



Universidad Miguel Hernández de Elche  
Programa de Doctorado en Deporte y Salud

---

EVALUACIÓN DE LA COORDINACIÓN Y EL EQUILIBRIO EN  
DEPORTISTAS CON PARÁLISIS CEREBRAL:  
APLICACIONES A LA CLASIFICACIÓN Y LA ELEGIBILIDAD

---

Tesis Doctoral  
*María Isabel Cornejo Cárdenas*

Director  
*Dr. Raúl Reina Vaíllo*

Codirectora  
*Dra. Martine Verheul*





La presente tesis doctoral, titulada “Evaluación de la coordinación y el equilibrio en deportistas con parálisis cerebral: Aplicaciones a la clasificación y la elegibilidad”, se presenta en modalidad de tesis por compendio de artículos. Esta investigación está conformada por un estudio de investigación publicado, el cual se describe a continuación, y dos más en proceso de publicación:

- **Estudio 1:** Cornejo, M. I., Roldan, A., & Reina, R. (2022). What Is the Relationship between Trunk Control Function and Arm Coordination in Adults with Severe-to-Moderate Quadriplegic Cerebral Palsy?. *International journal of environmental research and public health*, 20(1), 141. <https://doi.org/10.3390/ijerph20010141>





El *Dr. Raúl Reina Vaíllo*, director, y la *Dra. Martine Verheul*, codirectora de la tesis doctoral titulada “Evaluación de la coordinación y el equilibrio en deportistas con parálisis cerebral: Aplicaciones a la clasificación y la elegibilidad”

### **INFORMAN**

Que Dña. María Isabel Cornejo Cárdenas ha realizado bajo nuestra supervisión el trabajo titulado “Evaluación de la coordinación y el equilibrio en deportistas con parálisis cerebral: Aplicaciones a la clasificación y la elegibilidad” conforme a los términos y condiciones definidos en su Plan de Investigación y de acuerdo con el Código de Buenas Prácticas de la Universidad Miguel Hernández de Elche, cumpliendo los objetivos previstos de forma satisfactoria para su defensa pública como tesis doctoral.

Lo que firmamos para los efectos oportunos,

en Elche, a julio de 2023

Director de la tesis  
*Dr. Raúl Reina Vaíllo*

Codirectora de la tesis  
*Dra. Martine Verheul*





El Dr. *Francisco Javier Moreno Hernández*, Coordinador del Programa de Doctorado en **Deporte y Salud**

### **INFORMA**

Que Dña. *María Isabel Cornejo Cárdenas* ha realizado en el marco del Programa de Doctorado el trabajo titulado “Evaluación de la coordinación y el equilibrio en deportistas con parálisis cerebral: Aplicaciones a la clasificación y la elegibilidad”, conforme a los términos y condiciones definidos en su Plan de Investigación y de acuerdo con el Código de Buenas Prácticas de la Universidad Miguel Hernández de Elche, cumpliendo los objetivos previstos de forma satisfactoria para su defensa pública como tesis doctoral.

Lo que firmo para los efectos oportunos,

en Elche, a Julio de 2023

Prof. Dr. *Francisco Javier Moreno Hernández*  
Coordinador del Programa de Doctorado en Deporte y Salud





## TABLA DE CONTENIDO

<b>Lista de Abreviaturas</b> .....	11
<b>Lista de Tablas</b> .....	13
<b>Lista de Figuras</b> .....	14
<b>Resumen</b> .....	15
<b>Abstract</b> .....	19
<b>1. Introducción y marco conceptual</b> .....	25
1.1. <i>Parálisis cerebral</i> .....	25
1.2. <i>Deportes para personas con parálisis cerebral y la clasificación</i> .....	27
1.3. <i>Evaluación de la coordinación</i> .....	30
1.4. <i>Evaluación del control postural</i> .....	31
1.5. <i>Resumen de los problemas de investigación</i> .....	33
<b>2. Objetivos de Investigación e Hipótesis</b> .....	39
2.1. <i>Estudio 1: ¿Cuál es la relación entre la función de control del tronco y la coordinación del brazo en adultos con parálisis cerebral tetrapléjica de severa a moderada?</i> .....	40
2.2. <i>Estudio 2: Diseño y validación de instrumentos para la evaluación de la coordinación en futbolistas con parálisis cerebral</i> .....	41
2.3. <i>Estudio 3: Evaluación del equilibrio con dispositivos smartphone en futbolistas con parálisis cerebral</i> .....	41
<b>3. Materiales y Métodos</b> .....	45
3.1. <i>Estudio 1</i> .....	45
3.1.1. <i>Participantes</i> .....	45
3.1.2. <i>Procedimientos</i> .....	46
3.1.3. <i>Reducción de los Datos</i> .....	48
3.1.4. <i>Análisis estadístico</i> .....	49
3.2. <i>Estudio 2</i> .....	49
3.2.1. <i>Primera etapa: Diseño de escalas de observación</i> .....	49
3.2.2. <i>Segunda etapa: validación de los instrumentos</i> .....	54
3.3. <i>Estudio 3</i> .....	60

3.3.1. <i>Participantes</i> .....	60
3.3.2. <i>Procedimientos</i> .....	60
3.3.3. <i>Recogida y reducción de datos</i> .....	62
3.3.4. <i>Análisis estadístico</i> .....	62
<b>4. Resultados</b> .....	67
4.1. <i>Estudio 1</i> .....	67
4.2. <i>Estudio 2</i> .....	69
4.3. <i>Estudio 3</i> .....	77
<b>5. Discusión</b> .....	83
5.1. <i>Estudio 1</i> .....	84
5.2. <i>Estudio 2</i> .....	86
5.3. <i>Estudio 3</i> .....	90
<b>6. Conclusiones</b> .....	97
6.1. <i>Conclusiones generales</i> .....	97
6.1.1. <i>Estudio 1</i> .....	97
6.1.2. <i>Estudio 2</i> .....	98
6.1.3. <i>Estudio 3</i> .....	98
6.2. <i>Limitaciones y perspectivas de investigación</i> .....	99
6.2.1. <i>Estudio 1</i> .....	99
6.2.2. <i>Estudio 2</i> .....	99
6.2.3. <i>Estudio 3</i> .....	100
<b>7. Referencias</b> .....	103
<b>8. Anexos</b> .....	115
<b>9. Agradecimientos</b> .....	121

## LISTA DE ABREVIATURAS

**ANOVA:** análisis de varianza

**AUC:** *Area Under the Curve*

**BB:** *Box and Block*

**BBL:** *Box and Ball*

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

**CoP:** centro de presiones

**CVTB:** *Continuous Vertical Tapping with Ball*

**DE:** desviación estándar

**DHFT:** *Discrete Horizontal Finger Tapping*

**DM:** destreza manual

**DVTB:** *Discrete Vertical Tapping with Ball*

**GC:** grupo control

**GMFCS:** *Gross Motor Function Classification System*

**ICC:** *Intraclass Correlation Coefficient*

**ILC:** *Intra-limb coordination*

**n:** número de participantes

**OLS:** *One Leg Stance test*

**p:** significación estadística

**PC:** parálisis cerebral

**r:** coeficiente de correlación

**RHT:** *Rapid Heel-Toe placement test*

**ROC:** *Receiver Operating Characteristic*

**SEM:** *Mean Standard Error*

**SJ:** *Split Jumps*

**SPSS:** *Statistical Package for Social Sciences*

**SS:** *Side-Stepping* test

**TE:** tamaño del efecto

## LISTA DE TABLAS

<b>Tabla 1.</b> Características del número de participantes según clase deportiva y perfil.....	48
<b>Tabla 2.</b> Resumen del número de videos analizados para cada prueba de coordinación.....	52
<b>Tabla 3.</b> Características del panel de expertos internacionales.....	54
<b>Tabla 4.</b> Valores medios y desviaciones estándar (DE) de las pruebas de destreza manual (DM), coordinación intramuscular y control del tronco.....	65
<b>Tabla 5.</b> Correlación de <i>Pearson</i> entre las pruebas de <i>intra-limb coordination</i> y las de control de tronco en condiciones estáticas y dinámicas.....	66
<b>Tabla 6.</b> Categorías desarrolladas para cada prueba de coordinación.....	68
<b>Tabla 7.</b> Grado de consenso del panel de expertos descrito para cada prueba .....	70
<b>Tabla 8.</b> Ejemplos de comentarios cualitativos para cada categoría de las tres escalas de observación desarrolladas.....	71
<b>Tabla 9.</b> Aceleración lumbar media, número de contactos realizados durante la prueba de apoyo unipodal, fiabilidad absoluta y relativa de la aceleración media.....	76
<b>Tabla 10.</b> Tamaños de los efectos y análisis de varianza de una vía (ANOVA) con <i>post-hoc</i> de <i>Tukey</i> en todas las clases deportivas considerando la aceleración lumbar media del centro de gravedad y el número de contactos realizados durante la prueba de equilibrio unipodal.....	77

**Nota:** Las tablas insertadas en esta tesis doctoral son de fuente propia. Adicionalmente la Tabla 4 y 5 son adaptadas de Cornejo et al. (2022).

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Estructura de la clasificación del fútbol parálisis cerebral. ....	29
<b>Figura 2A.</b> Diseño de la plataforma de contactos utilizada para la prueba <i>Rapid Heel-Toe</i> .....	49
<b>Figura 2B.</b> Posicionamiento del deportista en la prueba <i>Rapid Heel-Toe</i> .....	49
<b>Figura 3.</b> Imagen de referencia de la posición inicial de la prueba <i>Split Jumps</i> .....	51
<b>Figura 4.</b> Imagen de referencia de la posición inicial de la prueba <i>Side-Stepping</i> .....	51
<b>Figura 5.</b> Etapas de la metodología utilizada para el desarrollo y la validación de escalas observacionales para medir la coordinación.....	57
<b>Figura 6.</b> Imagen de referencia para la posición utilizada durante el protocolo <i>One Leg Stance</i> .....	59

**Nota:** Las figuras insertadas en cada capítulo de esta tesis doctoral son de fuente propia.

## RESUMEN

La hipertonía/espasticidad, ataxia y disquinesia son deficiencias elegibles para la práctica competitiva en diversos para-deportes. Estas deficiencias suelen ser manifestadas por condiciones de salud que afectan el sistema nervioso central, como puede ser la parálisis cerebral (PC). La PC se caracteriza por ser una condición de salud no progresiva que se origina en el cerebro fetal o inmaduro infantil comprometiendo el control del movimiento y la postura, además de producir limitaciones durante la ejecución de actividades motrices, e incluso llegando a reducir las posibilidades de participación en el deporte o actividades del ocio y tiempo libre.

Algunas de las disciplinas deportivas donde se promueve la participación de este colectivo son la boccia y el fútbol PC. La boccia es un deporte que suele estar dirigido para aquellos para-deportistas que tienen un compromiso motor severo, mientras que el fútbol está destinado para aquellos que tienen la capacidad de deambular y correr. En ambos para-deportes, los problemas de coordinación y control de la postura suelen ser uno de los principales componentes que afectan el desempeño deportivo. La clasificación en el para-deporte se ha desarrollado como un lineamiento que pretende determinar el impacto de la deficiencia en la práctica deportiva (i.e., limitaciones en la actividad), permitiendo que los deportistas y equipos compitan de manera justa y equitativa. Y para ello, sus órganos rectores proponen la generación de métodos basados en sustento científico para el desarrollo de procesos de clasificación válidos y fiables.

La evaluación de la coordinación y el equilibrio forman parte esencial de la ejecución de tareas motoras en el ámbito deportivo, siendo un área de gran interés e investigación durante los últimos años. En el contexto de la práctica de boccia, se han propuesto diversas herramientas para valorar estas habilidades. El *Box and block* y *Box and ball* son instrumentos utilizados para valorar la destreza manual; Las pruebas *tapping* son utilizadas para valorar la coordinación con la extremidad superior y pruebas de estabilidad en sedente en condiciones estáticas y/o dinámicas son utilizadas para valorar el control de tronco. Sin embargo, no se ha estudiado la interrelación de estas dos dimensiones en el ámbito deportivo. Por otro lado, en el contexto de la clasificación del fútbol se suelen utilizar tres pruebas para valorar la coordinación, las cuales son específicas a las demandas requeridas

en este para-deporte: i.e., *Rapid Heel-Toe (RHT)*, *Split Jumps (SJ)* y *Side-Stepping (SS)*. Estas pruebas valoran el tiempo que demora el participante en completar la tarea, sin embargo, no se describen las estrategias que utilizan los deportistas en su ejecución. En relación con la valoración del equilibrio, sólo suele ser considerado el tiempo que logra mantener la postura de apoyo unipodal, sin entregar una valoración a las posibles estrategias que utilizan los deportistas con PC para realizar los ajustes posturales necesarios en función de la tarea.

Por lo tanto, no disponemos de instrumentos que permitan valorar las estrategias motoras utilizadas por los deportistas en tareas de coordinación y equilibrio durante el proceso de clasificación en el fútbol PC, por ello, los objetivos de esta tesis doctoral fueron i) determinar la relación que existe entre la coordinación y el control postural en personas con PC severa, utilizando instrumentos previamente validados y diseñados para este colectivo; ii) Desarrollar y validar tres escalas observacionales basadas en los diferentes perfiles del fútbol PC (i.e., hipertonia/espasticidad, ataxia y disquinesia), que describan las limitaciones de la actividad durante la ejecución de tareas coordinativas (i.e., RHT, SJ y SS); y iii) explorar si la aceleración media, en la prueba de equilibrio unipodal registrada a través de un dispositivo *smartphone*, es una herramienta fiable para determinar criterios mínimos de elegibilidad y diferenciar entre clases deportivas.

Para el desarrollo del primer estudio se aplicó una batería de tests a los deportistas que practican boccia, utilizando instrumentos y pruebas previamente estudiados y validados para este colectivo. La coordinación fue valorada a través de dos pruebas de destreza manual y tres que analizan la coordinación intra-segmentaria. Adicionalmente, se aplicó un protocolo posturográfico de control de tronco, compuesto por cinco tareas, dos en condiciones estáticas y tres en dinámicas. Para el segundo estudio, es decir, el desarrollo de los instrumentos de coordinación en el fútbol PC, se identificaron los principales componentes que influyen en la coordinación y las principales estrategias motoras utilizadas por el colectivo, los cuales permitieron desarrollar las categorías y descriptores que conformaron cada instrumento (i.e., RHT SJ y SS). Posteriormente se realizó una validación de contenido a través de una metodología Delphi, proceso que contó con la participación de 13 expertos internacionales. Se realizaron tres rondas de



consulta a los expertos, alcanzando un grado de acuerdo mayor al 75% en cada categoría de los instrumentos.

En el tercer estudio de esta tesis doctoral se evaluaron a 146 para-futbolistas con PC, y 12 futbolistas sin discapacidad quienes conformaron el grupo control (GC). Todos los participantes realizaron la prueba de equilibrio unipodal durante 30 s y utilizaron un cinturón sacro-iliaco en la región lumbar, que permitió sostener un dispositivo *smartphone* con el cual se registró la aceleración lumbar media. Se determinó la fiabilidad relativa y absoluta, además de realizar comparaciones entre clases deportivas y GC.

Los resultados obtenidos en esta tesis doctoral se describen a continuación para cada uno de los estudios desarrollados:

- a) El primer estudio permitió determinar que en para-deportistas con PC, que presentan una gran discapacidad, existe una estrecha relación entre el control de tronco en condiciones estáticas con la capacidad de realizar actividades de destreza manual y coordinativas con la extremidad superior. Este estudio fue el punto de partida para continuar con el análisis de estas variables (i.e., coordinación y control postural) en aquellos que tienen un menor grado de discapacidad, es decir en aquellos que practican fútbol.
- b) El segundo estudio de esta tesis doctoral permitió el desarrollo y validación de tres escalas observacionales. Estos instrumentos permiten valorar la función de las extremidades inferiores de este colectivo, destacando la capacidad de identificar las estrategias motoras utilizadas durante tareas de coordinación en el contexto de la clasificación.
- c) Finalmente, con el tercer estudio se determinó que el uso de dispositivos *smartphone* es una herramienta fiable (ICC < 0,70; SEM < 20%) para valorar la función del tronco y ser aplicada durante el proceso de clasificación en para-futbolistas con PC. Adicionalmente se determinó que la aceleración lumbar media es una variable que permite agrupar a los para-futbolistas entre la clase FT3 y aquellos sin discapacidad, proponiendo un valor de corte de 0,095 m/s<sup>2</sup> el cual podría ser utilizado como criterio de mínima deficiencia para ser elegible en este deporte.

En conclusión, se determinó que existe una relación entre la función del tronco y la coordinación de las extremidades superiores en personas con PC severa. Posteriormente se desarrollaron e identificaron nuevos instrumentos que permiten valorar estas habilidades en las extremidades inferiores personas con PC, los que además podrían ser aplicados durante la clasificación del fútbol PC, facilitando la toma de decisiones de los clasificadores para determinar las clases deportivas y los criterios mínimos de elegibilidad.

Futuros estudios podrían analizar la relación que existe entre las pruebas de coordinación y las tareas de equilibrio estático en futbolistas con PC, contribuyendo a un mejor entendimiento de los trastornos propios de esta condición de salud y como pueden repercutir durante los procesos de clasificación deportiva.

**Palabras claves:** para-deporte, parálisis cerebral, deficiencias de coordinación, boccia, fútbol.

## ABSTRACT

Hypertonia/spasticity, ataxia and dyskinesia are eligible impairments for Para sports, which are often manifested by health conditions affecting the central nervous system, such as cerebral palsy (CP). CP is a non-progressive health condition originating in the foetal or immature infant brain. This condition involved movement control and posture causing limitations during the execution of motor activities and even reducing the possibilities of participation in sport.

Some sports that promote the participation of this group are boccia and CP football. Boccia is a Para sport that is usually practised by Para athletes who have severe motor involvement and CP football is for those who can walk and run. In both sports, coordination and postural control problems are often one of the main components affecting sporting performance. Classification in Para sport has been developed as a guideline which purposes to determine the impact of impairment during sport (i.e., activity limitations), allowing teams to compete fairly and equitably. To this objective, its governing body proposes the generation of scientifically based methods to develop a valid and reliable process.

The assessment of coordination and balance are an essential part of the execution of motor tasks in sports, and I have been a field of great interest and research in the last few years. In this context, in boccia, several tools have been proposed to assess these skills. Box and Block and Box and Ball tests are instruments to assess manual dexterity, tapping tests are used to assess upper limb coordination, and seated stability tests in static and/or dynamic conditions are used to assess trunk control. However, the relationship between these two dimensions in the sport context has not been studied.

On the other hand, in the CP football classification, three tests are specific to the demands required in this Para sport: i.e., Rapid Heel-Toe (RHT) placements, Split Jumps (SJ) and Side-Stepping (SS). These tests assess the time it takes the participant to complete the task, however, the strategies used by the athletes in their execution are not described yet. On the other hand, about the assessment of balance, only the time it takes to maintain the unipodal support posture is usually considered, without providing an assessment of the possible strategies used by

athletes with CP to make the necessary postural adjustments depending on the task.

Therefore, until the development of this doctoral thesis, there are no instruments that allow the assessment of motor strategies used by athletes in coordination and balance tasks during the classification process in CP football. This doctoral thesis aimed i) to determine the relationships between coordination and postural control in people with severe CP, using previously validated instruments designed for this collective; ii) to develop and validate three observational scales based on the different profiles of CP football (i.e., hypertonia/spasticity, ataxia and dyskinesia), which describe the activity limitations during the execution of coordination tasks (i.e., RHT, SJ and SS) in para-footballers; and iii) to explore whether mean acceleration, in the unipodal balance test recorded via a smartphone device, is a reliable tool to determine minimum eligibility criteria and differentiate between sport classes.

For the development of the first study, a battery of tests was applied to the athletes who practice boccia, which was previously studied and validated. Coordination was assessed through two manual dexterity tests and three intra-limb coordination tests. In addition, a posturographic protocol for trunk control assessment was applied, conformed by five tasks, two in static conditions and three in dynamic conditions.

For the second study, the development of observation scales to assess impaired coordination, the main components of coordination and motor strategies used were identified, which allowed the development of the categories and descriptors that made up each instrument (i.e., RHT, SJ and SS). Subsequently, content validation was carried out through a Delphi methodology, a process that involved the participation of 13 international experts. Three rounds of expert consultation with the experts were carried out, with an agreement of more than 75% in each instrument category. In the third study of this doctoral thesis, 146 para-footballers with CP and 12 non-disabled footballers were assessed as the control group (CG). All participants performed the unipodal balance test for 30 s and wore a sacroiliac belt in the lumbar region, which allowed holding a smartphone device with which the mean lumbar acceleration was recorded. Relative and absolute

reliability was determined, and comparisons were made between sport classes and CG.

The results obtained in this doctoral thesis are described below for each one of the studies carried out:

- a) The first study allowed us to determine that in Para athletes with CP, with severe-moderate impairments, there is a relationship between trunk control in static conditions with manual dexterity and coordinative activities with the upper limb. This study was the starting point to continue with the analysis of these variables (i.e., coordination and postural control) in those with fewer levels of impairment, for example in those who play CP football.
- b) The second study of this doctoral thesis allowed the development and validation of three observational scales, which can be applied to assess the motor strategies used during coordination tasks in the context of classification.
- c) Finally, with the third study, it was concluded that the use of smartphones is a reliable tool (ICC < 0.70; SEM < 20%) to be applied during the classification process in footballers with CP. Mean lumbar acceleration is a variable that allows grouping para football players between the FT3 class and those without disability, proposing a cut-off value of 0.095 m/s<sup>2</sup> which could be used as a minimum impairment criterion for eligibility in this Para sport.

In conclusion, it was found that there is a relationship between trunk function and upper limb coordination in people with severe CP. Subsequently, new instruments were developed and proposed to assess these skills in lower limbs in people with CP, which could also be applied during the classification of CP football, facilitating the decision-making of classifiers to determine sport classes and minimum eligibility criteria.

Future studies could analyse the relationship between coordination tests and static balance in CP football, contributing to a better understanding of the disorders of this health condition and how they may impact sport classification processes.

**Keywords:** Para-sport, cerebral palsy, coordination impairments, boccia, football.



# CAPÍTULO 1

## Introducción y Marco Conceptual



Fuente: IFCPF (autorizada)





## **1. Introducción y marco conceptual**

La Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud (CIF) es un marco conceptual propuesto hace más de dos décadas por la Organización Mundial de la Salud (OMS, 2001). Esta clasificación propone una estructura y un lenguaje unificado bajo el modelo bio-psico-social, considerando la discapacidad como el resultado de la interacción entre la persona, sus características y el entorno. La CIF se compone de dominios que incluyen las estructuras y funciones corporales, el impacto que éstas tienen en la ejecución de actividades, y su consiguiente repercusión en la participación. Este modelo se ha utilizado en el ámbito sanitario, destacando su uso en el contexto de la rehabilitación (Leonardi et al., 2022). Además, se ha propuesto como un modelo para ser incorporado en la estructura del deporte competitivo para personas con discapacidad, concretamente en el proceso de la clasificación de deportistas con deficiencias elegibles para el deporte Paralímpico (Tweedy y Vanlandewijck, 2011). Considerando los principios propuestos por la CIF, esta tesis doctoral se sitúa en un marco contextual donde la condición de salud a estudiar es la parálisis cerebral (PC); las deficiencias corporales consideradas son la hipertonia/espasticidad, las disquinesias (atetosis/distonia) o la ataxia motora; y donde se pretende analizar las limitaciones en las actividades que requieren el control de la coordinación y el equilibrio durante la práctica deportiva.

### **1.1. Parálisis cerebral**

La PC es una de las causas más comunes de discapacidad física, siendo reconocida como una condición del neurodesarrollo que se origina en la infancia y continúa en la edad adulta. Esta condición es descrita como "un grupo de trastornos del desarrollo, del movimiento y la postura, causando limitación de la actividad, que se atribuyen a alteraciones no progresivas que se producen en el cerebro fetal o infantil en desarrollo" (Bax et al., 2005, p. 272; Rosenbaum et al., 2007). Las manifestaciones clínicas de la PC son diversas, sin embargo, los trastornos motores que suelen manifestarse son alteraciones del tono muscular (hipertonia o hipotonía), debilidad muscular, dificultad en el control motor, problemas de control

postural y de la coordinación (Jones et al., 2007). Las deficiencias motoras suelen ir acompañadas de alteraciones de la percepción, la organización junto con el procesamiento de la información sensorial, y en algunos casos limitaciones en la cognición, y posibles alteraciones de la conducta (Rethlefsen et al., 2010). La PC puede clasificarse según diferentes criterios teniendo en cuenta: el nivel de afectación, la topografía y la zona de daño cerebral. El nivel de la gravedad de la función motora gruesa suele ser clasificado con la *Gross Motor Function Classification System* (GMFCS). Esta clasificación está compuesta por cinco niveles, agrupando a aquellos que tienen la capacidad de deambular sin ayudas técnicas en el nivel I y II, y aquellos que requieren sistemas de apoyo para el desplazamiento (i.e., silla de ruedas) en el nivel III y IV; además de considerar en el nivel V a quienes dependen de una tercera persona para moverse debido al escaso control de cabeza, cuello, tronco y extremidades (Rethlefsen et al., 2010). Por otro lado, la clasificación topográfica de la PC describe la zona del cuerpo que se encuentra comprometida, siendo los perfiles más frecuentes la hemiparesia (i.e., la presencia de un hemicuerpo afectado), la diparesia (i.e., las cuatro extremidades comprometidas, con mayor afectación de miembros inferiores), y la tetraparesia (i.e., afectación de las cuatro extremidades junto con afectación del control del tronco). Además, la PC puede ser clasificada con relación a la zona de daño cerebral (Ogoke, 2018). La localización de la lesión en el sistema nervioso puede ser manifestada clínicamente como espasticidad, disquinesia (atetosis/ distonía) o ataxia. La espasticidad suele manifestarse cuando el daño se produce en las vías piramidales o en la corteza cerebral y se caracteriza por un patrón anormal de postura y/o movimiento, junto con la presencia de reflejos patológicos y un aumento del tono que es dependiente de la velocidad (Monbaliu et al., 2017). La disquinesia se refiere a un grupo de trastornos del movimiento involuntario que suele ser subdividida en dos tipos, el primero denominado distonía, caracterizado por contracciones musculares sostenidas o intermitentes que causan movimientos de torsión o repetitivos, posturas anormales, o ambos. El segundo subgrupo se conoce como atetosis, que produce movimientos lentos y retorcidos, que suelen afectar a las manos, los pies y la cara; estos movimientos suelen ser involuntarios, y pueden variar en intensidad y velocidad. La disquinesia en general suele deberse a daños en los ganglios basales u otras zonas del cerebro implicadas en el control motor. Por último, la ataxia es una manifestación clínica que se produce cuando el

daño es producido en el cerebelo. Esta afección se caracteriza por un patrón anormal de postura y/o movimiento, que afecta a diferentes aspectos del control del movimiento, como el equilibrio, la marcha, la pérdida de coordinación muscular y los déficits en el control motor fino. Algunos síntomas comunes incluyen movimientos inestables o espasmódicos, dificultad con el equilibrio y la coordinación, temblores o sacudidas, por lo que los movimientos suelen ser realizados con fuerza, ritmo y precisión anormales (Cans, 2000). Entre las deficiencias asociadas a la PC, se destacan los déficits del control postural y del control del movimiento voluntario. Todas estas consecuencias limitan la adecuada ejecución de las actividades y, por consiguiente, la participación en la actividad física y los deportes.

## **1.2. Deportes para personas con parálisis cerebral y la clasificación**

Las personas con PC que presentan deficiencias de hipertonia, ataxia y disquinesia suelen manifestar dificultades en la práctica deportiva debido a los problemas coordinativos y de control postural propios de esta condición de salud (Rosebaum, 2017). Algunas disciplinas deportivas se han caracterizado por brindar oportunidades de desarrollo y práctica para estos colectivos. En personas con una afectación severa a moderada, es decir según la GMFCS niveles III y IV, la boccia es uno de los principales deportes en los que suelen participar y competir. Por otro lado, en aquellas personas que presentan la capacidad de deambular, es decir GMFCS niveles I y II, una de las disciplinas deportivas que cuenta con la mayor participación de este colectivo es el fútbol PC. En este contexto se desarrollará brevemente las características de ambos para-deportes.

La boccia es una disciplina de estrategia y precisión que brinda oportunidades de participación en personas con grandes discapacidades físicas, es decir, aquellas que tienen afectadas la función motora en las cuatro extremidades y el control postural (World Boccia, 2021). Dentro de las deficiencias elegibles incluyen a personas con afectación neurológica proveniente de un daño en el sistema nervioso central, destacando las deficiencias de hipertonia, ataxia y disquinesia, siendo el grupo más representativo aquellas con PC. Sin embargo,

también incluyen a personas con otras deficiencias elegibles, como la limitación en el rango de movimiento, o la pérdida de fuerza muscular (World Boccia, 2021). Este para-deporte precisa de un campo de juego de 12,5 m de largo por 6 m de ancho, y puede ser practicado de manera individual, en parejas o en equipos. Cada equipo dispone de 6 bolas de un color asignado (i.e., rojo o azul) y debe lanzar cada una lo más cerca posible de la bola objetivo, de color blanco. Cada juego parcial finaliza cuando ambos equipos o participantes lanzan sus seis bolas, siendo el ganador aquel que logre ubicar una o más bolas de su color lo más cerca posible de la bola blanca. Para favorecer un juego justo y equitativo, los sistemas de clasificación en este para-deporte agrupan a los participantes en diferentes clases deportivas. Para ello considera el origen de las deficiencias y el impacto funcional que éstas generan durante la ejecución de tareas motoras propias del deporte. A nivel competitivo internacional existen cuatro clases, agrupando en BC1 y BC2 a los participantes con deficiencias de hipertensión, ataxia y disquinesia producido por alguna condición de salud de origen central. En la clase BC3 se ubican los participantes con discapacidad severa que requieren de la utilización de una rampa y personal de apoyo para lanzar la bola. Finalmente, en la clase BC4 se agrupan aquellos con una deficiencia motora severa originadas por causas neurológicas no centrales.

Por su parte, el fútbol para personas con PC es una disciplina deportiva grupal, donde compiten siete atletas con lesión cerebral en cada equipo y se aplican las mismas reglas que en el fútbol convencional según lo establecido por la *International Football Association Board*, a excepción de algunas adaptaciones, como las relacionadas con el tamaño del campo, la no regla de fuera de juego, el saque lateral con una extremidad o el tiempo de duración de la competición (IFCPF, 2023). Los deportes para personas con PC, entre ellos el fútbol, utilizan un sistema de clasificación que busca establecer una estructura que garantice un juego justo y equitativo, promoviendo así la participación de esta población (Tweedy y Vanlandewijck, 2011). Debido a la relevancia que tiene el proceso de clasificación en el para-deporte, el Comité Paralímpico Internacional establece que ese sistema debe ser basado en la evidencia científica, con el fin de regularizar este tópico y garantizar un proceso de evaluación adecuado y transparente (International Paralympic Committee, 2015). La clasificación actual en el fútbol para-deportistas con PC requiere que los participantes demuestren una condición de salud que genere un nivel mínimo de discapacidad que afecte la realización de las habilidades

(i.e., limitación de la actividad) necesarias para participar en el para-deporte. Los para-futbolistas se agrupan en una de las tres clases deportivas de esta disciplina: en este contexto, aquellos con mayor afectación se agrupan en la clase deportiva FT1, aquellos con afectación moderada en la clase deportiva FT2 y aquellos con menor afectación se sitúan en la clase FT3. Además, también se pueden agrupar según el perfil motor teniendo en cuenta las deficiencias elegibles de hipertonia/espasticidad, ataxia motora y/o disquinesia (atetosis/distonia). La Figura 1 ilustra el sistema de clasificación de fútbol según la clase deportiva y el perfil de discapacidad (IFCPF, 2018).

Para determinar la clase deportiva, los clasificadores deben realizar pruebas específicas para i) determinar el criterio mínimo de elegibilidad e ii) identificar el impacto mínimo de la deficiencia en la limitación de la actividad. Es por esto por lo que un buen proceso de evaluación clínica y técnica es relevante para esos fines, respectivamente. En este contexto, se propone la aplicación de una batería de pruebas que permiten la valoración específica de las habilidades relacionadas con las demandas necesarias en el fútbol, destacando la coordinación, el equilibrio, la carrera, la capacidad de salto, los cambios de dirección y las habilidades técnicas específicas del deporte (Reina et al., 2020).

			Clase Deportiva		
			FT 1	FT 2	FT 3
			Deficiencia Severa	Deficiencia Moderada	Deficiencia Mínima
Perfil	A	Espasticidad Bilateral	1A	2A	3A
	B	Ataxia Motora, Disquinesia (Atetosis/Distonia)	1B	2B	3B
	C	Espasticidad Unilateral	1C	2C	3C

**Figura 1.** Estructura de la clasificación del fútbol parálisis cerebral. Modificado de la Federación Internacional de Fútbol de Parálisis Cerebral (IFCPF).

### 1.3. Evaluación de la coordinación

La coordinación es una habilidad crucial para la ejecución de una tarea motora. Dependiendo del campo de estudio, se proponen diversas definiciones de coordinación (Kimura et al., 2021), donde una de las más utilizadas en el área del control motor, es la propuesta por Latash et al. (2007), quienes hacen referencia a la organización neuronal que garantiza la variabilidad al realizar una tarea y los diferentes elementos que contribuyen a la ejecución de ésta. Por otro lado, al abordarlo desde las ciencias del deporte, específicamente en el para-deporte, este concepto se refiere a la capacidad de "ejecutar movimientos hábiles con fluidez, rapidez y precisión" (Hogarth et al., 2019, p. 2). Cuando los mecanismos de control motor están deteriorados, como es en el caso de las personas con PC, la capacidad para participar en un deporte de competición puede verse afectada. Es por esto la relevancia de evaluar esta habilidad durante la clasificación y así poder identificar el impacto real que tienen las deficiencias en la participación deportiva.

Para evaluar las deficiencias de coordinación existen instrumentos de uso frecuente en el ámbito clínico como es la *Scale for Assessment and Rating of Ataxia* (Brandsma et al., 2017) y la *Dyskinesia Impairment Scale* (Monbaliu et al., 2012). Sin embargo, ambos instrumentos evalúan la función global y requieren la realización de habilidades motoras que, por lo general, son más transferibles a las actividades de la vida diaria que a las deportivas. Por otro lado, en el contexto del para-deporte, Connick et al. (2016) propusieron una serie de pruebas que podrían utilizarse para evaluar las deficiencias de coordinación en el para-atletismo. Además, en para-natación, Hogarth et al. (2019) sugieren el uso de pruebas de *tapping* o contactos coordinados con una superficie para la evaluación de esta variable y la determinación de criterios de elegibilidad.

En personas con hipertonía, ataxia y disquinesia que practican boccia, requieren de funciones manipulativas, de agarre y coordinación con la extremidad superior (Huang et al., 2014). Para valorar la destreza manual (DM) una de las herramientas más utilizadas en el ámbito clínico es el Box and Block (BB) test (Arnould et al., 2004) valorando la capacidad que tiene la persona para agarrar y soltar objetos. Por otro lado, recientes estudios han propuesto la utilización de pruebas específicas al deporte, como es el *Box and Ball* test (BBL), siendo una adaptación a la versión original de la prueba, la cual incluye la manipulación de

bolas de boccia (Roldan et al., 2017). Por otro lado, para valorar la capacidad de acoplar y coordinar dos o más articulaciones de la misma extremidad, es decir la *intralimb coordination* (ILC) se han propuesto una batería de pruebas, que quieren la ejecución de tareas continuas y discretas, como lo son la prueba: *Discrete Horizontal Finger Tapping* (DHFT), *Discrete Vertical Tapping with Ball* (DVTB) y *Continuous Vertical Tapping with Ball* (CVTB). Donde se demostró que la prueba CVTB parecía presentar un mayor desafío para los jugadores de boccia (Roldan et al., 2017).

En cuanto a las actividades relacionadas con el fútbol, la literatura actual sugiere que para el análisis del impacto de la coordinación se han identificado algunas pruebas recomendadas que permiten medir esta variable, destacando las pruebas *Rapid Heel-Toe* (RHT), *Split Jumps* (SJ) y *Side-Stepping* (SS) (Reina et al., 2020; Reina, Iturracastillo, et al., 2021). El RHT es una prueba que suele ser utilizada para valorar la coordinación intra-extremidad a través de la ejecución de movimientos finos y el control motor selectivo en miembros inferiores. El SJ y SS son pruebas que permiten medir la coordinación inter-extremidad de manera global, a través de movimientos que simulan el patrón de carrera y cambios de dirección (i.e., a través de la abducción/aducción de cadera), respectivamente. Todas estas pruebas utilizan la variable tiempo (s) como indicador de rendimiento durante la realización del test (Reina, Iturracastillo, et al., 2021).

#### **1.4. Evaluación del control postural**

El control postural se considera una función sensoriomotora que requiere mantener la posición del cuerpo para promover la orientación y la estabilidad durante la ejecución de tareas motoras (Santamaria et al., 2016), mientras que el control del tronco requiere la estabilización y la realización de movimientos selectivos del tronco (Assaiante et al., 2005). Los componentes de orientación y estabilidad de la postura pueden dividirse en cuatro dimensiones posturales diferentes: i.e., estática, activa, proactiva y reactiva (Shumway-Cook y Woollacott, 2017), las cuales son fundamentales para adquirir y dominar un control postural funcional.

La PC es una condición de salud que compromete el control postural y que puede ser observada incluso en personas adultas (Barbado et al., 2019). El déficit para mantener el control de la postura podría producir limitaciones en la ejecución de tareas motoras y, por ello, restricciones en la participación. En personas con grandes discapacidades que practican boccia, se ha demostrado que presentan limitaciones para mantener un adecuado control postural durante la participación deportiva (Huang et al., 2014). Para la evaluación del control del tronco, se propuso una batería fiable de pruebas posturográficas que son aplicadas en condiciones estáticas y dinámicas (Barbado et al., 2019), demostrando que las pruebas dinámicas sobre una superficie estable son factibles y adecuadas para identificar diferentes grados de afectación en personas con PC tetrapléjica.

Por otro lado, la estabilidad se encuentra estrechamente relacionada con el equilibrio y es considerada como la capacidad de mantener la línea de gravedad (es decir, la línea vertical que se proyecta desde el centro de masas hacia el suelo) dentro de la base de sustentación, con un mínimo balanceo postural (Pollock et al., 2000). Para evaluar esta dimensión en personas ambulantes, se suelen aplicar algunos instrumentos en el ámbito clínico, como la escala *Berg Balance Scale* (Kembhavi et al., 2002) y la prueba *One Leg Stance* (OLS) (Hurvitz et al., 2000). Esta última es utilizada también en el fútbol para personas con PC, donde la variable que suele ser considerada para determinar el nivel de afectación en los para-futbolistas es el tiempo (s). Para ejecutar esta evaluación y mantener la posición de equilibrio unipodal mantenida en el tiempo, los para-deportistas suelen utilizar diferentes estrategias que involucran el control de diferentes articulaciones, por ejemplo, la articulación de tobillo con estrategias de péndulo invertido; la de cadera, realizando movimientos rápidos; o realizando pequeños contactos con el suelo ante una pérdida de equilibrio inminente.

Hasta la fecha, durante el proceso de clasificación, no se suelen valorar las estrategias utilizadas por el deportista para mantener la postura, es decir, no se consideran las aceleraciones del centro de gravedad durante la prueba de manera objetiva. Los clasificadores suelen reportar los cambios en el balanceo o la necesidad de contactar contra el suelo, de forma descriptiva, sin una cuantificación de estas variables. Para responder a esta problemática, algunos investigadores han incorporado el uso de sistemas tecnológicos que apoyan la objetividad de estos



parámetros, por ejemplo, a través del uso de plataformas de fuerza, lo que permite medir con mayor precisión el equilibrio y las aceleraciones del centro de gravedad (Reina, Barbado, et al., 2021). Sin embargo, estos dispositivos son de difícil acceso para ser implementados durante el proceso de clasificación deportiva; debido al elevado coste, la dificultad de transporte o la necesidad de personal capacitado para su uso. Es por esto por lo que, con el avance de la tecnología, los *smartphones* son cada vez más populares en el ámbito científico y el ámbito práctico, debido a sus características positivas relacionadas con la accesibilidad y la versatilidad que tienen. Estos dispositivos incorporan sensores como acelerómetros, giroscopios, magnetómetros y sistemas de posicionamiento global, que proporcionan datos precisos y exactos. Estas características hacen de los *smartphones* una herramienta idónea para su uso en contextos cotidianos, así como en la rehabilitación y el deporte. Sin embargo, hasta ahora no se han utilizado para facilitar la evaluación en el proceso de clasificación en el fútbol para personas con PC.

### **1.5. Resumen de los problemas de investigación**

Como se ha presentado en este capítulo, la PC es una condición que produce deficiencias (i.e., hipertonía, ataxia y disquinesia) caracterizadas por dificultades en el control del movimiento y la postura. Estudios previos han desarrollado nuevos métodos de evaluación de la coordinación (Roldan et al., 2017) y la estabilidad (Barbado et al., 2019) en personas con una GMFCS III y IV, es decir, en para-deportistas con una gran discapacidad, y cuyas posibilidades de práctica deportiva se reducen a para-deportes como la boccia. Sin embargo, hasta ahora no se había estudiado la relación que existe entre ambas dimensiones funcionales y cómo éstas podrían repercutir en la participación y la clasificación deportivas. Este es el punto inicial para posteriormente explorar de forma separa las habilidades coordinativas y de control postural en aquellos deportistas con PC, que presentan un menor grado de afectación.

Por otro lado, en personas con una GMFCS I y II, es decir, aquellas que practican para-deporte de manera ambulante, siendo el fútbol PC uno de los más característicos, el equilibrio y la coordinación son habilidades relevantes para la

práctica de esta disciplina, además de ser claves para determinar la clase y la elegibilidad de los para-deportistas. Sin embargo, para evaluar ambas habilidades y determinar el impacto de las deficiencias durante la realización de estas actividades, se suelen utilizar valores de rendimiento, por ejemplo: se considera el tiempo en el cual el deportista tarda en realizar las pruebas de coordinación y el tiempo que logra mantener la postura durante el protocolo de equilibrio unipodal OLS (i.e., al menos 30 s). Sin embargo, las estrategias utilizadas por los para-futbolistas durante el desarrollo de estas pruebas, en otras palabras, el “como realizan la prueba”, no suelen ser valoradas y, por lo tanto, no han sido medidas objetivamente por los clasificadores. Esta problemática fue descrita anteriormente por Roldan et al. (2020), quienes plantean la necesidad de valorar a los deportistas considerando las estrategias compensatorias que suelen utilizar en las diferentes pruebas durante la clasificación.

En relación con las estrategias de control postural que se relacionan con la aceleración del centro de masas, éstas han sido estudiadas en entornos de laboratorio utilizando plataformas de fuerza y como herramientas principales de evaluación. Sin embargo, hasta el momento, no se ha explorado la aplicabilidad de los dispositivos *smartphone* para valorar esta variable durante el proceso de clasificación. Adicionalmente, las estrategias de control postural relacionadas con el número de contactos que realizan los deportistas para mantener la postura unipodal no han sido estudiadas previamente en el fútbol para personas con PC. Además, un gran número de participantes presentan serias dificultades para mantener esta posición por un tiempo mantenido y requieren, por lo tanto, contactar con el suelo para lograr mantener la posición.

En resumen, la heterogeneidad y las diferentes manifestaciones clínicas propias de la PC producen dificultades en el control de la postura y la coordinación del movimiento, limitando la participación deportiva asociada al fútbol. Sumado a esto, existen limitaciones en la valoración de las estrategias que utilizan los para-futbolistas durante las pruebas de coordinación y en tareas de equilibrio unipodal, las cuales podrían ser relevantes en este para-deporte. Finalmente, considerando las implicancias que podrían tener estas habilidades para determinar los criterios mínimos de elegibilidad en el fútbol, los resultados de esta tesis doctoral tendrían una aplicación directa para la mejora de las prácticas en clasificación de deportistas

con deficiencias elegibles, siendo ésta la principal motivación para el desarrollo de esta tesis doctoral.



# CAPÍTULO 2

## Objetivos de Investigación e Hipótesis



Fuente: IFCPF (autorizada)



## **2. Objetivos de Investigación e Hipótesis**

Para dar respuesta a las limitaciones anteriormente expuestas, esta tesis doctoral se compone de tres estudios. El primero es un estudio que identifica la relación existente entre las habilidades coordinativas y la estabilidad del tronco en personas con una GMFCS III y IV, analizando cómo estas variables podrían estar relacionadas con la práctica y la clasificación en este para-deporte. Posteriormente, los estudios dos y tres están contextualizados en la valoración de la coordinación y la estabilidad del tronco en personas con una GMFCS I y II. En este contexto, el segundo estudio utilizó una metodología cualitativa, que aborda los problemas relacionados con las estrategias que utilizan los para-futbolistas, durante la ejecución de las pruebas de coordinación utilizados en el fútbol (i.e., las pruebas RHT, SJ y SS). Por su parte, el tercer estudio corresponde a un trabajo descriptivo de sección transversal que pretende identificar los problemas relacionados con las estrategias de control postural durante la prueba de equilibrio unipodal y su aplicación en el contexto de la clasificación. De esta forma se pretende obtener una visión general de la relación entre estas dimensiones funcionales en personas con mayor afectación neurológica (i.e., deportistas con altas necesidades de apoyo), dando paso a estudiar y desarrollar nuevos instrumentos que permitan valorar estas habilidades en personas con mayores habilidades funcionales, es decir, que presentan una menor discapacidad. A continuación, se detallan la principal problemática, los objetivos y las hipótesis de investigación para cada uno de los estudios:

**Estudio 1:** En personas con una GMFCS III y IV, el estudio de la coordinación y la función del tronco ha tenido una atención notable durante los últimos años, donde se han desarrollado nuevas herramientas que permiten valorar la coordinación y el control de tronco en personas adultas con PC que practican para-deportes como la boccia. Sin embargo, no se ha analizado la relación que existe entre estas dimensiones funcionales en este colectivo, lo que sería un primer paso para continuar con el estudio de estas habilidades en para-deportistas con un nivel de funcionalidad mayor, es decir, aquellos con una GMFCS I y II.

**Estudio 2:** Los instrumentos existentes para evaluar las deficiencias de coordinación (i.e., RHT, SJ y SS) no consideran las estrategias que utilizan los para-deportistas

durante la realización de las pruebas. Tampoco considera las dificultades específicas que pueden presentar, en relación con los diferentes perfiles y deficiencias elegibles. Por lo tanto, no existen instrumentos específicos que permitan evaluar las estrategias motoras durante la evaluación de la coordinación en el fútbol para personas con PC.

**Estudio 3:** Los instrumentos utilizados para medir el equilibrio unipodal durante la clasificación de futbolistas con PC no suelen considerar la aceleración del centro de masas, ni los contactos con el suelo que puedan requerir los para-deportistas para completar la prueba. Adicionalmente, los instrumentos utilizados para este fin suelen tener un alto coste económico y son difíciles de transportar, como lo es el caso de plataformas de fuerza. Por lo tanto, se desconoce si la aceleración medida con dispositivos de bajo coste (i.e., *smartphones*) es una medida fiable en futbolistas con PC. Por otro lado, se desconoce si la aceleración y/o el número de contactos realizados por los para-futbolistas son variables que pueden determinar criterios de elegibilidad o diferenciar entre clases deportivas para el proceso de clasificación.

## **2.1. Estudio 1: ¿Cuál es la relación entre la función de control del tronco y la coordinación del brazo en adultos con parálisis cerebral tetraplégica de severa a moderada?**

### *2.1.1. Objetivo del estudio 1*

- Explorar la relación entre la coordinación y el control de tronco en para-deportistas con PC que practican boccia.

### *2.1.2. Hipótesis del estudio 2*

- Existe una relación positiva entre la coordinación el control de tronco en para-deportistas con PC que practican boccia.



## **2.2. Estudio 2: Diseño y validación de instrumentos para la evaluación de la coordinación en futbolistas con parálisis cerebral**

### *2.2.1. Objetivo del estudio 2*

- Desarrollar y validar tres escalas observacionales basadas en los diferentes perfiles del fútbol PC, que describan las limitaciones de la actividad durante la ejecución de tareas coordinativas en para futbolistas.

### *2.2.2. Hipótesis del estudio 2*

- Los instrumentos de coordinación (RHT, SJ y SS) desarrollados son instrumentos válidos para ser aplicados en personas con PC que practican fútbol, en el contexto de la clasificación deportiva.
- En las tres pruebas de coordinación (RHT, SJ y SS) las limitaciones de la actividad son diferentes según el perfil de los para futbolistas.

## **2.3. Estudio 3: Evaluación del equilibrio con dispositivos *smartphone* en futbolistas con parálisis cerebral**

### *2.3.1. Objetivo del estudio 3*

- Explorar si la aceleración media, registrada a través de un dispositivo *smartphone*, es una herramienta fiable para determinar criterios mínimos de elegibilidad y diferenciar entre clases deportivas.
- Identificar la aplicabilidad del uso de contactos durante la prueba de equilibrio unipodal para diferenciar entre clases deportivas.

### *2.3.2. Hipótesis del estudio 3*

- La aceleración media registrada a través de un dispositivo *smartphone* es una variable que permite diferenciar entre clases deportivas y determinar criterios mínimos de elegibilidad en el fútbol para personas con PC.
- La cualificación del número de contactos, podría ser una herramienta útil para diferenciar entre clases deportivas en el fútbol para personas con PC.



# CAPÍTULO 3

## Materiales y Métodos



Fuente: IFCPF (autorizada)



### **3. Materiales y Métodos**

Esta tesis doctoral se realizó respetando los principios éticos recogidos en la Declaración de Helsinki (World Medical Association, 2001) y ha sido aprobada por el Comité de Revisión Institucional de la Universidad Miguel Hernández de Elche, otorgándole el siguiente código de investigación responsable: ADH.DES.RRV.MCC.23. Por ello, todos los participantes firmaron su respectivo consentimiento informado, en el que se les invitaba a participar voluntariamente y se les explicaba detalladamente las características de los estudios. Además, se garantizó la privacidad y confidencialidad de los datos y se minimizó cualquier riesgo o daño potencial para los participantes. En el presente apartado se describe la metodología utilizada por separado para cada estudio, debido a los diferentes requerimientos en cada una de las investigaciones.

#### **3.1. Estudio 1**

##### *3.1.1. Participantes*

Se realizó un estudio transversal con un grupo de 41 jugadores de boccia con PC ( $35,2 \pm 15,1$  años), quienes estaban clasificados como nivel III o IV en la GMFCS y con clases deportivas BC1 ( $n = 16$ ) y BC2 ( $n = 25$ ) para boccia. Los criterios de inclusión fueron (i) tener una deficiencia motora de función cerebral por PC o una afección neurológica elegible similar; (ii) estar clasificado como BC1 o BC2; (iii) tener una licencia activa para jugar a boccia; (iv) no haber tenido cirugías ni inyecciones de toxina botulínica en los seis meses anteriores al momento de la evaluación; y (v) ser capaz de seguir correctamente las instrucciones de la prueba. El criterio de exclusión fue tener alguna comorbilidad de deficiencia intelectual que impidiera seguir las instrucciones de la prueba.

### 3.1.2. Procedimientos

#### 3.1.2.1. Pruebas de destreza manual

Se utilizaron las pruebas BB y BBL para evaluar el deterioro de la DM. Los materiales utilizados para la evaluación de la prueba BB fueron una caja de madera (53,7 × 25,4 cm) dividida en dos compartimentos por un tabique de 15,2 cm de altura ubicado en el medio de la caja y cubos de madera de 2,5 cm por lado. Para la prueba se utilizó el procedimiento descrito originalmente por Mathiowetz et al. (1985). La caja se colocó sobre una mesa de altura regulable, y las personas participantes se sentaron en sus sillas de ruedas frente a ella. En esta posición, tenían que coger los cubos (uno a la vez) y transportarlos de un compartimento de la caja al lado opuesto lo más rápidamente posible, con el objetivo de transportar el mayor número de cubos posible. La prueba se realizó con la mano que utilizan los para-deportistas para lanzar la bola durante el juego. Los participantes disponían de 10 s para familiarizarse con la prueba y, a continuación, realizaban dos intentos durante 1 min cada uno, con 1 min de descanso entre ensayos. El procedimiento de la prueba BBL fue similar, pero los cubos fueron sustituidos por bolas de boccia. Este procedimiento fue descrito previamente por Roldan et al. (2017), como una forma alternativa de medir la DM utilizando materiales específicos del deporte en para-atletas de boccia con PC.

#### 3.1.2.2. Pruebas de coordinación intra-extremidad

La evaluación ILC consistió en la realización de tres pruebas de *tapping* descritas previamente por Connick et al. (2016) y Deuble et al. (2016), las cuales demostraron tener una buena fiabilidad y validez en para-atletas con deficiencias de coordinación (ICC > 0,80). Las pruebas utilizadas fueron DHFT, DVTB y CVTB. Para las pruebas discretas se registró el tiempo en segundos, mientras que en las tareas continuas se registró el número de contactos que cada participante realizó correctamente sobre las placas de contacto.

Para la prueba DHFT se necesitaron dos placas metálicas (A y B) colocadas una al lado de la otra. Cada placa medía 30 cm de largo por 20 cm de ancho. Las placas se colocaron sobre una mesa y el participante se situó en paralelo a ella. Esta prueba se diseñó para evaluar la rapidez con la que el participante podía mover el

dedo de una placa a la otra, y el rendimiento se midió con el tiempo medio de los 10 ciclos de contactos, donde un ciclo se inició cuando el participante movía el dedo de la placa A y finalizó en la placa B. El intervalo entre los ensayos de cada contacto se fijó en un periodo de al menos 3 s.

Las pruebas DVTB y CVTB requerían una plataforma en forma de L (90°). La distancia entre los centros de las placas era de 30 cm. En la prueba DVTB, el participante se ubicó a un costado de la plataforma de manera que el hombro quedara alineado con ambas placas, permitiendo movimientos de flexión-extensión. El objetivo de la prueba fue medir la rapidez con la que el para-deportista podía mover el dedo de una placa a la otra, registrando el tiempo medio empleado en realizar los 10 ciclos solicitados. En la prueba CVTB, los participantes utilizaron una bola de boccia para hacer el contacto entre las placas y realizar movimientos continuos, golpeando sucesivamente las placas A y B lo más rápido posible en 1 min. Se realizaron dos intentos, con un período de descanso de al menos 60 s entre intentos, y se registró el número total de contactos realizados. En todas las pruebas de *tapping* se registró a través de impulso eléctrico (i.e., contacto en las placas) con un convertidor A/D (USB-6001; *National Instruments*, Austin, TX, EE.UU.). Los datos del convertidor A/D se registraron con un programa desarrollado dentro del *software LabVIEW® 2009* (versión 2.04, *National Instruments*, Austin, TX, EE.UU.).

### *3.1.2.3. Evaluación del control de tronco*

Para evaluar el control del tronco, los participantes realizaron diferentes pruebas utilizando un protocolo diseñado por Barbado et al. (2016). En este estudio se desarrollaron tareas de control de tronco (estáticas y dinámicas) en superficies de asiento estables. Los participantes se sentaron sobre una estructura de hierro confeccionada para el desarrollo de este estudio y otros similares. En el asiento de la estructura se ubicó una plataforma de fuerzas (Kistler 9286AA, Winterthur, Suiza) para registrar los desplazamientos del centro de presiones (CoP), donde su frecuencia de muestreo fue de 1000 Hz. Delante del participante se ubicó una pantalla de 106 × 138 cm, donde se proyectó un *biofeedback* visual en tiempo real del desplazamiento del CoP (Hitachi CP-X300, Ibaraki, Japón). En la pantalla se mostraba un punto que representaba el desplazamiento del CoP alcanzado por el

participante y otro (i.e., el punto objetivo) que debía seguir el participante a través de la realización de ajustes posturales con el tronco.

Se aplicaron cinco tareas posturográficas, dos ellas en condiciones estáticas y tres dinámicas. En la primera prueba estática no se proporcionó información visual, y se pidió a los participantes que mantuvieran la postura erguida mientras el punto objetivo no aparecía en la pantalla. La segunda condición estática era similar, pero proporcionaba información visual en la pantalla. Durante las tareas dinámicas (con retroalimentación visual), se indicaba a los participantes que siguieran el punto objetivo, que se movía en trayectorias anteroposteriores, medio-laterales y circulares. En las tareas dinámicas, el punto objetivo tardaba 20 s en completar un ciclo, moviéndose a una velocidad de 0,005 Hz (Barbado et al., 2016, 2019).

Las cinco pruebas se realizaron en orden de dificultad ascendente. Se realizaron dos repeticiones con una duración de la prueba de 70 s y un tiempo de descanso de 60 s. Para considerar que un intento se realizó correctamente antes de pasar a la siguiente tarea, el participante tenía que completar la prueba con dos o menos instancias de ayuda externa o <15 s de los 70 s de tiempo total de la prueba. La prueba se detenía cuando el participante era incapaz de completar el segundo intento o cuando la segunda repetición finalizaba correctamente, completando los dos intentos de las cinco pruebas.

### 3.1.3. Reducción de los Datos

Para filtrar la señal de, se utilizó un filtro de paso bajo (4.º orden, con desfase cero, *Butterworth*, frecuencia de corte de 5 Hz) (Barbado et al., 2019). Para cuantificar el control del tronco durante los ensayos, se calculó el error radial medio (ERM) como la distancia vectorial media (mm) del CoP desde el punto objetivo (Hancock et al., 1995), donde un ERM mayor significa más balanceo del tronco, es decir, peor rendimiento o función del tronco. Para los análisis estadísticos se utilizó el mejor ensayo realizado en cada condición (i.e., MRE más bajo). Las puntuaciones de las dos pruebas estáticas (i.e., tarea con *feedback* visual + tarea sin *feedback* visual) y las tres dinámicas (i.e., tarea con trayectorias anterior-posterior + medial-lateral + circular) se presentaron como valores medios y desviación estándar, los cuales se utilizaron para el análisis estadístico.



### *3.1.4. Análisis estadístico*

Se aplicó estadística descriptiva y los datos se presentaron como valores medios y desviaciones estándar. Se utilizó el coeficiente de correlación de Pearson ( $r$ ) para analizar la asociación entre los resultados de las pruebas ILC y MD con la batería de pruebas posturográficas. Se utilizaron los siguientes valores para interpretar los coeficientes de correlación:  $<0,1$ , trivial;  $0,1-0,3$ , pequeño;  $0,3-0,5$ , moderado;  $0,5-0,7$ , grande;  $0,7-0,9$ , muy grande; y  $>0,9$ , casi perfecto (Hopkins et al., 2009). El análisis de los datos se realizó con el paquete estadístico *Statistical Package for Social Sciences* (SPSS Inc., versión 23.0 para Windows, Chicago, IL, EE.UU.).

## **3.2. Estudio 2**

El desarrollo de este estudio estuvo conformado por dos fases donde la primera fue el diseño de tres escalas observacionales para la valoración de la coordinación, para lo que se utilizó los protocolos de las pruebas RHT, SJ y SS. La segunda fase fue la validación interna de los instrumentos diseñados mediante un método Delphi, donde participaron expertos representantes de diferentes regiones del mundo (i.e., Europa, América, África y Oceanía) quienes validaron el contenido de las escalas observacionales desarrolladas para cada prueba de coordinación.

### *3.2.1. Primera etapa: Diseño de escalas de observación*

#### *3.2.1.1. Participantes*

Para el diseño de las escalas observacionales se requirió analizar videos de deportistas realizando dichas evaluaciones. En este contexto, se evaluaron a 157 futbolistas con PC pertenecientes a 13 selecciones nacionales, quienes compitieron en el campeonato mundial de fútbol desarrollado el año 2019 en la ciudad de Sevilla. Durante la clasificación de este torneo, los jugadores realizaron una batería de evaluación donde se incluyeron las pruebas de coordinación RHT, SJ y SS, los

cuales fueron videograbadas en un plano lateral y frontal de movimiento para su posterior análisis.

Para la primera parte de este estudio se seleccionó una muestra representativa de participantes pertenecientes a cada clase y perfil asociados al fútbol PC, donde un total de 41 para-futbolistas fueron seleccionados. Los participantes fueron agrupados según su perfil de deficiencia motora (i.e., hipertonia/espasticidad bilateral [A], ataxia motora [B.1], atetosis/ distonía [B.2] e hipertonia/espasticidad unilateral [C]). Adicionalmente, se agruparon según su clase deportiva otorgada en ese campeonato (i.e., FT1, FT2 y FT3). La Tabla 1 muestra el número de participantes seleccionados según cada clase deportiva y perfil de discapacidad, además del número de videos analizados para cada prueba de coordinación.

**Tabla 1.** Características del número de participantes según clase deportiva y perfil.

	FT1	FT2	FT3	Total
Espasticidad Bilateral (A)	5*	4**	5	14
Ataxia (B.1)	0	4	1	5
Atetosis/Distonía (B.2)	4	5	2	11
Espasticidad Unilateral (C)	5	5	1	11
Total de Participantes	14	18	9	41

FT = Clases deportivas de fútbol para personas con parálisis cerebral \*Un participante no completó la prueba SJ y SS, \*\*uno de los videos no estaba disponible.

### 3.2.1.2. Pruebas de coordinación

A continuación, se describen los protocolos correspondientes a las pruebas de coordinación analizadas en este estudio.

#### **Rapid Heel-Toe (RHT)**

El protocolo consistió en que el participante debía permanecer sentado en una silla con respaldo, sin reposabrazos y regulable en altura (Mobiclinic, modelo Puerto, Sevilla, España), asegurando de esta forma que los deportistas se ubiquen en una posición sedente, con 90° grados de flexión de cadera, rodilla y tobillo, con apoyo lumbar y los brazos libres durante el desarrollo de la prueba. Delante del participante, en el suelo, se colocó una plataforma de contacto de 35 cm de largo y

20 cm de ancho, donde la superficie de contacto fue un círculo amarillo de un radio de 5 cm. El participante debía realizar 25 ciclos de contactos sobre la plataforma, en los que un ciclo correspondía a la suma de dos golpes: uno con el talón (flexión dorsal) y otro con los dedos del pie (flexión plantar), debiendo realizarlo dentro del círculo amarillo. Los participantes debían completar la prueba lo más rápido posible, registrando el tiempo que tardaron en completar la evaluación (Reina, Iturracastilo, et al., 2021). Cada vez que el participante contactaba en el centro del círculo se encendía una luz entregando retroalimentación al evaluador y al deportista. Cabe destacar que inicialmente se utilizó un círculo rojo para iniciar y finalizar la prueba, sin embargo, antes de iniciar las evaluaciones se decidió no utilizarlo debido a que generaba confusión en la comprensión del protocolo por parte de los participantes. Debido a esto, sólo se utilizó el círculo amarillo para realizar la prueba y contar el número de contactos. La plataforma de contacto se construyó *ad-hoc*, utilizando una placa de circuito impreso, placas de aluminio de 3 mm, de material PVC, con conectores RCA, LED de 12V (20cm) junto con una fuente de alimentación de 220V AC - 6V CC. La Figura 2A muestra el diseño de la plataforma de contacto utilizada para la prueba RHT y la Figura 2B muestra el posicionamiento del deportista al realizar esta prueba. Adicionalmente se describe un enlace y código QR para visualizar un video de ejemplo con un deportista realizando la prueba que presenta un perfil de hipertonía/espasticidad.



**Figura 2.** Diseño de la plataforma de contactos utilizada (A) y posicionamiento del deportista (B) en la prueba *Rapid Heel-Toe*.

Video referencial de para-futbolistas con perfiles de hipertonía/espasticidad, ataxia y disquinesia realizando la prueba [Rapid Heel-Toe](#).



**Nota:** Videos de IFCPF autorizados.

### ***Split Jumps (SJ)***

La segunda prueba de coordinación analizada fue el SJ. Para iniciar el protocolo, se marcó en el suelo una línea de derecha a izquierda para señalar la separación de ambos pies. Los para-futbolistas se colocaron con las piernas ligeramente separadas, una delante de la otra. Cada deportista se instruyó para realizar 25 ciclos de saltos; considerando un ciclo a dos saltos recíprocos, es decir, intercambiando la pierna delantera con la trasera. Los brazos debían simular un patrón de carrera, realizando un movimiento de braceada contralateral a las piernas. Los participantes debían realizar dos repeticiones, intentando completar la prueba lo más rápido posible. Descansaron un minuto entre cada intento. Se registró el tiempo que demoró cada participante en completar los 25 ciclos solicitados (Beckman y Tweedy, 2009; Reina, Iturracastillo, et al., 2021). La Figura 3 muestra la posición inicial del deportista al realizar esta prueba.

### ***Side-Stepping (SS)***



Para la tercera prueba de coordinación, se marcaron dos líneas en el suelo paralelas entre sí a 40 cm de distancia. Para iniciar el protocolo, se les solicitó a los participantes ubicarse de pie entre ambas líneas con las piernas ligeramente separadas. Cada participante realizó 25 ciclos de saltos sobre las líneas, intentando realizar un movimiento simétrico de abducción-aducción de cadera lo más rápido posible, sin tocar las líneas laterales. Se les permitió mover sus brazos libremente, es decir, en la posición que más les acomode. Cada deportista realizó dos repeticiones, con un descanso de 1 minuto entre cada una para cada intento. Al igual que en las otras pruebas, se registró el tiempo que demoraron en completar cada repetición y se grabó a todos los deportistas completando la batería de pruebas (Beckman y Tweedy, 2009; Reina, Iturracastillo, et al., 2021). La Figura 4, muestra la posición inicial del deportista en el protocolo SS.



**Figura 3.** Imagen de referencia de la posición inicial de la prueba *Split Jumps*.



**Figura 4.** Imagen de referencia de la posición inicial de la prueba *Side-Stepping*

Video referencial de para-futbolistas con perfiles de hipertonía/espasticidad, ataxia y disquinesia realizando la prueba <a href="#"><u>Split Jumps</u></a> .	
Video referencial de para-futbolistas con perfiles de hipertonía/espasticidad, ataxia y disquinesia realizando la prueba <a href="#"><u>Side-Stepping</u></a> .	

**Nota:** Videos de IFCPF autorizados.

### 3.2.1.3. Identificación de variables y diseño de instrumentos

En primer lugar, se realizó una búsqueda bibliográfica para identificar las características que suelen analizarse en las diferentes pruebas de coordinación y considerarlos durante la elaboración de los nuevos instrumentos de observación. Posteriormente, se llevó a cabo el análisis de los vídeos de las tres pruebas de coordinación realizadas por los 41 deportistas. Para la prueba RHT se analizaron los videos de los 41 para-futbolistas, quienes realizaron cuatro repeticiones, dos por cada extremidad, sin embargo, de manera excepcional en un participante no se dispuso de uno de los videos. Para las pruebas SS y SJ se analizaron a 40 participantes, ya que uno de ellos no completó esta evaluación. Para estas pruebas

se consideraron dos repeticiones por cada deportista. Finalmente 323 videos fueron analizados en total para los tres instrumentos de coordinación. La Tabla 2 muestra el resumen de los videos utilizados para cada prueba.

**Tabla 2.** Resumen del número de videos analizados para cada prueba de coordinación.

Videos analizados	Número de participantes	Número de videos	Total
RHT	41	4	164
SJ	40	2	80
SS	40	2	80
<i>Total</i>			323

RHT: *Rapid Heel-Toe*, SJ: *Split Jumps*, SS: *Side-Stepping*

Para el proceso de análisis de vídeos participaron dos evaluadores con conocimientos y experiencias en la clasificación del fútbol para personas con PC. Cada uno observó por separado los videos, y en una hoja de recogida de datos *ad-hoc* de Microsoft Office Excel® se registraron los componentes y las estrategias de movimiento utilizadas por cada deportista. Posteriormente contrastaron sus resultados y elaboraron un documento único. Posteriormente, la versión inicial de cada uno de los instrumentos de observación, correspondientes a cada prueba (RHT, SJ y SS), fue revisada por otros dos investigadores y académicos expertos en la materia y vinculados a la clasificación de este para-deporte. Tras un análisis realizado por los cuatro investigadores/clasificadores, se propuso la primera versión de las escalas observacionales para cada prueba de coordinación.

### 3.2.2. Segunda etapa: validación de los instrumentos

#### 3.2.2.1. Proceso piloto de la metodología Delphi

Inicialmente se realizó un estudio piloto de la metodología Delphi (Hasson et al., 2000), y en este proceso participaron voluntariamente cuatro profesionales con experiencia como clasificadores nacionales de España y Chile. Se realizaron dos rondas de preguntas entre los meses de mayo y agosto de 2021. Los participantes revisaron cada uno de los instrumentos desarrollados y respondieron a las preguntas específicas que pretendían analizar y validar dichos instrumentos. Este proceso fue relevante para poder analizar las preguntas que se realizaron

posteriormente durante el proceso de validación internacional. Además, se estimó el tiempo de demora para la realización de cada formulario.

### *3.2.2.2. Proceso de validación internacional*

#### *3.2.2.2.1. Panel de expertos*

Para la validación de los instrumentos se utilizó una metodología Delphi (Hasson et al., 2000), previamente testeada en el estudio piloto. En esta etapa se invitó a participar a 14 expertos, de los cuales participaron 13. El panel de expertos estuvo conformado por 7 hombres y 6 mujeres, quienes destacaron por su extensa experiencia como clasificadores internacionales en el fútbol para personas con PC. Además, uno de ellos es un investigador vinculado al proceso de clasificación, experto en estudios de la coordinación en este colectivo. Los participantes conformaron una muestra representativa de países provenientes de diferentes regiones del mundo: i.e., España, Holanda, Australia, Italia, Sudáfrica, Escocia, Portugal, Argentina, Colombia y Brasil. Las características del panel de expertos se describen a continuación en la Tabla 3.

#### *3.2.2.2.2. Recolección de Información*

El primer acercamiento se realizó a través de una invitación formal, dirigida de forma personal a cada uno de los expertos, la cual fue enviada por correo electrónico. A través de este medio se les facilitó toda la información relacionada con el estudio y su participación. En este primer contacto, también se les solicitó que firmaran el formulario de consentimiento informado en el caso de aceptar la invitación a participar. Adicionalmente se respondieron dudas en aquellos que lo requirieron.

**Tabla 3.** Características del panel de expertos internacionales.

		<b>N (%)</b>
<b>Sexo</b>		
Hombres		7 (53,8)
Mujeres		6 (46,2)
<b>Región</b>		
Europa		7 (61,5)
América		3 (23,1)
África		1 (7,7)
Oceanía		1 (7,7)
<b>Perfil relacionado al fútbol para personas con PC</b>		
Fisioterapeuta	Nivel 1	3 (23,1)
Fisioterapeuta	Nivel 2	3 (23,1)
Fisioterapeuta	Nivel 3	2 (15,4)
Médico	Nivel 1	1 (7,7)
Médico	Nivel 2	2 (15,4)
Ciencias del deporte	Nivel 1	1 (7,7)
Investigador		1 (7,7)

PC: parálisis cerebral

Una vez que aceptaron participar del estudio, se les envió un correo electrónico (de forma privada y personal a cada uno de los participantes), incluyendo todo el material necesario para participar y responder a la primera ronda del método Delphi, es decir:

- I. Las escalas observacionales desarrolladas para las pruebas de coordinación RHT, SJ y SS.
- II. Vídeos de los deportistas de cada clase y perfil realizando las pruebas de coordinación.
- III. Cuatro formularios con preguntas sobre el contenido de los instrumentos.
  - El primer formulario incluyó preguntas introductorias y que abordan la comprensión del concepto de coordinación.
  - El segundo formulario se diseñó para validar el contenido de la prueba de coordinación RHT.
  - El tercero formulario se diseñó para validar el contenido de la prueba de coordinación SJ.



- El cuarto formulario se diseñó para validar el contenido de la prueba de coordinación SS.

Con todo el material adjunto, los expertos analizaron los 12 videos correspondientes a cada prueba de coordinación (36 videos en total), identificando así los patrones de movimientos que realizan los deportistas de cada clase y perfil. Posteriormente tuvieron que leer y analizar el contenido (es decir categorías y descriptores) de las escalas observacionales propuestas para cada prueba de coordinación. Posteriormente los participantes tuvieron que responder a los cuatro formularios de recogida de información, que estaban compuestos por preguntas introductorias sobre el concepto de coordinación, las etapas del proceso de clasificación deportiva en las que se observa esta deficiencia y el análisis completo del contenido de cada escala observacional (i.e., el protocolo, las instrucciones, las categorías desarrolladas y los descriptores de cada categoría). El tiempo estimado para responder a la primera ronda del estudio Delphi fue de 2-3 horas por participante.

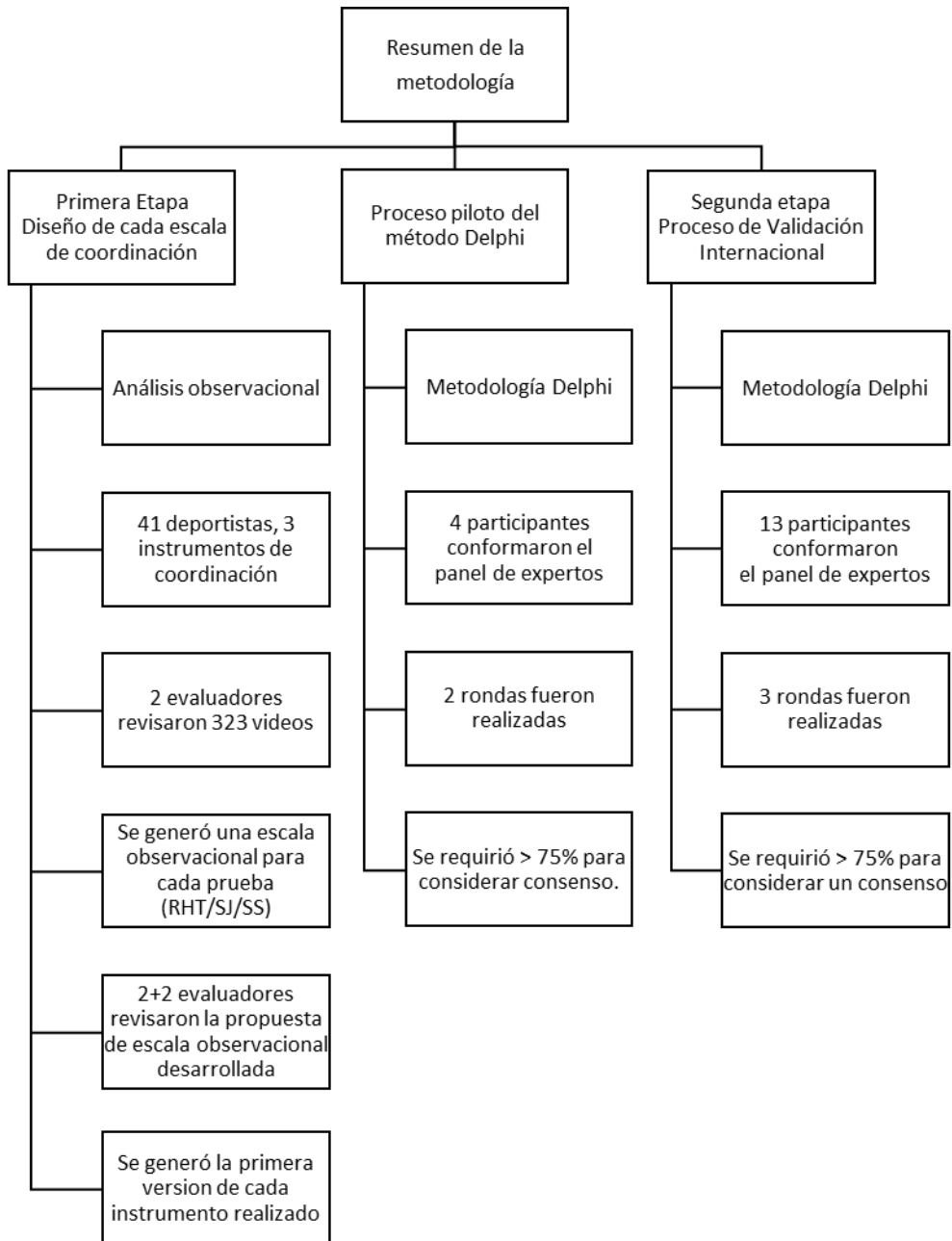
En relación con las preguntas utilizadas en el formulario para el proceso de validación, éste estuvo compuesto por preguntas de selección múltiple y preguntas abiertas. A través de las preguntas de selección se les consultó si estaban de acuerdo con la propuesta realizada, a lo que tenían tres opciones de respuesta (i.e., “sí”, “parcialmente” y “no”). Se consideró un acuerdo mayor al 75% para determinar el consenso en cada pregunta. Adicionalmente, se dispuso de un espacio de redacción libre en la que se solicitaba a los expertos que justificaran sus respuestas y aportaran una propuesta de mejora para cada apartado de los instrumentos de evaluación (Hasson et al., 2000).

La segunda ronda consistió en realizar las modificaciones propuestas por el panel de expertos, donde se plantearon algunos aspectos que generaron dificultad o controversia en los comentarios realizados durante la primera ronda y se realizaron nuevas propuestas a las categorías y descriptores de las escalas observacionales. Todos los cambios y propuestas se marcaron en color rojo en los diferentes documentos. Aquellas categorías que lograron un acuerdo en la primera ronda se marcaron en color verde y no se volvió a consultar por ellas. Adicionalmente se les facilitó un resumen de los comentarios y resultados de la

primera ronda y se construyó un glosario de términos que permitió unificar criterios entre los participantes. Esta ronda de preguntas estuvo conformada por tres formularios (uno para cada escala observacional), siguiendo la misma modalidad de preguntas explicadas previamente. El tiempo estimado para responder estos formularios fue de 2 horas aproximadamente.

La tercera ronda de preguntas estuvo enfocada en resolver aquellos aspectos en los cuales no se obtuvo un grado de acuerdo en la ronda 1 y 2. Para ello, se envió un único formulario con los resultados obtenidos en la segunda ronda. En esta oportunidad, las preguntas del formulario fueron reducidas a dos opciones, teniendo que resolver si estaban o no de acuerdo con los cambios modificados. Aun así, se les dejó un espacio de comentarios generales en el caso que quisieran agregar alguna información adicional. El tiempo estimado de duración para responder este formulario fue entre 30 y 45 minutos aproximadamente.

Finalmente, fueron necesarias tres rondas de preguntas para lograr un acuerdo absoluto en cada una de las pruebas de coordinación, las cuales se desarrollaron entre los meses de diciembre del 2021 y julio de 2022. La Figura 5 describe el resumen de la metodología utilizada en el presente estudio.



**Figura 5.** Etapas de la metodología utilizada para el desarrollo y la validación de escalas observacionales para medir la coordinación.

RHT: *Rapid Heel-Toe*, SJ: *Split Jumps*, SS: *Side-Stepping*

### 3.3. Estudio 3

#### 3.3.1. Participantes

En este estudio participaron 146 futbolistas con PC, de 23 selecciones nacionales, quienes participaron en tres competiciones continentales como los Campeonatos de Europa, la Copa América y los Campeonatos de Asia-Oceanía. Todos ellos fueron clasificados según las normas del manual de clasificación de la *International Federation Cerebral Palsy Football* (IFCPF, 2018) y se agruparon de la siguiente manera: 34 para-futbolistas en la clase FT1, 87 para-futbolistas en la clase FT2 y 25 para-futbolistas en la clase FT3. Además, se incluyeron en el estudio 12 participantes, futbolistas varones sin PC como grupo control (GC).

Los criterios de inclusión para el grupo de deportistas con PC fueron: i) tener una licencia válida para competir en este para-deporte, ii) participar en una de las tres competiciones internacionales descritas anteriormente y iii) presentar un informe de evaluación física asociado al proceso de clasificación que incluyera la clase deportiva. Como criterio de exclusión se consideró: i) tener una lesión musculoesquelética reciente que impidiera realizar la evaluación. Además, para los participantes del GC los criterios inclusión fueron: i) ser jugador de fútbol con al menos 4 años de experiencia y ii) tener una carga de entrenamiento similar a los participantes con PC, es decir de al menos 3 veces por semana.

#### 3.3.2. Procedimientos

Para la evaluación se colocó un cinturón sacroilíaco (Moe-Nilssen y Helbostad, 2002) sobre la región lumbar (alrededor de L5/S1). Éste fue adaptado con una cubierta frontal transparente para sostener de forma segura y permitiendo visualizar la pantalla del teléfono móvil (Huawei, P10 Lite, Shenzhen, China). Se utilizó una aplicación gratuita (*Accelerometer Analyzer, Mobile Tools*, Polonia) para registrar las aceleraciones lineales lumbares a una frecuencia de 100 datos por segundo, las cuales fueron generadas desde el acelerómetro de 3 ejes del *smartphone*, eliminando además la fuerza gravitatoria en los datos obtenidos (Barbado et al., 2018).

### *3.3.2.1. Prueba de equilibrio unipodal: One Leg Stance (OLS)*

Las evaluaciones se realizaron en una sala sin ruidos externos ni distracciones que pudieran interferir en la evaluación. Los participantes se posicionaron de pie, con los ojos abiertos y los brazos cruzados apoyados sobre el pecho. Se realizaron dos repeticiones del protocolo, empezando por la pierna menos afectada y continuando con la más afectada, con un periodo de descanso de 1 minuto entre cada intento. Se indicó a los participantes que mantuvieran la postura de pie, en apoyo unipodal durante 30 s, lo más quietos posible. Sin embargo, ante situaciones de caídas inminentes se les permitió contactar con el suelo (con el pie contralateral) hasta completar los 30 s que duró el protocolo. Se registró la aceleración lumbar y el número de contactos realizados por cada parafutbolista.

Se determinó que la pierna más afectada era aquella con mayor severidad (i.e., mayor espasticidad o problemas de coordinación), según el informe médico/funcional del deportista realizado durante el proceso de clasificación. Adicionalmente, en aquellos con afectación bilateral similar, se consideró como pierna menos afectada aquella referida por el deportista para dar pases y chutar el balón durante la práctica del fútbol. La Figura 6 muestra la posición utilizada durante el protocolo OLS.



**Figura 6.** Imagen de referencia para la posición utilizada durante el protocolo *One Leg Stance*.

### 3.3.3. Recogida y reducción de datos

Para analizar las series temporales de aceleración, se utilizó una ventana de 25 segundos, descartando los primeros 5 segundos de cada ensayo. La señal del acelerómetro del smartphone se filtró mediante un filtro de paso bajo con una frecuencia de corte de 10 Hz. Se utilizó un filtro *Butterworth* de 4º orden y desfase cero, tal y como lo describen Oba et al. (2015), y la aceleración media se calculó como la media de las series de datos de la magnitud de aceleración (Duarte et al., 2014; Zhao y Zhou, 2017). Por último, el cálculo de la aceleración media se llevó a cabo con un software *ad-hoc*, desarrollado por miembros del laboratorio de control motor, del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche, a través del programa *LabView 9.0* (*National Instruments, USA*).

### 3.3.4. Análisis estadístico

Los datos descriptivos de las variables del estudio se presentaron como valores medios y desviaciones estándar. Para analizar la fiabilidad relativa y absoluta de la aceleración media, se calculó el coeficiente de correlación intraclase (ICC) y el error estándar de la media (SEM) respectivamente, siguiendo el método descrito por Hopkins (2000). La interpretación de los valores del ICC se realizó en base a la clasificación propuesta por Portney y Watkins, (2008), en la que  $> 0,90$  se consideró excelente,  $0,75-0,90$  como bueno, y  $< 0,75$  como pobre a moderado. A través de la prueba *Kolmogorov-Smirnov* se confirmó la distribución normal de los datos, para posteriormente llevar a cabo pruebas estadísticas paramétricas. A continuación, se utilizó el análisis de varianza de una vía (ANOVA) con la prueba *post-hoc* de *Tukey* para comparar entre grupos (i.e., FT1, FT2 y FT3) y determinar la aplicabilidad del uso de los contactos durante la prueba OLS para diferenciar entre clases deportivas. Además, la implicancia práctica de los resultados se evaluó calculando el tamaño del efecto (TE) y se categorizó según lo referido por Rhea (2004) para deportistas entrenados, es decir: superior a 1,0 como grande, entre 1,0 y 0,50 como moderado, entre 0,50 y 0,25 como pequeño, e inferior a 0,25 como trivial. Por otro lado, para identificar la sensibilidad de la aceleración lumbar al evaluar la pierna menos y más afectada, se aplicaron curvas *Receiver Operating Characteristic* (ROC). Se calculó el *Area Under the Curve* (AUC) para determinar el nivel de discriminación entre futbolistas con PC y GC. Un AUC entre 0,9 y 1,0 se consideró excelente, entre 0,8 y

0,9 bueno, entre 0,7 y 0,8 sin valor, y entre 0,6 y 0,7 no buena (Zhu et al., 2010). Los datos se analizaron con el *Statistical Package for Social Sciences* (versión 25 para Windows, SPSS Inc., Chicago, IL, EE.UU.). La significación estadística se estableció en un nivel de significancia  $p < 0,05$ .





# CAPÍTULO 4

## Resultados



Fuente: IFCPF (autorizada)



## **4. Resultados**

En este capítulo se presentan los principales resultados de la tesis doctoral, divididos en tres apartados. El primer estudio exploró la relación entre la coordinación y el control de tronco en personas con PC que tienen una función motora gruesa nivel III y IV. Por otro lado, los siguientes estudios abordan los problemas de coordinación en personas con PC con un menor grado de deficiencia neuromusculo-esquelética, es decir, aquellos con un nivel de función motora gruesa nivel I y II. En este contexto el segundo estudio 2 intenta dar respuesta a los problemas de valoración de la coordinación en este colectivo de para-deportistas, mientras que el tercer estudio pretende abordar los problemas para valorar el equilibrio estático unipodal en una muestra relevante de futbolistas con PC, según los objetivos previamente establecidos.

### **4.1. Estudio 1**

La Tabla 4 muestra las puntuaciones medias obtenidas en cada tarea de las pruebas de DM, ILC y control de tronco, evidenciando que los para-deportistas transfirieron más bolas de boccia que bloques de un compartimento a otro en la prueba de DM. Por otro lado, al analizar las pruebas de *tapping*, los resultados demuestran que los participantes se demoraron más al realizar contactos en dirección vertical que en horizontal. Al analizar las pruebas de control postural se evidenció que hubo un mayor desplazamiento del CoP en las pruebas de control de tronco dinámicas frente a las estáticas.

**Tabla 4.** Valores medios y desviaciones estándar (DE) de las pruebas de destreza manual (DM), coordinación intramuscular y control del tronco.

Tarea	Media	DE
<i>Pruebas de Destreza Manual</i>		
BB (N de cubos)	22.78 ±	8.52
BBL (N bolas de boccia)	30.89 ±	12.35
<i>Pruebas de Coordinación Intra-Extremidad</i>		
DHFT (s)	896.07 ±	544.40
DVTB (s)	969.82 ±	607.96
CVTB (N contactos)	39.47 ±	16.99
<i>Pruebas de Control de Tronco</i>		
Estáticas (mm)	4.67 ±	3.66
Dinámicas (mm)	9.59 ±	4.52

DE = desviación estándar; BB = *Box and Block test*; BBL = *Box and Ball test*; DHFT = *Discrete Horizontal Finger Tapping test*; DVTB = *Discrete Vertical Tapping with Ball*; CVTB = *Continuous Vertical Tapping with Ball*.

Nota: Elaboración propia basada en el estudio de Cornejo et al. (2022)

Por su parte, la Tabla 5 muestra la relación entre las pruebas de DM y las tareas de control de tronco, demostrando una correlación moderada, negativa y estadísticamente significativa, entre las pruebas BBL ( $r = -0,553$ ;  $p = 0,002$ ) y BB ( $r = -0,537$ ;  $p = 0,004$ ). En las condiciones dinámicas para evaluar el control postural, las relaciones fueron pequeñas y negativas para las pruebas BB ( $r = -0,405$ ;  $p = 0,032$ ) y BBL ( $r = -0,290$ ;  $p = 0,142$ ). Por otro lado, las asociaciones entre las pruebas de ILC y control de tronco también pueden ser observadas en la Tabla 5. Sobre estos análisis se encontraron correlaciones grandes y positivas al analizar la prueba de control estático con las pruebas DHFT ( $r = 0,769$ ;  $p = 0,001$ ) y DVTB ( $r = 0,739$ ;  $p =$

**Tabla 5.** Correlación de Pearson entre las pruebas de *intra-limb coordination* y las de control de tronco en condiciones estáticas y dinámicas.

Tarea	Control de Tronco Estático		Control de Tronco Dinámico	
	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>
<i>Pruebas de DM</i>				
BB (N cubos)	-0.553	0.002**	-0.405	0.032*
BBL (N bolas)	-0.537	0.004**	-0.290	0.142
<i>Pruebas de ILC</i>				
DHFT (s)	0.769	0.001**	0.677	0.006*
DVTB (s)	0.739	0.009*	0.529	0.094

*Horizontal Finger Tapping test*; DVTB = *Discrete Vertical Tapping with Ball*; CVTB = *Continuous Vertical Tapping with Ball*. \*  $p < 0.05$ ; \*\*  $p < 0.01$

**Nota:** Elaboración propia basada en el estudio de Cornejo et al. (2022)

## 4.2. Estudio 2

Este estudio estuvo compuesto por dos objetivos, el primero fue el diseño de tres escalas observacionales para medir la coordinación, una escala para cada prueba utilizada durante el proceso de clasificación del fútbol (i.e., RHT, SJ y SS). El segundo objetivo fue la validación de contenido de estos instrumentos mediante una metodología Delphi, conformado por un panel de expertos internacionales con experiencia en el área. Los detalles de estos resultados se describen a continuación.

### 4.2.1. Diseño de escalas de observación

Tras la revisión bibliográfica, se desarrolló un documento *ad-hoc* en Microsoft Excel para registrar los patrones de movimiento observados en cada vídeo analizado. Se recolectó toda la información que los evaluadores consideraron relevantes sobre las estrategias motoras que realizaron los deportistas, la cual sirvió para contrastar con la literatura, discutir y proponer una escala observacional inicial para cada una de las pruebas de coordinación.

Cada escala observacional se compuso de categorías que se crearon en relación con la búsqueda bibliográfica y las exigencias necesarias específicas de cada prueba. Para la prueba de coordinación RHT se identificaron y desarrollaron cinco categorías, las cuales fueron: 1) rango de movimiento, 2) rasgos temporales y

caracterización del movimiento, 3) precisión al contacto, 4) posiciones del cuerpo y estrategias compensatorias y 5) otros.

Para la prueba SJ se identificaron ocho categorías, las cuales fueron consistentes con relación a las descritas anteriormente, añadiendo a ellas el ítem 6) uso de los brazos, 7) cruce de la línea de referencia para el cambio de pie y 8) simetría en el largo del paso. Finalmente, para la prueba SS, fueron consideradas las mismas categorías que en la prueba RHT, sumando la categoría simetría durante la abducción de cadera, haciendo de esta la sexta categoría descrita. La Tabla 6, muestra el resumen de las categorías desarrolladas para cada instrumento.

**Tabla 6.** Categorías desarrolladas para cada prueba de coordinación

<b>Categorías</b>	<b>RHT</b>	<b>SJ</b>	<b>SS</b>
Rango de movimiento	x	x	x
Caracterización del movimiento	x	x	x
Precisión al contacto	x	x	x
Posición del cuerpo y estrategias compensatorias	x	x	x
Otras	x	x	x
Uso de los brazos		x	
Cruce de la línea de referencia para el cambio de pie		x	
Simetría en el largo del paso		x	
Simetría durante la abducción de cadera			x

RHT = *Rapid Heel-Toe*, SJ = *Split Jumps*, SS = *Side-Stepping*

#### 4.2.2. Deficiencias de coordinación, aplicación de conceptos y clasificación.

Con relación a la comprensión y la definición del concepto de coordinación, la definición propuesta por la federación internacional de fútbol para personas con PC hace referencia a la "capacidad de ejecutar movimientos rápidos fluidos y precisos" (IFCPF, 2018, p. 84). En relación con esto, se consultó al panel de expertos si estaban de acuerdo con el concepto previamente descrito, donde el 53,8% de los participantes manifestó comprender y estar de acuerdo con éste, mientras que el 46,2% manifestó estar parcialmente de acuerdo. Adicionalmente, en el apartado de preguntas abiertas, algunos participantes también ofrecieron comentarios para complementar la definición, destacando el que se plantea a continuación:

*“El término coordinación hace referencia a diferentes partes (articulaciones, grupos musculares, músculos) que trabajan juntas. Puede referirse a la coordinación entre extremidades (por ejemplo, la pierna izquierda y la derecha), a la coordinación intra-extremidad (por ejemplo, la cadera, la rodilla y el tobillo) o entre agonistas y antagonistas de una misma articulación (por ejemplo, la rodilla). Se trata de un término muy amplio. El resultado de una buena coordinación es un movimiento fluido y preciso, en su caso rápido y/o rítmico/cíclico”. (Id. 13\_profesional investigador/a y ciencias del deporte; comentario traducido desde el idioma inglés al castellano).*

En cuanto a las preguntas referentes al proceso de clasificación, la mayoría de los expertos (92,3%) cree que la evaluación de la coordinación debe realizarse durante la primera fase, correspondiente a la evaluación física del deportista. Además, el 46,2% del panel de expertos cree que los trastornos de la coordinación también pueden observarse durante la segunda fase de la clasificación, es decir, durante la evaluación de las limitaciones en la actividad, evaluación técnica y habilidades específicas del fútbol como es el control del balón y los cambios de dirección. Por último, el 30% de los expertos está de acuerdo en que las deficiencias de coordinación pueden identificarse durante la tercera fase de la clasificación, haciendo referencia a la evaluación observacional durante la competición.

#### *4.2.2. Validación interna*

En relación con el proceso de validación interna de las escalas de coordinación, 13 participantes completaron la primera y la segunda ronda de encuestas; sin embargo, sólo 8 de ellos completaron la tercera ronda del método Delphi. La Tabla 7 presenta los resultados cuantitativos, indicando el grado de acuerdo obtenido para cada prueba y sus respectivas categorías. Adicionalmente, el panel de expertos aportó con comentarios cualitativos para cada categoría de las pruebas de coordinación, los cuales se ejemplifican en la Tabla 8.

Posterior a las tres rondas de análisis y discusión del método Delphi, y después de una serie de modificaciones realizadas a los descriptores de cada escala observacional, se obtuvo la versión final de cada uno de los instrumentos validados.

El proceso final de la validación de las escalas consistió en una revisión detallada del lenguaje en idioma inglés, y para ello se solicitó la participación voluntaria de uno de los expertos. Esta persona destaca por ser nativa de lengua inglesa y de profesión fisioterapeuta, además de la experiencia previamente descrita en el contexto del fútbol para personas con PC. En conjunto con la doctoranda, se procedió a una revisión final de los instrumentos, prestando atención a la redacción y aspectos gramaticales que permitieran una mejor comprensión de estos.



**Tabla 7.** Grado de consenso del panel de expertos descrito para cada prueba.

	<i>Rapid Heel-Toe</i>			<i>Split Jumps</i>			<i>Side-Stepping</i>		
	R1 (%)	R2 (%)	R3 (%)	R1 (%)	R2 (%)	R3 (%)	R1 (%)	R2 (%)	R3 (%)
<i>Número de respuestas en cada ronda del método Delphi</i>	13	13	-	13	13	8	13	13	8
<b><i>Categorías</i></b>									
Rango de movimiento	53,8	84,6	-	76,9	-	-	69,2	84,6	-
Caracterización del movimiento	53,8	100	-	76,9			69,2	76,9	-
Precisión al contacto	69,2	92,3	-	69,2	84,6	-	61,5	84,6	-
Posiciones del cuerpo y estrategias compensatorias	76,9	76,9**	-	84,6	84,6**	-	76,9	69,2**	100
Otros	69,2	100	-	76,9	84,6**	-	69,2	61,5	100
Uso de los brazos	-	-	-	92,3	-	-	-	-	-
Cruce de la línea de referencia para el cambio de pie	-	-	-	69,2	100*	-	-	-	-
Simetría en la longitud del paso	-	-	-	92,3	92,3*	-	-	-	-
Simetría durante la abducción de cadera	-	-	-	-	-	-	84,6		

R = Ronda de la metodología Delphi, N = Número de participantes en el panel de expertos.

\* Grado de acuerdo para eliminar esta categoría en la escala de observación.

\*\* Categoría que logró un acuerdo mayor al 75%, pero se vuelve a consultar por cambios realizados y sugeridos por los expertos.

Nota: Elaboración propia

**Tabla 8.** Ejemplos de comentarios cualitativos para cada categoría de las tres escalas de observación desarrolladas.

<b>Categoría / Prueba</b>	<b>Primera Ronda</b>	<b>Segunda Ronda</b>	<b>Tercera Ronda</b>
<b>Rango de movimiento/ Rapid Heel-Toe</b>	53,8% de consenso  <i>Limitation of movement (or maintenance of joint) in profile A and C is not only because of increased tone or joint stiffness, which is described. Other important causes are muscle weakness and/or loss of selective motor control. Alternative (I just use one sentence): "A movement of the ankle-foot joint is observed in plantarflexion, with limited dorsiflexion due to one or more deficit symptoms (i.e., increased tone, muscle weakness, loss of selective motor control)".</i>	84,6% de consenso  <i>Excellent to clarify and ensure arms are crossed or holding onto adjustable seat.</i>	-  <i>No third round was necessary for this combination category and test.</i>
<b>Caracterización del movimiento / Rapid Heel-Toe</b>	53,8 % de consenso  <i>Intention tremor in the foot is not common. Alternative: "Performs movement with intention tremor and/or</i>	100 % de consenso  <i>Descriptors are clear and simplified but provide good clarity for scoring.</i>	-  <i>No third round was necessary for this combination category and test.</i>

	<i>slowdown with an increase in deviations in the trajectory of movement in the horizontal plane (mid-lateral).</i>			
<b>Precisión al contacto /</b> <i>Split Jumps</i>	76,9 % de consenso  <i>I understand it clearly. It talks about the accuracy when feet touch the ground.</i>	-	-	-
<b>Uso de los brazos /</b> <i>Split Jumps</i>	92,3 % de consenso  <i>Perfectly clear. It talks about coordination in arms with respect to the movement in legs. Existence of dissociation of waists.</i>	-	-	-
<b>Simetría durante la abducción/aducción de cadera /</b> <i>Side-Stepping</i>	84,6 % de consenso  <i>Excellent with % clear and clear to see differences for number of cycles for scores 2/3.</i>	-	-	-
<b>Posición del cuerpo y estrategias compensatorias /</b> <i>Side-Stepping</i>	76,0% de consenso	-	-	-

	<i>Despite there are a lot of possible compensatory strategies, this item of the instrument has a good summary.</i>	<i>No third round was necessary for this combination category and test.</i>	<i>No third round was necessary for this combination category and test.</i>
<b>Otros / Side-Stepping</b>	62,2% de consenso  <i>No. I think you did a great job! But it's very hard to be as objective as possible.</i>  <i>Watch out. Endo-rotation of the hip is many times confused with increased knee valgus (and hip-adduction)...: Alternative: Did you observed endo-rotation and/or adduction of the hip that interfered with the performance of the test?</i>	61,0% de consenso  <i>Symmetry and Balance should be a category.</i>  <i>Asymmetry or invalid balance could be observed in most of CP players (about 95%). So "OTHER" doesn't make any difference for classification process.</i>	100% de consenso  <i>I think the changes have made the text clearer.</i>

### 4.3. Estudio 3

Todos los participantes incluidos en este estudio completaron dos repeticiones de la prueba OLS. La Tabla 9 incluye los valores de aceleración lumbar media con la desviación estándar, así como el ICC y el SEM durante la prueba OLS. En general, la fiabilidad relativa y absoluta para la aceleración media osciló entre puntuaciones moderadas y excelentes ( $ICC < 0,70$ ;  $SEM < 20\%$ ). También se incluyen los valores medios del número de contactos con la pierna más y menos afectada.

La Tabla 10 muestra las comparaciones entre clases mediante un análisis de varianza de una vía con análisis *post hoc* de Tukey para cada una de las variables estudiadas durante la prueba OLS. En general, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las clases deportivas para la aceleración lumbar media en ambas piernas. Sin embargo, se encontraron diferencias en la aceleración lumbar media al realizar la prueba con la pierna menos afectada entre los futbolistas del GC y los para-futbolistas de la clase FT1 ( $p = 0,02$ ,  $d = 1,04$ , grande); y adicionalmente con la pierna más afectada al comparar entre aquellos del GC con los de la clase FT1 ( $p < 0,01$ ,  $d = 1,56$ , grande), FT2 ( $p < 0,01$ ,  $d = 1,69$ , grande) y FT3 ( $p < 0,01$ ,  $d = 1,45$ , grande). Por otro lado, al analizar la variable “número de contactos”, fueron encontradas diferencias significativas al comparar la pierna menos afectada entre los participantes de las clases FT1 y FT2 ( $p < 0,01$ ,  $d = 0,66$ , moderado); FT1 y FT3 ( $p < 0,01$ ,  $d = 0,71$ , moderado) y FT1 con GC ( $p = 0,02$ ,  $d = 0,74$ , moderado). Por último, en cuanto al número de contactos realizados con la pierna más afectada, se observaron diferencias significativas al comparar el GC con los jugadores pertenecientes a la clase FT1 ( $p = < 0,01$ ,  $d = 1,14$  grande) y FT2 ( $p = < 0,01$ ,  $d = 1,11$  grande).

Se elaboraron curvas ROC para las aceleraciones lumbares medias de la pierna más y menos afectada durante la prueba OLS, para discriminar entre los participantes del CG con FT3, FT3 con FT2 y FT2 con FT1. El AUC con la pierna más afectada fue de 0,99 (excelente), la sensibilidad del 97,5% y la especificidad del 0% (i.e., 1-especificidad). Para la pierna menos afectada, el AUC fue de 0,90 (excelente), la sensibilidad del 77,5% y la especificidad del 83% (i.e., 1-especificidad). En ambas piernas, el punto de corte fue de 0,095 m/s<sup>2</sup>. Por lo tanto, esta prueba tiene un alto

grado de sensibilidad y especificidad para discriminar entre FT3 y CG con la pierna más afectada o no dominante.

**Tabla 9.** Aceleración lumbar media, número de contactos realizados durante la prueba de apoyo unipodal, fiabilidad absoluta y relativa de la aceleración media.

Clase	n	Aceleración lumbar media (m/s <sup>2</sup> )						Número de contactos	
		Pierna menos afectada			Pierna más afectada			Pierna menos afectada	Pierna más afectada
		Media ± DE	SEM	ICC	Media ± DE	SEM	ICC	Media ± DE	Media ± DE
FT1	34	0,27 ± 0,23	30,93	0,89	0,69 ± 0,46	17,96	0,92	1,41 ± 2,20	4,68 ± 4,73
FT2	87	0,22 ± 0,22	34,58	0,90	0,68 ± 0,39	18,23	0,90	0,38 ± 1,24	4,14 ± 3,96
FT3	25	0,19 ± 0,14	14,11	0,94	0,66 ± 0,50	29,00	0,87	0,20 ± 0,58	2,36 ± 2,89
GC	12	0,07 ± 0,02	50,86	0,38	0,06 ± 0,02	11,94	0,88	0,00 ± 0,00	0,00 ± 0,00

FT: Clases deportivas, DE = desviación estándar, SEM = error estándar de la media (%), ICC = coeficiente de correlación intra-clase, GC = grupo control.

**Tabla 10.** Tamaños de los efectos y análisis de varianza de una vía (ANOVA) con *post-hoc* de *Tukey* en todas las clases deportivas considerando la aceleración lumbar media del centro de gravedad y el número de contactos realizados durante la prueba de equilibrio unipodal.

	Tamaño del efecto de la comparación entre pares						F	p
	FT1 vs FT2	FT1 vs FT3	FT1 vs CG	FT2 vs FT3	FT2 vs CG	FT3 vs CG		
<i>Aceleración media</i>								
Pierna menos afectada	0,21	0,39	1,04*	0,15	0,77	1,12	3,00	0,032
Pierna más afectada	0,02	0,06	1,56**	0,05	1,69**	1,45**	8,33	< 0,001
<i>Número de contactos</i>								
Pierna menos afectada	0,66**	0,71**	0,74*	0,16	0,33	0,42	5,88	0,001
Pierna más afectada	0,13	0,57	1,14**	0,47	1,11**	0,99	5,78	0,001

FT: clases deportivas del fútbol PC, GC: grupo control,  $p < 0,05^*$ ;  $p < 0,001^{**}$



# CAPÍTULO 5

## Discusión



Fuente: IFCPF (autorizada)



## **5. Discusión**

Los análisis realizados en la presente tesis doctoral permiten una mejor comprensión de la relación que existe entre la coordinación y el control de tronco en personas con PC moderada-severa. Por otro lado, en aquellos que presentan una discapacidad leve, es decir en futbolistas con PC, se logra obtener una visión general sobre las estrategias de movimiento que realizan cuando se someten a procesos de evaluación de la coordinación y el equilibrio. Cabe destacar que estas habilidades son relevantes para determinar el impacto que tienen los deportistas con deficiencias de hipertonía/espasticidad, ataxia y disquinesia (atetosis/distonía) durante la práctica deportiva, además de su potencial utilidad para identificar la mínima deficiencia elegible aplicada al fútbol.

Los resultados del primer estudio abordan la relación existente entre las pruebas de coordinación y de control postural en personas con PC clasificadas como GMFCS III o IV. Estas relaciones confirman la estrecha relación entre estas habilidades y el posible impacto que podría generar durante la práctica deportiva. Debido a esto, los estudios dos y tres pretendieron abordar estas mismas variables (i.e., coordinación y control postural), analizando por separado cada una de ellas en personas con menos grado de discapacidad, identificando las posibles repercusiones que podrían afectar durante la práctica deportiva y su aplicación a los procesos de clasificación.

La evaluación de la coordinación es un tema de gran interés por los investigadores del área, debido al impacto que tiene en la ejecución de tareas motrices y la dificultad existente para objetivar esta variable durante la clasificación. Los resultados del segundo estudio proponen una nueva definición del concepto de coordinación para ser aplicada en el contexto para-deportivo. Además, se proponen tres instrumentos observacionales que están relacionados con habilidades específicas del fútbol. El RHT es una prueba que requiere habilidades de coordinación motora fina y control motor selectivo, ambas necesarias para controlar el balón durante el juego. El SJ es una prueba que evalúa la coordinación general e inter-extremidad, es decir, la coordinación entre un lado y el otro segmento del cuerpo, durante el gesto motor de correr. Por último, el SS permite evaluar la coordinación inter-extremidad a través de los movimientos de abducción

y aducción de la cadera, movimientos necesarios para las acciones que requieren cambios de dirección durante el fútbol (Reina, Iturracastillo, et al., 2021). El panel de expertos realizó una validación de contenido en cada una de las escalas observacionales desarrolladas. Estas escalas observacionales se componen por categorías que describen las exigencias específicas de la tarea, de acuerdo con el nivel de afectación y el perfil funcional de la clasificación.

El tercer estudio abordó las estrategias que suelen utilizar los deportistas para compensar los déficits del equilibrio. Entre ellas se incluyen la aceleración del centro de masas y el número de contactos realizados durante la prueba de equilibrio OLS. Se destacó la buena fiabilidad del uso de dispositivos *smartphone* para medir la aceleración lumbar media, así como su potencial uso para determinar los criterios mínimos de elegibilidad durante el proceso de clasificación deportiva. Adicionalmente, se determinó que los contactos que requieren realizar aquellos deportistas con mayor afectación podrían ser una variable que permita diferenciar entre clases bajas (i.e., FT1 vs FT2) con la pierna más afectada.

A continuación, se presentan las discusiones de los principales resultados de esta tesis doctoral estructurados según los tres estudios planteados.

### **5.1. Estudio 1**

El primer estudio de esta tesis doctoral tuvo como objetivo evaluar la relación entre el deterioro de la coordinación de las extremidades superiores y el control postural en personas con severa discapacidad neuromusculoesquelética, encontrándose que la función del tronco y las extremidades superiores están relacionadas en adultos con PC. Este estudio analizó las habilidades de las extremidades superiores desde dos variables: la DM y la ILC. Teniendo en consideración la función del tronco con la DM, los resultados plantean que los para-deportistas que obtuvieron mejores resultados en tareas de DM presentaron un control del tronco más estable durante actividades que requerían movimientos finos de manos y dedos. En este contexto, un estudio previo realizado en niños con hemiparesia sugiere que la función de las manos podría mejorar mediante el entrenamiento de la estabilidad en el tronco (Abd-Elfattah y Aly, 2021).

Con relación a las tareas de ILC, los resultados de este estudio plantean que la prueba de control dinámico del tronco presenta correlaciones moderadas con la prueba DHFT. Debido a esto, es plausible pensar que aquellos para-deportistas que tienen un mejor control del tronco en condiciones dinámicas tienen más habilidades y destreza en la realización de movimientos en el plano sagital (i.e., movimiento de flexión y extensión del tronco). En este sentido, Ju et al., (2012) analizaron estas mismas variables y determinaron que los participantes con PC presentan menos dificultades para realizar alcances o movimientos en el plano sagital, a diferencia de los movimientos en el plano coronal y/o transversal. Por lo tanto, el plano sagital resulta ser relevante durante la realización de tareas de alcance anterior en este colectivo. Por otro lado, se puede destacar que personas no ambulantes con PC mostraron una tendencia a un peor rendimiento en tareas que involucran acciones en el plano transversal, posiblemente debido a la configuración de la silla de ruedas y el uso de los reposabrazos laterales que limitan el movimiento en ambos lados del cuerpo. Este hecho podría producir que la musculatura del tronco se debilite por el desuso debido al posicionamiento diario de este colectivo.

Al analizar la ILC, a través de las tareas DHFT y DVTB se demostró que los participantes que tardaron más tiempo en realizar las tareas de coordinación tuvieron un rendimiento inferior en las pruebas estáticas de control de tronco. Por el contrario, en la tarea CVTB, la relación fue negativa, teniendo en cuenta que aquellos participantes que realizaron más contactos tuvieron puntuaciones más bajas en las pruebas de tronco, es decir, un mejor rendimiento en el control del tronco. Por lo tanto, se refuerza la idea de que, para realizar actividades coordinativas con las extremidades superiores, podría ser más relevante tener una función estable del tronco. Esto es similar a los resultados descritos por Roldan et al. (2020), quienes plantean que el control estático del tronco podría ser más relevante que el control dinámico del tronco en para-deportistas con grandes deficiencias. Considerando que la boccia es un deporte que requiere que los participantes lancen las bolas con precisión, es plausible que estos para-deportistas no precisen de movimientos amplios del tronco, sino de estrategias compensatorias para estabilizarse y lograr una posición de lanzamiento óptima (Reina et al., 2018). En este sentido, los dispositivos de soporte de cadera, pelvis y tronco que utilizan

las personas con severa afectación, pueden reducir el número de grados de libertad en los movimientos articulares que deben controlarse, reduciendo las demandas de la tarea de control postural (Angsupaisal et al., 2015) o haciendo posible que los movimientos se produzcan con menor variabilidad o error. Por lo tanto, es interesante considerar las estrategias que las personas con PC severa a moderada utilizan para mantener un tronco estable, permitiendo así la práctica de actividades que requieren DM e ILC. Éstas se denominan estrategias compensatorias y, junto con la configuración de la silla de ruedas, pueden influir en la realización de las tareas por parte del individuo.

## 5.2. Estudio 2

La evaluación de la coordinación en el contexto del para-deporte ha sido un tópico de gran interés por diversos investigadores durante los últimos años, posiblemente debido a las dificultades existentes para valorar esta dimensión y por su implicancia que tiene durante la ejecución de habilidades motrices en la práctica deportiva. En este contexto, resulta interesante analizar en primera instancia la comprensión y origen de esta definición, donde Black et al. (2007) hacen referencia a cómo se organizan, relacionan y cambian entre sí los diferentes grados de libertad durante la ejecución de un movimiento. Por otro lado, Bernstein (1967) propone que la coordinación se consigue agrupando estos grados de libertad y formando sinergias musculares caracterizadas como unidades de control específicas y acopladas entre sí. En el contexto del para-deporte, Connick et al. (2016) incorporan en su definición la dimensión temporal y espacial, describiendo la coordinación como la capacidad de realizar un movimiento voluntario, de forma fluida, rápida y precisa. Por lo tanto, considerando los diferentes enfoques y la definición propuesta por los clasificadores durante el desarrollo de este estudio, resulta relevante considerar los componentes que influyen en el control del movimiento voluntario y la coordinación; además de considerar las exigencias específicas de la tarea y cómo estos podrían verse comprometidos en personas con hipertonia/espasticidad, ataxia y disquinesia durante la participación deportiva.

El rango de movimiento se encuentra fuertemente relacionado con los déficits secundarios asociados a la PC, posiblemente debido a los cambios

estructurales que se producen en esta población (i.e., cambios en la longitud de los sarcómeros, el tipo de fibra muscular o la rigidez muscular) (Howard y Herzog, 2021). Adicionalmente estudios previos han demostrado que la limitación del rango de movimiento activo es una de las características que más podría afectar a la función motora en para-futbolistas con espasticidad (Roldan et al., 2022). Para la prueba de coordinación RHT, esta categoría se centró en el análisis del rango de movimiento activo de la articulación del tobillo. En los perfiles A y C (espasticidad) el panel de expertos identificó fácilmente los descriptores sugiriendo modificaciones menores a las escalas. En el perfil B.1 (ataxia) los evaluadores no apreciaron limitación en el rango de movimiento en la mayoría de los participantes y en el perfil B.2 (disquinesia) el panel de expertos identificó esta variable de forma clara pero no se destaca como una de las más relevantes en este colectivo. Por lo tanto, los distintos descriptores desarrollados dan cuenta de que el rango de movimiento es una variable que podría impactar de manera distinta dependiendo del perfil de PC que tienen los para-futbolistas. Esto concuerda con la información identificada en estudios previos donde se sugiere considerar las diferentes deficiencias o perfiles de personas con PC durante la evaluación (Sarabia et al., 2021). Por otro lado, durante la ejecución de las pruebas de coordinación SJ y SS, se analizó la movilidad activa en cadera, rodilla y tobillo, alcanzando el grado de acuerdo en la primera y segunda ronda, respectivamente. Sin embargo, al tratarse de una prueba que valora la coordinación entre extremidades y que por lo tanto requiere de movimientos globales, resulta más complejo de analizar mediante una escala observacional. Por ello, al obtener resultados contradictorios, sería interesante realizar nuevos análisis para determinar la eliminación de esta categoría en las pruebas que requieren coordinación global (i.e., en las pruebas SJ y SS).

La categoría "caracterización del movimiento" pretende describir la fluidez y el ritmo con la que se realizan las pruebas de coordinación. Estudios recientes han intentado objetivar esta dimensión cuantificando la suavidad del movimiento (i.e., *smoothness*) en contextos de laboratorio con deportistas de para-natación (Hogarth et al., 2019; Maia et al., 2021), donde la principal limitación es su difícil transferencia al proceso de clasificación. Las escalas observacionales desarrolladas en este estudio destacan por ser fáciles de implementar durante la evaluación deportiva en para-futbolistas con deficiencias de coordinación. En el contexto de la

prueba RHT, se desarrollaron descriptores específicos para cada perfil; por el contrario, para las pruebas SJ y SS, los descriptores fueron similares en todos los perfiles. Esto podría deberse a que el RHT es una prueba que requiere una precisión mayor, además de un adecuado control motor selectivo en la articulación del tobillo y coordinación intra-extremidad con las distintas articulaciones de la extremidad inferior. Por el contrario, las pruebas SJ y SS se caracterizan por requerir movimientos globales bilaterales entre extremidades. Finalmente, esta categoría fue una de las que recibió un mayor número de comentarios, discusiones y análisis por parte del panel de expertos, concretamente en la prueba RHT. Esta prueba y categoría (i.e., caracterización del movimiento en el RHT) cobra relevancia debido a que proporciona información valiosa que podría ayudar a determinar los criterios mínimos de elegibilidad, teniendo en consideración los desafíos y limitaciones que conlleva analizar los componentes de la fluidez y el ritmo a través de una prueba observacional (Dehghansai et al., 2022). Futuros estudios podrían analizar esta dimensión con nuevas tecnologías que proporcionen información cuantitativa y más objetiva que apoye la identificación del impacto de las deficiencias coordinativas en la limitación de la actividad.

La "precisión al contacto" es la tercera categoría descrita en las escalas de coordinación, la cual es definida como el nivel de aproximación obtenido ante un objetivo determinado (Hofer et al., 2005; Maia et al., 2021). Respecto a esto, Chang et al. (2005) han evidenciado que las personas con PC suelen tener disminuida la capacidad para realizar movimientos precisos, sosteniendo así la necesidad de valorar esta dimensión en el fútbol, debido a la implicancia que podría tener en esta disciplina. Los resultados de este estudio proponen para esta categoría, utilizar los mismos descriptores para todos los perfiles de PC, no obstante, se propone analizar aspectos diferentes, pertinentes a las distintas tareas coordinativas. Por ejemplo, en la prueba RHT, cobró relevancia el contacto realizado con el talón y los dedos dentro del círculo demarcado. Así también, en tareas globales durante las pruebas SJ y SS, se solicitó a los para-futbolistas aterrizar en la zona demarcada sin tocar las líneas, siendo esta exigencia, un aspecto fundamental a la hora de responder a las demandas físicas y técnicas requeridas en el fútbol. Para valorar la precisión, se tuvo en cuenta el número de ciclos correctos realizados por el participante contactando con la zona objetivo de cada prueba. Para mejorar los descriptores de esta



categoría, el panel de expertos propuso utilizar rangos porcentuales con su respectivo número de ciclos realizados, similares a los utilizados en la escala clínica *Dyskinesia Impairment Scale* (Monbaliu et al., 2012). De este modo, se alcanzó un alto grado de acuerdo en la segunda ronda Delphi.

Otra de las categorías desarrolladas hace referencia a las “estrategias compensatorias”. Esta categoría fue una de las más valoradas y comentadas por el panel de expertos, debido a la relevancia que tienen durante la realización de las pruebas coordinativas. Estas estrategias aportan información distinguida sobre el impacto producido por las deficiencias en la ejecución de destrezas motoras que buscan satisfacer las demandas requeridas en la tarea (Roldan et al., 2020). En este contexto, Roldan et al. (2020) identificaron aquellos componentes observados en jugadores de fútbol con PC, donde las principales compensaciones fueron evidenciadas en el control de tronco y la extremidad superior. Es por esto por lo que, para analizar y evidenciar el máximo potencial de los para-futbolistas, se ha propuesto aplicar la prueba RHT con las extremidades superiores cruzadas y apoyadas sobre el pecho, evitando así que los deportistas se agarren a la silla, utilicen sus brazos o bloqueen el tronco durante la actividad.

El “uso de los brazos” en la prueba SJ resultó ser un componente relevante para el panel de expertos, debido a la implicancia que tiene durante el patrón de carrera en el fútbol. Esto último, está estrechamente relacionado con lo propuesto por Miller et al. (2009), quienes señalan que suprimir el balanceo de las extremidades superiores altera los componentes biomecánicos de la carrera y, en el caso del fútbol, posiblemente afecte a las acciones técnicas o tácticas individuales (e.g., cubrir/defender el balón o mantener el espacio libre). Según la clasificación topográfica de la PC, aquellos participantes que presentan una hemiparesia suelen tener afectada una de las extremidades superiores (Graham et al., 2016), lo que podría limitar las habilidades requeridas durante la práctica del fútbol descritas previamente. Debido a esto, los resultados de este estudio refuerzan la idea de valorar, a través de los instrumentos desarrollados, el movimiento de los brazos contralateral al de las piernas, simulando el patrón de carrera.

Con relación a la prueba SS, se destacó la necesidad de incluir una categoría que permita analizar la "simetría durante la abducción de cadera", debido a su

posible implicancia biomecánica durante las destrezas físicas relacionada a los cambios de dirección (Reina Iturracastillo, et al., 2021) y la capacidad de salto (Reina et al., 2019). Asimismo, Böhm y Döderlein. (2012) proponen que el patrón de carrera podría acentuar las asimetrías corporales en comparación con las actividades de caminata, posiblemente debido a una mayor carga del sistema musculoesquelético que podría estar, además, condicionado por las deficiencias de espasticidad o contracturas musculares. Esta dimensión se propuso inicialmente como una categoría independiente para las pruebas SJ y SS. No obstante, el panel de expertos plantea incluirlo como un descriptor dentro de la categoría "otros" en la prueba SJ, no así en la prueba SS. Esta modificación nace del entendimiento del panel de expertos sobre la representación de para-futbolistas con perfil de espasticidad unilateral, siendo además una información reportada previamente por Reina, Iturracastillo, et al. (2021). Esta modificación aplicada a las escalas observacionales de la prueba SJ evitaría un enmascaramiento de los resultados globales durante la realización de esta prueba. Por el contrario, en la prueba SS, el panel de expertos destacó que podría ser relevante dejar un apartado específico para esta categoría, por la posible implicancia en las tareas de cambio de dirección. Estudios futuros podrían explorar el impacto de las asimetrías en distintas pruebas de limitación en la actividad asociadas a la práctica del fútbol.

Por último, sería interesante señalar que los resultados obtenidos en este estudio fueron producto de los análisis realizados por un panel de expertos conformado por profesionales con experiencia práctica e investigadora, representantes de diferentes regiones a nivel mundial. Esto tiene cierta relevancia debido a que, según la experiencia de los autores, existen posibles diferencias entre los perfiles de los futbolistas con PC según la región de origen.

### **5.3. Estudio 3**

El Comité Paralímpico Internacional e investigadores vinculados al para-deporte (Tweedy y Vanlandewijck, 2011) recomendaron la implementación de sistemas de clasificación con pruebas específicas a las demandas de cada deporte y basados en la mejor evidencia científica (Mann et al., 2021). En este contexto, el desarrollo tecnológico y su uso en la clasificación podrían ayudar a estandarizar

métodos de evaluación, haciéndolos más objetivos para facilitar la ubicación de los deportistas en las clases deportivas (Mashkovskiy y Brittain, 2017).

Los jugadores de fútbol suelen chutar y maniobrar un balón con una pierna (normalmente con la pierna dominante), mientras se les exige mantener la postura con una pierna de apoyo (con la pierna no dominante) (Matsuda et al., 2010). En ese sentido, el equilibrio unipodal cobra un valor relevante para responder a las distintas demandas motoras del fútbol mediante el uso de las extremidades inferiores. Por lo tanto, si estas habilidades se ven afectadas, como suele suceder en el caso de los deportistas con PC, su desempeño deportivo podría verse comprometido, por ejemplo, durante los cambios de dirección, especialmente a gran velocidad, en un partido de fútbol (Reina et al., 2016). En este contexto y para valorar esta habilidad, Reina et al. (2020) proponen que la prueba de equilibrio unipodal podría ser una de las herramientas sensibles para determinar el rendimiento en para-futbolistas con hemiparesia espástica.

Considerando lo recientemente descrito, el segundo estudio de esta tesis doctoral identificó la utilidad del uso de dispositivos *smartphones* en la cuantificación de la aceleración lumbar durante la tarea de equilibrio OLS. Adicionalmente, la segunda variable estudiada fue la utilización del número de contactos durante la prueba OLS y cómo ésta podría ser una herramienta útil para discriminar entre clases deportivas y/o determinar los criterios mínimos de elegibilidad en el fútbol para personas con PC.

Los resultados sugieren que los datos referentes a la aceleración media, fueron válidos y fiables ( $ICC < 0,70$ ;  $SEM < 20\%$ ). En esta línea, Pooranawatthanakul y Siriphorn (2020) reportaron resultados similares al evaluar a 18 adultos sin discapacidad en diferentes tareas de equilibrio, donde incluyeron la prueba OLS, sugiriendo la utilidad del uso de estos dispositivos en diferentes tareas de control postural. Por otro lado, en personas con PC también se ha demostrado que son una herramienta válida y sensible para medir el equilibrio en condiciones estáticas y dinámicas (Valenciano et al., 2022), lo que concuerda con los hallazgos reportados en este estudio realizado en futbolistas con PC, en un contexto vinculado a la identificación del impacto de la deficiencia en tareas motoras.

Con relación a los resultados obtenidos de la aceleración lumbar y su comparación entre clases deportivas, no se obtuvieron resultados significativos utilizando la pierna menos afectada. Al analizar la pierna más afectada, sólo se observaron diferencias al comparar entre futbolistas sin discapacidad y aquellos con PC. Esto podría explicarse posiblemente por las características del protocolo utilizado, el cual permitió a los participantes contactar con el suelo ante situaciones de caída inminente, para reincorporarse a la posición de apoyo unipodal, asegurando que los participantes pudieran completar los 30 s de la prueba. Cabe destacar que esta variable fue permitida y contabilizada debido a los serios problemas de control postural que suelen presentar el colectivo de personas con PC, y lo desafiante que podría llegar a ser mantener la posición en equilibrio estático unipodal, incluso en deportistas ambulantes bien entrenados (Reina, Barbado, et al., 2021). En este contexto, estudios previos han demostrado que los déficits del sistema nervioso central, así como los cambios mecánicos en la postura, producen alteraciones en el reclutamiento muscular afectando el control del equilibrio en este colectivo (Burtner et al., 1998). Sumado a esto, Girolami et al. (2011) refuerzan esta idea demostrando que niños y adolescentes con PC, presentan una mayor actividad muscular basal y menor capacidad para utilizar ajustes posturales anticipatorios; desarrollando, por consiguiente, menores estrategias de control postural en posición bípeda (Girolami et al., 2011). Estas estrategias forman parte de la línea de defensa de la postura vertical ante alteraciones no compensadas (i.e., ante una eventual caída o pérdida del equilibrio) (Latash y Singh, 2022). En el contexto de este estudio, se consideró el uso del contacto con la extremidad inferior como una estrategia de control postural, que responde a las variables encontradas en un contexto ecológico durante el proceso de clasificación.

Por otro lado, en relación con el segundo objetivo de este estudio, los análisis relacionados con el número de contactos realizados con cada pierna durante el protocolo demostraron que esta variable podría ser útil para diferenciar entre los grupos de para-futbolistas con mayor afectación (i.e., FT1 vs FT2) cuando utilizan la pierna menos afectada. Contrario a esto, con la extremidad más afectada no se observaron diferencias estadísticamente significativas; esto podría explicarse por el gran número de para-futbolistas en la clase FT2, donde posiblemente la mayoría de ellos tienen un perfil de espasticidad unilateral. Esta información

concuera con lo reportado previamente por Sarabia et al. (2021), quienes refirieron que la prueba de equilibrio unipodal, realizada con la extremidad no dominante y las asimetrías entre piernas, son parámetros importantes para la asignación de la clase deportiva. No obstante, esta comparación fue realizada agrupando a los participantes según el antiguo sistema de clasificación del fútbol que diferenciaba entre perfiles de tipo de PC.

En resumen, el número de contactos realizados durante la prueba OLS con la pierna menos afectada podría ser útil para categorizar a los para-futbolistas con mayor afectación, siendo la aceleración lumbar media una variable para diferenciar entre aquellos deportistas ubicados en la clase FT3 y los categorizados como no elegibles en la actual clasificación del fútbol PC. Esto refuerza la idea planteada en estudios previos, donde refieren que el equilibrio es una variable que se encuentra afectada, incluso en aquellos que presentan una deficiencia mínima (Lopes y David, 2018; Reina, Barbado, et al., 2021). Adicionalmente, este estudio utilizó curvas ROC para proponer una puntuación de corte ( $0,095 \text{ m/s}^2$ ) para la aceleración media con la pierna más afectada, que podría ayudar a los clasificadores a identificar a los para-futbolistas FT3 entrenados de los atletas sin discapacidad. En esta línea, cabe destacar que el uso de métodos estadísticos para determinar criterios mínimos de elegibilidad y diferenciar entre clases, se está explorando en diferentes deportes paralímpicos como por ejemplo en el tiro deportivo (Allen et al., 2016), o recientemente también en el fútbol para personas con PC (Sarabia et al., 2021). Estos métodos estadísticos están en concordancia con lo planteado por Tweedy et al. (2018) al sugerir el uso de modelos que permitan desarrollar estructuras de identificación del criterio mínimo de deficiencia y diferenciar entre clases deportivas basados en la evidencia.



# CAPÍTULO 6

## Conclusiones



Fuente: IFCPF (autorizada)





## **6. Conclusiones**

### **6.1. Conclusiones generales**

El desarrollo de esta tesis doctoral contempló tres estudios enfocados en procesos que componen la clasificación del fútbol para persona con PC, los cuales pretenden dar respuesta a la identificación de limitaciones existentes para determinar las clases deportivas y los criterios mínimos de elegibilidad. A través del primer estudio se determinó la relación existente entre la función del tronco y la coordinación en personas con PC. Esto dio lugar para continuar con el estudio de estas variables en personas con un nivel de afectación menor, a través de un segundo estudio en el que se desarrollaron y validaron tres escalas observacionales aplicadas a las pruebas de coordinación RHT, SJ y SS, basadas a su vez en los diferentes perfiles del fútbol PC. Por otro lado, el tercer estudio permitió determinar que la prueba de equilibrio unipodal medida con un dispositivo *smartphone* es una herramienta válida para ser aplicada durante la clasificación, permitiendo además diferenciar entre los deportistas pertenecientes a una clase alta (i.e., FT3) y no elegibles.

A continuación, se describen las conclusiones principales de esta tesis doctoral para cada uno de los estudios desarrollados:

#### *6.1.1. Estudio 1*

1. En personas con PC de severa a moderada (i.e., para-deportistas de boccia), el control estático del tronco es relevante durante la realización de tareas que requieren coordinación y habilidades motoras finas con el miembro superior.
2. El control dinámico del tronco parece ser menos relevante para la realización de acciones coordinativas y de motricidad fina en este colectivo.
3. La relación de la DM y la ILC con el control del tronco es un aspecto para tener en consideración durante la participación en el para-deporte de boccia.

6.1.2. Estudio 2

4. Se desarrollaron tres escalas observacionales para valorar la coordinación en para-futbolistas con PC.
5. Las escalas observacionales desarrolladas están compuestas por categorías y descriptores específicos que responden a las exigencias de cada prueba de coordinación.
6. Las escalas observacionales desarrolladas presentan descriptores específicos, según cada perfil de futbolista con PC (i.e., espasticidad unilateral, bilateral, ataxia y disquinesia).
7. Se validaron las tres escalas observacionales para valorar la coordinación, con la participación de un panel de 13 expertos internacionales, quienes lograron un consenso mayor del 75% para cada categoría de las pruebas.
8. El desarrollo de estas herramientas podría facilitar la toma de decisiones al determinar las clases deportivas y criterios de elegibilidad durante la clasificación deportiva.

6.1.3. Estudio 3

9. La evaluación del equilibrio unipodal, medido a través de dispositivos smartphone, es una herramienta fiable para ser utilizada durante el proceso de clasificación en para-futbolistas.
10. La aceleración lumbar media, es una variable que permite agrupar a los para-futbolistas entre la clase FT3 y aquellos sin discapacidad en el fútbol para personas con PC.
11. Los contactos realizados por los para-futbolistas durante la prueba OLS, podrían ser una variable que enmascara el real desempeño de los participantes durante esta prueba.
12. El número de contactos realizados por los para-futbolistas, podría ser una variable que permita agrupar a aquellos que se encuentran en las clases más bajas, es decir entre la clase FT1 y FT2 del fútbol para personas con PC.

## **6.2. Limitaciones y perspectivas de investigación**

A continuación, se detallan las principales limitaciones de los estudios propuestos en esta tesis doctoral, organizados en ambos estudios.

### *6.2.1. Estudio 1*

El número de participantes fue limitado, principalmente debido a las dificultades de transporte al lugar donde se hicieron las evaluaciones, de difícil transporte por las características del mismo. Además, la severidad de las deficiencias que presentaron algunos de los participantes también limitó la realización de la batería de pruebas de control del tronco, de manera que para-deportistas sólo pudieron completar las tareas estáticas del protocolo.

Futuros estudios podrían considerar el análisis de estas variables, comparando subgrupos según su participación deportiva (i.e., deportistas de boccia o para-deportistas clasificados con una GMFCS III y IV, versus participantes no-deportistas o individuos sedentarios). Esto podría determinar si el para-deporte de boccia puede tener una implicación positiva en las funciones las extremidades superiores y/o del tronco.

### *6.2.2. Estudio 2*

El desarrollo y validación de escalas observacionales para valorar la coordinación presenta algunas limitaciones que deben ser consideradas. En primer lugar, aunque las categorías de cada prueba pretendían objetivar los distintos componentes que influyen en las tareas de coordinación, al ser una escala observacional, siguen preservando un componente subjetivo y dependiente de la experiencia del evaluador. En segundo lugar, para el desarrollo de este instrumento sólo se analizaron videos de para-futbolistas masculinos y un número limitado de participantes con ataxia y disquinesia, entendiéndose que estas deficiencias presentan un número menor de participantes. En tercer lugar, la aplicación de estos instrumentos durante el proceso de clasificación puede requerir el uso de grabaciones de vídeo para su correcta aplicación, o contar con al menos dos evaluadores para ir analizando cada una de las categorías descritas en las pruebas de coordinación.

Futuros estudios podrían explicar la aplicación de estas escalas observacionales, determinar las puntuaciones óptimas para cada prueba, realizar una evaluación que permita determinar la validez inter-evaluadores y la fiabilidad de estas pruebas. Adicionalmente, la inclusión de jugadoras y la facilitación de un mayor número de participantes con ataxia y discinesia podría proporcionar una mejor comprensión de las diferentes estrategias motoras utilizadas en esta población, caracterizada por presentar una gran variable de perfiles funcionales.

### 6.2.3. Estudio 3

Entre las principales limitaciones de este estudio, se destaca la distribución en el número de participantes para cada clase deportiva, es decir, la mayor participación de para futbolistas de la clase FT2 en comparación con los agrupados en las clases FT3 y FT1, siendo un patrón bastante común en esta disciplina deportiva. Por otro lado, la aplicación móvil utilizada para registrar los datos requiere procesar los datos para su posterior análisis, lo que podría ser complejo de realizar durante el proceso de clasificación deportiva. Por lo tanto, futuros estudios podrían utilizar una aplicación que entregue el resultado de la aceleración inmediatamente cuando se realiza la evaluación. De esta forma podría ser una herramienta útil para contribuir a la toma de decisiones de los clasificadores durante la evaluación de los para-deportistas. Adicionalmente, estudios próximos podrían explorar la aceleración lumbar media con la pierna más afectada, pero compararla con deportistas con PC que tengan un estatus de no elegibles para la disciplina deportiva, pudieron así establecer puntajes de cortes más exactos para determinar los criterios mínimos de elegibilidad en este colectivo.

# CAPÍTULO 7

## Referencias



Fuente: IFCPF (autorizada)



## 7. Referencias

- Abd-Elfattah, H. M., & Aly, S. M. (2021). Effect of core stability exercises on hand functions in children with hemiplegic cerebral palsy. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 45(1), 71–78. <https://doi.org/10.5535/arm.20124>
- Allen, P. M., Latham, K., Mann, D. L., Ravensbergen, R. H. J. C., & Myint, J. (2016). The level of vision necessary for competitive performance in rifle shooting: Setting the standards for paralympic shooting with vision impairment. *Frontiers in Psychology*, 7, 1–8. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2016.01731>
- Assaiante, C., Mallau, S., Viel, S., Jover, M., & Schmitz, C. (2005). Development of postural control in healthy children: A functional approach. *Neural Plasticity*, 12(2–3), 109–118. <https://doi.org/10.1155/NP.2005.109>
- Arnould, C., Penta, M., Renders, A., & Thonnard, J. L. (2004). ABILHAND-Kids: A measure of manual ability in children with cerebral palsy. *Neurology*, 63(6), 1045–1052. <https://doi.org/10.1212/01.wnl.0000138423.77640.37>
- Angsupaisal, M., Maathuis, C. G. B., & Hadders-Algra, M. (2015). Adaptive seating systems in children with severe cerebral palsy across International Classification of Functioning, Disability and Health for Children and Youth version domains: A systematic review. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 57(10), 919–930. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12762>
- Barbado, D., Irlés-Vidal, B., Prat-Luri, A., García-Vaquero, M. P., & Vera-García, F. J. (2018). Training intensity quantification of core stability exercises based on a smartphone accelerometer. *PLoS ONE*, 13(12), 1–13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208262>
- Barbado, D., Barbado, L. C., Elvira, J. L. L., van Dieën, J. H., & Vera-García, F. J. (2016). Sports-related testing protocols are required to reveal trunk stability adaptations in high-level athletes. *Gait and Posture*, 49, 90–96. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.06.027>
- Barbado, D., Reina, R., Roldan, A., McCulloch, K., Campayo-Piernas, M., & Vera-García, F. J. (2019). How much trunk control is affected in adults with moderate-to-severe cerebral palsy? *Journal of Biomechanics*, 82, 368–374. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.11.009>
- Bax, M., Goldstein, M., Rosenbaum, P., Leviton, A., Paneth, N., Dan, B., Jacobsson, B., & Damiano, D. (2005). Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 47(8), 571–

576. <https://doi.org/10.1017/s001216220500112x>
- Beckman, E. M., & Tweedy, S. M. (2009). Towards evidence-based classification in Paralympic athletics: Evaluating the validity of activity limitation tests for use in classification of Paralympic running events. *British Journal of Sports Medicine*, 43(13), 1067–1072. <https://doi.org/10.1136/bjism.2009.061804>
- Bernstein, N. . (1967). *The coordination and regulation of movements*. New York: Pergamon Press.
- Black, D. P., Riley, M. A., & McCord, C. K. (2007). Synergies in intra- and interpersonal interlimb rhythmic coordination. *Motor Control*, 11(4), 348–373. <https://doi.org/10.1123/mcj.11.4.348>
- Böhm, H., & Döderlein, L. (2012). Gait asymmetries in children with cerebral palsy: Do they deteriorate with running? *Gait and Posture*, 35(2), 322–327. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.003>
- Brandsma, R., Lawerman, T. F., Kuiper, M. J., Lunsing, R. J., Burger, H., & Sival, D. A. (2017). Reliability and discriminant validity of ataxia rating scales in early onset ataxia. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 59(4), 427–432. <https://doi.org/10.1111/dmcn.13291>
- Burtner, P. A., Qualls, C., & Woollacott, M. H. (1998). Muscle activation characteristics of stance balance control in children with spastic cerebral palsy. *Gait and Posture*, 8(3), 163–174. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(98\)00032-0](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(98)00032-0)
- Cans, C. (2000). Surveillance of cerebral palsy in Europe: A collaboration of cerebral palsy surveys and registers. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 42(12), 816–824. <https://doi.org/10.1017/S0012162200001511>
- Chang, J. J., Wu, T. I., Wu, W. L., & Su, F. C. (2005). Kinematical measure for spastic reaching in children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 20(4), 381–388. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.11.015>
- Connick, M. J., Beckman, E., Deuble, R., & Tweedy, S. M. (2016). Developing tests of impaired coordination for Paralympic classification: normative values and test–retest reliability. *Sports Engineering*, 19(3), 147–154. <https://doi.org/10.1007/s12283-016-0199-5>
- Dehghansai, N., Pinder, R. A., & Baker, J. (2022). *Talent development in Paralympic sport*. Taylor & Francis.
- Deuble, R. L., Connick, M. J., Beckman, E. M., Abernethy, B., & Tweedy, S. M. (2016).



- Using fitts' law to detect intentional misrepresentation. *Journal of Motor Behavior*, 48(2), 164–171. <https://doi.org/10.1080/00222895.2015.1058744>
- Duarte, F., Lourenço, A., & Abrantes, A. (2014). Classification of physical activities using a smartphone: evaluation study using multiple users. *Procedia Technology*, 17, 239–247. <https://doi.org/10.1016/j.protcy.2014.10.234>
- Girolami, G. L., Shiratori, T., & Aruin, A. S. (2011). Anticipatory postural adjustments in children with hemiplegia and diplegia. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(6), 988–997. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.08.013>
- Graham, H. K., Rosenbaum, P., Paneth, N., Dan, B., Lin, J.-P., Damiano, D. L., Becher, J. G., Gaebler-Spira, D., Colver, A., Reddihough, D. S., Crompton, K. E., & Lieber, R. L. (2016). Cerebral palsy. *Nature Reviews Disease Primers*, 2(1), 15082. <https://doi.org/10.1038/nrdp.2015.82>
- Hasson, F., Keeney, S., & McKenna, H. (2000). Research guidelines for the Delphi survey technique. *Journal of Advanced Nursing*, 32(4), 1008–1015. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2648.2000.t01-1-01567.x>
- Hancock, G. R., Butler, M. S., & Fischman, M. G. (1995). On the problem of two-dimensional error scores: Measures and analyses of accuracy, bias, and consistency. *Journal of Motor Behavior*, 27(3), 241–250. <https://doi.org/10.1080/00222895.1995.9941714>
- Hofer, M., Strauß, G., Koulechov, K., & Dietz, A. (2005). Definition of accuracy and precision—evaluating CAS-systems. *International Congress Series*, 1281, 548–552. <https://doi.org/10.1016/j.ics.2005.03.290>
- Hogarth, L., Payton, C., Nicholson, V., Spathis, J., Tweedy, S., Connick, M., Beckman, E., Van de Vliet, P., Burkett, B., & Waddington, G. S. (2019). Classifying motor coordination impairment in Para swimmers with brain injury. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 22(5), 526–531. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.11.015>
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*, 30(1), 1–15. <https://doi.org/10.2165/00007256-200030010-00001>
- Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(1), 3–12.

<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>

- Howard, J. J., & Herzog, W. (2021). Skeletal muscle in cerebral palsy: from belly to myofibril. *Frontiers in Neurology*, 12(February), 1–15. <https://doi.org/10.3389/fneur.2021.620852>
- Huang, P. C., Pan, P. J., Ou, Y. C., Yu, Y. C., & Tsai, Y. S. (2014). Motion analysis of throwing bocchia balls in children with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 35(2), 393–399. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2013.11.017>
- Hurvitz, E. A., Richardson, J. K., Werner, R. A., Ruhl, A. M., & Dixon, M. R. (2000). Unipedal stance testing as an indicator of fall risk among older outpatients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(5), 587–591. <https://doi.org/10.1053/mr.2000.6293>
- IFCPF (2018). *Classification Rules and Regulations*. International Federation of CP Football, January, 1–113. <https://www.ifcpf.com/static/upload/raw/8ce6fab2-257c-43a7-a22d-db0e74f7b089/IFCPF+Classification+Rules+2018.pdf>
- IFCPF (2023). *Competition Rules 2023*. <https://www.ifcpf.com/static/upload/raw/b49063df-03e8-4d40-9362-03f0633eeeb/IFCPF+-+Competition+Rules+-+2023.pdf>
- International Paralympic Committee (2015). *IPC Athlete Classification Code*. [https://www.paralympic.org/sites/default/files/2020-05/170704160235698\\_2015\\_12\\_17%2BClassification%2BCode\\_FINAL2\\_0-1.pdf](https://www.paralympic.org/sites/default/files/2020-05/170704160235698_2015_12_17%2BClassification%2BCode_FINAL2_0-1.pdf)
- Jones, M. W., Morgan, E., Shelton, J. E., & Thorogood, C. (2007). Cerebral palsy: introduction and diagnosis (Part I). *Journal of Pediatric Health Care*, 21(3), 146–152. <https://doi.org/10.1016/j.pedhc.2006.06.007>
- Ju, Y. H., Hwang, I. S., & Cherng, R. J. (2012). Postural adjustment of children with spastic diplegic cerebral palsy during seated hand reaching in different directions. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(3), 471–479. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.10.004>
- Kembhavi, G., Darrah, J., Magill-Evans, J., & Loomis, J. (2002). Using the berg balance scale to distinguish balance abilities in children with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy*, 14(2), 92–99. <https://doi.org/10.1097/00001577-200214020-00005>

- Kimura, A., Yokozawa, T., & Ozaki, H. (2021). Clarifying the biomechanical concept of coordination through comparison with coordination in motor control. *Frontiers in Sports and Active Living*, 3(October), 1–14. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.753062>
- Latash, M L, & Singh, T. (2022). *Neurophysiological basis of motor control*. Human Kinetics.
- Latash, M L., Scholz, J. P., & Schönner, G. (2007). Toward a new theory of motor synergies. *Motor Control*, 11(3), 276–308. <https://doi.org/10.1123/mcj.11.3.276>
- Leonardi, M., Lee, H., Kostanjsek, N., Fornari, A., Raggi, A., Martinuzzi, A., Yáñez, M., Almborg, A.-H., Fresk, M., Besstrashnova, Y., Shoshmin, A., Castro, S. S., Cordeiro, E. S., Cuenot, M., Haas, C., Maart, S., Maribo, T., Miller, J., Mukaino, M., Kraus de Camargo, O. (2022). 20 Years of ICF-International classification of functioning, disability and health: uses and applications around the world. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(18). <https://doi.org/10.3390/ijerph191811321>
- Lopes, G., & David, A. C. de. (2018). Bipedal and unipedal stance in Brazilian football 7-a-side athletes with cerebral palsy. *Fisioterapia e Pesquisa*, 25(3), 303–308. <https://doi.org/10.1590/1809-2950/17022025032018>
- Maia, A. C., Hogarth, L., Burkett, B., & Payton, C. (2021). Improving the objectivity of the current World Para Swimming motor coordination test for swimmers with hypertonia, ataxia and athetosis using measures of movement smoothness, rhythm and accuracy. *Journal of Sports Sciences*, 00(00), 1–11. <https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1935114>
- Mann, D. L., Tweedy, S. M., Jackson, R. C., & Vanlandewijck, Y. C. (2021). Classifying the evidence for evidence-based classification in Paralympic sport. *Journal of Sports Sciences*, 39(sup1), 1–6. <https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1955523>
- Mashkovskiy, E., & Brittain, I. (2017). The evolution of classification and technical rules in parasports: extending the frontiers. *Auc Kinanthropologica*, 53(1), 5–20. <https://doi.org/10.14712/23366052.2017.1>
- Matsuda, S., Demura, S., & Nagasawa, Y. (2010). Static one-legged balance in soccer players during use of a lifted leg. *Perceptual and Motor Skills*, 111(1), 167–177. <https://doi.org/10.2466/05.23.26.27.PMS.111.4.167-177>

- Mathiowetz, V., Federman, S., & Wiemer, D. (1985). Box and Block Test of manual Dexterity: norms for 6–19 year olds. *Canadian Journal of Occupational Therapy*, 52(5), 241–245. <https://doi.org/10.1177/000841748505200505>
- Miller, R. H., Caldwell, G. E., Van Emmerik, R. E. A., Umberger, B. R., & Hamill, J. (2009). Ground reaction forces and lower extremity kinematics when running with suppressed arm swing. *Journal of Biomechanical Engineering*, 131(12), 1–5. <https://doi.org/10.1115/1.4000088>
- Moe-Nilssen, R., & Helbostad, J. L. (2002). Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait and Posture*, 16(1), 60–68. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00200-4](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00200-4)
- Monbaliu, E., Himmelmann, K., Lin, J. P., Ortibus, E., Bonouvrié, L., Feys, H., Vermeulen, R. J., & Dan, B. (2017). Clinical presentation and management of dyskinetic cerebral palsy. *The Lancet Neurology*, 16(9), 741–749. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(17\)30252-1](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(17)30252-1)
- Monbaliu, E., Ortibus, E., de Cat, J., Dan, B., Heyrman, L., Prinzie, P., de Cock, P., & Feys, H. (2012). The Dyskinesia Impairment Scale: A new instrument to measure dystonia and choreoathetosis in dyskinetic cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 54(3), 278–283. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2011.04209.x>
- Oba, N., Sasagawa, S., Yamamoto, A., & Nakazawa, K. (2015). Difference in postural control during quiet standing between young children and adults: Assessment with center of mass acceleration. *PLoS ONE*, 10(10), 1–11. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0140235>
- Ogoke, C. (2018). Clinical Classification of Cerebral Palsy. In *Cerebral Palsy - Clinical and Therapeutic Aspects* (pp. 21–42). IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/intechopen.79246>
- OMS (2001). *International classification of functioning, disability and health - ICF*. <https://www.who.int/classifications/icf/en/>
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance?. *Clinical Rehabilitation*, 14(4), 402–406. <https://doi.org/10.1191/0269215500cr342oa>
- Pooranawatthanakul, K., & Siriphorn, A. (2020). Comparisons of the validity and reliability of two smartphone placements for balance assessment using an accelerometer-based application. *European Journal of Physiotherapy*, 22(4), 236–242. <https://doi.org/10.1080/21679169.2019.1598489>

- Portney, L; Watkins, M. (2008). *Foundations of clinical research: Applications to practice*. Prentice Hall.
- Reina, R., Barbado, D., Hernández-Davó, H., & Roldan, A. (2021). Dynamic and static stability in para-athletes with cerebral palsy considering their impairment profile. *PM&R*, 14(3), 366–376. <https://doi.org/10.1002/pmrj.12579>
- Reina, R., Domínguez-Díez, M., Urbán, T., & Roldán, A. (2018). Throwing distance constraints regarding kinematics and accuracy in high-level boccia players. *Science and Sports*, 33(5), 299–306. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2018.03.078>
- Reina, R, Iturricastillo, A., Castillo, D., Urbán, T., & Yanci, J. (2020). Activity limitation and match load in para-footballers with cerebral palsy: An approach for evidence-based classification. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 30(3), 496–504. <https://doi.org/10.1111/sms.13583>
- Reina, R., Barbado, D., Soto-Valero, C., Sarabia, J. M., & Roldán, A. (2020). Evaluation of the bilateral function in para-athletes with spastic hemiplegia: A model-based clustering approach. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 23(8), 710–714. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2020.01.003>
- Reina, R., Elvira, J. L., Valverde, M., Roldán, A., & Yanci, J. (2019). Kinematic and kinetic analyses of the vertical jump with and without header as performed by para-footballers with cerebral palsy. *Sports*, 7(9), 209. <https://doi.org/10.3390/sports7090209>
- Reina, R., Iturricastillo, A., Castillo, D., Roldan, A., Toledo, C., & Yanci, J. (2021). Is impaired coordination related to match physical load in footballers with cerebral palsy of different sport classes? *Journal of Sports Sciences*, 39(sup1), 140–149. <https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1880740>
- Reina, R., Sarabia, J. M., Yanci, J., García-Vaquero, M. P., & Campayo-Piernas, M. (2016). Change of direction ability performance in cerebral palsy football players according to functional profiles. *Frontiers in Physiology*, 6, 1–8. <https://doi.org/10.3389/fphys.2015.00409>
- Rethlefsen, S. A., Ryan, D. D., & Kay, R. M. (2010). Classification systems in cerebral palsy. *Orthopedic Clinics of North America*, 41(4), 457–467. <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2010.06.005>
- Rhea, M. R. (2004). Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size. *Journal of Strength and*

- Conditioning Research*, 18(4), 918–920. <https://doi.org/10.1519/14403.1>
- Roldan, A., Henríquez, M., Iturricastillo, A., Castillo, D., Yanci, J., & Reina, R. (2022). To what degree does limb spasticity affect motor performance in para-footballers with cerebral palsy? *Frontiers in Physiology*, 12, 807853. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.807853>
- Roldan, A., Barbado, D., Vera-Garcia, F. J., Sarabia, J. M., & Reina, R. (2020). Inter-rater reliability, concurrent validity and sensitivity of current methods to assess trunk function in boccia player with cerebral palsy. *Brain Sciences*, 10(3). <https://doi.org/10.3390/brainsci10030130>
- Roldan, A., Sabido, R., Barbado, D., Caballero, C., & Reina, R. (2017). Manual dexterity and intralimb coordination assessment to distinguish different levels of impairment in boccia players with cerebral palsy. *Frontiers in Neurology*, 8, 582. <https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00582>
- Roldan, A., Sarabia, J. M., Gómez-Marcos, G., & Reina, R. (2020). An observational tool to assess activity limitation in ambulatory people with cerebral palsy when performing motor skills. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(6), 1896. <https://doi.org/10.3390/ijerph17061896>
- Rosenbaum, P. (2017). Cerebral palsy: is the concept still viable. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 59(6), 564. <https://doi.org/10.1111/dmcn.13418>
- Sarabia, J. M., Roldan, A., Henríquez, M., & Reina, R. (2021). Using decision trees to support classifiers' decision-making about activity limitation of cerebral palsy footballers. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(8), 4320. <https://doi.org/10.3390/ijerph18084320>
- Santamaria, V., Rachwani, J., Saavedra, S., & Woollacott, M. (2016). Effect of segmental trunk support on posture and reaching in children with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy*, 28(3), 285–293. <https://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000273>
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2017). *Motor control and learning: translating research into clinical practice* (5th ed.). Philadelphia, PA: Wolters Kluwer.
- Tweedy, S. M., Connick, M. J., & Beckman, E. M. (2018). Applying scientific principles to enhance paralympic classification now and in the future: a research primer for rehabilitation specialists. *Physical Medicine and*

*Rehabilitation Clinics of North America*, 29(2), 313–332.  
<https://doi.org/10.1016/j.pmr.2018.01.010>

Tweedy, S. M., & Vanlandewijck, Y. C. (2011). International Paralympic Committee position stand-background and scientific principles of classification in Paralympic sport. *British Journal of Sports Medicine*, 45(4), 259–269.  
<https://doi.org/10.1136/bjism.2009.065060>

Valenciano, P. J., Conceição, N. R., Marcori, A. J., & Teixeira, L. A. (2022). Use of accelerometry to investigate standing and dynamic body balance in people with cerebral palsy: A systematic review. *Gait and Posture*, 96, 357–364.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.06.017>

World Medical Association. (2001). World Medical Association Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects. *Bulletin of the World Health Organization*, 79(4), 373–374.

World Boccia. (2021). *BISFed International Boccia Classification Rules*.  
<https://www.worldboccia.com/wp-content/uploads/2021/10/Boccia-Classification-Rules-5th-Edition-September-2021287.pdf>

Zhao, Y., & Zhou, S. (2017). Wearable device-based gait recognition using angle embedded gait dynamic images and a convolutional neural network. *Sensors*, 17(3), 478. <https://doi.org/10.3390/s17030478>

Zhu, W., Zeng, N., & Wang, N. (2010). Sensitivity, specificity, accuracy, associated confidence interval and ROC analysis with practical SAS® implementations. *Northeast SAS Users Group 2010: Health Care and Life Sciences*, 1–9.





# CAPÍTULO 8

## Apéndices



Fuente: IFCPF (autorizada)



## **8. Anexos**

### **8.1. Definición de palabras clave (Glosario)**

- 1) **Associated reactions:** Involuntary, abnormal postural reactions seen in an affected limb when the unaffected limb is active. Usually seen in the upper limb of people with hemiplegia (Chiu et al., 2011).
- 2) **Asynchronous:** Not occurring at the same time or rate. Opposite of synchronised
- 3) **Base of support:** Area of the body which is in contact with the ground or stable surface. For example, a person who is standing with both feet touching the ground will have a base of support that will span the area between their feet (Phu et al., 2019).
- 4) **Characteristics of the movements:** Description of movement related to its trajectory, velocity, acceleration and deceleration, position, area, and size. (Kornysheva, 2016).
- 5) **Compensatory movement:** Alternative movement strategies which enable the performance of a task and the attainment of goals where there is an impairment affecting normal movement (Jones, 2017).
- 6) **Continuous movements:** Constant movement which is not interrupted in trajectory, time, or sequence. which are realized in a cyclical and fluid control of parameters such as movement trajectory and velocity (Janzen et al., 2014).
- 7) **Discontinuous movements** are movements which are interrupted. This may be caused by a deficit in motor timing (Lorås et al., 2012).
- 8) **Dysmetria/Tapping accuracy:** A problem with co-ordination presenting as over or undershooting contact with a target due to an inadequate appreciation of distance. Corrective movements are observed (Sanger et al., 2010).
- 9) **Flowing movement:** Smooth, ongoing movement without irregularities or pauses (Sanger et al., 2010).
- 10) **Functional range of movement:** The range of joint motion needed to perform an effective movement specific to a task and environment. This

may not represent the full anatomical range of motion (Guccione et al., 2019).

- 11) **Intention tremor:** Tremor occurring during purposeful, voluntary movement which increases progressively in amplitude throughout the movement until the intended target is reached (Abdo et al., 2010). May be due to proximal instability (Ashizawa, Xia, 2016).
- 12) **Movement interruption:** Temporary stopping of movement due to clonus, spasticity and/or co-contraction.
- 13) **Movement trajectory:** The path that a body part follows when moving towards a target location (Flash et al., 2013).
- 14) **Muscle co-contraction:** Simultaneous contraction of both agonist and antagonist muscle groups. (Thought to be caused by reciprocal facilitation/excitation of both the agonist and antagonist or decreased reciprocal inhibition of the antagonist muscle during agonist activation) (Moreau et al., 2009).
- 15) **Postural tremor:** Occurs in the trunk when a person assumes a posture against gravity (e.g. holding arms outstretched) (Abdo et al., 2010).
- 16) **Profile A, bilateral spasticity:** Also known as diplegia. The limbs on both sides of the body are involved, predominantly affected in the lower extremities by spasticity and/or other motor impairments (Cans, 2000).
- 17) **Profile B.1, ataxia:** This profile includes an abnormal pattern of posture and/or movement, with loss of muscle stability, balance, and coordination, so that movements are performed with abnormal force, rhythm, and accuracy (Cans, 2000).
- 18) **Profile B.2, athetosis/dystonia (dyskinesia):** Abnormal involuntary pattern of posture and movement, distorted, recurrent, and occasionally with stereotyped movements, due to sustained muscle contractions (slow rotation, extension, flexion of parts of the body) (Cans, 2000).
- 19) **Profile C, unilateral spasticity:** Also known as hemiparesis (hemiplegia). The limbs on one side of a hemi-body (left or right) are involved with increased tone (spasticity) and other motor impairments (Cans, 2000).
- 20) **Range of movement:** Defined as the full available movement or optimal potential of a joint (Roldan et al., 2020).

- 21) **Rhythmic movement:** Regular, recurrent movement with a similar pattern on successive cycles (Sanger et al., 2010).
- 22) **Simultaneous:** Occurring at the same time.
- 23) **Slow down movements:** Slowing movement to be precise when hitting the target (Ashizawa y Xia, 2016).
- 24) **Spasticity:** Increases in muscular tone, manifested by increased stretch reflex, which is intensified with movement velocity. This results in excessive and inappropriate muscle activation contributing to muscle hypertonia (Bar-On et al., 2015).
- 25) **Symmetry:** Defined as the correspondence and/or movement similarity on opposite sides of a dividing line or plane (Roldan et al., 2020).
- 26) **Synchronised:** Two or more events (movements) occurring in unison at the exactly the same rate or frequency, in a time co-ordinated way.

### **Referencias del glosario**

- Abdo, W. F., Van De Warrenburg, B. P. C., Burn, D. J., Quinn, N. P., & Bloem, B. R. (2010). The clinical approach to movement disorders. *Nature Reviews Neurology*, 6(1), 29–37. <https://doi.org/10.1038/nrneurol.2009.196>
- Ashizawa, T., & Xia, G. (2016). Ataxia. *Continuum*, 22(4), 1208–1226. <https://doi.org/10.1212/CON.0000000000000362>
- Bar-On, L., Molenaers, G., Aertbeliën, E., Van Campenhout, A., Feys, H., Nuttin, B., & Desloovere, K. (2015). Spasticity and its contribution to hypertonia in cerebral palsy. *BioMed Research International*, 2015, 317047. <https://doi.org/10.1155/2015/317047>
- Cans, C. (2000). Surveillance of cerebral palsy in Europe: A collaboration of cerebral palsy surveys and registers. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 42(12), 816–824. <https://doi.org/10.1017/S0012162200001511>
- Chiu, H. C., Ada, L., Butler, J., & Coulson, S. (2011). Characteristics of associated reactions in people with hemiplegic cerebral palsy. *Physiotherapy Research International*, 16(3), 125–132. <https://doi.org/10.1002/pri.487>

- Flash, T., Meirovitch, Y., & Barliya, A. (2013). Models of human movement: Trajectory planning and inverse kinematics studies. *Robotics and Autonomous Systems*, 61(4), 330–339. <https://doi.org/10.1016/j.robot.2012.09.020>
- Guccione, A. A., Neville, B. T., & George, S. Z. (2019). Optimization of movement: a dynamical systems approach to movement systems as emergent phenomena. *Physical Therapy*, 99(1), 3–9. <https://doi.org/10.1093/ptj/pzy116>
- Janzen, T. B., Thompson, W. F., Ammirante, P., & Ranvaud, R. (2014). Timing skills and expertise: Discrete and continuous timed movements among musicians and athletes. *Frontiers in Psychology*, 5, 1–11. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.01482>
- Jones, T. A. (2017). Motor compensation and its effects on neural reorganization after stroke. *Nature Reviews Neuroscience*, 18(5), 267–280. <https://doi.org/10.1038/nrn.2017.26>
- Kornysheva, K. (2016). Encoding temporal features of skilled movements-what, whether and how? *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 957, 35–54. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-47313-0\\_3](https://doi.org/10.1007/978-3-319-47313-0_3)
- Lorås, H., Sigmundsson, H., Talcott, J. B., Öhberg, F., & Stensdotter, A. K. (2012). Timing continuous or discontinuous movements across effectors specified by different pacing modalities and intervals. *Experimental Brain Research*, 220(3–4), 335–347. <https://doi.org/10.1007/s00221-012-3142-4>
- Moreau, N. G., Li, L., Geaghan, J. P., & Damiano, D. L. (2009). Contributors to fatigue resistance of the hamstrings and quadriceps in cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 24(4), 355–360. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.012>
- Phu, S., Kirk, B., & Duque, G. (2019). Postural instability-balance, posture and gait. *Encyclopedia of Biomedical Gerontology*, 64–76. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-801238-3.11431-X>
- Roldan, A., Sarabia, J. M., Gómez-Marcos, G., & Reina, R. (2020). An observational tool to assess activity limitation in ambulatory people with cerebral palsy

when performing motor skills. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(6), 1896.  
<https://doi.org/10.3390/ijerph17061896>

Sanger, T. D., Chen, D., Fehlings, D. L., Hallett, M., Lang, A. E., Mink, J. W., Singer, H. S., Alter, K., Ben-Pazi, H., Butler, E. E., Chen, R., Collins, A., Dayanidhi, S., Forssberg, H., Fowler, E., Gilbert, D. L., Gorman, S. L., Gormley, M. E., Jinnah, H. A., ... Valero-Cuevas, F. (2010). Definition and classification of hyperkinetic movements in childhood. *Movement Disorders*, 25(11), 1538–1549.  
<https://doi.org/10.1002/mds.23088>

**8.2. Artículo**





Article

# What Is the Relationship between Trunk Control Function and Arm Coordination in Adults with Severe-to-Moderate Quadriplegic Cerebral Palsy?

María Isabel Cornejo <sup>1,2</sup> , Alba Roldan <sup>1,\*</sup> and Raul Reina <sup>1</sup>

<sup>1</sup> Sports Research Centre, Department of Sport Sciences, Miguel Hernández University of Elche, 03202 Elche, Spain

<sup>2</sup> Exercise and Rehabilitation Sciences Institute, School of Physical Therapy, Faculty of Rehabilitation Sciences, Universidad Andres Bello, Santiago 7591538, Chile

\* Correspondence: aroldan@umh.es; Tel.: +34-96-522-2452

**Abstract:** Adults with tetraparesis cerebral palsy (i.e., wheelchair users) tend to experience more accelerated ageing, resulting in physical deterioration that increases the impact of the disability, leading to a loss of mobility that interferes with people's daily activities and participation in the community. The aim of this work is to study the relationship between trunk control and the function of the less-affected arm in this population. For this purpose, 41 para-athletes were invited to participate in this study, performing five tests to assess upper limb coordination, two tests to assess manual dexterity [i.e., Box and Block Test (BBT) and Box and Ball Test (BBLT)] and three tests to assess intra-limb coordination in different planes. Trunk control was assessed in both static and dynamic sitting conditions. The results show moderate correlations between static postural control and manual dexterity tests in the BBT ( $r = -0.553$ ;  $p = 0.002$ ) and BBLT ( $r = -0.537$ ;  $p = 0.004$ ). Large correlations were also found between static postural control and intra-limb tasks in horizontal ( $r = 0.769$ ;  $p = 0.001$ ) and vertical movements ( $r = 0.739$ ;  $p = 0.009$ ). Better static trunk control is related to a better upper limb function in the sagittal plane. Considerations and implications are explained in the manuscript.

**Keywords:** manual dexterity; intra-limb coordination; brain impairment



**Citation:** Cornejo, M.I.; Roldan, A.; Reina, R. What Is the Relationship between Trunk Control Function and Arm Coordination in Adults with Severe-to-Moderate Quadriplegic Cerebral Palsy? *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2023**, *20*, 141. <https://doi.org/10.3390/ijerph20010141>

Academic Editor: Paul B. Tchounwou

Received: 19 November 2022

Revised: 12 December 2022

Accepted: 20 December 2022

Published: 22 December 2022



**Copyright:** © 2022 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

## 1. Introduction

Quadriplegic cerebral palsy (CP) is the most severe form of this health condition in which people with such involvement are usually classified as Level III or IV on the Gross Motor Function Classification Scale (GMFCS), presenting a severe involvement of motor function that generally necessitates the use of power wheelchairs for daily activities [1]. Motor issues in CP tend to affect trunk control and upper limb function, but their relationship has been studied principally in children and young people with CP [2,3]. Kusumoto et al. [4] reported that better trunk control and, therefore, greater proximal stabilisation could improve upper limb function, suggesting a positive impact on self-care tasks in children and adolescents with spastic CP. However, little is known about this relationship in adulthood. The literature reported that the higher the GMFCS level, the more sedentary the lifestyle of the individual [5], leading to a more progressive reduction of motor function [6]. Unfortunately, being active with quadriplegic CP is not an easy task because there are limited activities available [7].

Boccia is a strategy and precision para-sport, where several balls are thrown with the aim of getting closest to a target (i.e., the jack). This physical activity promotes practical opportunities for people with severe physical impairments (i.e., high support needs) and was initially designed for people with quadriplegic CP, whose four limbs and control trunk are affected [8]. Playing boccia requires high concentration and tactical skills, as well as physical and manipulative skills, such as gripping and releasing movements [9]. Sensory

information processing, movement planning and motor control are relevant factors for proper upper limb throwing, manual dexterity (MD) and coordination skills, which are components that are often affected in people with neurological impairments [10].

In boccia, motor coordination is necessary for performance, which can be defined as the ability to execute fast and skilled movements with fluency, speed, and accuracy [11]. In this para-sport, MD and intra-limb coordination (ILC) are two of the primary skills assessed during the classification process, owing to the relevant impact on sport-specific activity limitations [8,12]. MD requires neuromuscular and neurological aspects to produce precise movements, achieving the ability to grasp and manipulate objects [13]. People with CP tend to present an altered function of the hand that impacts fingers and wrist movements, limiting the execution of precise activities in gripping and manipulation tasks [14], which are also necessary for many activities of daily life [15,16].

One of the most used tools in the clinical setting for assessing MD is the Box and Block (BB) test [17]. This test evaluates the ability to grasp and release objects, an appropriate test in the assessment of adults with neurological conditions [18], such as a prior stroke [19,20] and CP [14,21]. On the other hand, to assess specific throwing coordination, Connick et al. [11] proposed using different tapping tests to identify the impact of the coordination impairment on the activity limitation. Tapping tests are capable of assessing accurate temporal movements and ILC between the shoulder, elbow, forearm, wrist and hand movements in the same limb [10]. Roldan et al. [12] proposed using a battery of tapping tests with discrete and continuous tasks that allow the evaluation of impaired coordination in individuals with severe-to-moderate impairments, considering the movements of the upper extremities and the characteristics of the objects manipulated (e.g., boccia balls).

Trunk control is also an essential component in adults with CP with severe-to-moderate impairments. A recent study by Barbado et al. [22] demonstrated that people with CP present greater problems in trunk control than those without a disability. It has also been shown that people with CP have limited ability to maintain appropriate postural control during the practice of this para-sport [9]. Postural control is considered a sensorimotor function that requires maintaining body position to promote orientation and stability during motor tasks [23], whereas trunk control requires stabilisation and the performance of selective movements of the trunk [24]. For trunk control assessments, a reliable battery of posturographic tests in static and dynamic conditions was proposed [22], demonstrating that dynamic tests on a stable surface are feasible and adequate for identifying different degrees of severity in people with CP and quadriplegic involvement.

According to Cankurtaran et al. [25], the principal factors that predict the sitting function in non-ambulatory children with CP are trunk control and upper extremity function. A relationship between trunk stability and reaching activities was reported, where participants with less postural control showed a body trajectory (i.e., the centre of pressure (CoP)) with multiple disturbances when requested to perform an aiming task [26]. On the other hand, those with better postural stability showed better performance in coordinated reaching tasks [27]. Postural dysfunctions can also be related to the degree of disability, the ability to perform daily living activities [28] and self-care function in people with CP [29]. From the physical-activity practice perspective, the function of the trunk can be relevant because individuals who could reach long distances in boccia (9–10 m) had better performance [30].

A better understanding of trunk function in people with CP can influence the ability to perform upper limb activities. To the best of the authors' knowledge, no study has explored the relationship between impaired upper limb coordination and postural control, so this study aims to explore this relationship in a sample of boccia para-athletes.

## 2. Materials and Methods

### 2.1. Participants

A cross-sectional study was conducted with a group of 41 boccia players with CP ( $35.2 \pm 15.1$  years) presenting severe-to-moderate physical impairments. All of them were classified as Level III or IV on the GMFCS and in sports classes BC1 ( $n = 16$ ) and BC2 ( $n = 25$ ) for boccia para-sport. Participants were recruited from rehabilitation centres and sports clubs where people with neurological impairments train and play boccia. Participants were informed that participation was voluntary and that they had the right to withdraw at any time if they were not comfortable. The inclusion criteria were (i) having a brain impairment from CP or a similar, eligible neurological condition; (ii) classified as BC1 or BC2; (iii) having an active boccia licence; (iv) having no surgeries or botulinum toxin A injections in the six months before testing; and (v) able to properly follow the test instructions. The exclusion criterion was having any comorbidity of intellectual impairment that would impede the ability to follow the testing instructions. Ethical approval was obtained through the local university ethics committee (Reference no. DPS-RVV-001-10).

### 2.2. Procedures

All the participants performed tests to assess MD, ILC and trunk control in a single session, performing coordination tests afterwards to assess trunk control.

#### 2.2.1. Manual Dexterity Tests

BB test and Box and Ball (BBL) tests were used to assess impaired MD. The materials used for the BB test evaluation were a wooden box ( $53.7 \times 25.4$  cm) divided into two compartments by a partition 15.2 cm in height and wooden blocks measuring 2.5 cm per side. For the test, the application used the procedure described originally by Mathiowetz et al. [31]. The box was placed on a height-adjustable table, and participants were seated in their wheelchairs in front of it. In this position, the participants had to transport the blocks from one compartment of the box to the opposite side as quickly as possible, with the aim of transporting as many blocks as possible. The test was performed with the throwing hand for para-sport and the preferred hand for daily living activities. Participants were allowed 10 s to obtain a familiarisation with the test and then completed two attempts for 1 min each, with 1 min rest between trials.

The BBL test procedure was similar, but six boccia balls replaced the blocks. This procedure was described previously by Roldan et al. [12] as an alternative way to measure MD using sport-specific materials in boccia para-athletes with CP.

Test outcomes were recorded with a video camera (Sony HDR-PJ410B, Tokyo, Japan) on a tripod (Hama Star 63, Monheim, Germany) located 2 m in front of the participants to subsequently identify the performance of the task by counting the number of blocks and balls passed. A stopwatch (Casio HS-30W-1V, Tokyo, Japan) was used to measure the time lapsed for completing both tests.

#### 2.2.2. Intra-Limb Coordination Test

The ILC was assessed with three tapping tests previously described by Connick et al. [11] and Deuble et al. [32], showing good reliability and validity in ambulant para-athletes with brain/coordination impairments (i.e., ICC > 0.80). The tests used were the Discrete Horizontal Finger Tapping (DHFT), Discrete Vertical Tapping with Ball (DVTB) and Continuous Vertical Tapping with Ball (CVTB) tests. The average movement time of the arm (in seconds) was the measurement used for the discrete tests, whereas the continuous test evaluated the number of taps that each participant was able to perform between the plates for the duration of the test.

Two metal plates (i.e., A and B) placed side by side were required for the DHFT. Each plate was 30 cm long by 20 cm wide. The target area, located in the centre of each plate, was 18 cm long by 5 cm wide. To perform the test, participants had to complete 10 tapping cycles. A cycle was completed when the participant moved their finger from Plate A to

Plate B (finish position) as fast as possible. The participant had to receive a “go” signal from the evaluator to start each cycle. The tapping was performed with the participant sitting in their wheelchair with their throwing hand closed and index finger extended, while holding the non-throwing arm across the chest.

The platforms were placed on a height-adjustable table, and the participant was positioned parallel to it. The plate table was adjusted so that the bottom of the table aligned with the individual’s hips (greater trochanter) and the shoulder of the player’s throwing arm was aligned with Plate A (start position). For the correct performance of the test, all the participants were positioned in the same way. This test was designed to assess how fast an individual can move their finger from one plate to the other, and performance was measured by the average time of the 10 tapping cycles (in seconds). The interval between tapping trials was set for a period of at least 3 s.

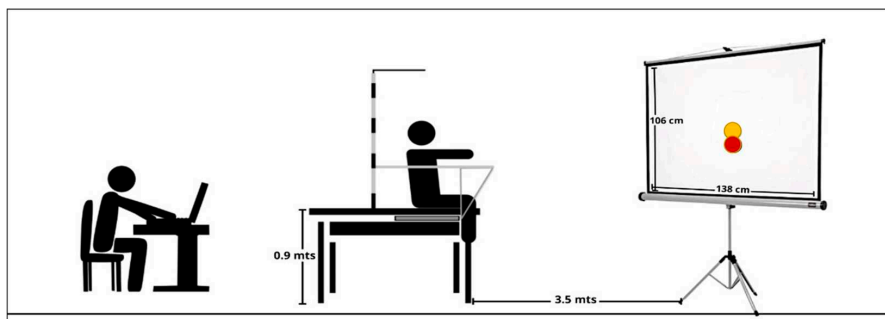
The two tapping tests that assessed movement in a vertical orientation required an L-shaped (90°) platform, where the contact plate was kept horizontal, but Plate B was placed on the vertical edge. The distance between the plates’ centres was 30 cm. In the DVTB test, the participant was positioned on one side of the platform such that the shoulder was aligned with the plates, allowing shoulder flexion–extension movements. The objective of the test was to measure how fast the para-athlete could move their finger from one platform to the other, recording the mean time taken to perform the 10 cycles requested.

The other vertical tapping test was the CVTB test, where participants sat in front of the testing table with their less-affected shoulder (or the one used for throwing/aiming actions) located in the centre of Plate A, 30 cm from the edge of Plate B. Contact could be made at any point on the plates (14 × 17 cm). Participants used a boccia ball to make contact between the plates and perform continuous movements, consisting of grasping the ball and tapping Plates A and B alternately as fast as possible in 1 min. The total number of contacts made was recorded. Two attempts were made, with a rest period of at least 60 s between trials. The evaluator gave the go and stop signals to start and end the test, respectively.

In all the tapping tests, an electrical impulse (i.e., contact on the plates) was recorded with an A/D converter (USB-6001; National Instruments, Austin, TX, USA). The data from the A/D converter were recorded with a program developed within LabVIEW® 2009 software (version 2.04; National Instruments, Austin, TX, USA).

### 2.2.3. Trunk Control Test

To assess trunk control, participants performed different tests using a protocol designed by Barbado et al. [33]. This protocol considers performing trunk tasks on stable and unstable sitting surfaces; however, in this study, the trunk control tasks (static and dynamic) were performed on a stable seat (see Figure 1 for reference).



**Figure 1.** Settings for trunk control test throughout posturography on stable surfaces (red point = target point; yellow dot = CoP displacement).

An iron structure for measuring trunk control was built with a stable and flat wood surface at a height of 0.9 m to place the force plate (Kistler 9286AA, Winterthur, Switzerland).

The force plate was sampled at 1000 Hz. All participants were positioned in the same way and placed on the seat with knees at 90° and legs tied to the seat in order to prevent lower limb movements.

A screen (106 × 138 cm) was placed 3.5 m in front of the participant, where real-time visual biofeedback of the CoP displacement (Hitachi CP-X300, Ibaraki, Japan) was projected. A yellow dot (radius of 60 mm) was shown on the screen and represented the displacement of the CoP achieved during the test by the participant. Additionally, a red dot (i.e., a target point) was presented to participants in several tasks to assess their ability to adjust their CoP position to the target location.

Five posturographic tests were applied: two static and three dynamic tasks. The first static condition was without feedback, and participants were asked to maintain their upright sitting posture as still as possible while the target point was not presented on the screen. The second static condition was similar but provided visual feedback on the screen. During the dynamic tasks (with visual feedback), participants were instructed to follow the target in red, which moved in anterior–posterior, medial–lateral and circular trajectories. In the dynamic tasks, the target point took 20 s to complete a cycle, moving at a rate of 0.005 Hz [22,33].

The five tests were performed in order of ascending difficulty. Each posturographic task was performed twice, with a testing duration of 70 s and a rest time of 60 s. To consider a trial successful and proceed to the next task, the participant had to complete the test with two or fewer instances of external assistance or <15 s of the 70 s total testing time. The test would stop when the participant was unable to complete the second trial of the task or when the second trial finished correctly, completing the two trials of the five tasks [34].

### 2.3. Posturography Data Reduction

To filter the CoP signal, a low pass filter was used (4th-order, zero phase lag, Butterworth, 5 Hz cut-off frequency), while the CoP time series were subsampled at 20 Hz, and the first 10 s of each trial were not considered for data analyses to avoid non-stationarity information related to the beginning of the trial [22]. To quantify trunk control during the trials, the mean radial error (MRE) was calculated as the average vector distance (mm) of the CoP from the target point (i.e., the participant's mean CoP position) [35], where a larger MRE means more trunk sway, that is, worse performance or trunk function. The best trial performed for each condition (lowest MRE) was used for the statistical analyses. The static (task with visual feedback + task without visual feedback) and dynamic (task with anterior–posterior + medial–lateral + circular trajectories) composite scores were also reported as the mean ± standard deviation and used for the correlation analysis.

### 2.4. Statistical Analysis

Descriptive statistics were generated for all the participants and presented as means and standard deviations. Pearson's product-moment correlation coefficient ( $r$ ) was used to analyse the strength of association between the results of the ILC and MD tests with the posturographic battery. Threshold values were used to interpret the correlation coefficients: <0.1, trivial; 0.1–0.3, small; 0.3–0.5, moderate; 0.5–0.7, large; 0.7–0.9, very large; and >0.9, nearly perfect [36]. Data analysis was performed using the Statistical Package for Social Sciences (SPSS Inc., version 23.0 for Windows, Chicago, IL, USA), with GraphPad version 5 (San Diego, CA, USA) to produce the graphs.

## 3. Results

Table 1 shows the mean scores obtained in each task of the MD, ILC and trunk control tests, evidencing that more balls than blocks were transferred from one box to the other after the MD testing period; on average, more time was required to perform vertical tapping contacts than horizontal; and a larger MRE was exhibited in dynamic versus static trunk control tests.

**Table 1.** Means and standard deviations of the manual dexterity (MD), intra-limb coordination and trunk control tests.

Task	Mean		SD
MD tests			
BB (N blocks)	22.78	±	8.52
BBL (N balls)	30.89	±	12.35
ILC tests			
DHFT (s)	896.07	±	544.40
DVTB (s)	969.82	±	607.96
CVTB (N contacts)	39.47	±	16.99
Trunk control tests			
Static (mm)	4.67	±	3.66
Dynamic (mm)	9.59	±	4.52

SD = standard deviation; MD = manual dexterity; BB = Box and Block test; BBL = Box and Ball test; ILC = intra-limb coordination; DHFT = Discrete Horizontal Finger Tapping test; DVTB = Discrete Vertical Tapping with Ball test; CVTB = Continuous Vertical Tapping with Ball test.

Table 2 shows the relationship between the MD and trunk control tests, showing a moderate negative significant correlation between the BBL ( $r = -0.553$ ;  $p = 0.002$ ) and the BB ( $r = -0.537$ ;  $p = 0.004$ ) tests. In the dynamic conditions, the relationships were small and negative for the BB ( $r = -0.405$ ;  $p = 0.032$ ) and the BBL ( $r = -0.290$ ;  $p = 0.142$ ) tests. The associations between the trunk control and ILC tests can also be observed in Table 2. Large positive correlations were found between the static control test and the DHFT ( $r = 0.769$ ;  $p = 0.001$ ) and the DVTB ( $r = 0.739$ ;  $p = 0.009$ ) tests, while the association with the CVTB test was moderate and negative ( $r = -0.616$ ;  $p = 0.044$ ). Regarding the dynamic trunk control tasks, only the DHFT test had a positive moderate association ( $r = 0.677$ ;  $p = 0.006$ ). For the other two ILC tasks, the DVTB test had a moderate but non-significant correlation ( $r = 0.529$ ;  $p = 0.094$ ), and the CVTB test had a small negative and non-significant correlation ( $r = -0.120$ ;  $p = 0.726$ ). The plots of the associations found are included in the Supplementary Material of this manuscript.

**Table 2.** Pearson product correlation between intra-limb coordination and static and dynamic trunk control tests.

Task	Static Control Test		Dynamic Control Test	
	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>
MD tests				
BB (N blocks)	-0.553	0.002 **	-0.405	0.032 *
BBL (N balls)	-0.537	0.004 **	-0.290	0.142
ILC tests				
DHFT (s)	0.769	0.001 **	0.677	0.006 *
DVTB (s)	0.739	0.009 *	0.529	0.094
CVTB (N contacts)	-0.616	0.044 *	-0.120	0.726

BB = Box and Block test; BBL = Box and Ball test; ILC = intra-limb coordination; DHFT = Discrete Horizontal Finger Tapping test; DVTB = Discrete Vertical Tapping with Ball test; CVTB = Continuous Vertical Tapping with Ball test. \*  $p < 0.05$ ; \*\*  $p < 0.01$ .

#### 4. Discussions

This study aimed to evaluate the relationship between impaired upper limb coordination and postural control in individuals with high support needs. Our results show that the trunk function and upper limbs are related in adults with severe-to-moderate CP. This study approached upper limb proficiency from two perspectives: MD and ILC. From the first perspective, our results show that individuals who performed better in MD tasks presented more stable trunk control during activities that required fine hand and finger movements. A recent study showed similar results in children with less impairment (i.e.,

hemiplegia), suggesting that hand function might be improved by training in core stability exercises [3].

Concerning the ILC tasks, our results show that the dynamic trunk control test had moderate correlations with the DHFT test. It is plausible to think that those who have better trunk control in dynamic conditions have more skills and proficiency in performing movements in the sagittal plane (i.e., flexion and extension movement of the trunk). Previous studies that analysed trunk control during the performance of dynamic tasks in different planes of movement showed that people with CP had less difficulty reaching or moving in the sagittal plane, as opposed to the coronal and/or transverse plane [37]. The sagittal plane is indeed important for performing anterior reaching tasks in this population, so motor interventions must be designed to take this fact into account. Additionally, non-ambulant individuals with CP tended to perform worse in the transversal plane because the wheelchair configuration and lateral armrests limited movements on both sides of the body, regardless of trunk function. This situation can cause the trunk musculature to become weakened through disuse so that it cannot be used properly outside the body. When examining ILC, the DHFT and DVTB tasks showed that those participants who spent more time performing the requested coordination tasks had a lower performance in the static trunk tests. In contrast, in the CVTB task, the relationship was negative, considering that those participants who made more contacts had lower scores in the trunk tests, that is, better trunk control performance. Therefore, to perform proficiency activities that required coordination with the upper limb, it could be more relevant to have had a stable trunk function. This is similar to the results described by Roldan et al. [34], which showed that static trunk control could be more relevant than dynamic trunk control. Boccia requires that individuals throw balls accurately, so they may not need broad trunk movements but compensatory strategies to stabilise themselves and achieve the most optimal throwing position [38]. In this respect, the hip-, pelvis- and trunk-support devices used by people with severe CP, along with the impairment itself, can reduce the number of degrees of freedom in joint movements, which must be controlled by reducing the demand of the postural control task [39] or making it possible for movements to occur with less variability or error. Therefore, it is interesting to consider the strategies that people with severe-to-moderate CP use to maintain a stable trunk, thus allowing the practice of activities that require DM and ILC. These are called compensatory strategies and, together with the wheelchair configuration, can influence the individual's performance of the tasks.

To reinforce the positive influence of external support in trunk stabilisation, Santamaria et al. [40] reported that adequate external trunk support facilitates improved motor performance and thus facilitates daily living tasks such as manipulative activities or self-care in participants with severe CP [41], similar to the participants of this study. As a practical or technical contribution of this study, it can be highlighted that to optimise fine motor function and upper limb intra-limb coordination in adults with severe-to-moderate CP, it is necessary to consider static trunk control when performing aiming tasks. Dynamic trunk control can also be relevant, mainly in reaching tasks involving movements in the sagittal plane.

Some limitations should be considered in this research. The number of participants was limited, mainly owing to the transportation difficulties and daily living requirements of people with high support needs. As a consequence, the severity of the disabilities of boccia athletes also limited the completion of the trunk control test battery, with some of the athletes only able to complete the static tasks of the protocol.

## 5. Conclusions

This study highlights that, in people with severe-to-moderate CP (i.e., boccia para-athletes with high support needs), static trunk control is relevant during the performance of tasks requiring coordination and fine motor skills with the upper limb. This is in contrast to dynamic trunk control, which seems to be less relevant to the performance of this type of task. Therefore, the relationship of MD and ILC with trunk control can be an interesting

aspect to consider during participation in boccia para-sport. In addition, MD and ILC can be relevant components during the activities of daily living in these groups. Further research can explore the optimal position in the wheelchair and the most used compensatory strategy that contributes to a stable posture and, thus, an efficient manipulative function in daily life and sports activities.

Future research can address this topic in adults and/or older people with severe-to-moderate CP, comparing subgroups according to their sports participation (e.g., boccia players or para-athletes with high support needs vs. non-athletes or sedentary individuals), to determine if boccia para-sport can have a positive implication on upper limb and/or trunk functions.

**Supplementary Materials:** The following supporting information can be downloaded at: <https://www.mdpi.com/article/10.3390/ijerph20010141/s1>, Figure S1: Pearson product correlation between manual dexterity and the dynamic and static control tests; Figure S2: Pearson product correlation between intra-limb coordination and static and dynamic trunk control tests.

**Author Contributions:** Conceptualisation, A.R. and R.R.; methodology, R.R.; validation, M.I.C. and R.R.; formal analysis, R.R.; investigation, A.R.; resources, R.R.; data curation, A.R.; writing—original draft preparation, M.I.C. and A.R.; writing—review and editing, M.I.C., A.R. and R.R.; visualisation, R.R.; supervision, A.R. and R.R.; project administration, R.R. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** This research received no external funding.

**Institutional Review Board Statement:** The study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki and approved by the Institutional Review Board of the Miguel Hernández University of Elche (Reference no. DPS-RVV-001-10).

**Informed Consent Statement:** Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

**Data Availability Statement:** All relevant data are within the paper.

**Acknowledgments:** We would like to thank the para-athletes and their support personnel for their collaboration in this study.

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

## References

1. Palisano, R.; Rosenbaum, P.; Walter, S.; Russell, D.; Wood, E.G.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. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
2. Kim, D.H.; An, D.H.; Yoo, W.G. The Relationship between Trunk Control and Upper Limb Function in Children with Cerebral Palsy. *Technol. Health Care* **2018**, *26*, 421–427. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
3. Abd-Elfattah, H.M.; Aly, S.M. Effect of Core Stability Exercises on Hand Functions in Children with Hemiplegic Cerebral Palsy. *Ann. Rehabil. Med.* **2021**, *45*, 71–78. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
4. Kusumoto, Y.; Takaki, K.; Matsuda, T.; Nitta, O. Relevant Factors of Self-Care in Children and Adolescents with Spastic Cerebral Palsy. *PLoS ONE* **2021**, *16*, e0254899. [[CrossRef](#)]
5. van der Slot, W.M.A.; Roebroek, M.E.; Landkroon, A.P.; Terburg, M.; van den Berg-Emons, R.J.G.; Stam, H.J. Everyday Physical Activity and Community Participation of Adults with Hemiplegic Cerebral Palsy. *Disabil. Rehabil.* **2007**, *29*, 179–189. [[CrossRef](#)]
6. Yi, Y.G.; Jung, S.H.; Bang, M.S. Emerging Issues in Cerebral Palsy Associated with Aging: A Physiatrist Perspective. *Ann. Rehabil. Med.* **2019**, *43*, 241–249. [[CrossRef](#)]
7. Lauruschkus, K.; Nordmark, E.; Hallström, I. “It’s Fun, but...” Children with Cerebral Palsy and Their Experiences of Participation in Physical Activities. *Disabil. Rehabil.* **2015**, *37*, 283–289. [[CrossRef](#)]
8. WorldBoccia BISFed International Boccia Rules. 2021. Available online: <https://www.worldboccia.com/wp-content/uploads/2021/10/Boccia-Classification-Rules-5th-Edition-September-2021287.pdf> (accessed on 10 November 2022).
9. Huang, P.C.; Pan, P.J.; Ou, Y.C.; Yu, Y.C.; Tsai, Y.S. Motion Analysis of Throwing Boccia Balls in Children with Cerebral Palsy. *Res. Dev. Disabil.* **2014**, *35*, 393–399. [[CrossRef](#)]
10. Kukke, S.N.; Curatalo, L.A.; De Campos, A.C.; Hallett, M.; Alter, K.E.; Damiano, D.L. Coordination of Reach-to-Grasp Kinematics in Individuals with Childhood-Onset Dystonia Due to Hemiplegic Cerebral Palsy. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **2016**, *24*, 582–590. [[CrossRef](#)]
11. Connick, M.J.; Beckman, E.; Deuble, R.; Tweedy, S.M. Developing Tests of Impaired Coordination for Paralympic Classification: Normative Values and Test–Retest Reliability. *Sport. Eng.* **2016**, *19*, 147–154. [[CrossRef](#)]



12. Roldan, A.; Sabido, R.; Barbado, D.; Caballero, C.; Reina, R. Manual Dexterity and Intralimb Coordination Assessment to Distinguish Different Levels of Impairment in Boccia Players with Cerebral Palsy. *Front. Neurol.* **2017**, *8*, 582. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
13. Makofske, B. *Manual Dexterity BT—Encyclopedia of Clinical Neuropsychology*; Kreutzer, J.S., DeLuca, J., Caplan, B., Eds.; Springer: New York, NY, USA, 2011; pp. 1522–1523, ISBN 978-0-387-79948-3.
14. Golubović, Š.; Slavković, S. Manual Ability and Manual Dexterity in Children with Cerebral Palsy. *Hippokratia* **2014**, *18*, 310–314. [[PubMed](#)]
15. Klingels, K.; Demeyere, I.; Jaspers, E.; De Cock, P.; Molenaers, G.; Boyd, R.; Feys, H. Upper Limb Impairments and Their Impact on Activity Measures in Children with Unilateral Cerebral Palsy. *Eur. J. Paediatr. Neurol.* **2012**, *16*, 475–484. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
16. Tseng, M.H.; Chen, K.L.; Shieh, J.Y.; Lu, L.; Huang, C.Y. The Determinants of Daily Function in Children with Cerebral Palsy. *Res. Dev. Disabil.* **2011**, *32*, 235–245. [[CrossRef](#)]
17. Arnould, C.; Penta, M.; Renders, A.; Thonnard, J.L. ABILHAND-Kids: A Measure of Manual Ability in Children with Cerebral Palsy. *Neurology* **2004**, *63*, 1045–1052. [[CrossRef](#)]
18. Oliveira, C.; Almeida Santos, C.; Freitas, L.; Santana, R.; Fernandes, G.; Junior, P.; Moura, R. Use of the Box and Block Test for the Evaluation of Manual Dexterity in Individuals with Central Nervous System Disorders: A Systematic Review. *Man. Ther. Posturology Rehabil. J.* **2016**, *14*, 436. [[CrossRef](#)]
19. Chanubol, R.; Wongphaet, P.; Chavanich, N.; Chira-Adisai, W.; Kuptniratsaikul, P.; Jitpraphai, C. Correlation between the Action Research Arm Test and the Box and Block Test of Upper Extremity Function in Stroke Patients. *J. Med. Assoc. Thail.* **2012**, *95*, 590–597. [[CrossRef](#)]
20. Dong, Y.; Liu, X.; Tang, M.; Huo, H.; Chen, D.; Wu, Z.; An, R.; Fan, Y. Design a Haptic-Combined Virtual Reality System to Improve Box and Block Test (BBT) for Upper Extremity Function Assessment. *Res. Sq.* **2020**, 1–19. [[CrossRef](#)]
21. Araneda, R.; Ebner-Karestinos, D.; Paradis, J.; Saussez, G.; Friel, K.M.; Gordon, A.M.; Bleyenheuft, Y. Reliability and Responsiveness of the Jebsen-Taylor Test of Hand Function and the Box and Block Test for Children with Cerebral Palsy. *Dev. Med. Child Neurol.* **2019**, *61*, 1182–1188. [[CrossRef](#)]
22. Barbado, D.; Reina, R.; Roldan, A.; McCulloch, K.; Campayo-Piernas, M.; Vera-Garcia, F.J. How Much Trunk Control Is Affected in Adults with Moderate-to-Severe Cerebral Palsy? *J. Biomech.* **2019**, *82*, 368–374. [[CrossRef](#)]
23. Santamaria, V.; Rachwani, J.; Saussez, G.; Bleyenheuft, Y.; Dutkowsky, J.; Gordon, A.M.; Woollacott, M.H. The Seated Postural & Reaching Control Test in Cerebral Palsy: A Validation Study. *Phys. Occup. Ther. Pediatr.* **2020**, *40*, 441–469. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
24. Assaiante, C.; Mallau, S.; Viel, S.; Jover, M.; Schmitz, C. Development of Postural Control in Healthy Children: A Functional Approach. *Neural Plast.* **2005**, *12*, 109–118. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
25. Cankurtaran, D.; Abidin, N.; Akyuz, E.U.; Tezel, N. An Investigation into the Factors Which Affect the Sitting Balance of Non-Ambulatory Children with Cerebral Palsy. *Neurol. Asia* **2021**, *26*, 575–583. [[CrossRef](#)]
26. Peeters, L.H.C.; de Groot, I.J.M.; Geurts, A.C.H. Trunk Involvement in Performing Upper Extremity Activities While Seated in Neurological Patients with a Flaccid Trunk—A Review. *Gait Posture* **2018**, *62*, 46–55. [[CrossRef](#)]
27. Ju, Y.H.; You, J.Y.; Cherng, R.J. Effect of Task Constraint on Reaching Performance in Children with Spastic Diplegic Cerebral Palsy. *Res. Dev. Disabil.* **2010**, *31*, 1076–1082. [[CrossRef](#)]
28. van der Heide, J.C.; Begeer, C.; Fock, J.M.; Otten, B.; Stremmelar, E.; van Eykern, L.A.; Hadders-Algra, M. Postural Control during Reaching in Preterm Children with Cerebral Palsy. *Dev. Med. Child Neurol.* **2004**, *46*, 253–266. [[CrossRef](#)]
29. Park, H.; Choi, J.Y.; Yi, S.H.; Park, E.S.; Shim, D.; Choi, T.Y.; Rha, D.W. Relationship between the More-Affected Upper Limb Function and Daily Activity Performance in Children with Cerebral Palsy: A Cross-Sectional Study. *BMC Pediatr.* **2021**, *21*, 1–8. [[CrossRef](#)]
30. Kataoka, M.; Okuda, K.; Iwata, A.; Imura, S.; Yahagi, K.; Matsuo, Y. Throwing Distance and Competitive Performance of Boccia Players. *J. Phys. Ther. Sci.* **2020**, *32*, 574–577. [[CrossRef](#)]
31. Mathiowetz, V.; Federman, S.; Wiemer, D. Box and Block Test of Manual Dexterity: Norms for 6–19 Year Olds. *Can. J. Occup. Ther.* **1985**, *52*, 241–245. [[CrossRef](#)]
32. Deuble, R.L.; Connick, M.J.; Beckman, E.M.; Abernethy, B.; Tweedy, S.M. Using Fitts’ Law to Detect Intentional Misrepresentation. *J. Mot. Behav.* **2016**, *48*, 164–171. [[CrossRef](#)]
33. Barbado, D.; Barbado, L.C.; Elvira, J.L.L.; van Dieën, J.H.; Vera-Garcia, F.J. Sports-Related Testing Protocols Are Required to Reveal Trunk Stability Adaptations in High-Level Athletes. *Gait Posture* **2016**, *49*, 90–96. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
34. Roldan, A.; Barbado, D.; Vera-Garcia, F.J.; Sarabia, J.M.; Reina, R. Inter-Rater Reliability, Concurrent Validity and Sensitivity of Current Methods to Assess Trunk Function in Boccia Player with Cerebral Palsy. *Brain Sci.* **2020**, *10*, 130. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Hancock, G.R.; Butler, M.S.; Fischman, M.G. On the Problem of Two-Dimensional Error Scores: Measures and Analyses of Accuracy, Bias, and Consistency. *J. Mot. Behav.* **1995**, *27*, 241–250. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
36. Hopkins, W.G.; Marshall, S.W.; Batterham, A.M.; Hanin, J. Progressive Statistics for Studies in Sports Medicine and Exercise Science. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2009**, *41*, 3–12. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
37. Ju, Y.H.; Hwang, I.S.; Cherng, R.J. Postural Adjustment of Children with Spastic Diplegic Cerebral Palsy during Seated Hand Reaching in Different Directions. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **2012**, *93*, 471–479. [[CrossRef](#)]
38. Reina, R.; Domínguez-Díez, M.; Urbán, T.; Roldán, A. Throwing Distance Constraints Regarding Kinematics and Accuracy in High-Level Boccia Players. *Sci. Sport.* **2018**, *33*, 299–306. [[CrossRef](#)]

39. Angsupaisal, M.; Maathuis, C.G.B.; Hadders-Algra, M. Adaptive Seating Systems in Children with Severe Cerebral Palsy across International Classification of Functioning, Disability and Health for Children and Youth Version Domains: A Systematic Review. *Dev. Med. Child Neurol.* **2015**, *57*, 919–930. [[CrossRef](#)]
40. Santamaria, V.; Rachwani, J.; Saavedra, S.; Woollacott, M. Effect of Segmental Trunk Support on Posture and Reaching in Children With Cerebral Palsy. *Pediatr. Phys. Ther. Off. Publ. Sect. Pediatr. Am. Phys. Ther. Assoc.* **2016**, *28*, 285–293. [[CrossRef](#)]
41. Yildiz, A.; Yildiz, R.; Elbasan, B. Trunk Control in Children with Cerebral Palsy and Its Association with Upper Extremity Functions. *J. Dev. Phys. Disabil.* **2018**, *30*, 669–676. [[CrossRef](#)]

**Disclaimer/Publisher’s Note:** The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

## 9. Agradecimientos

El desarrollo de esta tesis doctoral no sería posible sin el apoyo incondicional de quienes me acompañaron y guiaron en este camino. Agradecer a mis padres y familia, a mi compañero Matías, además de mis amigas y amigos, quienes me han alentado a dar lo mejor de mi para mantenerme firme ante cada nuevo desafío.

I would like to thank you to my great professional colleagues from IFCPF (the international classifiers of the football CP family) with whom I was able to share experiences and opinions and learn from each of them. All of us who share a passion for classification and Paralympic sports.

To Martine, for her warm kindly hospitality, for giving me the opportunity to spend a stay at the University of Edinburgh, for bringing me closer to Frame Running and for allowing me to discuss and learn more about coordination impairments in people with cerebral palsy.

Alba, una guía incondicional dispuesta a colaborar en momentos complejos, la cual fue sin duda un pilar fundamental. Gracias por la confianza y apoyo constante.

Finalmente agradecer a Raúl por las oportunidades de colaboración, además del apoyo y la confianza entregada, permitiéndome seguir creciendo en lo personal y profesional.