo que se explica por las diferencias estadísticas al comparar ambos métodos, así como por la distancia entre Límites de acuerdo ($> 23,5^\circ$) en todos los ROM y en ambos grupos, a excepción del movimiento de flexión-extensión del grupo control.
- El IMU es fiable para medir el ROM cervical en sujetos con PC y sanos. Los datos han expresado una fiabilidad relativa intradías muy buena, en ambos grupos, alcanzando valores de CCI de 0,82-0,93. Con respecto a la fiabilidad interdías se han observado valores de CCI $> 0,8$, a excepción del movimiento de rotación en el grupo PC, que presentó un CCI de 0,53. Al igual que ocurrió en el análisis de la validez, los datos fueron peores en el plano transversal en sujetos con PC.
- La aplicabilidad clínica de los IMU para medir el ROM cervical en la población con PC como medida de referencia debe de utilizarse con cautela. Los datos que proporcionaron los valores del SEM y del MDC90 fueron altos para las comparaciones entredías, tanto para los sujetos con PC como para los controles. Se alcanzaron valores superiores a 20° en niños con PC, en los movimientos del plano sagital (flexión-extensión) y transversal (rotación), y en los controles en el plano sagital (flexión-extensión).
- La aplicación de los IMU para la evaluación del ROM cervical en niños con PC y sanos es tolerable, segura e inocua, dado que el protocolo de evaluación, establecido en este estudio, ha permitido que los participantes no experimentasen dolor durante todo el procedimiento ni su interrupción.
- Se plantea la necesidad de estudios futuros para establecer datos normativos de los ROM cervicales en poblaciones específicas, así como investigaciones que consideren otros factores adicionales con objetivo de estandarizar los procedimientos técnicos y obtener datos precisos.

Conclusiones relacionadas con el objetivo general *determinar si el desarrollo de una nueva prueba de medida usando un dispositivo IMU consigue evaluar la postura cervical y su control motor en la población infantil con PC* (Capítulo IV):

- La nueva prueba basada en la tecnología inercial (IMU) para medir la movilidad cervical y el control motor cefálico en niños con PC ha resultado ser válida y fiable.
- La nueva prueba ha sido capaz de discriminar entre casos PC y controles sobre todo en la dimensión B (desplazamientos de rotación) y el área de la elipse (Área bajo la curva (AUC) >0,8). La curva ROC de las variables de caracterización de los movimientos mostró que solo el ángulo medio de la curva fue capaz de discriminar entre individuos PC y controles (AUC=0,746; $p<0,05$).
- La nueva prueba reveló diferencias estadísticas entre ambos subgrupos de individuos con PC (usuarios de silla de ruedas y no usuarios de silla de ruedas) en el ángulo de flexión-extensión y en el área de la elipse en la dimensión A (desplazamientos de flexión-extensión).
- Las variables de la nueva prueba se asociaron con intensidad de moderada a fuerte con las medidas funcionales. Por una parte, las variables de movimiento como el ángulo de la flexión-extensión, el ángulo medio, la velocidad lateral y la dimensión A (desplazamientos de flexión-extensión) de la elipse, se correlacionaron con todas las dimensiones de la GMFM-88 y con su puntuación total. Y, por otra parte, todos los resultados de la nueva prueba se correlacionaron con el dominio de Autocuidado de la PEDI y con la mayoría del resto de los dominios de la PEDI, así como con su puntuación total.
- De los coeficientes del modelo de regresión múltiple por pasos (*stepwise*), se deduce que un menor movimiento de flexión-extensión, la edad y una mayor altura se asocian con valores más altos de la GMFM-88. Con respecto a la PEDI, sus niveles más altos se asocian con un área y una distancia de la elipse más reducida, la edad y una mayor aceleración de la rotación.
- La nueva prueba ha mostrado una fiabilidad relativa muy buena, con valores de CCI (0,82-0,94) más altos en el grupo de PC, a excepción del ángulo y dimensión A de la elipse. Con respecto al grupo control, los CCI oscilaron entre 0,51 y 0,94. No se detectaron diferencias entre los datos obtenidos en ambos días para cualquier resultado y para ambos grupos.
- La nueva prueba ha mostrado un SEM para ambos grupos aceptable, con datos por debajo de los 3,2° en los movimientos angulares y una velocidad inferior o igual a 4,0°/s para ambos grupos en todos los casos, siendo las variables mayores en la elipse para el grupo de PC.

- La nueva prueba basada en IMU para medir el ROM y el control motor cervical en niños con PC ha de aplicarse con precaución, cuando se emplea como parámetro para detectar los efectos de las intervenciones terapéuticas, como consecuencia a los resultados del MDC90, que podrían ser altos para las comparaciones test-retest entre individuos con PC.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BIBLIOGRAFIA

1. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M. A report: The definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl.* 2007;109:8-14.
2. Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, Leviton A, Paneth N, Dan B, et al. Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Dev Med Child Neurol.* 2005;47(8):571.
3. Bax MCO. Terminology and Classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2008;6(3):295-7.
4. Panteliadis C, Panteliadis P, Vassilyadi F, Brain FV. Hallmarks in the history of cerebral palsy: From antiquity to mid-20th century. *Brain Dev.* 2013;35:285-92.
5. Aisen ML, Kerkovich D, Mast J, Mulroy S, Wren TAL, Kay RM, et al. Cerebral palsy: Clinical care and neurological rehabilitation. *Lancet Neurol.* 2011;10(9):844-52.
6. Kavčič A, Vodušek DB. A historical perspective on cerebral palsy as a concept and a diagnosis. *Eur J Neurol.* 2005;12:582-7.
7. Keith RCM, Mackenzie ICK, Polani PE. The Little Club: Memorandum on Terminology and Classification of "Cerebral Palsy". *Dev Med Child Neurol.* 1959;5:27-35.
8. Cans C. Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. *Dev Med Child Neurol.* 2007;42:816-24.
9. Odding E, Roebroek ME, Stam HJ. The epidemiology of cerebral palsy: Incidence, impairments and risk factors. *Disabil Rehabil.* 2006;28(4):183-91.
10. Winter S, Autry A, Boyle C, Yeargin-Allsopp M. Trends in the prevalence of cerebral palsy in a population-based study. *Pediatrics.* 2002;110(6 I):1220-5.
11. Conesa AAG, Suárez-Serrano C. Parálisis cerebral infantil: Panorama de su prevalencia en España. *Fisioterapia.* 2017;39(5):185-6.
12. Blair E, Watson L. Epidemiology of the cerebral palsies. *Semin Fetal Neonatal Med.* 2006;11:117-25.
13. Kruse M, Michelsen S.I, Flachs EM, Bronnum-Hansen H, Madsen M, Uldall P, et al. Lifetime costs of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2009;51(8):622-8.
14. Hoving MA, Evers S, Ament A, Raak E Van, Vles J. Cerebral Palsy. *N Engl J Med.* 1994;330:188-95.
15. Oliva-Moreno J, Osuna-Guerrero R. Los costes de los cuidados informales en España. *Presup y Gasto Público.* 2009;56:163-81.

16. Kancherla V, Amendah DD, Grosse SD, Yeargin-Allsopp M, Braun KVN. Medical expenditures attributable to cerebral palsy and intellectual disability among Medicaid-enrolled children. *Res Dev Disabil.* 2012;33(3):832-40.
17. Agarwal A, Verma I. Cerebral palsy in children: An overview. *J Clin Orthop Trauma.* 2012;3(2):77-81.
18. Velde A te, Morgan C, Novak I, Tantsis E, Badawi N. Early Diagnosis and Classification of Cerebral Palsy: An Historical Perspective and Barriers to an Early Diagnosis. *J Clin Med.* 2019;8:1599.
19. Patel DR, Neelakantan M, Pandher K, Merrick J. Cerebral palsy in children: A clinical overview. *Transl Pediatr.* 2020;9(Suppl 1):S125-35.
20. Novak I, Morgan C, Adde L, Blackman J, Boyd RN, Brunstrom-Hernandez J, et al. Early, Accurate Diagnosis and Early Intervention in Cerebral Palsy: Advances in Diagnosis and Treatment. *JAMA Pediatr.* 2017;171(9):897-907.
21. Gulati S, Sondhi V. Cerebral Palsy: An Overview. *Indian J Pediatr.* 2018;85(11):1006-16.
22. Sadowska M, Sarecka-Hujar B, Kopyta I. Cerebral Palsy: Current Opinions on Definition, Epidemiology, Risk Factors, Classification and Treatment Options. *Neurophysiologic Dis Treat.* 2020;16:1505-18.
23. Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russell D, Wood E, Galuppi B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 1997;39(4):214-23.
24. Russell DJ, Rosenbaum PL, Cadman DT, Gowland C, Hardy S, Jarvis S. The Gross Motor Function Measure: A means to evaluate the effects of physical therapy. *Dev Med Child Neurol.* 1989;31(3):341-52.
25. Palisano RJ, Rosenbaum P, Bartlett D, Livingston MH. Content validity of the expanded and revised Gross Motor Function Classification System. *Dev Med Child Neurol.* 2008;50:744-50.
26. Arellano Martínez T, Viñals Labañino CP, Arellano Saldaña ME. Traducción a la lengua española de la GMFCS. Clasificación de la Función Motora Gruesa. Extendida y Revisada [Internet]. CanChild Centre for Childhood Disability Research. 2007 [citado 10 de enero de 2018]. Disponible en: www.canchild.ca
27. Ruíz-Ibáñez I, Santamaría-Vázquez M. Relación entre espasticidad, función motora gruesa, habilidad manual e independencia en las actividades de la vida diaria en niños con parálisis cerebral. *Fisioterapia.* 2017;39(2):53-9.

28. Goodway JD, Ozmun JC, Gallahue DL. Understanding motor development: Infants, children, adolescents, adults. 8^o edition. United States of America: Jones and Bartlett Learning; 2019. 550 p.
29. Campa GE, Del. Álvaro Obregón GI, Unidad de Investigación en Neurodesarrollo HI de MFG. Manual de Exploración Neurológica para Niños Menores de Cinco Años en el Primer y Segundo Nivel de Atención. 1^o. Secretaria de Salud, editor. México D.F.; 2013. 28-55 p.
30. Sánchez MB, Loram I, Darby J, Holmes P, Butler PB. A video based method to quantify posture of the head and trunk in sitting. *Gait Posture*. 2017;51:181-7.
31. da Costa CSN, Saavedra SL, Rocha NACF, Woollacott MH. Effect of biomechanical constraints on neural control of head stability in children with moderate to severe cerebral palsy. *Phys Ther*. 2017;97(3):374-85.
32. Dan B, Bouillot E, Bengoetxea A, Noël P, Kahn A, Cheron G. Head stability during whole body movements in spastic diplegia. *Brain Dev*. 2000;22(2):99-101.
33. Velasco MA, Raya R, Muzzioli L, Morelli D, Otero A, Iosa M, et al. Evaluation of cervical posture improvement of children with cerebral palsy after physical therapy based on head movements and serious games. *Biomed Eng Online*. 2017;16(supll 1):74.
34. Gresty MA, Halmagyi GM. Abnormal head movement. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1979;42(8):705-14.
35. Redstone F, West JF. The importance of postural control for feeding. *Pediatr Nurs*. 2004;30(2):97-100.
36. Holt KG, Ratcliffe R, Jeng S-F. Head Stability in Walking in Children With Cerebral Palsy and in Children and Adults Without Neurological Impairment. *Phys Ther*. 1999;79(12):1153-62.
37. Chen Y, Yang T-F. Effect of Task Goals on the Reaching Patterns of Children With Cerebral Palsy. *J Mot Behav*. 2007;39(4):317-25.
38. Carlberg EB, Hadders-Algra M. Postural dysfunction in children with cerebral palsy: Some Implications for Therapeutic Guidance. *Neural Plast*. 2005;12(2-3):221-8.
39. Sarathy K, Doshi C, Aroojis A. Clinical examination of children with cerebral palsy. *Indian J Orthop*. 2019;53(1):35-44.
40. Hislop H, Avers D, Brown M. Daniels and Worthingham. Techniques of manual examination and performance testing. 10^o ed. St. Louis: Elsevier; 2018.
41. Klingels K, Cock P De, Molenaers G, Desloovere K, Huenaerts C, Jaspers E, et al. Upper

- limb motor and sensory impairments in children with hemiplegic cerebral palsy. Can they be measured reliably? *Disabil Rehabil.* 2010;32(5):409-16.
42. Lance JW. The control of muscle tone, reflexes, and movement. *Neurology.* 1980;30(12):1303-13.
 43. Scholtes VAB, Becher JG, Beelen A, Lankhorst GJ. Clinical assessment of spasticity in children with cerebral palsy: a critical review of available instruments. *Dev Med Child Neurol.* 2005;48:64.
 44. Shamsoddini A, Amirsalari S, Hollisaz M-T, Rahimnia A, Khatibi-Aghda A. Management of spasticity in children with cerebral palsy. *Iran J Pediatr.* 2014;24(4):345-51.
 45. Bohannon MBSRW. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther.* 1987;67:206-7.
 46. Mutlu A, Livanelioglu A, Gunel MK. Reliability of Ashworth and Modified Ashworth Scales in children with spastic cerebral palsy. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008;9:44.
 47. Numanoğlu A, Günel MK. Intraobserver reliability of modified Ashworth scale and modified Tardieu scale in the assessment of spasticity in children with cerebral palsy. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2012;46(3):196-200.
 48. Van den Noort JC, Bar-On L, Aertbeliën E, Bonikowski M, Braendvik SM, Broström EW, et al. European consensus on the concepts and measurement of the pathophysiological neuromuscular responses to passive muscle stretch. *Eur J Neurol.* 2017;24(7):981-e38.
 49. Williams MA, McCarthy CJ, Chorti A, Cooke MW, Gates S. A Systematic Review of Reliability and Validity Studies of Methods for Measuring Active and Passive Cervical Range of Motion. *J Manipulative Physiol Ther.* 2010;33(2):138-55.
 50. Graaf MT, Thoomes E, Fernández-de-las-Peñas C, Plaza-Manzano G, Cleland JA. Normative values of cervical range of motion for both children and adults: A systematic review. *Musculoskelet Sci Pract.* 2020;49:102182.
 51. Robles-Pérez de Azpillaga A, Piñeiro-Duran Rodríguez M, Zarco-Periñan M, Rendón-Fernández B, Mesa-López C, Echevarria-Ruiz de Vargas C. Versión española de la Gross Motor Function Measure (GMFM): fase inicial de su adaptación transcultural. *Rehabilitación.* 2009;43(5):197-203.
 52. Ferre-Fernández M. Adaptación transcultural y propiedades psicométricas de la versión española del “Gross Motor Function Measure-88” (GMFM-88-SP). Tesis doctoral. Universidad Católica de Murcia. España; 2019.
 53. Ferre-Fernández M. Spanish Adaptation and Validation Gross Motor Function Measure

- (GMFM-88). 2020;71(5):177-85.
54. Ferre-Fernández M, Murcia González MA. Traducción para la lengua española de la Gross Motor Function Measure (GMFM-SP) Hoja de puntuación (GMFM-88 y GMFM-66) [Internet]. CanChild Centre for Childhood Disability Research. 2013 [citado 10 de enero de 2018]. Disponible en: <https://www.canchild.ca>
 55. Cobo EM, Quino AÁ, Díaz DV, Chacón MS. Gross Motor Function Measure scale. A review of literature. Univ Colomb. 2014;2(8):11-21.
 56. Bjornson K, Graubert C, McLaughlin J. Test-Retest Reliability of the Gross Motor Function Measure in Children with Cerebral Palsy. *Pediatr Phys Ther*. 2000;12(4):200-2.
 57. Nordmark E, Hägglund G, Jarnlo GB. Reliability of the gross motor function measure in cerebral palsy. *Scand J Rehabil Med*. 1997;29(1):25-8.
 58. Russell DJ, Avery LM, Rosenbaum PL, Raina PS, Walter SD, Palisano RJ. Improved Scaling of the Gross Motor Function Measure for Children With Cerebral Palsy: Evidence of Reliability and Validity. *Phys Ther*. 2000;80(9):873-85.
 59. Haley S, Coster W, Ludlow L, Haltiwanger J, Adrellos P. *Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI): Development, Standardization and Administration Manual*. Boston, MA. Trustees of Boston University; 1992.
 60. Santamaría-Vazquez M, Guijo-Blanco V. Evaluación de la discapacidad en la infancia. *Int J Dev Educ Psychology*. 2012;1(1):133-40.
 61. García D. Instrumentos de evaluación de funcionalidad en niños con discapacidad: una comparación descriptiva entre The Functional Independence Measure for Children (WeeFIM) y The Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI). *Rehabil Integr*. 2011;6(2): 79-8:79-86.
 62. Meló Taniá Ribas. Escalas de Avaliação do Desenvolvimento e Habilidades Motoras : AIMS, PEDI, GMFM E GMFCS. En: *Fisioterapia em neuropediatria*. 2011. p. 1-20.
 63. Bascones Garcia M. Adaptación transcultural y versión española de la Escala de Discapacidad Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI). Tesis doctoral. Universidad Complutens Madrid. España; 2013.
 64. Santamaría Vazquez M, González Alonso MY. Relación entre instrumentos de evaluación en niños: el inventario para la evaluación pediátrica de la discapacidad y la clasificación internacional del funcionamiento. *TOG*. 2014;20-7.
 65. Chaler J, Jacinto J, Branco CA, Garreta R. La importancia de los tests biomecánicos y funcionales en la rehabilitación del siglo XXI. *Rehabilitacion*. 2017;51(2):71-2.

66. International classification of functioning, disability and health children and youth version : ICF-CY. Geneva: World Health Organization; 2007. 322 p.
67. Raya R, Rocon E, Ceres R, Harlaar J, Geytenbeek J. Characterizing head motor disorders to create novel interfaces for people with cerebral palsy: Creating an alternative communication channel by head motion. *IEEE Int Conf Rehabil Robot.* 2011;2011:5975409.
68. Walmsley C, Williams S, Grisbrook T, Elliott C, Imms C, Campbell A. Measurement of Upper Limb Range of Motion Using Wearable Sensors: A Systematic Review. *Sport Med.* 2018;4(53):1-22.
69. Li X, Navas CG, Garrido-Castro JL. Reliability and validity of cervical mobility analysis measurement using an inertial sensor in patients with axial spondyloarthritis. *Rehabilitacion.* 2017;51(1):17-21.
70. Audette I, Dumas JP, Côté JN, Serres SJ De. Validity and between-day Reliability of the Cervical Range of Motion (CROM) device. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(5):318-23.
71. Martínez-Méndez R, Portillo-Rodríguez R, Romero-Huertas M, González-Vilchi A. Uso de sensores inerciales en la medición y evaluación de movimiento humano para aplicaciones en la salud. *Ideas en Cienc.* 2012;37:61-72.
72. Chaves TC, Nagamine HM, Belli JFC, de Hannai MCT, Bevilaqua-Grossi D, de Oliveira AS. Reliability of fleximetry and goniometry for assessing cervical range of motion among children. *Rev Bras Fisioter.* 2008;12(4):283-9.
73. Hole DE, Cook JM, Bolton JE. Reliability and concurrent validity of two instruments for measuring cervical range of motion: effects of age and gender. *Man Ther.* 1995;1:36-42.
74. Garrido JL, Medina-Carnicer R, Martinez GA. Design and evaluation of a new three-dimensional motion capture system based on video. *Gait Posture.* 2006;24:126-9.
75. Lanovaz JL, Oates AR, Treen TT, Unger J, Musselman KE. Validation of a commercial inertial sensor system for spatiotemporal gait measurements in children. *Gait Posture.* 2017;51:14-9.
76. Aurbach M, Wagner K, Süß F, Dendorfer S. Implementation and validation of human kinematics measured using IMUs for musculoskeletal simulations by the evaluation of joint reaction forces. *IFMBE Proc.* 2017;62:205-11.
77. Aranda Valera IC, Mata Perdígón FJ, Martínez Sánchez I, González Navas C, Collantes Estévez E, Garrido Castro JL. Use of inertial sensors for the assessment of spinal mobility

- in axial spondyloarthritis patients. *Rehabilitacion*. 2018;52(2):100-6.
78. Anoro-Hervera A, Lafuente-Pérez A, Navarro-Fernández G, Muñoz-García D, Lerma-Lara S, Beltran-Alacreu H. Intra-rater and inter-rater reliability of cervical active range of movement in young asymptomatic adults using inertial sensors. *Expert Rev Med Devices*. 2019;16(12):1071-7.
 79. Aranda-Valera IC, Cuesta-Vargas A, Garrido-Castro JL, Gardiner P V., López-Medina C, Machado PM, et al. Measuring Spinal Mobility Using an Inertial Measurement Unit System: A Validation Study in Axial Spondyloarthritis. *Diagnostics*. 2020;10(6):426.
 80. Cuesta-Vargas AI, Galán-Mercant A, Williams JM. The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Phys Ther Rev*. 2010;15(6):462-73.
 81. Porciuncula F, Roto AV, Kumar D, Davis I, Roy S, Walsh CJ, et al. Wearable Movement Sensors for Rehabilitation: A Focused Review of Technological and Clinical Advances. *PM R*. 2018;10(9):S220-32.
 82. Raya R, Garcia-Carmona R, Sanchez C, Urendes E, Ramirez O, Martin A, et al. An Inexpensive and Easy to Use Cervical Range of Motion Measurement Solution Using Inertial Sensors. *Sensors*. 2018;18:2582.
 83. Poitras I, Dupuis F, Biemann M, Campeau-Lecours A, Mercier C, Bouyer L, et al. Validity and Reliability of Wearable Sensors for Joint Angle Estimation: A Systematic Review. *Sensors*. 2019;19:1555.
 84. Solomon AJ, Jacobs J V, Lomond K V, Henry SM. Detection of postural sway abnormalities by wireless inertial sensors in minimally disabled patients with multiple sclerosis: A case-control study. *J Neuroeng Rehabil*. 2015;12:74.
 85. Spain RI, Mancini M, Horak FB, Bourdette D. Body-worn sensors capture variability, but not decline, of gait and balance measures in multiple sclerosis over 18 months. *Gait Posture*. 2014;39:958-64.
 86. Mancini M, Salarian A, Carlson-Kuhta P, Zampieri C, King L, Chiari L, et al. ISway: A sensitive, valid and reliable measure of postural control. *J Neuroeng Rehabil*. 2012;9:59.
 87. Paulis WD, Horemans HLD, Brouwer BS, Stam HJ. Excellent test-retest and inter-rater reliability for Tardieu Scale measurements with inertial sensors in elbow flexors of stroke patients. *Gait Posture*. 2011;33:185-9.
 88. Ghasemzadeh H, Jafari R, Prabhakaran B. A body sensor network with electromyogram and inertial sensors: Multimodal interpretation of muscular activities. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*. 2010;14(2):198-206.

89. Neville C, Ludlow C, Rieger B. Measuring postural stability with an inertial sensor: validity and sensitivity. *Med Devices Evid Res.* 2015;8:447-55.
90. Noort J Van Den, Harlaar J, Scholtes V. O068 Inertial sensing improves clinical spasticity assessment. *Gait Posture.* 2008;28:S47.
91. Van den Noort JC, Scholtes VA, Harlaar J. Evaluation of clinical spasticity assessment in Cerebral palsy using inertial sensors. *Gait Posture.* 2009;30:138-43.
92. 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):377-86.
93. Rihar A, Sgandurra G, Beani E, Cecchi F, Pašič J, Cioni G, et al. CareToy: Stimulation and Assessment of Preterm Infant's Activity Using a Novel Sensorized System. *Ann Biomed Eng.* 2016;44(12):3593-605.
94. Rihar A, Mihelj M, Pašič J, Kolar J, Munih M. Infant trunk posture and arm movement assessment using pressure mattress, inertial and magnetic measurement units (IMUs). *J Neuroeng Rehabil.* 2014;11:133.
95. Saiz B, Maris E, Lopesino R, Hernando S, Raya R, Martinez I, et al. Short-term effects of an intervention program through an inertial sensor (ENLAZA) for the improving of head control in children with cerebral palsy. *Gait Posture.* 2016;49:227.
96. Braito I, Maselli M, Sgandurra G, Inguaggiato E, Beani E, Cecchi F, et al. Assessment of upper limb use in children with typical development and neurodevelopmental disorders by inertial sensors: a systematic review. *J NeuroEngineering Rehabil.* 2018;15:94.
97. Iosa M, Picerno P, Paolucci S, Morone G. Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert Rev Med Devices.* 2016;13(7):641-59.

ANEXOS

ANEXO 1. Versión Española de la Gross Motor Function Classification System (GMFCS) (26)

Resumen descriptivo de cada nivel

- NIVEL I: anda sin limitaciones.
- NIVEL II: anda con limitaciones.
- NIVEL III: anda utilizando un dispositivo de movilidad con sujeción manual.
- NIVEL IV: autonomía para la movilidad con limitaciones; puede usar sistemas de propulsión a motor.
- NIVEL V: transportado en una silla de ruedas manual.

Glosario de definiciones

- Adaptador con soporte corporal: un dispositivo para la movilidad que sostiene la pelvis y el tronco. Otra persona tiene que colocar al niño/joven en el andador.
- Dispositivo de movilidad con sujeción manual: bastones manuales, bastones ingleses y andadores que no sostienen el tronco durante la marcha.
- Asistencia física: otra persona que asiste manualmente al niño/joven en el desplazamiento.
- Sistemas de propulsión a motor: el niño/joven controla activamente la palanca de mando o el interruptor que facilita la movilidad independiente. El dispositivo puede ser una silla de ruedas, ciclomotor o cualquier otro dispositivo provisto de motor.
- Silla de ruedas de propulsión manual: el niño/joven utiliza activamente los brazos y las manos para impulsar las ruedas de la silla y desplazarse.
- Transportado: una persona empuja el dispositivo de movilidad (silla de ruedas, cochecito del niño, etc.) para desplazarse el niño/joven de un lugar a otro.
- Anda: si no se especifica lo contrario indica que no hay asistencia física de otra persona ni uso de apoyos manuales. Esta categoría admite el uso de ortesis (corsé o férulas).
- Movilidad con ruedas: se refiere a cualquier dispositivo con ruedas que permite el movimiento (silla de ruedas manual, con motor, etc.).

DIFERENCIAS ENTRE NIVELES

Diferencias entre el nivel I y el II

- En el nivel II los niños y los adolescentes tienen limitaciones para andar distancias largas y mantener el equilibrio.
- Pueden necesitar un dispositivo de apoyo manual a la movilidad cuando están aprendiendo a andar.
- Pueden precisar dispositivos de ruedas para desplazarse largas distancias.

Anexo 1. Gross Motor Function Classification System (GMFCS)

- Requieren un pasamano para subir y bajar escaleras.
- No son capaces de correr y saltar.

Diferencias entre el nivel II y III

- Los niños desnivel II son capaces de andar sin un dispositivo de apoyo manual a partir de los 4 años (aunque puedan querer usarlo a veces).
- Los niños del nivel III necesitan un dispositivo de apoyo manual para andar en interiores y usan un dispositivo de ruedas para desplazarse en exteriores y en la comunidad.

Diferencias entre el nivel III y el IV

- Los niños y adolescentes del nivel III se sientan de forma autónoma o precisan en todo caso un apoyo limitado para mantenerse sentados, son más independientes en las transferencias en bipedestación y andan con un dispositivo de apoyo manual.
- Los niños y adolescentes del nivel IV también pueden hacer cosas mientras están sentados (habitualmente con apoyo) pero su capacidad de auto-desplazamiento está muy limitada. Hay que trasportarlos en una silla manual o usar una silla autopropulsada.

Diferencias entre el nivel IV y el V

- Los niños del nivel V están limitados en sus posibilidades de mantener la cabeza, el tronco y las extremidades contra la gravedad. Requieren tecnología de apoyo para mejorar la alineación de la cabeza, la sedestación, la bipedestación y la movilidad, pero las limitaciones son un grado que no es posible una compensación plena con equipamiento. La autonomía en la movilidad solo se obtiene si pueden aprender a operar una silla autopropulsada.

| |
|----------|
| 0-2 años |
|----------|

Nivel I

- Realiza transiciones a y desde sedestación.
- Se mantiene sentado en el suelo con las manos libres para manipular objetos.
- Gatea sobre manos y rodillas.
- Se pone de pie y da pasos sujetándose a los muebles.

Nivel II

- Anda entre los 18 meses y 2 años sin necesidad de ayudas de movilidad.
- Se mantiene sentado en el suelo, pero puede necesitar el uso de las manos para mantener el equilibrio.
- Se arrastra sobre el estómago o gatea sobre manos y rodillas.
- Puede intentar ponerse en pie y dar pasos sujetándose a los muebles.

Nivel III

- Se mantiene sentado en el suelo cuando tiene apoyo en la parte inferior de la espalda.
- Voltea y se arrastra sobre el estómago.

Nivel IV

- Control de la cabeza.
- Se mantiene sentado en el suelo con apoyo completo del tronco.
- Voltea de prono a supino, y puede que voltee de supino a prono.

Nivel V

- Las deficiencias físicas limitan el control voluntario del movimiento.
- Los niños no pueden mantener la cabeza o el tronco contra la fuerza de la gravedad.
- Necesitan ayuda del adulto para voltear.

| |
|----------|
| 2-4 años |
|----------|

Nivel I

- Realiza transiciones a y desde sedestación y bipedestación sin ayuda de adulto.
- Se mantiene sentado en el suelo con las manos libres para manipular objetos.
- Anda como medio de movilidad preferido sin necesidad de ayudas.

Nivel II

- Realiza transiciones a y desde sedestación sin ayuda del adulto y se incorpora de pie apoyándose en superficies estables.
- Se mantiene sentado en el suelo, pero pueden tener problemas de equilibrio cuando usa las dos manos para manipular.
- Gatea sobre las manos y rodillas con un patrón recíproco.
- Se desplaza sujetándose a los muebles o anda usando alguna ayuda como medio de movilidad preferido.

Nivel III

- Se mantiene sentado, a menudo poniéndose en W (rotación interna de las caderas y rodillas), y puede necesitar ayuda del adulto para sentarse.
- Se arrastra sobre el estómago o gatea sobre manos y rodillas (frecuentemente sin patrón recíproco) con medios de autopropulsión.
- Puede incorporarse a de pie y desplazarse apoyándose cortas distancias.
- Puede andar pequeños tramos en casa con un dispositivo de apoyo manual (andador) y ayuda de adulto para giros.

Nivel IV

- Los niños se sientan en el suelo cuando se les coloca, pero no pueden mantenerse sentados en el suelo sin apoyo de las manos para equilibrarse. Pierden el control con facilidad.
- Suelen necesitar ayudas especiales para sentarse o estar en pie.
- El desplazamiento por una habitación lo consiguen rodando o arrastrándose o con gateo de arrastre simétrico.

Nivel V

- Las diferencias físicas restringen el control voluntario del movimiento y la capacidad para mantener la cabeza y el tronco contra la fuerza de la gravedad.
- Todas las áreas de la función motora están limitadas. Las limitaciones funcionales para sentarse y estar en pie no pueden compensarse plenamente mediante el uso de tecnología de apoyo.
- En el nivel V los niños no tienen posibilidades de movimiento independiente y hay que transportarlos.
- Algunos pueden tener alguna autonomía utilizando una silla autopropulsada equipada con extensas adaptaciones.

| |
|----------|
| 4-6 años |
|----------|

Nivel I

- Se sienta y se levanta de la silla sin necesidad de apoyar las manos.
- Se incorpora a bipedestación desde el suelo o desde la silla sin necesidad de apoyo.
- Anda en interiores y exteriores y sube escaleras.
- Empieza a correr y saltar.

Nivel II

- Se sienta en la silla con las manos libres para manipular objetos.
- Se incorpora a bipedestación desde el suelo o desde la silla, pero a menudo precisa una superficie estable para apoyarse o sujetarse con los brazos.
- Anda en interiores o en exteriores, en distancias cortas y superficies regulares sin necesidad de ayudas de movilidad.
- Sube escaleras sujetándose al pasamanos, pero no es capaz de correr o saltar.

Nivel III

- Se sienta en una silla normal, pero puede necesitar apoyo pélvico o en el tronco para maximizar la función manual.
- Se sienta y se levanta apoyándose en una superficie estable para sujetarse o impulsarse con las manos.
- Anda con un dispositivo de ayuda manual a la movilidad en superficies lisas.
- Sube escaleras con ayuda de otra persona.
- Dependientes para desplazarse fuera de casa o en terrenos irregulares.

Nivel IV

- Pueden sentarse en sillas, pero precisan apoyo del tronco para maximizar la manipulación.
- Para sentarse o levantarse necesitan ayuda del adulto o una superficie estable para impulsarse o sujetarse con los brazos.
- De forma excepcional andan pequeños tramos con andador y supervisión del adulto, pero tienen dificultades para los giros y para mantener el equilibrio en terrenos irregulares.

- Para el desplazamiento comunitario hay que transportarlos. La autonomía de desplazamiento solo es posible con sillas autopropulsadas.

Nivel V

- Las deficiencias físicas restringen el control voluntario del movimiento y la capacidad para mantener la cabeza y el tronco contra la fuerza de la gravedad.
- Todas las áreas de la función motora están limitadas. Las limitaciones funcionales para sentarse y estar en pie no pueden compensarse plenamente mediante el uso de tecnología de apoyo.
- En el nivel V los niños no tienen posibilidades de movimiento independiente y hay que transportarlos.
- Algunos pueden tener alguna autonomía utilizando una silla autopropulsada equipada con extensas adaptaciones.

| |
|-----------|
| 6-12 años |
|-----------|

Nivel I

- Anda por casa, el colegio, y por comunidad.
- Capaz de subir y bajar rampas sin ayuda y escaleras sin utilizar pasamanos.
- Corre o salta, pero la velocidad, el equilibrio y la coordinación están limitados.
- Puede participar en deportes y actividades físicas en función de sus opciones personales y de los factores ambientales.

Nivel II

- Anda de forma autónoma en la mayoría de los contextos.
- Tienen dificultades en superficies irregulares o inclinadas, distancias largas, lugares llenos de gente o con pocos espacios, o si tienen que transportar objetos.
- Sube y baja escaleras sujetándose al pasamanos o con ayuda de otra persona si no lo hay.
- En el exterior, en la comunidad, pueden andar con ayuda de otra persona, un dispositivo de apoyo manual o con una silla cuando tienen que desplazarse distancias largas.
- Si existe, la capacidad para correr o saltar es mínima.
- Sus limitaciones de movilidad pueden requerir adaptaciones para poder participar en actividades físicas y deportivas.
- Andan utilizando un dispositivo de apoyo manual en la mayoría de los espacios interiores.
- Cuando están sentados pueden necesitar un cinturón para alinear la pelvis o sujetar el tronco.
- Pasar de sentado a de pie y del suelo a de pie precisan de apoyo de otra persona o una superficie en la que poder sujetarse y apoyarse. Cuando se desplaza distancias largas utilizan algún dispositivo de ruedas.
- Pueden subir y bajar escaleras sujetándose al pasamanos con supervisión o apoyo de otra persona.
- Las limitaciones para andar pueden necesitar adaptaciones para permitir su participación en actividades físicas o deportivas, incluyendo una silla de propulsión manual o autopropulsada.

Nivel IV

- Utilizan métodos de movilidad que requieren apoyo de otra persona o autopropulsión en la mayoría de los entornos.
- Precisan asientos adaptados para el control del tronco y la pelvis y apoyo personal para la mayoría de las transferencias.
- En casa los niños utilizan formas de movilidad a nivel del suelo (arrastrarse, gatear, rodar,...) andan distancias cortas con asistencia personal o usan autopropulsión.
- Cuando se les coloca pueden utilizar algún tipo de soporte en casa o en el colegio.
- En el colegio, en exteriores y en la comunidad se les transporta en sillas manuales o utilizan sillas autopropulsadas.
- Las limitaciones en la movilidad requieren adaptaciones que les permitan participar en las actividades físicas o deportivas, incluyendo la ayuda personal y/o dispositivos autopropulsados.

Nivel V

- Se les transporta en una silla manual en todos los entornos.
- Están limitados en sus posibilidades de mantener la cabeza, el tronco y las extremidades contra la gravedad. Requieren de tecnología de apoyo para mejorar la alineación de la cabeza, la sedestación, la bipedestación y la movilidad, pero las limitaciones son de un grado que no es posible una compensación plena con equipamiento.
- Las transferencias exigen una asistencia personal completa.
- En casa pueden moverse cortas distancias por el suelo o ser transportados por un adulto.
- Pueden desplazarse con autonomía usando autopropulsión complementada con abundantes adaptaciones para estar sentados y el acceso a los dispositivos de control.
- Las limitaciones en la movilidad exigen adaptaciones para poder participar en actividades físicas o deportivas, incluyendo asistencia personal y dispositivos autopropulsados.

12-18 años

Nivel I

- Anda por casa, el colegio, y por la comunidad.
- Capaz de subir y bajar rampas sin ayuda y escaleras sin utilizar pasamano.
- Corre o salta, pero la velocidad, el equilibrio y la coordinación están limitadas.
- Puede participar en deportes y actividades físicas en función de sus opciones personales y de los factores ambientales.

Nivel II

- Puede andar en la mayoría de los contextos.
- Factores ambientales (como la irregularidad del terreno o su inclinación, distancias largas, falta de tiempo, clima o actitudes de sus iguales) y preferencias personales influyen sobre las opciones de desplazamiento.
- En el colegio o el trabajo puede andar utilizando un dispositivo de apoyo manual para tener seguridad. En el entorno comunitario puede utilizar una silla para desplazarse distancias largas.
- Sube y baja escaleras sujetándose al pasamano o con ayuda personal si no lo hay.
- Sus limitaciones de movilidad pueden requerir adaptaciones para poder participar en actividades físicas y deportivas.
- Puede andar utilizando un dispositivo de apoyo manual.
- Si lo comparamos con personas de otros niveles muestra una mayor variabilidad en sus métodos de desplazamiento a expensas de su capacidad física y de factores ambientales y personales.
- Cuando está sentado puede necesitar un cinturón para alinear la pelvis y tener equilibrio.
- Pasar de sentado a de pie y del suelo a de pie precisan de apoyo de otra persona o una superficie en la que poder sujetarse o apoyarse.
- En el colegio puede utilizar una silla autopropulsada o de propulsión manual.
- En el exterior, en la comunidad, se les desplaza en silla de ruedas o disponen de dispositivos autopropulsados.
- Puede subir y bajar escaleras sujetándose a un pasamano y con supervisión o ayuda de otra persona.
- Las limitaciones para andar pueden necesitar adaptaciones para permitir su participación en actividades físicas o deportivas, incluyendo una silla de propulsión manual o autopropulsada.

Nivel IV

- Utilizando una silla para desplazarse en la mayoría de los contextos.
- Pueden precisar un asiento adaptado para mejorar el control del tronco y de la pelvis.
- Se necesita la ayuda física de 1 o 2 personas para las transferencias.
- Pueden mantener parte de su peso sobre las piernas para ayudar en las transferencias.
- En interiores o bien pueden andar distancias cortas con ayuda de otra persona o usan sillas para desplazarse o bien, siempre que se les ayuda a colocarse, utilizan un andador con soporte corporal.

Anexo 1. Gross Motor Function Classification System (GMFCS)

- Pueden manejar una silla autopropulsada. Si no disponen de ella se les transporta en silla manual.
- Las limitaciones en la movilidad requieren adaptaciones que les permitan participar en las actividades físicas y deportivas, incluyendo la ayuda personal y/o dispositivos autopropulsados.

Nivel V

- Se les transporta en una silla manual en todos los contextos.
- Están limitados en sus posibilidades de mantener la cabeza, el tronco y las extremidades contra la gravedad. Requieren de tecnología de apoyo para mejorar la alineación de la cabeza, la sedestación, la bipedestación y la movilidad, pero las limitaciones son de un grado que no es posible una compensación plena con equipamiento.
- Se precisa la asistencia de 1 o 2 personas o un elevador para las transferencias.
- Pueden desplazarse con autonomía usando autopropulsión complementada con abundantes adaptaciones para estar sentados y el acceso a los dispositivos de control.
- Las limitaciones en la movilidad exigen adaptaciones para poder participar en actividades físicas o deportivas, incluyendo asistencia personal y dispositivos autopropulsados.

ANEXO 2. Escala de Ashworth modificada (45)

| | |
|----|---|
| 0 | Tono muscular normal. No hay espasticidad |
| 1 | Leve incremento del tono muscular. Resistencia mínima al final del arco articular al estirar pasivamente el grupo muscular considerado. |
| +1 | Leve incremento del tono. Resistencia a la elongación en menos de la mitad del arco articular. |
| 2 | Incremento del tono mayor. Resistencia a la elongación en casi todo el arco articular. Extremidad movilizable fácilmente. |
| 3 | Considerable incremento del tono. Es difícil la movilización pasiva de la extremidad |
| 4 | Hipertonía de las extremidades en flexión o en extensión (abducción, aducción, etc.). |

ANEXO 3. Versión Española de la Gross Motor Function Measure-88 (GMFM-88)(54)

HOJA DE PUNTUACIÓN: GROSS MOTOR FUNCTION MEASURE (GMFM-88)

Nombre:
 Fecha evaluación:
 Fecha nacimiento:
 Edad cronológica:
 Evaluador:

| CÓDIGO | | | | |
|----------------|----|-----|----|---|
| Nivel de GMFCS | | | | |
| I | II | III | IV | V |
| | | | | |

OBSERVACIONES:

| | | |
|-----------------------|----|----------------------|
| SISTEMA DE PUNTUACIÓN | 0 | No inicia |
| | 1 | Inicia |
| | 2 | Alcanza parcialmente |
| | 3 | Completa |
| | NE | No evaluado |

Marcar con X la puntuación correspondiente

| Ítem | A. DECÚBITOS Y VOLTEOS | PUNTUACIÓN | | | | NE |
|---------------------------|---|------------|---|---|---|----|
| 1 | Sup: cabeza en la línea media: gira la cabeza hacia ambos lados con extremidades simétricas | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 2 | Sup: lleva las manos a la línea media, juntando los dedos de ambas manos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 3 | Sup: levanta la cabeza 45° | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 4 | Sup: flexiona cadera y rodilla derecha completamente | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 5 | Sup: flexiona cadera y rodilla izquierda completamente | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 6 | Sup: estira el brazo derecho, la mano cruza la línea media para tocar un juguete | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 7 | Sup: estira el brazo izquierdo, la mano cruza la línea media para tocar un juguete | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 8 | Sup: se voltea hasta prono sobre el lado derecho | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 9 | Sup: se voltea hasta prono sobre el lado izquierdo | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 10 | PR: levanta la cabeza erguida | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 11 | PR sobre antebrazo: levanta la cabeza erguida, codos extendidos, pecho elevado | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 12 | PR sobre antebrazo: carga el peso sobre el antebrazo derecho, extiende completamente el antebrazo opuesto hacia delante | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 13 | PR sobre antebrazo: carga el peso sobre el antebrazo izquierdo, extiende completamente el antebrazo opuesto hacia delante | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 14 | PR: se voltea hasta supino sobre el lado derecho | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 15 | PR: se voltea hasta supino sobre el lado izquierdo | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 16 | PR: pivota 90° hacia la derecha usando las extremidades | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 17 | PR: pivota 90° hacia la izquierda usando las extremidades | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| TOTAL DIMENSIÓN A. | | | | | | |
| Ítem | B. SENTADO | PUNTUACIÓN | | | | NE |
| 18 | Sup, manos sujetas por el examinador: tira de sí mismo para sentarse controlando la cabeza | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 19 | Sup: se voltea hacia el lado derecho y consigue sentarse | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 20 | Sup: se voltea hacia el lado izquierdo y consigue sentarse | 0 | 1 | 2 | 3 | |

Anexo 3. Gross Motor Function Measure-88 (GMFM-88)

| | | | | | | |
|---------------------------|--|---|---|---|---|--|
| 21 | Sentado sobre la colchoneta, el terapeuta le sujeta por el tórax: levanta la cabeza erguida y la mantiene 3 segundos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 22 | Sentado sobre la colchoneta, el terapeuta le sujeta por el tórax: levanta la cabeza erguida y la mantiene 10 segundos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 23 | Sentado sobre la colchoneta, con los brazos apoyados: se levanta 5 segundos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 24 | Sentado en la colchoneta: se mantiene sin apoyar los brazos 3 segundos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 25 | Sentado sobre la colchoneta con un juguete pequeño en frente: se inclina hacia delante, toca el juguete y se reincorpora sin apoyar los brazos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 26 | Sentado sobre la colchoneta: toca un juguete colocado a 45° a la derecha y detrás del niño, vuelve a la posición inicial | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 27 | Sentado sobre la colchoneta: toca un juguete colocado a 45° a la izquierda y detrás del niño, vuelve a la posición inicial | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 28 | Sentado sobre el lado derecho: se mantiene sin apoyar los brazos 5 segundos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 29 | Sentado sobre el lado izquierdo: se mantiene sin apoyar los brazos 5 segundos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 30 | Sentado sobre la colchoneta: desciende hasta prono con control | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 31 | Sentado sobre la colchoneta con los pies al frente: logra la posición de apoyo sobre 4 puntos (posición de gateo) sobre el lado derecho | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 32 | Sentado sobre la colchoneta con los pies al frente: logra la posición de apoyo sobre 4 puntos (posición de gateo) sobre el lado izquierdo | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 33 | Sentado sobre la colchoneta: pivota 90° sin ayuda de los brazos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 34 | Sentado en un banco: se mantiene sin apoyar los brazos y los pies 10 segundos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 35 | De pie: consigue sentarse en un banco bajo | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 36 | Sobre el suelo: consigue sentarse en un banco bajo | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 37 | Sobre el suelo: consigue sentarse en un banco alto | | | | | |
| TOTAL DIMENSIÓN B. | | | | | | |

| Ítem | C. GATEO Y DE RODILLAS | PUNTUACIÓN | | | | NE |
|---------------------------|---|------------|---|---|---|----|
| 38 | Prono: rastrea hacia delante 1,8m | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 39 | 4 puntos de apoyo (posición gateo): se mantiene con el peso sobre manos y rodillas, 10 segundos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 40 | 4 puntos (posición gateo): consigue sentarse sin apoyar los brazos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 41 | Prono: consigue el apoyo sobre 4 puntos (posición de gateo) con el peso sobre manos y rodillas | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 42 | 4 puntos (posición gateo): extiende hacia delante el brazo derecho, mano por encima del nivel del hombro | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 43 | 4 puntos (posición gateo): extiende hacia delante el brazo izquierdo, mano por encima del nivel del hombro | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 44 | 4 puntos (posición gateo): gatea o se desplaza sentado hacia delante 1,8m | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 45 | 4 puntos (posición gateo): gatea disociadamente hacia delante 1,8m | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 46 | 4 puntos (posición gateo): sube 4 escalones gateando sobre manos y rodillas/pies | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 47 | 4 puntos (posición gateo): baja 4 escalones gateando hacia atrás sobre manos y rodillas/pies | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 48 | Sentado sobre la colchoneta: consigue ponerse de rodillas usando los brazos, se mantiene 10 segundos sin apoyar los | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 49 | De rodillas: consigue la posición de caballero sobre la rodilla derecha usando los brazos, se mantiene 10 segundos sin apoyar los | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 50 | De rodillas: consigue la posición de caballero sobre la rodilla izquierda usando los brazos, se mantiene 10 segundos sin apoyar los | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 51 | De rodillas: camina de rodillas hacia delante 10 pasos, sin apoyar los brazos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| TOTAL DIMENSIÓN C. | | | | | | |

| Ítem | D. DE PIE | PUNTUACIÓN | | | | NE |
|---------------------------|---|------------|---|---|---|----|
| 52 | Sobre el suelo: se pone de pie agarrándose de un banco alto | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 53 | De pie: se mantiene, sin apoyar los brazos, 3 segundos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 54 | De pie: agarrándose a un banco alto con una mano, levanta el pie derecho 3 segundos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 55 | De pie: agarrándose a un banco alto con una mano, levanta el pie izquierdo 3 segundos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 56 | De pie: se mantiene, sin apoyar los brazos, 20 segundos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 57 | De pie: levanta el pie derecho, sin apoyar los brazos, 10 segundos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 57 | De pie: levanta el pie izquierdo, sin apoyar los brazos, 10 segundos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 59 | Sentado en un banco bajo: consigue ponerse de pie sin usar los brazos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 60 | De rodillas: consigue ponerse de pie mediante la posición de caballero sobre la rodilla derecha sin usar los brazos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 61 | De rodillas: consigue ponerse de pie mediante la posición de caballero sobre la rodilla izquierda sin usar los brazos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 62 | De pie: desciende con control para sentarse en el suelo, sin apoyar los brazos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 63 | De pie: consigue ponerse en cuclillas sin apoyar los brazos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 64 | De pie: recoge un objeto del suelo, vuelve a ponerse de pie sin apoyar los brazos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| TOTAL DIMENSIÓN D. | | | | | | |

Anexo 3. Gross Motor Function Measure-88 (GMFM-88)

| Ítem | E. CAMINAR, CORRER Y SALTAR | PUNTUACIÓN | | | | NE |
|---------------------------|---|------------|---|---|---|----|
| 65 | De pie, con las 2 manos sobre un banco alto: da 5 pasos a la derecha apoyándose | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 66 | De pie, con las 2 manos sobre un banco alto: da 5 pasos a la izquierda apoyándose | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 67 | De pie, sujeto por las manos: camina 10 pasos hacia delante | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 68 | De pie, sujeto por una mano: camina 10 pasos hacia delante | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 69 | De pie: camina 10 pasos hacia delante | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 70 | De pie: camina 10 pasos hacia delante, se detiene, gira 180° y regresa | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 71 | De pie, camina 10 pasos hacia atrás | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 72 | De pie: camina 10 pasos hacia delante, llevando un objeto grande con las 2 manos | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 73 | De pie: camina 10 pasos consecutivos hacia delante entre líneas paralelas separadas 20 cm | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 74 | De pie: camina 10 pasos consecutivos hacia delante sobre una línea recta de 20 cm de ancho | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 75 | De pie: pasa por encima de un palo situado a la altura de las rodillas, comienza con el pie derecho | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 76 | De pie: pasa por encima de un palo situado a la altura de las rodillas, comienza con el pie izquierdo | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 77 | De pie, corre 4,5m, se detiene y regresa | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 78 | De pie: da una patada a un balón con el pie derecho | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 79 | De pie: da una patada a un balón con el pie izquierdo | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 80 | De pie: salta 30cm de altura con ambos pies a la vez | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 81 | De pie: salta hacia delante 30cm con ambos pies a la vez | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 82 | De pie: salta a la pata coja sobre el pie derecho 10 veces dentro de un círculo de 60cm | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 83 | De pie: salta a la pata coja sobre el pie izquierdo 10 veces dentro de un círculo de 60cm | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 84 | De pie, agarrándose a la barandilla: sube 4 escalones, agarrándose a la barandilla, alternando los pies | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 85 | De pie, agarrándose a la barandilla: baja 4 escalones, agarrándose a la barandilla, alternando los pies | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 86 | De pie: sube 4 escalones, alternado los pies | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 87 | De pie: baja 4 escalones, alternado los pies | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| 88 | De pie sobre un escalón de 15 cm: salta del escalón con ambos pies a la vez | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| TOTAL DIMENSIÓN E. | | | | | | |

¿Fue esta evaluación indicativa del rendimiento “habitual” del niño? SI NO

COMENTARIOS:

DIMENSIÓN **CÁLCULO DE LAS PUNTUACIONES EN % DE LA DIMENSIÓN** **ÁREA OBJETIVO**

| | | | | | | | | | |
|------------------------------|-----------------------------|---|-----------|---|----------------------------|---|------------|---|---|
| A. Decúbito y volteo | Total dimensión <u>A</u> | = | <u>51</u> | = | $\frac{51}{51} \times 100$ | = | <u>100</u> | % | A |
| B. sentado | Total dimensión <u>B</u> | = | <u>60</u> | = | $\frac{60}{60} \times 100$ | = | <u>100</u> | % | B |
| C. Gateo y de rodillas | Total dimensión <u>C</u> | = | <u>42</u> | = | $\frac{42}{42} \times 100$ | = | <u>100</u> | % | C |
| D. De pie | Total dimensión <u>D</u> | = | <u>39</u> | = | $\frac{39}{39} \times 100$ | = | <u>100</u> | % | D |
| E. E. Andar, correr y saltar | Total dimensión <u>E</u> | = | <u>72</u> | = | $\frac{72}{72} \times 100$ | = | <u>100</u> | % | E |

$$\text{PUNTUACIÓN TOTAL} = \frac{\%A + \%B + \%C + \%D + \%E}{\text{Número total de dimensiones}}$$

$$= \frac{\quad}{5} = \quad = \quad \%$$

$$\text{PUNTUACIÓN TOTAL DE OBJETIVOS} = \frac{\text{Suma de las puntuaciones en \% de cada dimensión identificada como área de objetivo}}{\text{Número de áreas de objetivo}}$$

$$= \frac{\quad}{\quad} = \quad \%$$

EVALUACIÓN CON DISPOSITIVO/ORTESIS UTILIZANDO GMFM-88

Marque abajo con (X) que dispositivo/ortesis fue utilizada y en que dimensión. (Puede haber más de una)

| Dispositivo de ayuda para la marcha | Dimensión | Ortesis | Dimensión |
|-------------------------------------|--------------------------|---------------------|--------------------------|
| Andador anterior | <input type="checkbox"/> | Control de cadera | <input type="checkbox"/> |
| Andador posterior | <input type="checkbox"/> | Control de rodilla | <input type="checkbox"/> |
| Muletas con apoyo axilar | <input type="checkbox"/> | Control tobillo-pie | <input type="checkbox"/> |
| Muletas | <input type="checkbox"/> | Control del pie | <input type="checkbox"/> |
| Bastón de 4 puntos | <input type="checkbox"/> | Zapatos | <input type="checkbox"/> |
| Bastón | <input type="checkbox"/> | Ninguno | <input type="checkbox"/> |
| Ninguno | <input type="checkbox"/> | Otros: | <input type="checkbox"/> |
| Otros: (Especificar) | <input type="checkbox"/> | (Especificar) | <input type="checkbox"/> |

PUNTUACIÓN GLOBAL DEL GMFM-88 UTILIZANDO DISPOSITIVOS/ORTESIS

| DIMENSIÓN | CÁLCULO DE LAS PUNTUACIONES EN % DE LA DIMENSIÓN | | | ÁREA OBJETIVO |
|------------------------------|--|---|-----------------------------------|---------------|
| A. Decúbito y volteo | Total dimensión A | = | $\frac{51}{51} \times 100 =$ | % A |
| B. sentado | Total dimensión B | = | $\frac{60}{60} \times 100 =$ | % B |
| C. Gateo y de rodillas | Total dimensión C | = | $\frac{42}{42} \times 100 =$ | % C |
| D. De pie | Total dimensión D | = | $\frac{39}{39} \times 100 =$ | % D |
| E. E. Andar, correr y saltar | Total dimensión E | = | $\frac{72}{72} \times 100 =$ | % E |
| PUNTUACIÓN TOTAL | | = | $\frac{\%A+\%B+\%C+\%D+\%E}{5} =$ | % |

PUNTUACIÓN TOTAL DE OBJETIVOS = $\frac{\text{Suma de las puntuaciones en \% de cada dimensión identificada como área de objetivo}}{\text{Número de áreas de objetivo}}$

ANEXO 4. Versión española del Pediatric Evaluation Disability Inventory (PEDI) (63)

PARTE I: HABILIDADES FUNCIONALES

DOMINIO DE AUTOCUIDADOS: Señalar lo que corresponda en cada ítem (0=incapaz; 1= capaz)

| | | | | | | | |
|----|---|---|---|-----------|---|---|---|
| A. | CONSISTENCIA DE LOS ALIMENTOS | | | 57 | Se pone zapatos en el pie correcto y sabe usar cierres de velcros | 0 | 1 |
| 1 | Come alimentos triturados tipo puré o papillas | 0 | 1 | 58 | Se ata los cordones | 0 | 1 |
| 2 | Come alimentos semitriturados | 0 | 1 | L. | PRENDAS DE APERTURA FRONTAL | 0 | 1 |
| 3 | Come alimentos troceados | 0 | 1 | 39 | Ayuda metiendo el brazo por la manga de la camisa | 0 | 1 |
| 4 | Come alimentos de todo tipo de consistencia | 0 | 1 | 40 | Se quita una camiseta, vestido o un jersey (prendas sin cierres) | 0 | 1 |
| B. | USO DE UTENSILIO | 0 | 1 | 41 | Se pone camisetas, vestido y jersey | 0 | 1 |
| 5 | Come con las manos | 0 | 1 | 42 | Se pone y se quita prendas abiertas por delante sin cierres | 0 | 1 |
| 6 | Coge la cuchara y se la lleva a la boca | 0 | 1 | 43 | Se pone y se quita prendas abiertas por delante con cierres | | |
| 7 | Utiliza correctamente la cuchara | 0 | 1 | J. | CIERRES | 0 | 1 |
| 8 | Utiliza correctamente el tenedor | 0 | 1 | 44 | Intenta ayudar con los cierres | 0 | 1 |
| 9 | Utiliza el cuchillo para untar la mantequilla en el pan o para cortar alimentos blandos | 0 | 1 | 45 | Sube y baja cremalleras sin engancharlas ni desengancharlas | 0 | 1 |
| C. | USO DE OBJETOS DE BEBER | 0 | 1 | 46 | Se abrocha y desabrocha los cierres automáticos | 0 | 1 |
| 10 | Sostiene y usa una botella o vaso con pitorro | 0 | 1 | 47 | Se abrocha y desabrocha botones | 0 | 1 |
| 11 | Sostiene un vaso, aunque cuando intenta beber gotea | 0 | 1 | 48 | Engancha, sube, baja y desengancha las cremalleras | 0 | 1 |
| 12 | Sujeta el vaso con las dos manos con seguridad | 0 | 1 | K. | PANTALONES | 0 | 1 |
| 13 | Sujeta el vaso con una mano con seguridad | 0 | 1 | 49 | Ayuda metiendo la pierna por los pantalones | 0 | 1 |
| 14 | Se sirve líquidos de una jarra o tetra-brick | 0 | 1 | 50 | Se quita pantalones con cintura elástica | 0 | 1 |
| D. | HIGIENE DENTAL | 0 | 1 | 51 | Se pone pantalones con cintura elástica | 0 | 1 |
| 15 | Abre la boca para que le laven los dientes | 0 | 1 | 52 | Se limpia pantalones incluyendo el desabrochado | 0 | 1 |
| 16 | Sostiene el cepillo de dientes con la mano | 0 | 1 | 53 | Se pone pantalones incluyendo el abrochado | 0 | 1 |
| 17 | Se cepilla los dientes, pero no minuciosamente | 0 | 1 | L. | ZAPATOS Y CALCETINES | 0 | 1 |
| 18 | Se lava los dientes minuciosamente | 0 | 1 | 54 | Se quita calcetines y zapatos desatados | 0 | 1 |
| 19 | Prepara el cepillo y la pasta de dientes | 0 | 1 | M. | ASEO (manejo de la ropa, váter y limpieza solamente) | | |
| E. | PEINADO | 0 | 1 | 59 | Ayuda con el manejo de la ropa | 0 | 1 |
| 20 | Sujeta la cabeza mientras le peinan | 0 | 1 | 60 | Intenta limpiarse después de ir al váter | 0 | 1 |
| 21 | Se lleva el cepillo o el peine al pelo | 0 | 1 | 61 | Se sienta en la taza del váter, coge el papel higiénico y tira de la cadena | 0 | 1 |
| 22 | Se cepilla o peina el pelo | 0 | 1 | 62 | Se quita y pone la ropa después de ir al baño | | |
| 23 | Se desenreda el pelo | 0 | 1 | 63 | Se limpia minuciosamente después de hacer de vientre | | |
| F. | CUIDADO NASAL | 0 | 1 | N. | CONTROL DE LA VEJIGA (Puntúa =1 si el niño ha conseguido previamente la habilidad) | | |
| 24 | Deja que le limpien la nariz | 0 | 1 | 64 | Avisa cuando tiene mojado el pañal o la ropa interior | | |
| 25 | Se suena la nariz cuando le sujetan el pañuelo | 0 | 1 | 65 | En ocasiones avisa de que necesita orinar (durante el día) | | |
| 26 | Se suena la nariz en el pañuelo cuando se le indica | 0 | 1 | 66 | Avisa siempre y con tiempo de que necesita orinar (durante el día) | | |
| 27 | Se suena la nariz en el pañuelo sin que se le indique | 0 | 1 | 67 | Va solo al baño a orinar (durante el día) | | |
| 28 | Se suena y se limpia la nariz en el pañuelo de forma independiente | 0 | 1 | 68 | Permanece seco día y noche | | |
| G. | LAVADO DE MANOS | 0 | 1 | O. | CONTROL DE INTESTINO (Puntúa =1 si el niño ha conseguido previamente la habilidad) | | |
| 29 | Coloca las manos para que se las laven | 0 | 1 | 69 | Avisa de que hay que cambiarle el pañal | | |
| 30 | Se frota las manos para lavárselas | 0 | 1 | 70 | En ocasiones avisa de que necesita hacer de vientre (durante el día) | | |
| 31 | Abre y cierra el grifo y coge el jabón | 0 | 1 | 71 | Avisa siempre y con tiempo que necesita hacer de vientre (durante el día) | | |
| 32 | Se limpia las manos minuciosamente | 0 | 1 | 72 | Distingue entre ganas de orinar y ganas de hacer de vientre | | |
| 33 | Se seca las manos minuciosamente | 0 | 1 | 73 | Va solo al baño a hacer de vientre, no tiene problemas de control | | |
| H. | LAVADO DE CARA Y CUERPO | 0 | 1 | | | | |
| 34 | Intenta lavarse alguna parte del cuerpo | 0 | 1 | | | | |
| 35 | Se limpia minuciosamente partes del cuerpo sin incluir la cara | 0 | 1 | | | | |
| 36 | Se enjabona (y enjabona la esponja si la usa) | 0 | 1 | | | | |
| 37 | Se seca el cuerpo minuciosamente | 0 | 1 | | | | |
| 38 | Se lava y seca la cara minuciosamente | 0 | 1 | | | | |
| 55 | Se pone zapatos desatados | 0 | 1 | | | | |
| 56 | Se pone los calcetines | 0 | 1 | | | | |
| | | | | | PUNTUACION TOTAL DE AUTOCUIDADOS | | |

Anexo 4. Pediatric Evaluation Disability Inventory (PEDI)

DOMINIO DE MOVILIDAD: Señalar lo que corresponda en cada ítem (0=incapaz; 1= capaz)

| | | | | | | | |
|-----------|--|---|---|-----------|---|---|---|
| A. | TRANSFERENCIAS EN EL VATER | | | H. | MOVILIDAD DE INTERIORES: SUJECCIÓN TRASPORTE DE OBJETOS | 0 | 1 |
| 1 | Se mantiene con ayuda de un cuidador o con un dispositivo de ayuda | 0 | 1 | 33 | Mueve un objeto de sitio de manera intencionada | 0 | 1 |
| 2 | Se mantiene sentado sin ayuda en el váter o en el orinal | 0 | 1 | 34 | Arrastra un objeto por el suelo | 0 | 1 |
| 3 | Se sienta y levanta de un váter bajo u orinal | 0 | 1 | 35 | Transporta objetos pequeños con una mano | 0 | 1 |
| 4 | Se sienta y se levanta de un váter de tamaño normal | 0 | 1 | 36 | Transporta objetos grandes para lo que necesita las dos manos | 0 | 1 |
| 5 | Se sienta y se levanta de un váter de tamaño normal sin necesidad de ayudarse con los brazos | | | 37 | Transporta objetos frágiles o que se puedan derramar | 0 | 1 |
| B. | TRANSFERENCIAS EN UNA SILLA/ SILLA DE RUEDAS | 0 | 1 | I. | MOVILIDAD DE EXTERIORES: MÉTODOS | 0 | 1 |
| 6 | Se sienta con ayuda de un cuidador o un dispositivo de ayuda | 0 | 1 | 39 | Camina, pero agarrado a objetos, al cuidador o con algún dispositivo de ayuda | 0 | 1 |
| 7 | Se mantiene sentado en una silla o banco | 0 | 1 | 40 | Camina sin ayuda | 0 | 1 |
| 8 | Se sienta y levanta de una silla o banco bajo | 0 | 1 | J. | DESPLAZAMIENTOS FUERA DE CASA: DISTANCIA/VELOCIDAD (Puntúa =1 si ya se ha conseguido) | | |
| 9 | Se sienta y se levanta de una silla de altura normal o de una silla o de una silla de ruedas con ayuda de los brazos | 0 | 1 | 40 | Recorre 3-15 metros (1-5 coches de distancia) | 0 | 1 |
| 10 | Se sienta y levanta de una silla sin necesidad de ayudarse con los brazos | 0 | 1 | 41 | Recorre 15-30 metro (5-10 coches de distancia) | 0 | 1 |
| C. | TRANSFERENCIAS EN EL COCHE | 0 | 1 | 42 | Recorre 30-45 metros | 0 | 1 |
| 11 | Se mueve en el interior del coche, se sube y se baja del asiento | 0 | 1 | 43 | Recorre más de 45 metros, pero con dificultad (tropezando o lento para su edad) | 0 | 1 |
| 12 | Entra y sale del coche con poca ayuda o instrucción | 0 | 1 | 44 | Recorre más de 45 metros sin dificultad | 0 | 1 |
| 13 | Entra y sale del coche sin ayuda ni instrucción | 0 | 1 | K. | DESPLAZAMIENTOS FUERA DE CASA: SUPERFICIES | | |
| 14 | Se pone el cinturón de seguridad del asiento y/o las correas de seguridad de la silla | 0 | 1 | 45 | Se desplaza por superficies lisas o con desniveles rebajados | 0 | 1 |
| 15 | Entra y sale del coche y abre y cierra la puerta del coche | 0 | 1 | 46 | Se desplaza por superficies ligeramente desniveladas (pavimento agrietado) | 0 | 1 |
| D. | MOVILIDAD Y TRANSFERENCIAS EN LA CAMA | 0 | 1 | 47 | Se desplaza por superficies irregulares con baches (grava, césped...) | 0 | 1 |
| 16 | Desde la posición de tumbado puede sentarse solo en la cama o en la cuna | 0 | 1 | 48 | Sube y baja pendientes o rampas | 0 | 1 |
| 17 | Puede sentarse en la cama y tumbarse | 0 | 1 | 49 | Sube y baja los bordillos de la acera | 0 | 1 |
| 18 | Se tumba y sale de la cama solo, ayudándose de los brazos | 0 | 1 | L. | SUBIDA Y BAJADA DE ESCALERAS (Puntúa =1 si el niño ha conseguido previamente la habilidad) | | |
| 19 | Se tumba y sale de la cama sin ayudarse de los brazos | 0 | 1 | 50 | Sube arrastrándose o gateando parte de un tramo de escaleras (1-11 escalones) | 0 | 1 |
| E. | MOVILIDAD EN LA BAÑERA | 0 | 1 | 51 | Sube arrastrándose o gateando parte de un tramo completo de escaleras (12-15 escalones) | 0 | 1 |
| 20 | Se sienta en la bañera o en el lavabo ayudado por el cuidador o dispositivo | 0 | 1 | 52 | Sube andando parte de un tramo de escaleras | 0 | 1 |
| 21 | Se maneja dentro de la bañera sin ayuda | 0 | 1 | 53 | Sube andando todo un tramo de escaleras, pero con dificultad (lento para su edad) | 0 | 1 |
| 22 | Trepa, se balancea y se deja caer para entrar y salir de la bañera | 0 | 1 | 54 | Sube andando un piso entero sin dificultad | 0 | 1 |
| 23 | Se sienta y se pone en pie estando dentro de la bañera | 0 | 1 | M. | BAJADA DE ESCALERAS (Puntúa =1 si el niño ha conseguido previamente la habilidad) | | |
| 24 | Entra y sale de una bañera normal de manera independiente | | | 55 | Baja arrastrándose o gateando parte del tramo de escaleras (1-11 escalones) | 0 | 1 |
| F. | MÉTODOS DE MOVILIDAD EN INTERIORES (Puntúa =1 si ya se ha conseguido) | 0 | 1 | 56 | Baja arrastrándose o gateando todo un tramo de escaleras (12-15 escalones) | 0 | 1 |
| 25 | Se voltea, se desliza, gatea, o se arrastra por el suelo | 0 | 1 | 57 | Baja andando parte de un tramo de escaleras | 0 | 1 |
| 26 | Camina, pero agarrándose a los muebles, paredes, cuidadores o dispositivos de ayuda | 0 | 1 | 58 | Baja andando todo un tramo de escaleras, pero con dificultad (lento para su edad) | 0 | 1 |
| 27 | Camina sin ayuda | 0 | 1 | 59 | Baja andando un tramo de escaleras entero sin dificultad | 0 | 1 |
| G. | MOVILIDAD DE INTERIORES: DISTANCIA/VELOCIDAD (Puntúa =1 si ya se ha conseguido) | 0 | 1 | | | | |
| 28 | Se mueve por la habitación, pero con dificultad (se cae y/o lento para su edad) | 0 | 1 | | | | |
| 29 | Se mueve por una habitación sin dificultad | 0 | 1 | | PUNTUACION TOTAL DE MOVILIDAD | | |
| 30 | Se mueve entre varias habitaciones con dificultad (se cae, lento para su edad) | 0 | 1 | | | | |
| 31 | Se mueve entre varias habitaciones sin dificultad | 0 | 1 | | | | |
| 32 | Recorre 15 metros dentro de la casa, abriendo y cerrando puertas interiores y exteriores | | | | | | |

Anexo 4. Pediatric Evaluation Disability Inventory (PEDI)

DOMINIO DE FUNCION SOCIAL: Señalar lo que corresponda en cada ítem (0=incapaz; 1= capaz)

| | | | | | | | |
|-----------|---|---|---|--------------------------------------|---|---|---|
| 8 | COMPRESIÓN DE PALABRAS | | | 34 | Plantea y lleva a cabo actividades con otros niños; el juego es continuo y completo | 0 | 1 |
| 1 | Se orienta hacia el sonido | 0 | 1 | 35 | Participa en actividades o juegos que tienen reglas | 0 | 1 |
| 2 | Entiende el "no"; reconoce su nombre o el de gente familiar | 0 | 1 | H. JUEGO CON OBJETOS | | 0 | 1 |
| 3 | Entiende 10 palabras | 0 | 1 | 36 | Manipula juguetes, objetos y partes del cuerpo con intención | 0 | 1 |
| 4 | Entiende el significado cuando se le habla acerca de las relaciones entre personas y objetos visibles | 0 | 1 | 37 | Utiliza objetos reales o de juguete en juegos simples e imaginados | 0 | 1 |
| 5 | Entiende el significado cuando se le habla acerca de tiempo y una secuencia de acontecimientos | 0 | 1 | 38 | Junta materiales para crear algo | 0 | 1 |
| B. | COMPRESIÓN DE LA COMPLEJIDAD DE LAS FRASES | | | 39 | Realiza juegos simbólicos utilizando cosas que el niño conoce | 0 | 1 |
| 6 | Entiende frases cortas acerca de objetos y gente familiar | 0 | 1 | 40 | Realiza juegos simbólicos imaginados | 0 | 1 |
| 7 | Entiende ordenes sencillas con palabras que describen gente o cosas | 0 | 1 | I. INFORMACION SOBRE SI MISMO | | 0 | 1 |
| 8 | Entiende instrucciones que describen donde esta algo | 0 | 1 | 41 | Sabe decir su nombre | 0 | 1 |
| 9 | Entiende ordenes que conllevan dos pasos, usando si/entonces, antes/después, primero/ segundo, etc. | 0 | 1 | 42 | Sabe decir su nombre y apellido | 0 | 1 |
| 10 | Entiende dos frases que tratan del mismo asunto pero tienen diferente forma | 0 | 1 | 43 | Proporciona el nombre y la descripción de los miembros de la familia | 0 | 1 |
| C. | USO FUNCIONAL DE LA COMUNICACIÓN | | | 44 | Sabe decir la dirección completa de su domicilio; si está en el hospital el nombre del mismo y el número de la habitación | 0 | 1 |
| 11 | Nombra cosas | 0 | 1 | 45 | Sabe indicarle a un adulto como volver a casa o a la habitación del hospital | 0 | 1 |
| 12 | Usa palabras o gestos específicos para dirigirse o pedir algo a otra persona | 0 | 1 | J. ORIENTACION EN EL TIEMPO | | | |
| 13 | Busca información haciendo preguntas | 0 | 1 | 46 | Tiene consciencia a manera general sobre el horario de comidas y rutinas diarias | 0 | 1 |
| 14 | Describe un objeto o una acción | 0 | 1 | 47 | Tiene consciencia sobre los acontecimientos habituales durante la semana | 0 | 1 |
| 15 | Habla acerca de sus sentimientos o pensamientos | | | 48 | Maneja conceptos de tiempo simples | 0 | 1 |
| D. | COMPLEJIDAD DE LA COMUNICACIÓN EXPRESIVA | | | 49 | Asocia un tiempo determinado con acciones/eventos | 0 | 1 |
| 16 | Utiliza gestos con un claro significado | 0 | 1 | 50 | Normalmente mira el reloj o pregunta la hora para seguir un horario | 0 | 1 |
| 17 | Utiliza una sola palabra con significado | 0 | 1 | K. TAREAS DOMESTICAS | | | |
| 18 | Utiliza dos palabras juntas con significado | 0 | 1 | 51 | Comienza a ayudar en el cuidado de sus pertenencias si se le dan constantes instrucciones | 0 | 1 |
| 19 | Utiliza frases de 4-5 palabras | 0 | 1 | 52 | Comienza a ayudar con tareas domésticas y simples si se le dan constantes instrucciones | 0 | 1 |
| 20 | Conecta dos o más pensamientos para contar una historia simple | 0 | 1 | 53 | Ocasionalmente inicia rutina del cuidado de sus pertenencias. Puede que requiera ayuda física o que le recuerden que lo tiene que terminar | 0 | 1 |
| E. | RESOLUCIÓN DE PROBLEMAS | | | 54 | Ocasionalmente inicia la realización de tareas domésticas simples. Puede que requiera ayuda física o que le recuerden que lo tiene que terminar | 0 | 1 |
| 21 | Intenta mostrarte el problema o comunicarte que hay que hacer para resolver el problema | 0 | 1 | 55 | Normalmente inicia y lleva a cabo al menos una tarea doméstica que incluya varios pasos y decisiones; puede requerir ayuda | 0 | 1 |
| 22 | Hay que ayudarlo inmediatamente si tiene algún problema para que su comportamiento no se altere | 0 | 1 | L. AUTOPROTECCIÓN | | | |
| 23 | Si algún problema le preocupa el niño puede pedir ayuda y esperar un rato a ser ayudado | 0 | 1 | 56 | Demuestra precaución con las escaleras | 0 | 1 |
| 24 | En situaciones normales el niño puede describir el problema y sus sentimientos con detalles (normalmente no lo soluciona) | 0 | 1 | 57 | Demuestra precaución adecuada con los objetos calientes y afilados | 0 | 1 |
| 25 | Cuando se enfrenta a algún problema cotidiano, el niño puede unirse al adulto y buscar una solución | 0 | 1 | 58 | No necesita que le recuerden las normas de seguridad, cuando cruza la calle en presencia de un adulto | 0 | 1 |
| F. | JUEGO INTERACTIVO SOCIAL (ADULTOS) | | | 59 | Sabe que no tiene que aceptar comida, dinero ni montarse en ningún vehículo con desconocidos | 0 | 1 |
| 26 | Muestra conciencia e interés por otros | 0 | 1 | 60 | Cruza una calle concurrida de manera segura sin un adulto | 0 | 1 |
| 27 | Inicia una rutina de juego con el que está familiarizado | 0 | 1 | M. FUNCION EN LA COMUNIDAD | | | |
| 28 | Participa en un juego simple respetando su turno | 0 | 1 | 61 | El niño puede jugar de manera segura en casa sin ser vigilado constantemente | 0 | 1 |
| 29 | Intenta imitar la acción previa de un adulto durante un juego | 0 | 1 | 62 | Sale fuera de casa, en un entorno conocido, con supervisión ocasional para su seguridad | 0 | 1 |
| 30 | Durante el juego el niño puede sugerir pasos nuevos o diferentes o responder a una sugerencia del adulto con otra idea | 0 | 1 | 63 | Cumple las normas y expectativas del colegio y de la comunidad | 0 | 1 |
| G. | INTERACCIÓN CON NIÑOS DE SU EDAD | | | 64 | Explora y se desenvuelve en la comunidad sin supervisión | 0 | 1 |
| 31 | Es consciente de la presencia de otros niños, por lo que gesticular y vocaliza | 0 | 1 | 65 | Compra en una tienda del barrio sin ayuda | 0 | 1 |
| 32 | Interacciona con otros niños durante periodos cortos | 0 | 1 | | PUNTUACION TOTAL FUNCION SOCIAL | | |
| 33 | Intenta elaborar planes simples para una actividad de juego con otro niño | 0 | 1 | | | | |

PARTE II Y III: ASISTENCIA DEL CUIDADOR Y MODIFICACIONES

| | DOMINIO DE AUTOCUIDADOS | Escala asistencia cuidadores | | | | | | Escala modificaciones | | | |
|---|---|-------------------------------------|-------------|--------|----------|--------|-------|------------------------------|------|----------------|----------|
| | | independiente | Supervisión | Mínimo | Moderado | Máximo | Total | Ninguna | Niño | Rehabilitación | Completa |
| A | Comida: comer y beber en una comida habitual sin incluir cortar un filete, abrir un recipiente o servirse la comida | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| B | Aseo: lavarse los dientes, cepillarse o peinarse el pelo y limpiarse la nariz | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| C | Baño: lavarse y secarse las manos y la cara, ducharse o bañarse; sin incluir entrar y salir de la ducha ni bañera, preparar el agua o lavarse la espalda o el pelo | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| D | Vestido parte superior: todo tipo de ropa habitual (excluyendo cierres traseros). Incluye ayuda para ponerse o quitarse ortésis o prótesis. No incluye coger la ropa del armario o cajón. | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| E | Vestido parte inferior: todo tipo de ropa habitual (excluyendo cierres traseros). Incluye ayuda para ponerse o quitarse ortésis o prótesis. No incluye coger la ropa del armario o cajón. | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| F | Ir al váter: ropa, manejo del váter, ayudas externas y la higiene; no incluye las transferencias al váter, ni manejo de horarios ni limpieza tras algún accidente | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| G | Manejo de la vejiga: control vesical diurno y nocturno, limpiarse tras accidentes, seguir horarios | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| H | Manejo intestinal: control diurno y nocturno, limpiarse tras accidentes, seguir horarios | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| | | SUMA CUIDADOS= | | | | | | | | | |

| | DOMINIO DE MOVILIDAD | Escala asistencia cuidadores | | | | | | Escala modificaciones | | | |
|---|--|-------------------------------------|-------------|--------|----------|--------|-------|------------------------------|------|----------------|----------|
| | | independiente | Supervisión | Mínimo | Moderado | Máximo | Total | Ninguna | Niño | Rehabilitación | Completa |
| A | Transferencias a la silla/váter: silla de ruedas infantil a silla de adulto o váter normal | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| B | Transferencias a vehículos: movilidad dentro del coche o de la furgoneta, uso el cinturón, transferencias, apertura y cierre de las puertas del coche | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| C | Movilidad y transferencias en la cama: meterse y salir de la cama y cambiarse de postura en su cama | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| D | Transferencias en la bañera: entrar y salir de una bañera normal | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| E | Movilidad por interiores: 15 metros (3-4 habitaciones); no incluye abrir puertas ni transportar objetos | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| F | Movilidad por exteriores: 45 metros en superficies niveladas, centrándose en la habilidad física para moverse por fuera de la casa (sin considerar cumplir con aspectos de seguridad tales como cruzar la calle) | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| G | Escaleras: subir y bajar un tramo completo de escaleras (12-15 escalones) | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| | | SUMA MOVILIDAD= | | | | | | | | | |

Anexo 4. Pediatric Evaluation Disability Inventory (PEDI)

| | | Escala asistencia cuidadores | | | | | | Escala modificaciones | | | |
|---|--|------------------------------|-------------|--------|----------|--------|-------|-----------------------|------|----------------|----------|
| | | independiente | Supervisión | Mínimo | Moderado | Máximo | Total | Ninguna | Niño | Rehabilitación | Completa |
| | DOMINIO DE FUNCION SOCIAL | | | | | | | | | | |
| A | Comprensión funcional: comprender repeticiones e instrucciones | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| B | Expresión: capacidad para aportar información acerca de sus actividades y transmitir sus necesidades; incluye una articulación clara | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| C | Resolución de problemas conjuntamente: incluye comunicar un problema y trabajar con el cuidador u otro adulto para encontrar una solución; incluye solo actividades que ocurren en la vida diaria (ej., perder un juguete, duda sobre la selección de ropa...) | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| D | Juego con iguales: capacidad para platear y llevar a cabo actividades conjuntas con un niño de similar edad | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| E | Autoprotección: tener cuidado en las situaciones cotidianas, incluyendo escaleras, objetos calientes o afilados y el tráfico | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| | | SUMA FUNCION SOCIAL= | | | | | | | | | |

ANEXO 5. Hoja informativa y consentimiento informado

FORMULARIO DE INFORMACIÓN

DOCUMENTO DE INFORMACIÓN PARA MEDICIÓN DEL RANGO ARTICULAR CON UNIDAD DE MOVIMIENTO INERCIAL (IMU) EN PACIENTES PEDIÁTRICOS CON TRASTORNOS MOTORES NEUROLÓGICOS DE ORIGEN CENTRAL. ESTUDIO DE VALIDEZ, FIABILIDAD Y PATRONES DE COMPORTAMIENTO.

Este documento sirve para que usted, dé su consentimiento para esta intervención. Eso significa que nos autoriza a realizarla.

Puede usted retirar su consentimiento cuando lo desee. Firmarlo no le obliga a usted a hacerse la intervención. De su rechazo no se derivará ninguna consecuencia adversa respecto a la calidad del resto de la atención recibida. Antes de firmar, es importante que lea despacio la información siguiente.

Díganos si tiene alguna duda o necesita más información. Le atenderemos con mucho gusto.

LO QUE USTED DEBE SABER

EN QUÉ CONSISTE:

1. El procedimiento al que usted va a someterse consiste en la medición del rango articular mediante un sensor de movimiento inercial, con la finalidad de determinar sus características clinimétricas en términos de validez y fiabilidad para la medición del movimiento cervical en la población pediátrica con trastornos motores neurológicos.
2. Identificar la relación y la existencia de patrones de comportamiento entre la evaluación con sensores inerciales de movimiento (IMUs) y herramientas de medida de la capacidad funcional, goniometría, tono muscular.

CÓMO SE REALIZA:

1. Medición del rango articular con los sensores inerciales que serán colocados adheridos a la piel o mediante una cinta a la cabeza.
2. Medición de la movilidad cervical a través de un goniómetro cervical.
3. Medición del grado de espasticidad de la columna cervical mediante la valoración con escala Ashworth modificada.
4. Medición de la capacidad funcional a través de la Escala Gross Motor Functions Measure (GMFCS).

EN QUÉ LE BENEFICIARÁ:

1. En conocer la capacidad y/o propiedades psicométricas de los sensores inerciales cómo posible herramienta de valoración y tratamiento de la columna cervical en pacientes pediátricos con trastornos neurológicos.
2. Diversas herramientas e índices se han utilizado para evaluar el rango de movilidad cervical (goniómetro), el grado de espasticidad muscular (Escala Ashworth), el grado de capacidad funcional (GMFCS) y presentan problemas de variabilidad, falta de precisión y/o escasa sensibilidad al cambio en esta población.

QUÉ RIESGOS TIENE:

- No existen efectos adversos descritos por el uso de los sensores inerciales.
- Piel o zona enrojecida cuando se retiran los sensores.

SITUACIONES ESPECIALES QUE DEBEN SER TENIDAS EN CUENTA:

Con el objetivo de minimizar el riesgo de posibles efectos adversos se seguirán los siguientes criterios de exclusión:

- Nivel de comprensión y atención nulas.
- Grado de participación y motivación nulas.
- Crisis epilépticas no controladas.

OTRAS CUESTIONES PARA LAS QUE PEDIMOS SU CONSENTIMIENTO:

- A veces, durante la intervención, se producen hallazgos imprevistos. Pueden obligar a modificar la forma de intervención y utilizar variantes de la misma.
- Puede ser necesaria la toma de imágenes, como fotos o videos. Sirven para documentar mejor el caso. También pueden usarse para fines docentes de difusión del conocimiento científico. En cualquier caso, serán usadas si usted da su autorización.
- Su identidad siempre será preservada de forma confidencial, ningún dato será utilizado con fines comerciales.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

D./D^{a1}.....en calidad de²
....., DNI.....

D./D^a.....en calidad de
....., DNI.....

He/hemos leído la **hoja de información** que se me/nos ha entregado, copia de la cual figura en el reverso de este documento, y la he/hemos comprendido en todos sus términos.

He/hemos sido suficientemente informado/s y he/hemos podido hacer preguntas sobre los objetivos y metodología aplicados en el proyecto de investigación *Evaluación clinimétrica de los sensores inerciales de movimiento de la columna cervical en pacientes con trastornos motores neurológicos pediátricos validez, fiabilidad y patrones de comportamiento*, que ha sido autorizado por *Comité de Ética de la Universidad de Córdoba* y para el que se ha pedido la colaboración de mi/nuestro..... (hijo, hija o representado)³

Comprendo/comprendemos que la participación es voluntaria y que el menor en cuya representación actúo/actuamos puede retirarse del mismo

- cuando quiera;
- sin tener que dar explicaciones y exponer mis motivos; y
- sin ningún tipo de repercusión negativa.

¹ Los padres, si ambos ejercen la patria potestad, deben firmar conjuntamente este consentimiento informado.

² Padres, tutor o representante legal del menor.

³ Nombre completo del menor

Por todo lo cual, PRESTO/PRESTAMOS EL CONSENTIMIENTO para la participación en el proyecto de investigación al que este documento hace referencia.

___ SI ___ NO autorizo a que se realicen las actuaciones oportunas, incluyendo modificaciones en la forma de realizar la intervención, para evitar los peligros o daños potenciales que pudieran surgir en el curso de la intervención.

___ SI ___ NO autorizo la utilización de imágenes con fines docentes o de difusión del conocimiento científico.

(NOTA: Márquese con una cruz)

En..... a de de20....

Fdo.....

Fdo.....

REVOCACION DEL CONSENTIMIENTO

D./D^a....., con DNI.....,D./D^a....., con DNI.....en calidad de ¹ (Padres, tutor o representante legal del menor), de forma libre y consciente he decidido retirar el consentimiento para esta intervención. Asumo las consecuencias que de ello puedan derivarse para la salud.

En a de de20.....

Fdo.....

Fdo.....

ANEXO 6. Formulario de medición

TEST DE EVALUACIÓN DE LA REGIÓN CERVICAL

CÓDIGO:

Fecha evaluación:

Evaluador/a:

Lugar prueba:

PLANTILLA DE RECOGIDA DE DATOS DE LOS PARTICIPANTES

Nombre y apellidos:

Fecha nacimiento:

| | | | | | |
|------------------------|------|------------------|--------------------------------|---|--|
| EDAD: | años | GÉNERO: | F | M | |
| MEDIDAS BÁSICAS | | TALLA cm. | IMC(Kgr./m²) | | |
| | | | | | |
| PESO Kgr. | | | | | |
| | | | | | |

| CRITERIOS DE INCLUSIÓN | 8 | CRITERIOS DE EXCLUSIÓN | 9 |
|--|---|---|---|
| Hombre o Mujer entre los 4-14 años | | Comportamiento agresivo o autolesivo | |
| Daño cerebral | | Presencia de movimientos involuntarios y/o incontrolados en la cabeza | |
| Dificultad control cabeza | | Cirugía ortopédica hace menos de un año | |
| Capacidad cognitiva/conducta adecuada para comprender y seguir instrucciones sencillas | | Toxina botulínica hace menos de 6 meses | |
| Participación activa en el estudio | | Medicación antiespasticidad | |
| Rango GMFC I-V | | Hipersensibilidad táctil severa | |
| Consentimiento legal firmado por escrito por el tutor legal y/o /padres | | Balance muscular manual < 2 | |
| Medicamento estable | | Limitación visual severa | |
| | | Contractura, deformidad que impida evaluación | |

| | |
|--------------------------|--------------------|
| Consentimiento informado | |
| Tutores o padres | Nombre y Apellidos |

MEDICIÓN BALANCE ARTICULAR CERVICAL: _____

FECHA: _____

OBSERVACIONES

| 1ª medición CROM | | | | | | | | | | 1º RANGO CROM | | | |
|------------------|-----------|----------|--------------------|----------|------------------|----------|-----------------------|----------|---------------------|---------------|----------|---------------|----------------|
| Flexión | Extensión | | Rotación izquierda | | Rotación derecha | | Inclinación izquierda | | Inclinación derecha | | Flex-Ext | Rot. izq-dcha | Incl. Izq-dcha |
| 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | | | |
| | | | | | | | | | | | | | |
| 1ª medición IMUS | | | | | | | | | | 1º RANGO IMUS | | | |
| Flexión | Extensión | | Rotación izquierda | | Rotación derecha | | Inclinación izquierda | | Inclinación derecha | | Flex-Ext | Rot. izq-dcha | Incl. Izq-dcha |
| 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | | | |
| | | | | | | | | | | | | | |

OBSERVACIONES

| 2ª medición CROM | | | | | | | | | | 2º RANGO CROM | | | |
|------------------|-----------|----------|--------------------|----------|------------------|----------|-----------------------|----------|---------------------|---------------|----------|---------------|----------------|
| Flexión | Extensión | | Rotación izquierda | | Rotación derecha | | Inclinación izquierda | | Inclinación derecha | | Flex-Ext | Rot. izq-dcha | Incl. Izq-dcha |
| 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | | | |
| | | | | | | | | | | | | | |
| 2ª medición IMUS | | | | | | | | | | 2º RANGO IMUS | | | |
| Flexión | Extensión | | Rotación izquierda | | Rotación derecha | | Inclinación izquierda | | Inclinación derecha | | Flex-Ext | Rot. izq-dcha | Incl. Izq-dcha |
| 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | 1º 2º 3º | | | |
| | | | | | | | | | | | | | |

MEDICIÓN BALANCE ARTICULAR CERVICAL: _____ **FECHA:** _____

| 3ª medición CROM | | | | | | | | | | | | 3º RANGO CROM | | | | | | |
|------------------|-----------|----|----|--------------------|----|----|------------------|----|----|-----------------------|----|---------------|---------------------|----|----|----------|---------------|----------------|
| Flexión | Extensión | | | Rotación izquierda | | | Rotación derecha | | | Inclinación izquierda | | | Inclinación derecha | | | Flex-Ext | Rot. izq-dcha | Incl. Izq-dcha |
| | 1º | 2º | 3º | 1º | 2º | 3º | 1º | 2º | 3º | 1º | 2º | 3º | 1º | 2º | 3º | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 3ª medición IMUS | | | | | | | | | | | | 3º RANGO IMUS | | | | | | |
| Flexión | Extensión | | | Rotación izquierda | | | Rotación derecha | | | Inclinación izquierda | | | Inclinación derecha | | | Flex-Ext | Rot. izq-dcha | Incl. Izq-dcha |
| | 1º | 2º | 3º | 1º | 2º | 3º | 1º | 2º | 3º | 1º | 2º | 3º | 1º | 2º | 3º | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | | |

OBSERVACIONES:

EVALUACIÓN DE LA ESPASTICIDAD. Escala de Ashworth modificada

FECHA: _____

| MUSCULATURA CERVICAL | | | |
|----------------------|---------|-----------|------------|
| | Flexora | Extensora | ECOM Izq. |
| | | | ECOM Dcho. |
| Medición | | | |

OBSERVACIONES:

| Grado | Modificada |
|-------|---|
| 0 | Sin aumento del tono muscular |
| 1 | Aumento ligero del tono muscular, manifestado por una mínima resistencia al final del movimiento de flexión o extensión. |
| +1 | Aumento ligero del tono muscular, manifestado por una resistencia mínima en el resto (menos de la mitad) de la amplitud de movimiento |
| 2 | Aumento más pronunciado del tono muscular en la mayoría de la amplitud de movimiento, pero la parte afectada se mueve con facilidad |
| 3 | Aumento considerable del tono muscular, movimiento pasivo difícil |
| 4 | La parte afectada está rígida en flexión o extensión |

TEST DE EVALUACIÓN FUNCIONAL

CÓDIGO:

Fecha evaluación:

Evaluador/a:

Lugar prueba:

Capacidad funcional: "Gross motor function measure system"

NORMAS:

- Seguir el orden para no olvidarse ningún ítem
- Comprensión normal: pedir
- Pequeños, no buena comprensión: imitación, observación de los movimientos espontáneos
- No facilitación directa
- Si estímulos visuales y / o auditivos
- 3 oportunidades, se puntúa la mejor
- Puntuar con: x, si lo hace con ortesis: A 0 1 2 3

x A

PUNTUACIÓN:

A. DECÚBITOS Y ROTACIONES: TOTAL A . 100 = $\frac{\quad}{51}$ %

B. SENTADO: TOTAL B . 100 = $\frac{\quad}{60}$ %

C. GATAS Y ARRODILLADO: TOTAL C . 100 = $\frac{\quad}{42}$ %

D. BIPEDESTACION: TOTAL D . 100 = $\frac{\quad}{39}$ %

E. MARCHA: TOTAL E . 100 = $\frac{\quad}{72}$ %

TOTAL = $\frac{\% A + \% B + \% C + \% D + \% E}{\text{TOTAL DE SECUENCIA}}$

= $\frac{\quad}{\quad}$ %

5

TOTAL OBJETIVOS: $\frac{\text{SUMA DE \% DE CADA SEC. ESC.}}{\text{Nº DE SECUENCIAS ESC.}} = \frac{\quad}{\quad}$ %

Inventario para la evaluación de la discapacidad pediátrica (PEDI)

PARTE I: HABILIDADES FUNCIONALES

| DOMINIO | PUNTUACIÓN TOTAL |
|---------------------------|------------------|
| Dominio de autocuidados | |
| Dominio de movilidad | |
| Dominio de función social | |

PARTE II Y III: ASISTENCIA DEL CUIDADOR Y MODIFICACIONES

| | | Escala asistencia cuidadores | | | | | Escala modificaciones | | | | | |
|---|---|------------------------------|-------------|--------|----------|--------|-----------------------|---------|------|----------------|----------|--|
| | | Independiente | Supervisión | Mínimo | Moderado | Máximo | Total | Ninguna | Niño | Rehabilitación | Completa | |
| | DOMINIO DE AUTOCUIDADOS | | | | | | | | | | | |
| A | Comida: comer y beber en una comida habitual sin incluir cortar un filete, abrir un recipiente o servirse la comida | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E | |
| B | Aseo: lavarse los dientes, cepillarse o peinar el pelo y limpiarse la nariz | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E | |
| C | Baño: lavarse y secarse las manos y la cara, ducharse o bañarse, sin incluir entrar y salir de la ducha ni bañera, preparar el agua o lavarse la espalda o el pelo | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E | |
| D | Vestido parte superior: todo tipo de ropa habitual (excluyendo cierres traseros). Incluye ayuda para ponerse o quitarse ortés o prótesis. No incluye coger la ropa del armario o cajón. | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E | |
| E | Vestido parte inferior: todo tipo de ropa habitual (excluyendo cierres traseros). Incluye ayuda para ponerse o quitarse ortés o prótesis. No incluye coger la ropa del armario o cajón. | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E | |
| F | Ir al váter: ropa, manejo del váter, ayudas externas y la higiene; no incluye las transferencias al váter, ni manejo de horarios ni limpieza tras algún accidente | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E | |
| G | Manejo de la vejiga: control vesical diurno y nocturno, limpiarse tras accidentes, seguir horarios | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E | |
| H | Manejo intestinal: control diurno y nocturno, limpiarse tras accidentes, seguir horarios | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E | |
| | SUMA CUIDADOS= | | | | | | | | | | | |

| | | Escala asistencia cuidadores | | | | | Escala modificaciones | | | | |
|---|--|------------------------------|-------------|--------|----------|--------|-----------------------|---------|------|----------------|----------|
| | | Independiente | Supervisión | Mínimo | Moderado | Máximo | Total | Ninguna | Niño | Rehabilitación | Completa |
| | DOMINIO DE MOVILIDAD | | | | | | | | | | |
| A | Transferencias a la silla/váter: silla de ruedas infantil a silla de adulto o váter normal | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| B | Transferencias a vehículos: movilidad dentro del coche o de la furgoneta, uso del cinturón, transferencias, apertura y cierre de las puertas del coche | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| C | Movilidad y transferencias en la cama: meterse y salir de la cama y cambiarse de postura en su cama | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| D | Transferencias en la bañera: entrar y salir de una bañera normal | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| E | Movilidad por interiores: 15 metros (3-4 habitaciones); no incluye abrir puertas ni transportar objetos | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E |
| | SUMA MOVILIDAD= | | | | | | | | | | |

| | DOMINIO DE FUNCION SOCIAL | Escala asistencia cuidadores | | | | | | Escala modificaciones | | | | |
|---|--|------------------------------|-------------|--------|----------|--------|-------|-----------------------|------|----------------|----------|--|
| | | Independiente | Supervisión | Mínimo | Moderado | Máximo | Total | Ninguna | Niño | Rehabilitación | Completa | |
| A | Comprensión funcional: comprender repeticiones e instrucciones | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E | |
| B | Expresión: capacidad para aportar información acerca de sus actividades y transmitir sus necesidades; incluye una articulación clara | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E | |
| C | Resolución de problemas conjuntamente: incluye comunicar un problema y trabajar con el cuidador u otro adulto para encontrar una solución; incluye solo actividades que ocurren en la vida diaria (ej., perder un juguete, duda sobre la selección de ropa...) | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E | |
| D | Juego con iguales: capacidad para patear y llevar a cabo actividades conjuntas con un niño de similar edad | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E | |
| E | Autoprotección: tener cuidado en las situaciones cotidianas, incluyendo escaleras, objetos calientes o afiliados y el tráfico | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 | N | C | R | E | |
| | | SUMA FUNCION SOCIAL= | | | | | | | | | | |

**ÍNDICE DE CALIDAD
DE LAS PUBLICACIONES**

Esta Tesis cumple el requisito establecido por el programa de Doctorado en Biomedicina de la Universidad de Córdoba para su presentación. Consta de dos artículos publicados en revistas incluidas en el primer cuartil (Q1) de la última relación publicada en el Journal Citation Reports (JCR-2020) de la Web Of Science (WOS):

Carmona-Pérez, C.; Garrido-Castro, J.L.; Torres Vidal, F.; Alcaraz-Clariana, S.; García-Luque, L.; Albuquerque-Sendín, F.; Rodrigues-de-Souza, D.P. **Concurrent Validity and Reliability of an Inertial Measurement Unit for the Assessment of Craniocervical Range of Motion in Subjects with Cerebral Palsy.** *Diagnostics* 2020, 10, 80. <https://doi.org/10.3390/diagnostics10020080>. ISSN: 2075-4418. Current Impact Factor: 3.110. JCR category rank: 39/165 (Q1) in 'Medicine, General & Internal'.

Carmona-Pérez, C.; Pérez-Ruiz, A.; Garrido-Castro, J.L.; Vidal, F.T.; Alcaraz-Clariana, S.; García-Luque, L.; Rodrigues-de-Souza, D.P.; Albuquerque-Sendín, F. **Design, Validity, and Reliability of a New Test, Based on an Inertial Measurement Unit System, for Measuring Cervical Posture and Motor Control in Children with Cerebral Palsy.** *Diagnostics* 2020, 10, 661. <https://doi.org/10.3390/diagnostics10090661>. ISSN: 2075-4418. Current Impact Factor: 3.110. JCR category rank: 39/165 (Q1) in 'Medicine, General & Internal'

**OTRA PRODUCCIÓN CIENTÍFICA DERIVADA
DE LA TESIS**

De los trabajos conducentes a esta tesis doctoral se han derivado varias comunicaciones a Congresos Nacionales e Internacionales, como se detalla a continuación, de la más reciente a la más antigua.

Autores: Cristina Carmona Pérez, Alberto Pérez Ruíz, José Ángel Rodríguez Barrios, Juan Luis Garrido Castro, Daiana Priscila Rodrigues-de-Souza, Francisco Albuquerque Sendín. “Diseño de un test funcional con sensores inerciales para evaluar el control motor cervical en parálisis cerebral: Análisis de Fiabilidad”. Póster presentado en el VII Congreso Internacional de Investigación en Salud y Envejecimiento y V Congreso Internacional de Investigación en Salud. Septiembre 2020. Madrid.

Autores: Alberto Pérez Ruíz, Cristina Carmona Pérez, José Ángel Rodríguez Barrios, Daiana Priscila Rodrigues-de-Souza, Francisco Albuquerque Sendín, Juan Luis Garrido Castro. “Diseño de un test funcional con sensores inerciales para evaluar el control motor cervical en parálisis cerebral: Análisis de Validez”. Póster presentado en el VII Congreso Internacional de Investigación en Salud y Envejecimiento y V Congreso Internacional de Investigación en Salud. Septiembre 2020. Madrid.

Autores: Juan Luis Garrido Castro, Cristina Carmona Pérez, Daiana Priscila Rodrigues-de-Souza, Francisco Albuquerque Sendín. “Desarrollo y validación de un sistema basado en sensores inerciales para evaluar la movilidad espinal en Espondiloartritis axial”. Póster presentado en el VII Congreso Internacional de Investigación en Salud y Envejecimiento y V Congreso Internacional de Investigación en Salud. Septiembre 2020. Madrid.

Autores: José Ángel Rodríguez Barrios, Cristina Carmona Pérez, Alberto Pérez Ruíz, Juan Luis Garrido Castro, Francisco Albuquerque Sendín, Daiana Priscila Rodrigues-de-Souza. “Patrón relacional del rango de movimiento cervical evaluado con sensores en sujetos sanos”. Póster presentado en el VII Congreso Internacional de Investigación en Salud y Envejecimiento y V Congreso Internacional de Investigación en Salud. Septiembre 2020. Madrid.

Autores: C. Carmona Pérez, D.P. Rodrigues-de-Souza. Granada “Fiabilidad de los sensores inerciales de movimiento en la movilidad cervical en niños con Parálisis Cerebral y Asintomáticos”. Póster presentado en el X Congreso Virtual Internacional de Enfermería y

Fisioterapia ciudad de Granada. Innovación y Mejoras en los Cuidados, Avances y Tecnologías en Salud. Marzo 2020. Granada.

Autores: C. Carmona Pérez, F. Albuquerque Sendín, D.P. Rodrigues-de-Souza. “Características métricas de la medición del movimiento cervical por medio de sensor inercial de movimiento en sujetos con parálisis cerebral”. Póster presentado en el VIII Congreso Científico de Investigadores en Formación de la Universidad de Córdoba. Febrero 2020. Córdoba.

Autores: C. Carmona Pérez, F. Torres Vidal, C. González Navas, E. Collantes Estévez, J.L. Garrido Castro, F. Albuquerque Sendín. “Evaluación clinimétrica de los sensores inerciales de movimiento de la columna cervical en pacientes con trastornos motores neurológicos pediátricos: validez, fiabilidad y patrones de movimiento”. Póster presentado en el VII Congreso Científico de Investigadores en Formación de la Universidad de Córdoba. Febrero 2019. Córdoba.

Autores: L. García Luque, C. Carmona Pérez, S. Alcaraz-Clariana, D.P. Rodrigues-de-Souza, F. Torres-Vidal, I. Martinez-Sanchez, F. Albuquerque-Sendin, J.L. Garrido-Castro. “Control motor y equilibrio evaluado con sensores inerciales en parálisis cerebral: proyecto de investigación”. Comunicación presentada en el VII edición del Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales (SIBB). Octubre 2018. Madrid.

**OTRA PRODUCCIÓN CIENTÍFICA DURANTE EL
DOCTORADO**

Durante el período de Doctorado se ha participado en otras actividades, de la que se ha derivado otra producción científica.

Publicación en revista Indexada Journal Citation Report (JCR). Impact factor: 3.110. Category rank: 39/165 (Q1) in “Medicine, General and Internal”.

Autores: Alcaraz-Clariana, S.; García-Luque, L.; Garrido-Castro, JL, Fernández-de-las-Peñas, C.; Carmona-Pérez, C.; Rodrigues-de-Souza, DP; Albuquerque-Sendín, F. Paravertebral Muscle Mechanical Properties and Spinal Range of Motion in Patients with Acute Neck or Low Back Pain: A Case-Control Study. *Diagnostics* 2021. 11(2):352.

Comunicaciones en Congresos Internacionales:

Autores: María Cristina Carmona Pérez; Lourdes García Luque; Sandra Alcaraz Clariana. "Violencia de género: Conocimientos y sensibilización en Fisioterapia". Póster presentado en el V Congreso Internacional en Contextos Clínicos y de la Salud. Marzo 2019. Almería.

Autores: María Cristina Carmona Pérez; Lourdes García Luque; Sandra Alcaraz Clariana. "Identificación de patrones de dolor y abordaje desde la fisioterapia neuromusculoesquelética". Póster presentado en el IV Congreso Internacional en Contextos Clínicos y de la Salud. Marzo 2018. Almería.

Autores: María Cristina Carmona Pérez; Sandra Alcaraz Clariana; Lourdes García Luque. "Tratamiento fisioterapéutico no invasivo de la espasticidad. Revisión bibliográfica". Póster presentado en el IV Congreso Internacional en Contextos Clínicos y de la Salud. Marzo 2018. Almería.

Autores: Sandra Alcaraz Clariana; María Cristina Carmona Pérez; Lourdes García Luque. "Estudio de caso: efectos de la tecarterapia en el tratamiento postcirugía del tendón supraespinoso". Póster presentado en el IV Congreso Internacional en Contextos Clínicos y de la Salud. Marzo 2018. Almería.

Autores: Lourdes García Luque; María Cristina Carmona Pérez; Sandra Alcaraz Clariana. "Movilidad de la articulación interfalángica del III y IV tras sección quirúrgica parcial de los

tendones flexores profundo y superficial". Póster presentado en el IV Congreso Internacional en Contextos Clínicos y de la Salud. Marzo 2018. Almería.

Autores: Lourdes García Luque; Sandra Alcaraz Clariana; María Cristina Carmona Pérez. "Eficacia de tratamiento respiratorio en la prevención de neumonías en pacientes con atelectasia. A propósito de un caso". Póster presentado en el IV Congreso Internacional en Contextos Clínicos y de la Salud. Marzo 2018. Almería.

Autores: Sandra Alcaraz Clariana; Lourdes García Luque; María Cristina Carmona Pérez. "Recuperación de la fuerza de salto en mujeres deportistas: efectos del estiramiento estático y el descanso activo". Póster presentado en el IV Congreso Internacional en Contextos Clínicos y de la Salud. Marzo 2018. Almería.

Autores: Alcaraz Clariana, S.; García Luque, L.; Carmona Pérez, MC. " Estudios de Protocolos de Recuperación de la Fatiga". Comunicación presentada en el Ist International Congress in Interdisciplinar Physical Prevention and Rehabilitation. Septiembre 2017. Granada.

**ACTIVIDADES FORMATIVAS VINCULADAS AL
DOCTORADO**

Durante el periodo de Doctorado se han realizado acciones formativas propias de la metodología en investigación y del análisis del movimiento.

Cursos:

Systematic reviews & meta-analyses course. Instituto Maimónides de Investigación Biomédica Córdoba (IMIBIC). Acreditado con 7,9 créditos por la Agencia de calidad sanitaria de Andalucía (ACSA). Marzo-julio 2019. Córdoba.

Técnicas de biomecánica para el análisis de movimientos. Instituto de biomecánica de Valencia. 35 horas lectivas. 2017. Universitat Politècnica de València.

Seminarios:

Propiedad instrumental e intelectual en el Sistema Sanitario Público Andaluz-SSPA. Instituto Maimónides de Investigación Biomédica (IMIBIC) y la Oficina de Transferencia de Tecnología SSPA. Octubre 2019. Córdoba.

Herramientas clave para la protección de los resultados de investigación y su transparencia. Unidad de Gestión de la Innovación del Instituto Maimónides de Investigación Biomédica (IMIBIC). Octubre 2019. Córdoba.

¿Cómo calcular el tamaño muestral? Estimación puntual y contrastes de hipótesis. Instituto Maimónides de Investigación Biomédica Córdoba (IMIBIC). Enero 2019. Córdoba.

Comité para la integridad de la investigación. Instituto Maimónides de Investigación Biomédica Córdoba (IMIBIC). Noviembre de 2018. Córdoba.

¿Cómo y dónde publicar literatura científica? Analizando la producción científica del SSPA. Instituto Maimónides de Investigación Biomédica Córdoba (IMIBIC). Noviembre de 2018. Córdoba.

Evaluación biomecánica de la Movilidad Espinal. Instituto Maimónides de Investigación Biomédica Córdoba (IMIBIC). Octubre 2018. Córdoba.

Jornadas

VI Jornadas de la Cátedra de Fisioterapia y Grupo de Clinimetría F-14. Universidad de Málaga. Enero 2020. Málaga.

Jornadas de Atención Temprana. Evaluación y diagnóstico en Atención Temprana. Organizadas por Asociación de Interprofesional Atención temprana en Andalucía y la Universidad de Córdoba. Marzo 2018. Córdoba.

Congresos

IX Congreso Científico de Investigadores en Formación Nuevos Desafíos, Nuevas Oportunidades. Organizado por la Escuela de Doctorado Educo, EidA3 (sede Córdoba) de la Universidad de Córdoba. Mayo 2021. Córdoba.

X Congreso Virtual Internacional en Enfermería y Fisioterapia ciudad de Granada. Innovación y mejoras en los cuidados. Avances y tecnologías en Salud. Marzo 2020. Granada.

V Congreso Internacional en Contextos Clínicos y de la Salud. Abril 2019. Murcia.

IV Congreso Internacional en Contextos Clínicos y de la Salud. Abril 2018. Murcia.

VI Congreso Científico de Investigadores en Formación de la Universidad de Córdoba. Organizado por la Universidad de Córdoba. Enero 2018. Córdoba.

