





UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ

DEPARTAMENTO DE PSICOLOGÍA DE LA SALUD

Programa de Doctorado en Psicología de la Salud

**INCLUSIÓN DE NUEVOS IMPEDIMENTOS  
FÍSICOS ELEGIBLES PARA  
SLALOM EN SILLA DE RUEDAS:  
CLASIFICACIÓN BASADA EN EVIDENCIAS**

---

TESIS DOCTORAL PRESENTADA POR:

MARTA DOMÍNGUEZ DÍEZ

Licenciada en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

Elche, 2017





El Dr. D. Juan Carlos Marzo Campos, director del Departamento de Psicología de la Salud de la Universidad Miguel Hernández de Elche.

AUTORIZA:

Que el trabajo de investigación titulado: "INCLUSIÓN DE NUEVOS IMPEDIMENTOS FÍSICOS ELEGIBLES PARA SLALOM EN SILLA DE RUEDAS: CLASIFICACIÓN BASADA EN EVIDENCIAS" realizada por Dña. Marta Domínguez Díez bajo la dirección del Dr. D. Raúl Reina Vaíllo y del Dr. D. José Luis López Elvira sea depositado en el departamento y posteriormente defendido como Tesis Doctoral en esta Universidad ante el tribunal correspondiente.

Lo que firmo para los efectos oportunos en:

Elche a 22 de Junio de 2017

**Fdo.: Juan Carlos Marzo Campos**

Director del Departamento de Psicología de la Salud  
Universidad Miguel Hernández de Elche



# **UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ**

DEPARTAMENTO: Psicología de la Salud

Programa de Doctorado: Psicología de la Salud

## **Título de la Tesis**

**INCLUSIÓN DE NUEVOS IMPEDIMENTOS FÍSICOS ELEGIBLES  
PARA SLALOM EN SILLA DE RUEDAS:**

**CLASIFICACIÓN BASADA EN EVIDENCIAS**

**Tesis Doctoral presentada por:**

**Dña. Marta Domínguez Díez**

Dirigida por los Dres.:

D. Raúl Reina Vaíllo y D. José Luis López Elvira

**El director**

**El director**

**El doctorando**

Elche, a 22 de Junio de 2017



**UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ**

DEPARTAMENTO DE PSICOLOGÍA DE LA SALUD

Programa de Doctorado en Psicología de la Salud

**INCLUSIÓN DE NUEVOS  
IMPEDIMENTOS FÍSICOS ELEGIBLES  
PARA SLALOM EN SILLA DE RUEDAS:**

**CLASIFICACIÓN BASADA EN  
EVIDENCIAS**  
TESIS DOCTORAL

presentada por:

Marta Domínguez Díez

Directores:

Dr. D. Raúl Reina Vaillo

Dr. D. José Luis López Elvira

Elche, 2017



*A mis padres y a mis hermanas,  
por ayudarme a ser quien soy  
y enseñarme a sonreír cada día.*





*“Vive como si fueras a morir mañana,  
aprende como si fueras a vivir siempre”*

Mahatma Gandhi

*“El camino del progreso no es ni rápido ni fácil”*

Marie Curie

*“El aprendizaje es experiencia, todo lo demás es información”*

Albert Einstein

*“La inteligencia es la capacidad de adaptarse al cambio”*

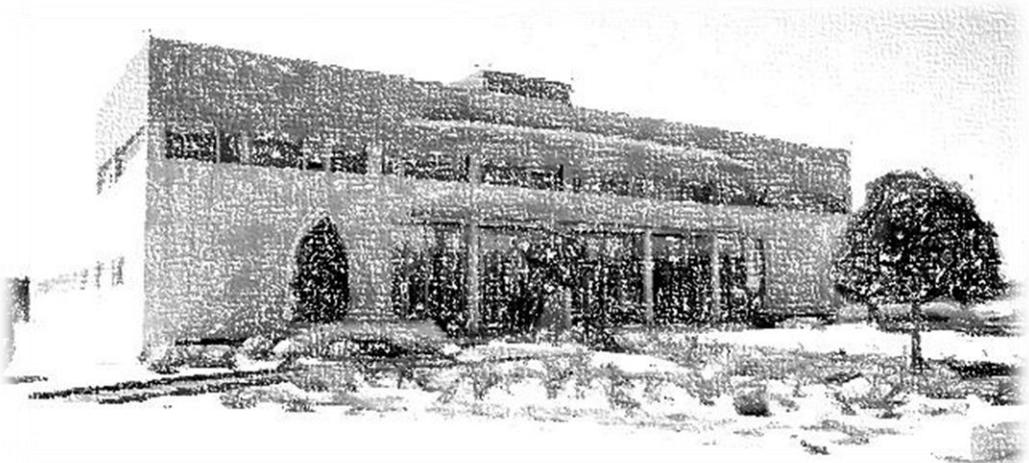
Stephen Hopkins





## **AGRADECIMIENTOS**

---





A pesar de no considerarme una persona de pocas palabras, como ya saben las personas que mejor me conocen, expresar mis emociones y mis sentimientos no es una de mis aptitudes mas destacadas, por lo que espero que estos agradecimientos ayuden de algún modo a reflejar aquellas palabras que no he sido capaz de decir pero que espero haber sabido demostrar durante los últimos años.

Llegados a este punto, tras casi cuatro años desde que llegue por primera vez a Elche, y acabando esta etapa repleta de experiencias y vivencias increíbles, tengo que comenzar dando las gracias a mis padres por hacer todo esto posible. Sin vuestro apoyo, paciencia, y confianza no estaría hoy aquí terminando este proceso, por lo que si hay alguien a quien agradecer que este trabajo haya sido posible es a vosotros. Gracias por ofrecerme mas de lo que habría podido imaginar y ayudarme a ser quien soy. Tras ocho años de estudios ya va siendo hora de volver y dedicaros el tiempo que no hemos podido compartir. Del mismo modo gracias a mis hermanas y al resto de mi familia por apoyarme durante este proceso y ayudarme a desconectar en las breves aunque gratificantes visitas de regreso a casa. No quiero terminar este párrafo sin incluirte a ti, Oscar, por estar siempre apoyándome en las situaciones mas adversas y creer en mi, gracias por viajar tantas horas para venir a verme y por haber tenido tanta paciencia este último año. Espero que podamos iniciar una nueva etapa juntos y compensarte todo el tiempo que no te he dedicado por terminar esta “maldita” tesis, superando como siempre todos los obstáculos que se nos presenten.

El proceso de escritura de una tesis doctoral puede llegar a ser un tramite en ocasiones un poquito estresante. Si añadimos el echo de estar lejos de de tu familia, esta situación puede ser, en algunas ocasiones, aun mas difícil de llevar. En mi caso tengo que dar las gracias a todos esos ilicitanos que han hecho de esta ciudad mi hogar, gracias Rodes, Hector, Eric, Marina, Andrea... y sobretodo gracias a Arantxa, por ofrecerme esa sonrisa suya todos los días y ayudarme siempre que lo he necesitado, a Elisa por ser mi primer apoyo cuando llegué, y a mi gran confidente Yoli, por todos nuestros momentos de locura y todas las reuniones, celebraciones y consejos compartidos estos últimos años.

Gracias a todos mis alumnos del Aula 60 y a los grandes nadadores del grupo de adaptada por hacerme desconectar en los momentos mas difíciles y sobretodo por enseñarme tanto estos últimos años y ayudarme a mejorar en el ámbito profesional. Y manteniendo el hilo conductor, es el momento de dar gracias a la persona que me ha precedido en todo mi trabajo, gracias Maria, por ayudarme desde el primer día con aquella exposición de master en la sala de registro, por exigirme siempre el máximo, por apoyarme y defenderme, y por hacerme despertar en mis momentos de “empanada”, y sobretodo gracias por ser una persona clave en el final de esta aventura.

Con las líneas que proceden aprovecho para expresar mi gratitud hacia todas las personas que conforman el CID, el que se ha convertido en mi hogar y mi primera casa estos últimos meses, gracias al centro y a todos sus componentes por brindarme la oportunidad de llevar a cabo esta Tesis Doctoral y ayudarme en su proceso, y gracias por mantener tradiciones, que hacen que nos sintamos todos como una gran familia. Gracias a todos esos profesores que me enseñaron durante el master y que han conseguido que siempre exprese a mis conocidos la gran calidad docente del grado y master que aquí se imparte. Gracias a JP y a Dori por ser dos de los componentes esenciales del centro y por todos los “buenos días” compartidos cada mañana.

Agradecer a todas las personas que componen el laboratorio de Control y Aprendizaje Motor, ya que han hecho cada día un poquito mas llevadero. Gracias a Tomás, que fue el primero en ayudarme con aquellos análisis del master, a Rafa, por todos los ratitos que le he robado para crear programas LabView, con todos los quebraderos de cabeza correspondientes, y por sonreír siempre que entra por la puerta del laboratorio, a pesar de que no le apetezca mucho. Gracias a David, por explicarme que ocurre al desafrentar a un mono cada año, y preocuparte por mí cada vez que no me ves sonreír, y a Carli, por ser un gran apoyo todos estos años, por sentarte conmigo cada vez que lo he necesitado, hablar y hablar sin parar haciendo de todos los momentos interesantes, y por compartir todas tus locuras. Y para el último fichaje, Alba, gracias por compartir tu pasión por la clasificación desde aquel congreso de EUCAPA en el que pudimos comprobar tu pasión por el trabajo que haces, y por compartir estos últimos meses de carrera para finalizar nuestro trabajo.

Pero este último año si hay alguien con quien he compartido la presión, las dificultades de Excel y Word que hacen tirarse de los pelos, las mañanas y tardes escribiendo párrafos que han sido reescritos de nuevo, y los momentos de máximo estrés que hacen que se te vaya la cabeza, ese es Alvaro, así que gracias por ser el mejor compañero de laboratorio que se puede tener, por esos tiros a canasta que relajan tensiones, por todas las canciones compartidas, y por levantarte de tu escritorio para ayudarme con tantas y tantas dudas, gracias por todo. Y aunque no queda claro aun si debería estar en esta sección, creo que este año he tenido otro compañero de laboratorio que merece mención especial, por compartir conmigo tantos momentos durante esta última fase y ser un gran apoyo cada vez que me he visto superada, gracias Xoxe por todos los abrazos recibidos en los momentos mas difíciles, los bailes compartidos cada domingo, y las meriendas con postre de la mami incluido, y por supuesto por hacerme reír a carcajadas con tus tonterías cada día.

Sin ninguna duda, en estos años de doctorado, el grupo "Tapeo" se ha convertido en esencial como valvula de escape para todo aquel que necesitase desconectar de su "momento tesis", por lo que son multiples los agradecimientos hacia todos los que han formado parte del mismo. Gracias a Iñaki, Belen y Diego Lopez, por colaborar en las mediciones y pruebas piloto, apoyándome mientras sufría con el Vicon. Gracias a Maripi, por todas las mediciones del famoso test de coordinación y por tu disponibilidad cada vez que he necesitado ayuda. Gracias a Alejandro y Adri por los cientos de bachatas compartidas este último año que ayudan a escapar de la tesis cada noche. Gracias a Miguel por confiar en mi para tu equipo *VipFitness*, y soltar esas pullitas que hacen que pasemos tan buenos ratos, y a esos compis de entrenamiento (Artur, Ali, y Felix) que aunque mas intermitentes siempre han estado apoyando dia a dia. Y al "adulescente" del grupo, que siempre nos ofrece su mejor risa aunque este en la otra punta del pasillo, gracias Diego por confiar en mi para cuidar de los abuelitos (aún a sabiendas de que utilizo balón medicinal), por sacar tiempo para leerte un trocito de la tesis, y por todos los consejos dados estos últimos años. Y por las horas invertidas en un tiempo record para realizar la portada de este documento, tengo que agradecerte Nacho que mi tesis doctoral haya podido finalizarse en el plazo establecido, y prometo recompensarte por ello en cuanto vuelvas del otro lado del charco.

Y por último, agradecer a las dos personas que me han guiado durante este proceso , y sin las cuales este trabajo no hubiese sido posible. Muchas gracias a Jose Luís, por todas las horas invertidas en explicarme el Vicon y todos los locos análisis que esto conlleva, por haber heho que consiga nivel medio de "Excell", por esas correcciones con toque humorístico que me han ayudado tanto con el uso correcto de las palabras y que han hecho este proceso mas ameno, y por inculcarme la importancia de la metodología de la investigación y el uso de los análisis estadísticos mas robustos. Gracias por estar siempre disponible para resolver todas las dudas que se me han planteado, aunque ya hubiesen sido explicadas en el master, y ser parte de este proceso de mi aprendizaje.

Y gracias a la persona que me acogió y me ha cuidado y guiado desde el primer momento que entré en esta universidad, compartiendo su pasión por la actividad física adaptada y el maravilloso mundo de la clasificación. Gracias Raúl por ayudarme a crecer en el ámbito de la investigación, hacerme una persona mas autónoma y exigente, y por compartir ese perfeccionismo y afición al trabajo tan admirable que te caracteriza, pero sobretodo tengo que agradecerte que me hayas dado la oportunidad de realizar esta Tesis Doctoral a tu lado. Espero que nuestro camino juntos no termine aquí, y poder seguir aprendiendo y mejorando en esta nueva etapa. Gracias por todo.



## TABLA DE CONTENIDOS

---

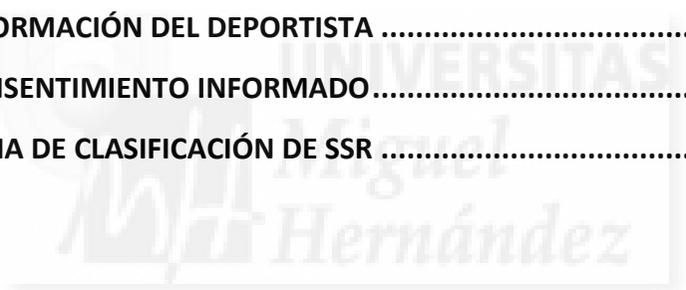
---

ÍNDICE DE FIGURAS.....	23
ÍNDICE DE TABLAS.....	24
ÍNDICE DE ABREVIATURAS .....	28
TEST Y VARIABLES .....	29
<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	
<b>1.1. Slalom en silla de ruedas (SSR) como paradesporte .....</b>	<b>29</b>
1.1.1. Historia del SSR.....	30
1.1.2. Pruebas y competición .....	31
<b>1.2. Impedimentos elegibles en SSR .....</b>	<b>33</b>
1.2.1. Hipertonía, ataxia y atetosis .....	34
1.2.1.1. Hipertonía y espasticidad .....	36
1.2.1.2. Discinesia.....	37
1.2.1.3. Ataxia .....	38
1.2.1.4. Etiología de la PC.....	39
1.2.2. Otros impedimentos físicos (OIF) .....	40
1.2.2.1. Lesión medular (LM).....	40
1.2.2.2. Poliomiélitis (Polio).....	43
1.2.2.3. Deficiencia de las extremidades .....	44
<b>1.3. Clasificación en paradesporte .....</b>	<b>45</b>
1.3.1. Posicionamiento de IPC sobre la clasificación en deporte paralímpico .....	45
1.3.2. Sistema de clasificación funcional de CPISRA.....	47
1.3.3. Evolución de los sistemas de clasificación.....	49
1.3.4. Elegibilidad y proceso de clasificación .....	50
1.3.5. Sistemas de clasificación en deportes que requieren de propulsión de silla de ruedas.....	52
1.3.5.1. Baloncesto en silla de ruedas (BSR).....	52
1.3.5.2. Rugby en silla de ruedas (RSR) .....	53
1.3.5.3. Para-atletismo (pruebas en silla de ruedas).....	54
1.3.5.4. Baile para-deportivo (BPD).....	54
<b>1.4. Habilidades motrices en deportes de propulsión de silla de ruedas .....</b>	<b>55</b>
1.4.1. Técnica de propulsión.....	55
1.4.2. Fuerza .....	56
1.4.3. Control y estabilidad del tronco .....	58

1.4.4. Coordinación .....	60
<b>1.5. Antecedentes, situación actual y prospectiva de futuro de la clasificación en SSR</b> .....	<b>61</b>
<b>2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS</b>	
<b>2.1. Objetivos</b> .....	<b>67</b>
<b>2.2. Hipótesis</b> .....	<b>67</b>
<b>3. MÉTODO</b>	
<b>3.1. Planificación del método</b> .....	<b>71</b>
<i>Fase I: Revisión de los sistemas de clasificación en deportes en sillas de ruedas</i> .....	71
<i>Fase II: Discusión y diseño de test</i> .....	71
<i>Fase III: Analizar la fiabilidad de los test a utilizar</i> .....	71
<b>3.2. Participantes</b> .....	<b>72</b>
<b>3.3. Instrumentos y variables</b> .....	<b>73</b>
3.3.1. Análisis cinético y cinemático de la propulsión en silla de ruedas .....	74
3.3.2. Fuerza isométrica .....	76
3.3.3. Estabilidad y control postural en sedestación .....	76
3.3.3.1. Límite de estabilidad .....	77
3.3.3.2. Estabilidad y control postural de tronco.....	77
3.3.4. Coordinación .....	78
3.3.5. Análisis del rendimiento .....	79
<b>3.4. Protocolos de medida</b> .....	<b>79</b>
3.4.1. Análisis cinético y cinemático de la propulsión en silla de ruedas .....	79
3.4.2. Test de fuerza isométrica .....	81
3.4.3. Test de control de tronco.....	82
3.4.3.1. Límite de estabilidad .....	82
3.4.3.2. Estabilidad y control postural.....	82
3.4.4. Test de coordinación .....	83
3.4.5. Test de rendimiento específico de SSR .....	84
<b>3.5. Análisis de datos</b> .....	<b>85</b>
3.5.1. Análisis cinético y cinemático de la propulsión de silla de ruedas .....	85
3.5.2. Fuerza isométrica .....	88
3.5.3. Control del tronco.....	88
3.5.4. Coordinación .....	90
<b>3.6. Procedimiento y diseño</b> .....	<b>90</b>

<b>3.7. Análisis estadístico .....</b>	<b>91</b>
<b>4. RESULTADOS</b>	
<b>4.1. Análisis de fiabilidad intra-grupo de las variables analizadas en los test de valoración del impedimento .....</b>	<b>98</b>
4.1.1. <i>Fiabilidad de las variables correspondiente al análisis cinemático de la técnica de propulsión obtenida en el test de rendimiento sprint en 4 m .....</i>	<i>98</i>
4.1.2. <i>Fiabilidad de las variables obtenidas en los test de fuerza isométrica y fuerza de salida analizada en el test de sprint en 4 m .....</i>	<i>103</i>
4.1.3. <i>Fiabilidad de las variables obtenidas en el test de coordinación bilateral.....</i>	<i>105</i>
4.1.4. <i>Fiabilidad de las variables que valoran la funcionalidad del tronco .....</i>	<i>105</i>
4.1.5. <i>Fiabilidad de las variables de rendimiento específicas de SSR.....</i>	<i>107</i>
<b>4.2. Diferencias entre los grupos deportistas con parálisis cerebral (PC), otros impedimentos físicos (OIF) y el grupo sin impedimento (NI), en las variables de los test realizados.....</b>	<b>109</b>
4.2.1. <i>Diferencias entre grupos en las variables cinemáticas de la técnica de propulsión obtenidas en el test de sprint en 4 m .....</i>	<i>109</i>
4.2.2. <i>Diferencias entre grupos en las variables de fuerza isométrica y fuerza de salida en el test de sprint en 4 m.....</i>	<i>115</i>
4.2.3. <i>Diferencias entre los tres grupos en las variables de coordinación .....</i>	<i>116</i>
4.2.4. <i>Diferencias entre los tres grupos en las variables de funcionalidad de tronco .....</i>	<i>117</i>
4.2.5. <i>Diferencias entre los tres grupos en las variables de rendimiento específicas de SSR.....</i>	<i>119</i>
<b>4.3. Relaciones entre las variables analizadas en los test de valoración del impedimento y las variables obtenidas en los test específicos de rendimiento.....</b>	<b>123</b>
4.3.1. <i>Correlaciones entre las variables cinemáticas de la técnica de propulsión obtenidas en el test de sprint de 4 m, y las variables de rendimiento específico de SSR .....</i>	<i>123</i>
4.3.2. <i>Correlaciones entre las variables de fuerza, en los test isométrico y de fuerza de salida de sprint de 4 m, y las variables de rendimiento específico de SSR .....</i>	<i>129</i>
4.3.3. <i>Correlaciones entre las variables del test de coordinación y las variables de rendimiento específico de SSR.....</i>	<i>130</i>
4.3.4. <i>Correlaciones entre las variables de función de tronco, en los test de control de tronco y límite de estabilidad, y las variables de rendimiento específico de SSR.....</i>	<i>130</i>
<b>5. DISCUSIÓN</b>	
<b>5.1. Valoración cinemática de la técnica de propulsión .....</b>	<b>137</b>

5.2. Valoración de la fuerza isométrica y fuerza de salida de propulsión en un sprint de 4 m .....	142
5.3. Valoración de la coordinación simultánea bilateral mediante tareas de “tapping” .....	146
5.4. Evaluación de la función del tronco mediante la valoración del control postural, estabilidad y ROM en tareas estáticas y dinámicas .....	149
5.5. Valoración de los factores determinantes del rendimiento en SSR .....	153
6. CONCLUSIONES .....	159
7. LIMITACIONES DEL ESTUDIO Y PROSPECTIVAS FUTURAS	
7.1. Principales limitaciones encontradas en el estudio .....	165
7.2. Prospectivas de investigación futuras .....	167
8. REFERENCIAS .....	171
ANEXO 1. INFORMACIÓN DEL DEPORTISTA .....	III
ANEXO 2. CONSENTIMIENTO INFORMADO .....	V
ANEXO 3. FICHA DE CLASIFICACIÓN DE SSR .....	VI



## ÍNDICE DE FIGURAS

---

<b>Figura 1.</b> Circuito de recorrido fijo. Distribución de los obstáculos que componen el circuito, distancias entre ellos y dirección del recorrido.	32
<b>Figura 2.</b> Recorrido en paralelo de las pruebas de eliminación y prueba de campeón de campeones y distribución de los obstáculos que componen el mismo.	33
<b>Figura 3.</b> Clasificación de la PC en función de la región afectada del cerebro, impedimento y afectación topológica (Adaptada de Parvizi, 2010)	35
<b>Figura 4.</b> Clasificación de los subtipos de PC según la SCPE (Adaptada de Surveillance of Cerebral Palsy in Europe, 2000).	36
<b>Figura 5.</b> Extensión de los nervios de la medula espinal representada por dermatomas y nivel de lesión (Adaptada de Netter, 2008).	41
<b>Figura 6.</b> Clasificación de espina bífida (Adaptada de: <a href="https://goo.gl/4C82Cx">https://goo.gl/4C82Cx</a> ).	43
<b>Figura 7.</b> Evolución de los sistemas de clasificación (Adaptado de Reina y Vilanova, 2017).	50
<b>Figura 8.</b> Organismos y clases que participan de la clasificación actual propuesta para SSR.	62
<b>Figura 9.</b> Vista cenital de la distribución del test de sprint en 4 m. Disposición de las cámaras infrarrojas T10 (V1 a V7), las dos cámaras de vídeo (C1-C2), y las plataformas de fuerza (P1-P2).	74
<b>Figura 10.</b> Dimensiones de las plataformas Kistler, modelo 9287CA, utilizadas para valorar la fuerza de salida en el test de sprint de 4 m.	74
<b>Figura 11.</b> Montaje para la sincronización del material y software empleado en el test de sprint en 4 m.	75
<b>Figura 12.</b> Montaje del trono y asiento de madera para la realización del test de estabilidad de tronco. El participante se encuentra en la posición de inicio previa al comienzo de la tarea.	78
<b>Figura 13.</b> Dimensiones de la estructura compuesta por dos pulsadores y colocada a uno de los lados del sujeto.	78
<b>Figura 14.</b> Disposición de los marcadores colocados sobre el participante y visión tridimensional del modelo creado para el análisis del movimiento con el sistema Vicon Nexus. A la derecha aparecen las siglas de los marcadores cuyo significado ha sido especificado en el texto.	80

<b>Figura 15.</b> Montaje del test de fuerza isométrica. En la imagen el participante se encuentra en la posición previa al inicio de la tarea de propulsión.	81
<b>Figura 16.</b> Programa de seguimiento del CoP proyectado frente al sujeto para realizar las diferentes tareas. En la imagen se muestra la tarea dinámica circular (ET-C) con feedback (círculo objetivo y CoP) (Adaptada de Barbado et al., 2016).	83
<b>Figura 17.</b> Obstáculos que conforman el test de rendimiento específico de SSR. Disposición de los pivotes y distancias de la puerta invertida (PI) y la figura de zig-zag en ocho (Z8).	84
<b>Figura 18.</b> Ángulos de flexo-extensión del codo durante la propulsión de la silla de ruedas. Identificación de los instantes de agarre y suelta del aro en los 3.5 m analizados en el test de sprint en 4 m.	86
<b>Figura 19.</b> Parámetros técnicos de la propulsión en silla de ruedas. CM = contacto de la mano, SM = suelta de la mano; AP = ángulo de propulsión; AI = ángulo de inicio de propulsión; AF = ángulo final de propulsión (Adaptada de Vanlandewijck et al., 2001).	86
<b>Figura 20.</b> Representación de las variables analizadas con las plataformas de fuerzas en la primera propulsión del test de sprint en 4 m.	87
<b>Figura 21.</b> Análisis de video con Kinovea del test de límite de estabilidad en las tareas lateral derecha (LD) y anterior (AN).	89
<b>Figura 22.</b> Representación de los descriptivos de las variables de fuerza isométrica y diferencias significativas obtenidas por el análisis post-hoc de Bonferroni (* $p < 0.05$ ).	115
<b>Figura 23.</b> Representación de los descriptivos de las variables de fuerza de salida y diferencias significativas obtenidas por el análisis post-hoc de Bonferroni (* $p < 0.05$ ).	116
<b>Figura 24.</b> Representación de los descriptivos de las variables de las tareas continua y discreta del test de coordinación, de los lados dominante y no dominante, entre los grupos PC, OIF y NI.	116
<b>Figura 25.</b> Representación de los descriptivos de las variables de estabilidad de tronco y diferencias significativas obtenidas por el análisis post-hoc de Bonferroni (* $p < 0.05$ ) y Games-Howell ( $\ddagger p < 0.05$ ).	117
<b>Figura 26.</b> Representación de los descriptivos de las variables de límite de estabilidad y diferencias significativas obtenidas por el análisis post-hoc de Bonferroni (* $p < 0.05$ ) y Games-Howell ( $\ddagger p < 0.05$ ).	118

<b>Figura 27.</b> Representación de los descriptivos de las variables de tiempo del test de rendimiento (R2) y diferencias significativas obtenidas por el análisis post-hoc de Bonferroni ( $*p < 0.05$ ) y Games-Howell ( $\ddagger p < 0.05$ ).	120
<b>Figura 28.</b> Diagrama de representación de los 4 pasos requeridos para el desarrollo de métodos de clasificación de impedimentos físicos, basados en evidencias científicas (Adaptado de Tweedy, Beckman y Connick, 2014).	135

## ÍNDICE DE TABLAS

---

<b>Tabla 1.</b> Escala de afectación neurológica basada en los estándares de clasificación neurológica de la Asociación Americana de Lesiones Medulares (Adaptada de Kirshblum et al., 2014).	42
<b>Tabla 2.</b> Estadísticos descriptivos de la muestra del estudio.	73
<b>Tabla 3.</b> Estadísticos de las variables que no cumplen el supuesto de normalidad tras realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov.	97
<b>Tabla 4.</b> Prueba de Levene y estadísticos correspondientes al ANOVA alternativo para variables que no cumplen el supuesto de homogeneidad de varianzas.	98
<b>Tabla 5.</b> Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables de ángulo de flexo-extensión de codo y hombro, y de abducción de hombro, en los instantes de agarre y suelta del aro, de las tres propulsiones estudiadas en el test de sprint en 4 m.	99
<b>Tabla 6.</b> Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables de ROM de tronco estudiadas en las tres propulsiones del test de sprint en 4 m.	100
<b>Tabla 7.</b> Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables de ángulo de propulsión total, inicial y final para las manos dominante y no dominante, de las tres propulsiones estudiadas en el test de rendimiento sprint en 4 m.	101
<b>Tabla 8.</b> Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables de tiempo de propulsión total y sus fases, para las manos dominante y no dominante, de las tres propulsiones estudiadas en el test de rendimiento sprint en 4 m.	102
<b>Tabla 9.</b> Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables de fuerza estudiadas en las tareas de propulsión y tracción del test de fuerza isométrica.	103

<b>Tabla 10.</b> Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables de fuerza de salida de propulsión, estudiadas en el test de sprint en 4 m.	104
<b>Tabla 11.</b> Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables que conforman las dos tareas del test de coordinación.	105
<b>Tabla 12.</b> Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables de control y estabilidad de tronco estudiadas en las tareas estática y dinámicas.	106
<b>Tabla 13.</b> Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables de límite de estabilidad obtenidas mediante el análisis de video y la aplicación móvil (inclinómetro).	107
<b>Tabla 14.</b> Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables de rendimiento específicas estudiadas en los test de sprint en 4 m y ejecución de obstáculos de SSR.	108
<b>Tabla 15.</b> Diferencias entre los grupos PC, OIF y NI para las variables analizadas en el test de sprint en 4 m, correspondientes a los ángulos de flexo-extensión de codo y hombro, abducción de hombro, y ROM de tronco durante la propulsión de la silla de ruedas.	111
<b>Tabla 16.</b> Diferencias entre los grupos PC, OIF y NI para las variables analizadas en el test de sprint en 4 m, correspondientes a los ángulos de la fase propulsiva.	113
<b>Tabla 17.</b> Diferencias entre los grupos PC, OIF y NI para las variables analizadas en el test de sprint en 4 m, correspondientes al tiempo de la propulsión y sus fases (fase propulsiva y de recobro).	114
<b>Tabla 18.</b> Diferencias entre los grupos PC, OIF y NI para las variables analizadas en los test de fuerza y coordinación.	121
<b>Tabla 19.</b> Diferencias entre los grupos PC, OIF y NI para las variables analizadas en los test valoración de la función de tronco y rendimiento específico de SSR.	122
<b>Tabla 20.</b> Correlaciones entre las variables de ángulo de codo, en las fases de contacto y suelta del aro, analizadas del test de sprint en 4 m y las variables de rendimiento específicas de SSR.	123
<b>Tabla 21.</b> Correlaciones entre las variables de ángulo de hombro, en las fases de contacto y suelta del aro, analizadas del test de sprint en 4 m y las variables de rendimiento específicas de SSR.	124
<b>Tabla 22.</b> Correlaciones entre las variables de ángulo de abducción del hombro, en las fases de contacto y suelta del aro, analizadas en el test de sprint en 4 m y las variables de rendimiento específicas de SSR.	125

<b>Tabla 23.</b> Correlaciones entre las variables de ROM de tronco, analizadas en el test de sprint en 4 m, y las variables de rendimiento específicas de SSR.	126
<b>Tabla 24.</b> Correlaciones entre las variables de ángulo de propulsión, analizadas en el test de sprint en 4 m, y las variables de rendimiento específicas de SSR.	127
<b>Tabla 26.</b> Correlaciones entre las variables de fuerza isométrica y fuerza de salida en sprint de 4 m, y las variables de rendimiento específicas de SSR.	129
<b>Tabla 27.</b> Correlaciones entre las variables de las tareas del test de coordinación y las variables de rendimiento específicas de SSR.	130
<b>Tabla 28.</b> Correlaciones entre las variables de control de tronco y las variables de rendimiento específicas de SSR.	131
<b>Tabla 29.</b> Ángulos de diferencia bilateral en las variables cinemáticas de los deportistas de slalom en silla de ruedas del grupo de deportistas con parálisis cerebral.	141



## ÍNDICE DE ABREVIATURAS

---

---

ASIA	Asociación Americana de Lesiones Medulares
BPD	Baile paradesportivo
BSR	Baloncesto en silla de ruedas
CID	Centro de Investigación del Deporte
CIF	Sistema Internacional de Clasificación de función, discapacidad y salud
CdP	Centro de presiones
CPISRA	Asociación Internacional de Deportes y Recreación para personas con Parálisis Cerebral y Lesión Cerebral
DCA	Daño cerebral adquirido
EB	Espina bífida
FEDPC	Federación Española de Deportes de Personas con Parálisis cerebral y Lesión Cerebral
IPC	Comité Paralímpico Internacional
IWBF	Federación Internacional de Baloncesto en silla de ruedas
IWRF	Federación internacional de Rugby en silla de ruedas
LM	Lesión medular
NI	Grupo control sin impedimento
OMS	Organización Mundial de la Salud
PC	Parálisis cerebral
ROM	Rango de movimiento
RSR	Rugby en silla de ruedas
SCPE	“Surveillance of Cerebral Palsy in Europe”
SNC	Sistema nervioso central
SSR	Slalom en silla de ruedas
TIC	Escala de clasificación del impedimento del tronco
UMH	Universidad Miguel Hernández de Elche
WPA	Federación internacional de para-atletismo

## TEST Y VARIABLES

---

---

### ***Test de rendimiento de sprint en 4 m (R1)***

#### **Variables cinemáticas**

AC_CA	Ángulo de flexo-extensión del codo en los instantes:
AC_SA	contacto con el aro (CA) y suelta del aro (SA)
AH_CA	Ángulo de flexo-extensión del hombro en los instantes:
AH_SA	contacto con el aro (CA) y suelta del aro (SA)
AbdH_CA	Ángulo de abducción del hombro en los instantes:
AbdH_SA	contacto con el aro (CA) y suelta del aro (SA)
Rom_T	Rango de movimiento del tronco
AP	Ángulo total de propulsión
AP_ai	Ángulo propulsivo de inicio
AP_af	Ángulo propulsivo final
TP	Tiempo total del ciclo propulsivo
TFP	Tiempo fase propulsiva
TFR	Tiempo fase de recobro

#### **Variables cinéticas**

Fmax	Fuerza máxima de salida
TFmax	Tiempo hasta la fuerza máxima
Imp	Impulso mecánico

#### **Variables de rendimiento**

T4m	Tiempo total
VM4m	Velocidad máxima
AC	Aceleración máxima

### ***Test de fuerza isométrica (FI)***

P_Fmax	Fuerza máxima en las tareas isométricas:
T_Fmax	acción de propulsión (P) y acción de tracción (T)
P_RFD	Ratio de desarrollo de la fuerza en las tareas isométricas:
T_RFD	acción de propulsión (P) y acción de tracción (T)

---

**Test de coordinación (CO)**

---

C	Tarea continua
D	Tarea discreta

---

---

**Test de control postural y estabilidad del tronco (ET)**

---

E	Tarea estable
V	Tarea dinámica vertical (eje antero-posterior)
C	Tarea circular
EM	Error medio
VM	Velocidad media

---

---

**Test de límite de estabilidad del tronco (LE)**

---

video	Análisis del límite de estabilidad mediante video
móvil	Análisis del límite de estabilidad mediante aplicación móvil
AN	Tarea anterior
PO	Tarea posterior
LD	Tarea lateral derecha
LI	Tarea lateral izquierda

---

---

**Test de rendimiento específico de SSR (R2)**

---

PI	Obstáculo de SSR “puerta invertida”
Z8	Obstáculo de SSR “zig-zag en 8”

---



## 1. INTRODUCCIÓN





## 1. INTRODUCCIÓN

### 1.1. Slalom en silla de ruedas (SSR) como paradesporte

Las personas con discapacidad, entendiendo este término como la “restricción o ausencia (debido a una deficiencia o impedimento) de la capacidad para realizar una actividad en la forma, o dentro del margen, que se considera normal para un ser humano” (Sanz y Reina, 2012), tienen que afrontar múltiples barreras en su día a día que dificultan muchas de sus actividades cotidianas. En relación al acceso a la práctica deportiva, estas barreras asociadas a la discapacidad pueden ser de carácter personal o ambiental. La revisión sistemática realizada por Jaarsma, Dijkstra, Geertzen y Dekker (2014), concluye que las principales barreras personales radican en la propia discapacidad, la salud o la falta de energía/fatiga a la hora de realizar actividades deportivas, mientras que las barreras ambientales más frecuentes son la accesibilidad y transporte a las mismas, la falta de información, o los costes de material y equipamiento deportivo.

La actividad física favorece en este colectivo su desarrollo físico y personal, ofreciendo nuevas oportunidades y desafíos que facilitan su inclusión en la sociedad (Reina, 2014). Las personas que comienzan a practicar un paradesporte de forma regular, además de potenciar su autonomía y mejorar sus cualidades físicas, con el consiguiente beneficio terapéutico y rehabilitador que esto conlleva, pasan a formar parte de un grupo en el que se van a favorecer las relaciones sociales, creando un vínculo entre todas las personas (técnicos, árbitros, entrenadores, deportistas, familia...) que participan de los eventos y práctica de dicha actividad (Eime, Young, Harvey, Charity y Payne, 2013).

El SSR como paradesporte es una modalidad deportiva practicada originalmente por personas con parálisis cerebral (PC) y daño cerebral adquirido (DCA), abierta recientemente a deportistas con otros impedimentos físicos, todos ellos usuarios de silla de ruedas, ya sean a motor o de propulsión manual o con los pies (FEDPC, 2015). Este paradesporte es específico para este colectivo, ya que no existe su homónimo en el deporte para personas sin discapacidad (Sanz y Reina, 2012).

Esta actividad potencia diferentes habilidades motrices requeridas en el manejo de la silla de ruedas, como los giros, arrancadas, precisión de los movimientos, percepción del espacio y del tiempo, entre otras, siendo una actividad muy enriquecedora para personas de movilidad reducida, ya que pueden transferir las habilidades adquiridas a su vida cotidiana. El SSR puede ser practicado tanto a nivel recreativo como competitivo, siendo el objetivo final de la práctica recorrer un circuito compuesto por diferentes obstáculos en el menor tiempo posible, completando con habilidad y destreza las diferentes

pruebas, y evitando cometer penalizaciones que pueden llevar al participante a incrementar el tiempo final conseguido, e incluso a su descalificación. Para comprender el objetivo de la presente tesis doctoral, en los siguientes apartados profundizaremos en este paradesporte, para muchos desconocido, tratando los aspectos más importantes que lo definen.

### **1.1.1. Historia del SSR**

Aunque actualmente el SSR no forma parte del programa paralímpico, esta modalidad perteneció al programa de los juegos de Stoke Mandeville en 1963, y se mantuvo en competición durante los Juegos Paralímpicos de Tokio en 1964 hasta Seúl en 1988, como una de las modalidades de carrera en silla de ruedas. El SSR de ruedas sigue siendo utilizado en muchos eventos deportivos a nivel internacional, siendo practicado por usuarios de sillas de ruedas autopropulsadas (brazos o piernas) y a motor.

En España, este paradesporte tiene sus orígenes en el tratamiento terapéutico y rehabilitador que, planteándose desde la optimización de la funcionalidad del sujeto, de su socialización, o de su condición física, se ha propuesto como actividad para otorgar a la persona mayor autonomía en su vida diaria (García de Mingo, 1992). Actualmente el SSR como modalidad paradesportiva está regulado a nivel internacional por la Asociación Internacional de Deportes y Recreación de Personas con Parálisis Cerebral (CPIIRA, 2011), que recoge el actual reglamento diseñado por la Federación Española de Deportes de Personas con Parálisis Cerebral y Daño Cerebral Adquirido (FEDPC), basándose en las pruebas de slalom que datan de antes del año 1992. Hasta el año 2013 se ha practicado de forma exclusiva por personas con parálisis cerebral y otros tipos de daño cerebral mediante un sistema de clasificación de los deportistas en cinco clases funcionales (FEDPC, 2009, 2013), si bien desde el año 2015 el personal técnico de la Federación Española de SSR, con el apoyo del equipo de investigación de la presente Tesis Doctoral, se ha visto involucrado en un proceso de desarrollo del sistema de clasificación para favorecer la participación competitiva de otro tipo de impedimentos físicos. Con motivo de abordar un plan estratégico para el desarrollo a nivel internacional de esta modalidad paradesportiva, el 25 de abril de 2015 se reunieron en el Centro de Investigación del Deporte (CID) de la Universidad Miguel Hernández de Elche (UMH) los miembros más representativos de CPIIRA, la FEDPC, y el comité técnico de SSR, a los cuales se les expuso el proyecto planteado para desarrollar el nuevo sistema de clasificación en SSR “Inclusión de Nuevos Impedimentos Elegibles para Slalom en Silla de Ruedas: Clasificación basada en Evidencias”, y que se expone en el presente documento.

### **1.1.2. Pruebas y competición**

El reglamento de SSR 2015 - 2018 (QR) recoge las normas de competición actuales en las que se describen las diferentes pruebas, material y reglamento que se aplican en campeonatos autonómicos y nacionales. Los campeonatos autonómicos consisten en 3 tomas de tiempo que se realizan previamente al campeonato de España, en las que los deportistas completan las pruebas definidas en el manual, con el fin de conseguir un tiempo que les clasifique para el citado campeonato.

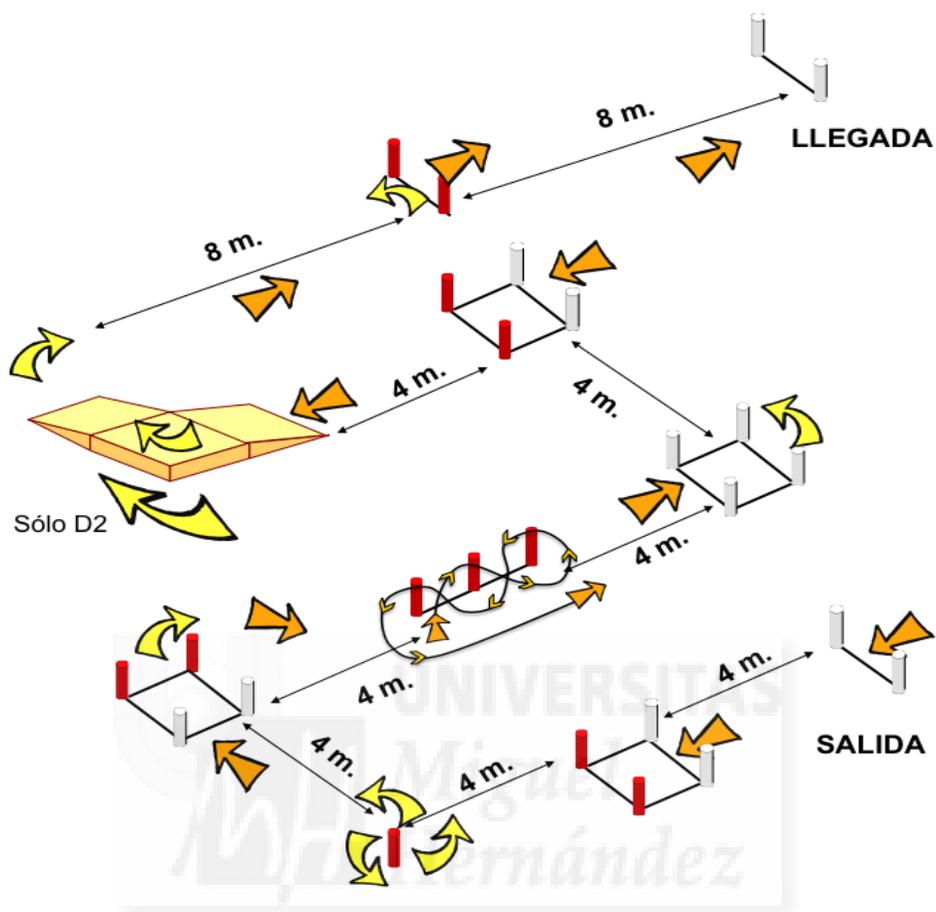


Para que la competición se desarrolle en igualdad de condiciones, los deportistas se agrupan en diferentes clases funcionales, en base al impedimento que presenten y como éste limita la actividad específica del deporte (Tweedy, 2002). Los detalles de esta clasificación serán explicados en el apartado 1.5 del presente documento. En algunas de las clases los deportistas son clasificados también en categoría femenina y masculina, no habiendo en la actualidad distinción de categorías por edad, si bien es cierto que debido al aumento de participantes de las categorías infantil y junior en los últimos años se está estudiando la posibilidad de crear una competición para estas edades.

La competición de SSR se compone de las siguientes pruebas: prueba cronometrada, prueba de eliminación individual, prueba de eliminación por equipos, y prueba de campeón de campeones. Todas las pruebas utilizan pivotes blancos y rojos para conformar los obstáculos del circuito: pivote de giro completo, zig-zag en 8, puerta invertida, la rampa, y los cuadrados con giro de 180º (pivotes blancos de entrada y rojos de salida) y 360º (pivotes blancos). Su distribución determinará el tipo de circuito y prueba a realizar:

#### **- Prueba cronometrada:**

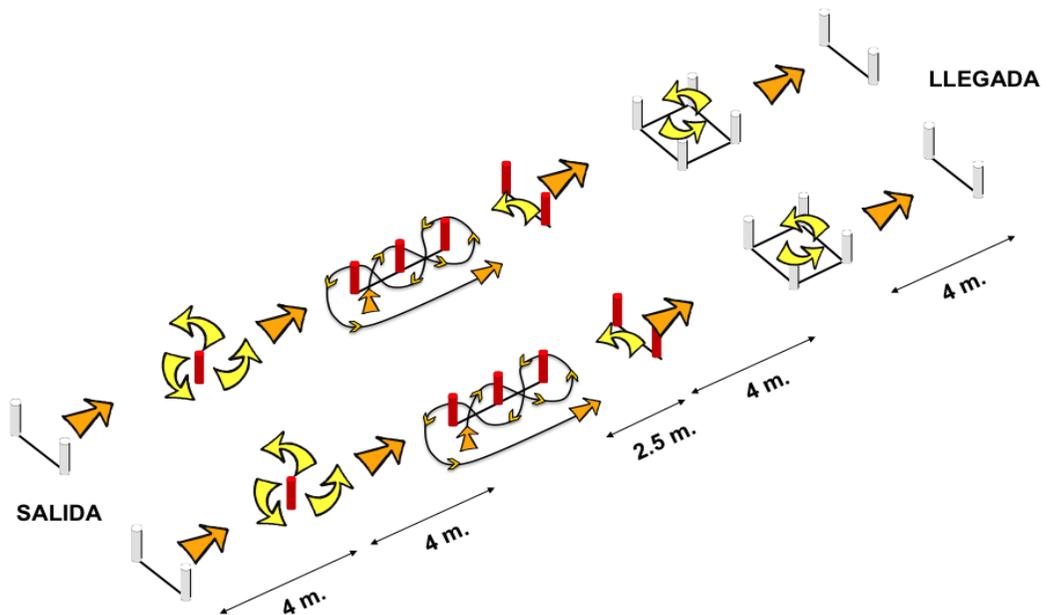
Se compone de dos recorridos; el circuito fijo, en el que los obstáculos se completan siempre según el orden que establece el reglamento y se realiza en primer lugar en la competición (Figura 1); y el circuito variable, en el que se modifica la posición de los obstáculos del circuito fijo con el fin de crear incertidumbre al deportista en el desarrollo de la prueba. El tiempo total acreditado por el deportista es la suma de los tiempos de ambos recorridos, más el asignado por las penalizaciones cometidas (3 s por pisar figuras o tocar obstáculos, y 5 s en caso de derribar un obstáculo, de forma sumatoria cada vez que acontecen).



**Figura 1.** Circuito de recorrido fijo. Distribución de los obstáculos que componen el circuito, distancias entre ellos y dirección del recorrido (Adaptada de Sanz y Reina, 2015).

- *Prueba de eliminación (individual y por equipos):*

En esta prueba se dispondrán diferentes obstáculos conformando dos circuitos paralelos (Figura 2), en los que el deportista se enfrentará a un adversario (*Prueba de eliminación individual*), intentando realizar el circuito en el menor tiempo posible sin cometer penalizaciones, ya que en esta prueba cualquier penalización será motivo directo de descalificación. Se realizan eliminatorias para cada grupo de clasificación compitiendo de forma individual entre los deportistas de cada clase. Además, en estos mismos circuitos tiene lugar la *prueba de eliminación por equipos*, en la que se compete con cuatro deportistas de diferentes categorías que conforman un equipo mediante un sistema de puntos en función de los tres mejores tiempos conseguidos en los campeonatos de las últimas tres temporadas en la prueba de eliminación.



**Figura 2.** Recorrido en paralelo de las pruebas de eliminación y prueba de campeón de campeones y distribución de los obstáculos que componen el mismo (Adaptada de Sanz y Reina, 2015).

- *Prueba de campeón de campeones:*

Esta prueba aparece incluida por primera vez en el reglamento de 2015 con el objetivo de reunir a los campeones de todas las categorías y obtener un único vencedor del campeonato. Para ello se ha establecido un sistema de hándicaps de tiempos que permite compensar las limitaciones funcionales de cada categoría, basado en la media de los tres mejores tiempos conseguidos en los campeonatos de las tres últimas temporadas. Actualmente esta es una de las pruebas más vistosas del campeonato, ya que permite observar diferentes impedimentos compitiendo en la misma prueba, creando finales muy igualadas.

## 1.2. Impedimentos elegibles en SSR

En base a lo descrito por la Organización Mundial de la Salud (OMS, 2001) en su Sistema Internacional de Clasificación de Funcionalidad, Discapacidad y Salud (CIF), definimos impedimento como la afectación de la estructura o función de alguna parte del cuerpo que tiene como consecuencia una limitación en alguna actividad. Dicha limitación, entre otros factores, estará directamente condicionada por el tipo, magnitud y extensión del impedimento, y en nuestro caso vendrá producida por una afectación de la función a

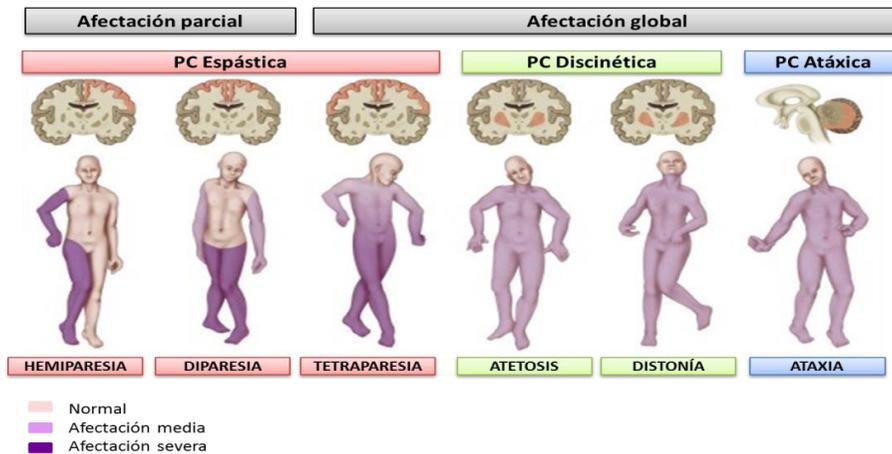
distintos niveles, o una afectación en la longitud de extremidades y/o estatura. En la actualidad, los impedimentos elegibles en SSR, que determinan los deportistas que pueden participar en los eventos competitivos son: a) aquellos cuyo impedimento derive de una PC o DCA (hipertonía, ataxia o atetosis), y b) aquellos que presenten uno o más de los criterios mínimos de impedimento recogidos en el código de clasificación de atletismo (déficit de fuerza, déficit de rango de movimiento, déficit de extremidades y diferencia en longitud de extremidades inferiores) y otras posibles limitaciones físicas que cumplan con los criterios de mínimo impedimento elegible, todos ellos usuarios de silla de ruedas manual o motorizada (*World Para-Athletics*, WPA, 2017). A continuación se pasará a profundizar en cada uno de ellos.

### **1.2.1. Hipertonía, ataxia y atetosis**

Los impedimentos físicos que se van a describir en este apartado son una manifestación de la alteración del comportamiento motor y daño neurológico del sistema nervioso central (SNC) que pueden presentar las personas con PC o DCA, y que constituyen tres de los impedimentos elegibles para competir en SSR.

La PC es un trastorno persistente y no progresivo del control del movimiento y de la postura, causado por un daño del sistema nervioso central durante el período temprano del desarrollo cerebral (Gormley, 2001; Rosenbaum et al., 2007). Se caracteriza por causar alteraciones en la capacidad funcional física, llegando a ocasionar ciertos impedimentos no progresivos, pero cambiantes en ocasiones. Estudios basados en la población mundial presentan estimaciones de la prevalencia de entre 1.5 - 4 casos de PC por cada 1.000 niños nacidos, concluyendo que se trata de la alteración motora más común en la infancia (CDC, 2016).

Sus principales consecuencias a nivel físico son la alteración del tono muscular, la coordinación y la postura, procedentes de anomalías estructurales, bioquímicas o eléctricas del SNC (constituido por encéfalo y médula espinal), que pueden mostrarse en una variedad de síntomas dependiendo de la zona del SNC afectada (Figura 3) (Sanger, Delgado, Gaebler-Spira, Hallet y Mink, 2003; Woollacott y Shumway-Cook, 2005). Durante la práctica de actividad física, se producen contracciones mantenidas de los músculos antigravitatorios, así como la coactivación de la musculatura antagonista que provoca una posible debilidad muscular y puede llegar a producir desequilibrios biomecánicos y deformidades esqueléticas, inestabilidad articular o retracción de la longitud de la musculatura (Damiano, Martellotta, Sullivan, Granata y Abel, 2000; García-Ribés, 2004; Moreau, Teefey y Damiano, 2009).



**Figura 3.** Clasificación de la PC en función de la región afectada del cerebro, impedimento y afectación topológica (Adaptada de Parvizi, 2010).

El área afectada del cerebro determinará la topología y afectación motora propia de los diferentes tipos de parálisis cerebral que pueden aparecer de forma combinada y puede ser clasificada como unilateral (monoparesia, hemiparesia) o bilateral (diparesia, tripararesia y tetraparesia). En función de la topología nos referimos a:

- *Monoparesia:* afecta a una única extremidad, bien de un miembro superior o inferior.
- *Hemiparesia:* afecta a un hemicuerpo (derecho o izquierdo) y es de tipo hipertónica habitualmente. El lado afectado tendrá menor manifestación de fuerza, con mayor afectación de equilibrio y coordinación en acciones que requieran de dicho hemicuerpo. En la propulsión de la silla de ruedas esto afectará a la simetría y coordinación del gesto propulsivo. Las personas no ambulantes y que requieran de silla de ruedas pueden ser elegibles para SSR.
- *Diparesia:* frecuentemente de tipo hipertónica, afecta sobre todo a las extremidades inferiores. En los casos más severos puede afectar al patrón de la marcha e impedir el desplazamiento en bipedestación, precisando de la utilización de la silla de ruedas. Las personas con diparesia presentan leve afectación de las extremidades superiores y una gran funcionalidad del tronco, que se verán reflejadas en una buena acción de propulsión y tracción de la silla de ruedas.
- *Tetraparesia:* afecta a las cuatro extremidades, pudiendo ser de mayor intensidad en miembros superiores o inferiores, o en un lado del cuerpo. También es conocida como doble hemiparesia, en el caso que se presentara de forma asimétrica. Es la más habitual en los deportistas practicantes de SSR, con la presencia de diferentes impedimentos como la ataxia y discinesia.

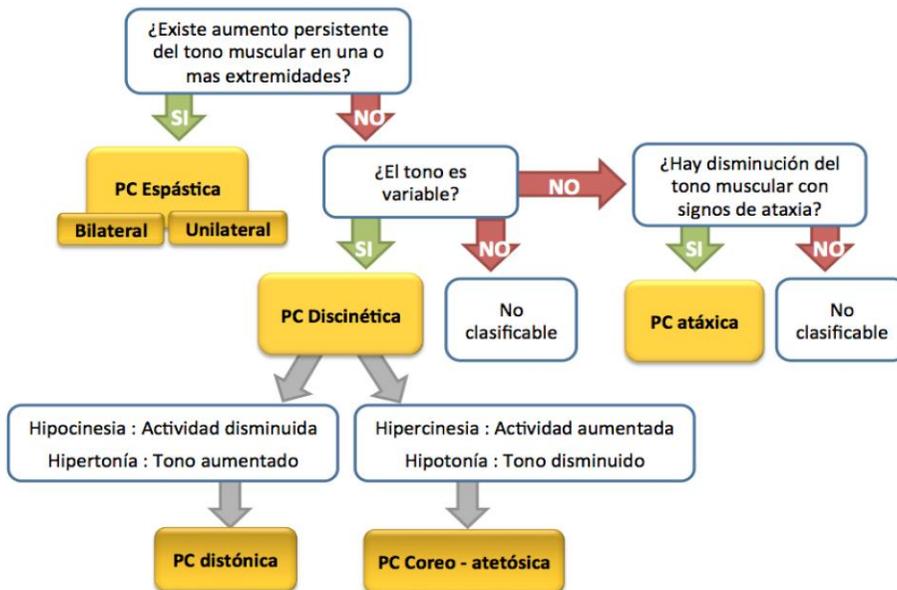


Figura 4. Clasificación de los subtipos de PC según la SCPE (Adaptada de Cans, 2000).

En función de la afectación motora existen distintas formas de PC, siendo la espasticidad (García-Ribés, 2004) y la debilidad muscular (Damiano, Vaughan y Abel, 1995) las manifestaciones más frecuentes de ésta. Ante la variedad de clasificaciones utilizadas por personal clínico, un grupo constituido por 14 centros de 8 países formaron el *Surveillance of Cerebral Palsy in Europe* (SCPE), clasificando la PC en los siguientes grupos en función del impedimento: parálisis cerebral espástica, discinética (distónica o coreoatetósica) y atáxica (Figura 4). Para comprender los conceptos que conforman esta clasificación, así como los impedimentos que el Comité Paralímpico Internacional (IPC) incluye como elegibles, se describen a continuación los siguientes términos:

#### 1.2.1.1. Hipertonía y espasticidad

“La espasticidad es un trastorno motor caracterizado por un aumento de los reflejos tónicos de estiramiento (tono muscular) dependiente de la velocidad, con tirones acentuados del tendón resultantes de la hiperactividad de dicho reflejo, constituyendo uno de los componentes del síndrome de la motoneurona superior” (lesión de las vías motoras descendentes) (Lance, 1980). La presencia de espasticidad supone la presencia de un aumento del tono muscular (hipertonía), por lo que los términos espasticidad e hipertonía espástica se pueden utilizar indistintamente. La hipertonía espástica es un componente que afecta las estructuras del sistema motor piramidal (corteza cerebral, cápsula interna, tronco cerebral o médula espinal), y cuya lesión está asociada a una combinación de debilidad y aumento de los reflejos de estiramiento (Sanger et al., 2003).

Entre el 70-80% de las personas con PC presentan características clínicas espásticas. Las extremidades afectadas pueden demostrar un aumento de los reflejos tendinosos profundos, temblores, hipertonía muscular, debilidad y un patrón de la marcha característico en puntillas en aquellas personas con capacidad de deambular, debido a la hiperextensión y abducción de las extremidades inferiores (Kriger, 2006). Puede variar dependiendo del estado de alerta, la actividad, o la postura de la persona, pero también por la ansiedad, el estado emocional, el dolor, la superficie de contacto, u otra entrada sensorial no nociva, como la temperatura.

Puesto que en la presente tesis doctoral haremos referencia a la hipertonía como impedimento elegible, debemos saber que existe otro tipo de hipertonía que difiere de la espástica, denominada rigidez muscular. Ésta se define como la resistencia a movimientos pasivos, independiente de la postura y la velocidad del movimiento, siendo relativamente uniforme en todo el rango de movimiento, pero con el consiguiente aumento del tono muscular (Sanger et al., 2003).

### 1.2.1.2. *Discinesia*

Si el aumento del tono muscular es variable hablamos de discinesia, la cual se caracteriza por una fluctuación y cambios bruscos del tono muscular, presencia de movimientos involuntarios y la persistencia de reflejos arcaicos. Este tipo de PC afecta al 10-20% de las personas con PC, que presentan movimientos anormalmente lentos y contorsionantes de las manos, pies, brazos o piernas, que se exacerban durante períodos de estrés y ausencia durante el sueño (Kriger, 2006). Esto se ve ocasionado debido a una afección del sistema motor extrapiramidal (ganglios basales y sus conexiones), que participan en el control del movimiento voluntario y el tono muscular, así como en la producción de movimientos automáticos, instintivos o aprendidos. En función de la sintomatología predominante, se diferencian distintas formas clínicas: a) forma distónica, y b) forma coreoatetósica (corea, atetosis, temblor) (Cans, 2000):

a) *Distonía*: alteración involuntaria en el patrón de activación muscular durante un movimiento voluntario o al mantener una postura (Sanger et al., 2003). Se caracteriza por la presencia de contracciones simultáneas de los músculos agonistas y antagonistas, de forma mantenida o espasmódica, pudiendo ocasionar torsiones o retorcimientos de las zonas afectadas (Fredericks y Saladin, 1996; Tweedy y Bourke, 2009). La gravedad y calidad de las posturas distónicas pueden variar con la posición del cuerpo, las tareas específicas, el estado emocional o el nivel de conciencia, produciéndose un estado de relajación de la musculatura durante acciones de reposo como dormir cita. La distonía puede conducir a una contracción muscular involuntaria sostenida durante los intentos

de movimiento voluntario, con una actividad y tono muscular disminuido cuando se evalúa en reposo. Si la distonía está presente en una situación de reposo y causa una postura involuntaria, ésta puede ser una causa de hipertonía y en este caso emplearemos el término hipertonía distónica. Este tipo de hipertonía se sucede con la contracción tónica de los músculos que contribuyen a la rigidez articular pasiva, como resultado de la fuerza generada por las fibras musculares inicialmente activas. La PC distónica tiene predominancia de hipertonía e hipocinesia, lo que provoca rigidez muscular e incapacidad o limitación para generar movimiento (SCPE, 2003).

b) *Coreoatetosis*: esta palabra compuesta hace referencia a un tipo de PC en la que se observa presencia de corea y atetosis. La atetosis es uno de los impedimentos que aparecen como elegibles en el sistema de clasificación de SSR, y que se define como aquellos movimientos involuntarios, lentos, continuos y contorsionantes que afectan en mayor medida a las zonas más distales de las extremidades (manos y pies) y al control postural del tronco (IPC, 2016; Sanger et al., 2010). Se diferencia principalmente de la distonía en que no se da una contracción muscular fija o mantenida. Por su parte, la corea es definida como una secuencia de aparición aleatoria continua de uno o más movimientos involuntarios discretos o fragmentos de movimiento, que pueden fluir entre los diferentes grupos musculares e involucrando extremidades, tronco, cuello, cara o lengua, entre otros. Se diferencia con la atetosis en la posibilidad de identificar movimientos discretos dentro de la secuencia de movimiento al ser estos más breves (Sanger et al., 2010). Las dos juntas conforman un tipo de PC con predominancia hipercinésica e hipotonía (SCPE, 2003), que afecta fundamentalmente a la motricidad manual fina, el control postural y la coordinación.

### **1.2.1.3. Ataxia**

La ataxia es definida como una alteración en el control de movimientos voluntarios por afectación del equilibrio y la coordinación, pudiendo conllevar una alteración en el patrón del movimiento y la postura, con presencia de temblores que dificultan el desempeño de labores diarias que requieren de una función motora fina o rápida (Kriger, 2006). Las personas con ataxia suelen presentar hipotonía muscular y una alteración en acciones de precisión, fuerza, velocidad, coordinación y equilibrio.

La lesión que provoca la ataxia puede ser causada por un daño en el cerebelo (ataxia cerebelosa), o un daño en la motoneurona inferior y/o la médula espinal (ataxia sensitiva), pudiendo verse afectadas la función vestíbulo-espinal o la propioceptiva. En este caso, la información visual puede compensar la ataxia sensorial, por lo que las

ataxias sensoriales suelen ser más fáciles de observar cuando la persona afectada está con los ojos cerrados (Fredericks y Saladin, 1996; Tweedy y Bourke, 2009).

### *1.2.1.4. Etiología de la PC*

Durante el periodo prenatal, las posibles causas de la PC pueden ser la preclampsia o la infección materna (Grether y Nelson, 1997), causando una lesión no evolutiva del sistema nervioso central durante el período temprano del desarrollo cerebral. Los riesgos durante el periodo perinatal incluyen el alumbramiento previo a las 32 semanas de gestación, el nacimiento con un peso inferior a los 2.5 kg, retraso del crecimiento intrauterino, hemorragia intracraneal o el traumatismo. Las causas durante el periodo postnatal suelen estar relacionadas con el daño cerebral causado por bacterias meningíticas, encefalitis vírica, hiperbilirubinemia, caídas, colisiones con vehículos de motor o abuso infantil (Kriger, 2006).

El daño cerebral adquirido (DCA) hace referencia a una lesión cerebral que aparece de manera repentina en un cerebro que hasta ese momento había tenido un desarrollo o función normal, implicando un cambio en la actividad neuronal producida después del nacimiento, y por lo tanto de origen no congénito, hereditario o degenerativo. La presencia de DCA puede deberse a diversas causas como: accidentes cerebrovasculares isquémicos o hemorrágicos (ictus), traumatismo craneoencefálico, tumores cerebrales, anoxia e hipoxia o encefalitis de diversa etiología, siendo las dos primeras las que mayor incidencia presentan. Tiene como consecuencia fundamental la pérdida de funciones cerebrales previamente desarrolladas que implican al sistema motor y sensorial, el funcionamiento cognitivo, las habilidades comunicativas y la capacidad para regular la conducta y las emociones (National Institute of Mental Health, NIMH, 1999).

La ausencia de riego sanguíneo en el área del cerebro durante el DCA cursa con muerte de células cerebrales, provocando impedimentos secundarios en el organismo. El alcance de la lesión y de los impedimentos neurológicos dependerá del tamaño y la zona afectada, ocasionando en los individuos los siguientes problemas (ACSM, 2011):

- Parálisis o limitación en el control del movimiento: es una de las afectaciones más comunes en el DCA, afectando la zona del cuerpo contraria (hemicuerpo) al lado dañado del cerebro. La habilidad coordinativa del movimiento puede verse alterada debido a las estructuras cerebelosas afectadas, provocando ataxia y problemas en la postura corporal, la marcha o el equilibrio. Las manifestaciones que se presentan como consecuencia de ésta son/pueden ser similares a las que se presentan en la parálisis cerebral, cursando con espasticidad y ataxia entre otras.

- Alteraciones sensoriales, afectando a las habilidades relacionadas con las sensaciones táctiles, dolor, temperatura y posición en el espacio.
- Problemas de comunicación y lenguaje (afasia), afectando tanto a la comunicación oral como escrita.
- Alteraciones de atención y memoria, además de la conducta emocional y el comportamiento psicológico.

La principal diferencia con la PC se debe al momento en el que ocurre la lesión, ya que en la DCA el cerebro puede haberse desarrollado de forma completa así, como sus funciones, en el instante en que sufre una alteración de forma repentina o traumática. Sin embargo, los impedimentos que cursan se engloban dentro de los ya explicados para la PC.

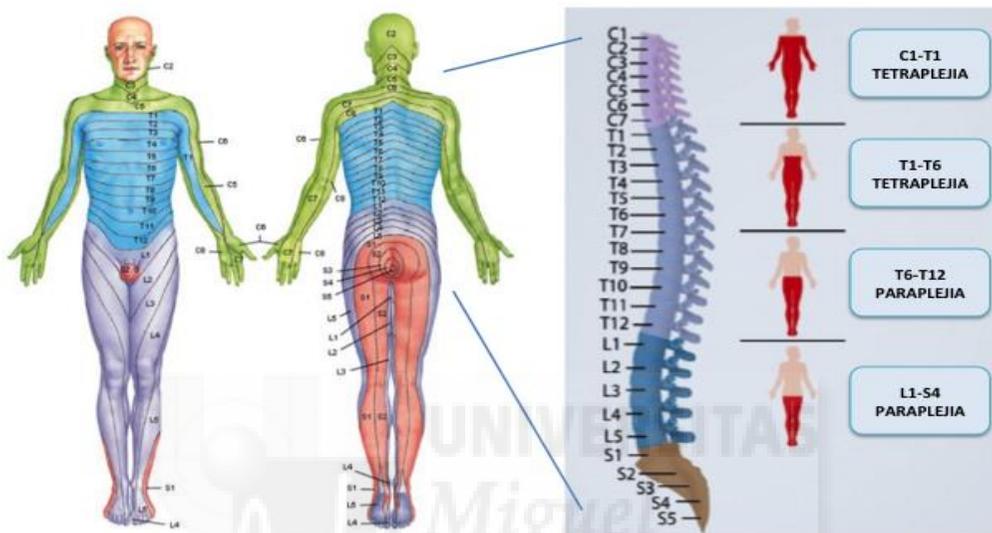
### **1.2.2. Otros impedimentos físicos (OIF)**

En el actual sistema de clasificación de SSR (FEDPC, 2015) los deportistas elegibles con OIF pueden presentar diferentes tipos de discapacidad física, siempre que éstos cumplan con el criterio mínimo de elegibilidad. Puesto que el perfil funcional de un deportista elegible es muy amplio, se van a presentar a continuación algunos de los impedimentos de la muestra incluida en la presente tesis doctoral que deben tenerse en cuenta en apartados posteriores.

#### **1.2.2.1. Lesión medular (LM)**

La LM hace referencia al daño de las estructuras neurales espinales (columna vertebral, cauda equina y nervios espinales), que originan frecuentemente un impedimento a nivel motor, sensorial o de las funciones anatómicas (Kirshblum et al., 2011) debido a una interrupción en la transmisión del impulso nervioso del cerebro a la periferia y viceversa (Staas, Formal, Freedman, Fried y Read, 1998). Su etiología puede ser traumática (p.e. accidente de coche o caídas) o no-traumática (p.e. infecciones espinales o tumores) (New y Marshal, 2014). El grado de disfunción motora, sensorial y autónoma resultante de la LM depende del nivel segmentario y de la integridad de la lesión (LM completa o incompleta). Por ello, los criterios de clasificación de la LM serán: a) el nivel de la LM, que queda definido por el último segmento vertebral de la médula no afectado, y b) la extensión de la afectación de las extremidades. En cuanto al nivel lesional, cursa con tetraplejía la afectación de los segmentos cervicales de la médula espinal (C1-C7) o del segmento torácico T1, provocando impedimentos en brazos, tronco, piernas, y órganos pélvicos. Por otro lado, cursa con paraplejía el daño producido a nivel torácico T1-T12 con afectación en tronco, extremidades inferiores, órganos pélvicos, o alguna

combinación de éstos. La lesión que afecta al extremo de la columna vertebral (L1-L5, S1-S4) afecta a piernas, órganos pélvicos o ambas (ACMS, 2011). Una misma lesión puede tener distintos niveles motores nerviosos y sensitivos, pudiendo diferir además en ambos hemisferios (Figura 5).



**Figura 5.** Extensión de los nervios de la médula espinal representada por dermatomas y nivel de lesión (Adaptada de Netter, 2008).

En cuanto a la extensión, la lesión puede definirse como completa cuando por debajo de la lesión no existe función motora ni sensitiva, o incompleta cuando existe función parcial sensorial y/o motora por debajo de la lesión, incluyendo las estructuras sacras. La escala más utilizada a nivel internacional para valorar a nivel neurológico y sensitivo la afectación de la LM es la AIS (*ASIA Impairment Scale*) (Tabla 1), que sigue los estándares para clasificación neurológica de la Asociación Americana de Lesiones Medulares ASIA (*American Spinal Injury Association*). Esta escala establece cinco grados de afectación neurológica, basándose en los componentes motor y sensorial, que son puntuados en la ASIA. Se examina el grado de fuerza motora en 10 músculos de referencia (*key muscles*) en una escala gradual de 6 puntos; mientras que la evaluación sensorial se realiza en cada uno de los 28 dermatomas de forma bilateral, con una escala de 3 puntos (Kirshblum et al., 2014).

**Tabla 1.** Escala de afectación neurológica basada en los estándares de clasificación de la Asociación Americana de Lesiones Medulares (Adaptada de Kirshblum et al., 2014).

### Escala de afectación neurológica de la ASIA (AIS)

**A** = completa: no se conserva la función motora ni sensitiva en los segmentos sacros S4-S5.

**B** = incompleta: se conserva la función sensitiva, pero no la función motora por debajo del nivel neurológico de la lesión, incluidos los segmentos sacros S4-S5.

**C** = incompleta: se conserva la función motora, y menos de la mitad de los músculos de referencia (*key muscles*) tienen un grado de puntuación muscular menor de 3, por debajo del nivel neurológico de lesión medular.

**D** = incompleta: se conserva la función motora, y al menos la mitad de los músculos de referencia (*key muscles*) tienen un grado de puntuación muscular menor de 3, por debajo del nivel neurológico de lesión medular.

**E** = normal: la función sensitiva y motora es normal.

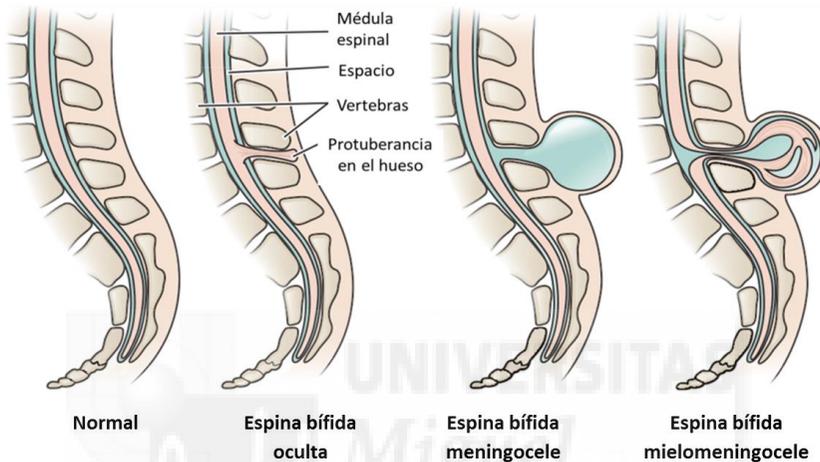
La mayoría de los individuos con LM adquieren su limitación durante la adolescencia y la edad media adulta por lesiones traumáticas de la médula, provocadas en mayor parte por accidentes de tráfico, caídas o accidentes deportivos, además de posibles causas por tumor o infección de la columna vertebral, o complicaciones quirúrgicas. Además de estas posibles causas existe un tipo de lesión de carácter congénito, debido a un defecto del tubo neural, caracterizado por el desarrollo incompleto del cerebro, medula espinal o las meninges (cubierta protectora del cerebro y medula espinal), derivado del cierre incompleto de la columna vertebral durante el desarrollo embrionario (NINDS, 2016), que es denominado espina bífida (EB). Recientes estudios indican que la ingesta insuficiente de ácido fólico, una vitamina B común, en la dieta de la madre es un factor clave en la causa de esta lesión y otros defectos del tubo neural (Atta et al., 2016).

Diferenciamos dos tipos principales de EB: a) oculta, y b) quística o abierta (Figura 6), en la que se produce una protuberancia que sobresale de la estructura ósea. Esta última se subdivide en meningocele y mielomeningocele (Ferri, 2016):

- La oculta es la forma más común y más leve, en la que una o más vértebras están malformadas, causando raramente incapacidad o sintomatología motora y/o sensitiva.
- Dentro de las quísticas o abiertas, en la meningocele las meninges sobresalen de la apertura espinal, y la malformación puede o no estar cubierta por una capa de piel. Algunas personas con EB meningocele pueden tener pocos o ningún síntoma,

mientras que otros pueden presentar parálisis incompleta con disfunción urinaria e intestinal.

- La EB mielomeningocele es la más grave y se produce cuando la médula espinal está expuesta a través de la apertura en la columna, dando como resultado una parálisis parcial o completa de las partes del cuerpo por debajo de la apertura espinal. Suele afectar a la zona lumbosacra causando una paraplejía. En la presente tesis doctoral se presentan dos casos de participantes con este tipo de afectación.



**Figura 6.** Clasificación de espina bífida (Adaptada de: <https://goo.gl/4C82Cx>).

Los individuos con EB pueden presentar impedimento en la función motora, con afectación neurológica unilateral o bilateral de las extremidades superiores y extremidades inferiores. En el caso de los más afectados (mielomeningocele), la alteración de la función motora puede provocar debilidad muscular, afectación en las habilidades de destreza manual, alteración de la velocidad y planificación motora y déficit de coordinación bimanual (Dennis et al., 2009; Muen y Bannister, 1997). Además, las personas con EB presentan afectación en el rendimiento cardiorespiratorio, déficits de fuerza muscular y disminución del rango de movimiento (Oliveira, Jácome y Marques, 2014).

### 1.2.2.2. *Poliomielitis (Polio)*

Se trata de una enfermedad vírica infecciosa y contagiosa que ataca al sistema nervioso, causando inflamación de las neuronas motoras, parálisis total y debilidad muscular. En la actualidad se han desarrollado vacunas para inmunizar al organismo frente al virus que lo provoca, por lo que actualmente no es común entre la población joven, encontrando casos en personas de edad más avanzada. La polio se manifiesta con diferentes niveles

de impedimento, siendo el más grave la parálisis completa de extremidades, y pudiendo atacar el sistema nervioso central y afectarlo de forma permanente. Este daño se localiza principalmente en las neuronas motoras de las extremidades inferiores, provocando atrofia y debilidad muscular, además de causar en el organismo baja condición física y fatiga al realizar actividad motora.

### *1.2.2.3. Deficiencia de las extremidades*

Otro de los impedimentos elegibles es aquel que presentan las personas con deficiencia de las extremidades, con ausencia total o parcial de huesos o articulaciones, o diferencia en la longitud de las extremidades como consecuencia de trauma (p.e. amputación traumática), enfermedad (p.e. amputación debida a cáncer de hueso) o causa congénita (p.e. dismelia) (IPC, 2016).

La amputación, como causa más frecuente de este impedimento entre los deportistas, consiste en la exéresis (separación del cuerpo) de una parte del organismo, aunque suele hablarse de amputación refiriéndose a la extirpación total o parcial de una o varias extremidades corporales. Éstas se clasifican en congénitas (ausencia por causa prenatal), lesivas (origen traumático), debidas a tumores, o las provocadas por otras enfermedades que pueden provocar una necrosis de los tejidos.

En el caso de atletas con amputaciones es común el uso de prótesis para compensar la pérdida funcional de un miembro, si bien en los deportistas de silla de ruedas con afectación en extremidades inferiores éstas no se utilizan, mejorando, de este modo, su posición y maniobrabilidad de la silla de ruedas.

Tras una amputación se sucede una reorganización del sistema motor que se origina a nivel cortical (Chen, Corwell, Yaseen, Hallett y Cohen, 1998), pudiendo afectar diferentes estructuras. Se ha observado en personas con amputaciones unilaterales asimetrías y alteraciones neuromusculares que afectan a los mecanismos del control postural y estabilidad del tronco alterando la función de distintos grupos musculares (Hendershot y Nussbaum, 2013), por lo que debemos tener en cuenta dicho impedimento en este grupo de población.

Aunque la amputación es el tipo más común dentro de los deportistas con este impedimento, también podemos encontrar deportistas con dismelia, que podrían presentar afectación de extremidades superiores e inferiores, mostrando mayor afectación que se vería reflejada sobre todo en el agarre y propulsión de la silla de ruedas.

### 1.3. Clasificación en paradesporte

El estudio teórico de las clasificaciones sistemáticas se define por la inclusión de sus bases, principios, procedimientos y reglas (Fleishman y Quaintance, 1984). La ciencia que trata sobre cómo identificar y clasificar es la taxonomía, y sobre sus principios y bases debe estar fundamentado cualquier sistema de clasificación para poder asegurar una base teórica sólida (Tweedy, 2002). La clasificación es un proceso mediante el cual un grupo de entidades (o unidades) son ordenadas en grupos de menor magnitud (clases), basándose en características o propiedades comunes, observables y cuantificables entre ellos (Fleishman y Quaintance, 1984). En paradesporte *“la propuesta de la clasificación debe ser proveer a los deportistas con discapacidad un punto de partida equitativo para que la competición se desarrolle en igualdad de condiciones”* (Tweedy, 2002), evitando así resultados negativos que conduzcan a la desmotivación o el abandono deportivo. En deportistas con diferentes capacidades, además de diferentes categorías según edad y sexo, se establece un sistema de clasificación basado en la limitación funcional del deportista derivada de su impedimento, y que ha sido y es un tema de controversia actual en deporte Paralímpico (Cambridge, 2017). Para el desarrollo de un sistema de clasificación en SSR debemos comprender la posición de los dos organismos que regulan los principios y bases de las normas y criterios de clasificación funcional de sus deportistas: IPC y CPISRA.

#### 1.3.1. Posicionamiento de IPC sobre la clasificación en deporte paralímpico

IPC es el órgano de gobierno mundial del Movimiento Paralímpico y organizador de los Juegos Paralímpicos de verano e invierno. Sus miembros son los Comités Nacionales Paralímpicos (NPCs), las Federaciones Deportivas Internacionales (FIs), las Organizaciones Internacionales de Deporte para Personas con Discapacidad (IOSD) y las Organizaciones Regionales. El Código de Clasificación de Atletas del IPC se aplica a todos los miembros del Movimiento Paralímpico, y a todos los paratletas que compiten en paradesporte en competiciones bajo la jurisdicción de las Federaciones Deportivas Internacionales (art. 1.1.2: IPC, 2015).

Los sistemas de Clasificación Paralímpicos aún continúan, en muchas disciplinas, basándose en la opinión de pequeños grupos de clasificadores expertos, provocando que la validez de los métodos utilizados en los sistemas de clasificación funcional se vean cuestionados con frecuencia. Para reducir al mínimo las posibles fuentes de variabilidad intra e inter-grupo en la asignación de clasificaciones, la estandarización de los métodos de evaluación es fundamental (Tweedy, Williams y Bourke, 2010). Los métodos usados para evaluar deben ser válidos, fiables y basados en la investigación científica, creando

sistemas más justos y objetivos, que son conocidos como sistemas de clasificación basados en evidencias. El IPC establece que las Federaciones Deportivas Internacionales deben desarrollar estos sistemas mediante la investigación científica multidisciplinar, focalizándose en la relación entre los impedimentos elegibles y los factores claves del rendimiento de cada paradesporte en particular (art. 10.2.1: IPC, 2015).

Para poder establecer sistemas de clasificación basados en evidencias científicas, que permitan la evaluación del impedimento y la asignación de clases, reuniendo en éstas a deportistas cuyo impedimento cause un impacto similar en un deporte específico, se deben suceder una serie de pasos (Tweedy y Vanlandewijck, 2011; Tweedy, Beckman y Connick, 2014):

1. *Especificar qué tipo de impedimentos serán elegibles para cada paradesporte.*

Los sistemas de clasificación abordan varios de los 10 impedimentos que IPC define como elegibles (discapacidad visual, intelectual y 8 referentes a discapacidades físicas: IPC, 2016), aumentando su dificultad y complejidad conforme aumenta el número de impedimentos albergados de forma simultánea. Para aquellos paradesportes que pretendan desarrollar métodos de clasificación basados en evidencias este punto toma mayor relevancia, y puesto que el objetivo de esta tesis se centra en integrar diferentes impedimentos con ese fin, deberemos tener en cuenta este aspecto en el desarrollo del sistema de clasificación de SSR.

2. *Desarrollar medidas válidas de la evaluación del impedimento.*

Las medidas deben ser objetivas, fiables, precisas, específicas para el impedimento en cuestión, rigurosas y, en la medida de lo posible, resistentes a los efectos del entrenamiento. La evaluación del impedimento debe ser probada en poblaciones con discapacidad, pero para obtener valores estandarizados y poder interpretar los resultados, es necesaria también la aplicación de dichas herramientas en poblaciones sin discapacidad.

3. *Desarrollar medidas estandarizadas de rendimiento del deporte.*

Este paso conlleva un reto metodológico, ya que el primer paso debe ser identificar los puntos sobre los que recae el rendimiento en dicho deporte y, en segundo lugar, entender y conocer cómo afecta cada impedimento a los diferentes factores del rendimiento. Este factor se verá aumentado en dificultad en el caso de deportes donde interactúen múltiples factores. En deportes que requieren de propulsión de la silla de ruedas, la configuración de la silla, (p.e. altura o inclinación del asiento) puede

determinar la magnitud del impacto del impedimento en el rendimiento de una prueba en cuestión. Por ejemplo, en SSR los deportistas pueden utilizar sillas de ruedas con cinchas, reposapiés o asientos especiales para disminuir el impacto del impedimento o mejorar la funcionalidad de la interacción deportista-silla.

#### *4. Valorar la fuerza relativa de asociación entre las medidas válidas del impedimento y del rendimiento.*

Consiste en realizar investigaciones que identifiquen cómo el impedimento elegible del paradesporte, valorado por las medidas desarrolladas, influye en mayor o menor medida en la actividad deportiva concreta, permitiendo cuantificar el impacto en el rendimiento deportivo específico. Además, en el ámbito de la clasificación, los métodos basados en evidencias deben permitir a los clasificadores detectar: a) aquellos deportistas que durante el proceso de clasificación intenten manifestar una limitación mayor de la que tienen, con el fin de pertenecer a clases más afectadas, y b) que aquellos deportistas bien entrenados no se encuentren en desventaja en la competición, y sean asignados en clases menos afectadas basándose en su buen rendimiento en las pruebas de evaluación como consecuencia del buen entrenamiento y/o aptitudes personales. Por ello, la identificación y difusión de las medidas válidas de impedimento son actualmente uno de los retos científicos más importantes en el desarrollo de métodos de clasificación basados en evidencias. Tanto las medidas del impedimento como las del rendimiento serán cruciales para la clasificación, ya que será la relación entre ambos componentes la que identifique el perfil de cada clase deportiva.

Es importante señalar que la estructura competitiva proporcionada por los sistemas de clasificación no sólo es importante para el deporte de alto rendimiento, sino también es esencial para promover la participación en el paradesporte base y recreativo. Además, el actual código de clasificación de IPC enfatiza la importancia de utilizar un lenguaje claro y fácil de usar para que los paratletas entiendan el objetivo de la clasificación y promover así su participación en paradesporte (IPC, 2015).

#### ***1.3.2. Sistema de clasificación funcional de CPISRA***

CPISRA es el órgano encargado de regular y promover los deportes practicados por deportistas con un deterioro neurológico e impedimento en el control motor, debido a una afectación cerebral, que curse con una limitación de la actividad permanente y verificable (CPISRA, 2011). La visión de este organismo internacional refleja que todas las personas que presentan este tipo de impedimento tienen la oportunidad de beneficiarse y participar de las actividades deportivas y de recreación en todo el mundo, incrementando las oportunidades de los paratletas con mayor nivel de dependencia

(CPISRA, 2015). CPISRA nació como una organización independiente de IPC entre 1969-1978, promoviendo actividades de recreación deportiva que dieran continuidad a las orientadas al rendimiento, favoreciendo así la práctica para las personas con PC, con afectaciones mas severas, en diferentes actividades paradesportivas .

El sistema de clasificación de CPISRA fue diseñado para minimizar el impacto del impedimento en los resultados de la competición, asegurando que el éxito deportivo fuera resultado de la capacitación, nivel de habilidad, talento y la experiencia competitiva del paratleta, más que únicamente su grado de función neurológica. Para lograr este propósito, los paratletas se clasifican de acuerdo con el alcance de la limitación de actividad resultante de su impedimento (CPISRA, 2011).

CPISRA desarrolló un sistema con 8 perfiles funcionales, que determinan el mismo número de clases deportivas. Las cuatro primeras clases acogen a paradesportistas usuarios de sillas de ruedas, mientras que las cuatro siguientes hacen lo propio para aquellos con capacidad de deambular. Los deportes regulados por este organismo internacional, entre los cuales se encuentra el SSR, desarrollan su clasificación basándose en su sistema de clasificación funcional tradicional, por lo que no se trata de una clasificación específica para cada deporte. A continuación, se describen las clases en las que se encuentra enmarcada la clasificación de SSR:

- **Clase 1.** Tetraparesia espástica, atetósica, atáxica o mixta. Presentan una severa limitación en la movilidad de las cuatro extremidades, con un alto grado de espasticidad y rango de movimiento y/o fuerza funcional pobre en extremidades y tronco. Incluye además atetosis o ataxia severas. En cualquier caso, no son capaces de propulsar funcionalmente una silla de ruedas, requiriendo pues del uso de sillas de ruedas a motor.
- **Clase 2.** Tetraparesia espástica o atetósica. Presentarán un impacto de moderado a severo en la funcionalidad, con un alto grado de espasticidad, con o sin atetosis. También se incluyen en esta clase perfiles con severa atetosis. La fuerza funcional es pobre en todas las extremidades y el tronco, pero con capacidad para propulsar funcionalmente una silla de ruedas. En ocasiones pueden deambular, generalmente con apoyos, pero nunca correr funcionalmente.
- **Clase 3.** Tetraparesia, triparnesia o severa hemiparesia. Presentarán una tetraparesia moderada, siendo usuarios de silla de ruedas con fuerza en extremidades superiores casi completamente funcional. Un deportista con hemiparesia severa puede propulsar una silla de ruedas, ya sea con las piernas o con los brazos de forma independiente, por lo que la funcionalidad en el uso de la mano y brazo o tronco puede ser un criterio de

diferenciación con la siguiente clase. Existe en ambos casos una limitada contribución del tronco en la acción de propulsión.

- **Clase 4.** Diparesia. Presentan una afectación entre moderada y severa de extremidades inferiores, con mínima limitación en la fuerza y en el control del movimiento de los miembros superiores y del tronco. Presentan una deambulaci3n no funcional en grandes distancias y requieren del uso frecuente de la silla de ruedas en acciones deportivas. Presentan una m3nima limitaci3n del tronco durante la propulsi3n, contribuyendo 3ste a las acciones de propulsi3n y maniobrabilidad de la silla de ruedas.

### **1.3.3. Evoluci3n de los sistemas de clasificaci3n**

El primer sistema de clasificaci3n internacional reconocido por la Organizaci3n Mundial de la Salud (OMS), para la salud y la funcionalidad de una persona, fue la denominada Clasificaci3n Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusval3as (OMS, 1980), publicado en Espa3ol con las siglas CIDDM en 1983. Tras un largo periodo de revisi3n, pas3 a denominarse Sistema Internacional de Clasificaci3n de la Funcionalidad, Discapacidad y la Salud (*International Classification of Functioning, Disability, and Health*, ICF: OMS, 2001), y actualmente es aplicado a la clasificaci3n en deporte paral3mpico para el desarrollo de sistemas de clasificaci3n basados en evidencias cient3ficas (Tweedy y Vanlandewijck, 2011).

En los primeros a3os del deporte Paral3mpico se comenz3 a utilizar una clasificaci3n deportiva basada en los diagn3sticos m3dicos, m3s relacionada con la rehabilitaci3n en el 3mbito hospitalario. Esto implicaba que no se tuviera en cuenta c3mo afectaba la limitaci3n en la propia actividad, ni las caracter3sticas de cada modalidad deportiva, clasificando a los deportistas por tipos de discapacidad. As3, hab3a sistemas de clasificaci3n para lesi3n medular (ISMWF), amputaciones y *les autres* (ISOD), PC (CPISRA), discapacidad intelectual (*Special Olympics* e INAS), y ceguera/deficiencia visual (IBSA) (Sanz y Reina, 2012).

A medida que el movimiento paral3mpico fue madurando, el enfoque del sistema de clasificaci3n fue abandonando el 3mbito m3dico y la rehabilitaci3n, centr3ndose m3s en la funcionalidad del deportista y las caracter3sticas del propio deporte (Figura 7). De este modo, en el ciclo ol3mpico entre Se3l 1988 y Barcelona 1992, se llega a un acuerdo, por el que se determinan dos aspectos principales: a) el factor principal que determina la clase deportiva en un sistema de clasificaci3n funcional es el grado en que el impedimento del paratleta afecta al rendimiento deportivo; y b) la clasificaci3n funcional es espec3fica de cada deporte (IPC, 2015). Tras este acuerdo se consigui3 reducir el n3mero de clases

deportivas, así como la complejidad y duración de los eventos deportivos (Vanlandewijck y Chappel, 1996).



**Figura 7.** Evolución de los sistemas de clasificación (Adaptado de Reina y Vilanova, 2017).

A pesar de dicho acuerdo, faltaron principios unificados para todos los paradesportes y las clasificaciones funcionales fueron cuestionadas al estar basadas, en algunos casos, en la opinión de grupos de expertos así como en el rendimiento del deportista. Por ello, el Comité Paralímpico Internacional (IPC) reconoció la necesidad de un enfoque más integral aprobando en 2003 una estrategia de clasificación, que llevaría cuatro años después a la publicación del primer Código de Clasificación y Estándares Internacionales (IPC, 2007). Este documento, que es la base de la evolución para muchos sistemas de clasificación que son específicos de determinados paradesportes, describe que el desarrollo de los sistemas de clasificación debe realizarse a través de investigaciones multidisciplinares por iniciativa de las Federaciones Internacionales, sirviendo de guía para los deportes gobernados por IPC, así como sus federaciones miembro (IPC, 2015). Además, el código y los estándares internacionales definen ciertos impedimentos como elegibles, si bien son las federaciones deportivas internacionales las que deben especificar, a través de sus reglas de clasificación, el/los impedimento/s elegible/s y permanente/s que un paratleta debe tener para competir en un determinado paradesporte (IPC, 2016).

#### **1.3.4. Elegibilidad y proceso de clasificación**

En todos los sistemas de clasificación, con el fin de minimizar el impacto del impedimento en el resultado de la competición, cada sistema debe tener en cuenta las dos dimensiones que se explican a continuación, y que se basan en la elegibilidad del paradesportista (IPC, 2016):

*a) Definir criterios de elegibilidad en términos de tipo y severidad del impedimento.*

Todos los deportes deben identificar qué impedimentos son elegibles y definir los mismos basándose en los códigos ICF. Las Federaciones Deportivas Internacionales deben, mediante sus Reglas de Clasificación, especificar el impedimento elegible que un atleta debe tener para competir en un paradesporte y que éste debe ser permanente, tal y como aparece en la sección 1.3 del *International Standard of Eligible Impairments* (IPC, 2016). Cada paradesporte podrá fijar qué impedimentos clasificar entre los 10 que en la actualidad recoge el deporte Paralímpico, estableciéndose tres grupos en base a distintos razonamientos taxonómicos: (a) impedimentos físicos o biomecánicos (aquellos que causan limitación en la actividad de naturaleza biomecánica): déficit de fuerza, déficit de rango de movimiento, deficiencia de extremidades, diferencia en la longitud de piernas, hipertonía, ataxia, atetosis y baja estatura; (b) impedimentos visuales; y (c) impedimentos intelectuales. Además, para ser elegible, el impedimento tiene que causar un impacto demostrable en el rendimiento deportivo, por lo que cada paradesporte deberá identificar aquellas acciones y habilidades fundamentales en el rendimiento del deporte en cuestión, con el fin de describir criterios para cada tipo de impedimento que impactarán sobre la ejecución en actividades específicas o las habilidades requeridas. Los paradesportistas deberán presentar un impedimento elegible, además de cumplir con un criterio mínimo de afectación, entendiendo éste como el mínimo impedimento que compromete de forma suficiente las acciones y actividades específicas del paradesporte practicado.

*b) Describir métodos para clasificar impedimentos elegibles de acuerdo con el grado de limitación de la actividad que causen.*

Aquellos impedimentos que cumplan el criterio de elegibilidad deben ser divididos en clases en función de la cantidad de limitación en la actividad que causen. Es importante que el concepto de “clasificación de paratletas” se entienda como la distribución de los impedimentos en diferentes clases y no de los atletas en sí mismos. Los criterios mínimos de clasificación y la pertenencia a una clase deportiva se decidirán mediante un proceso de clasificación en el que los paradesportistas serán valorados por un grupo de especialistas, y este proceso consta de las siguientes fases:

- *Evaluación física*

Este proceso se llevará a cabo por el personal médico que compone el equipo de clasificadores (médico y/o fisioterapeuta), quien realizará una evaluación física del paradesportista para determinar si éste presenta un impedimento elegible para competir

en un paradesporte específico y, en caso afirmativo, realizar una valoración del nivel o rango de afectación de dicha limitación.

- *Valoración técnica*

Realizada por técnicos deportivos especialistas del deporte o técnicos con titulación superior (p.e. Ciencias de la Actividad Física y del Deporte). Sus funciones incluyen, aunque no están limitadas a ello, la valoración de determinadas tareas específicas en un entorno no competitivo que puedan ser relevantes en habilidades o acciones propias del deporte. Por otra parte, en este proceso se observa cómo responde el deportista ante situaciones deportivas simuladas (p.e. ejecución de giros en obstáculos de SSR, subida y bajada de la rampa...)

- *Observación en competición*

El proceso de clasificación se completa mediante la observación en competición, por parte del equipo de clasificadores, de las habilidades y destrezas específicas del paradesporte que se manifiestan durante los entrenamientos, calentamientos o en la propia competición. De esta manera se puede comprobar el desempeño real del paradesportista en situación competitiva.

### ***1.3.5. Sistemas de clasificación en deportes que requieren de propulsión de silla de ruedas***

Para comenzar con el desarrollo de un nuevo sistema de clasificación en SSR revisamos aquellos paradesportes que utilizan como medio de desplazamiento una silla de ruedas, y en los que el rendimiento depende de habilidades y destrezas similares a las del deporte que nos compete. Tras una búsqueda y estudio de las modalidades de paradesporte, en su mayoría deportes paralímpicos, que cumplen con estos requisitos, se analizó el sistema de clasificación de las más relevantes, resumiendo las características más importantes a continuación:

#### ***1.3.5.1. Baloncesto en silla de ruedas (BSR)***

El BSR está regulado por la IWBF (*International Wheelchair Basketball Federation*) y es uno de los deportes más populares del programa paralímpico, practicado por personas con impedimentos físicos. El reglamento actual recoge la normativa sobre el juego, el cual comparte muchas similitudes con el baloncesto en bipedestación (IWBF, 2014a). La clasificación de BSR que se recoge en el manual de clasificación (IWBF, 2014b) se basa en la capacidad funcional de los jugadores para completar las habilidades necesarias para

jugar: propulsar la silla, girar, driblar, lanzar, rebotar, pasar y recepcionar. No se evalúa el nivel de habilidad de un jugador, sino su capacidad funcional para completar las tareas específicas del paradesporte. Los jugadores reciben puntos para su clasificación, de manera que 1, 2, 3 y 4 son las clases reconocidas, añadiendo el valor 0.5 en los casos excepcionales que no encajan exactamente en una clase, y siendo la categoría 4.5 para aquellos jugadores con mayor funcionalidad. En ningún momento del juego los cinco jugadores en la cancha deben exceder un total de 14 puntos, estando permitido un valor inferior.

Los factores que determinan la clase del jugador son: la función del tronco, la función de los miembros inferiores y superiores, y la función de las manos. El alcance, la fuerza y la coordinación de estos factores se tendrán en cuenta como componentes individuales y como funciones relacionadas en las habilidades específicas comentadas con anterioridad. El movimiento y la estabilidad del tronco forman la base para la clasificación, por eso el volumen de acción, entendiendo este como “límite al que un jugador puede mover su tronco voluntariamente en cualquier dirección, y volver con control a la posición vertical sin apoyo de la silla de ruedas para ayudar al movimiento” (IWBF, 2014b), será el principal identificador de cada clase. En el caso de jugadores con deficiencia de extremidades inferiores se clasificarán en base a la longitud de sus miembros y su impacto en el citado volumen de acción.

#### **1.3.5.2. Rugby en silla de ruedas (RSR)**

El RSR es un deporte paralímpico regulado por la IWRF (*International Wheelchair Rugby Federation*) y cuyas normas se recogen en el reglamento de la Federación Internacional de Rugby (IWRF, 2015a). Se trata de un paradesporte mixto practicado por paratletas con tetrapléjias o una afectación total o parcial en extremidades superiores e inferiores. La mayor parte de los jugadores presentan una lesión medular aunque también participan atletas con parálisis cerebral, distrofia muscular, amputaciones, poliomielitis y otras enfermedades neurológicas, habiéndose incrementado en los últimos años los impedimentos elegibles y posibilitando la práctica de muchos más para-deportistas. Es un deporte en el que se combinan elementos del rugby, del baloncesto y del balonmano, y se caracteriza por ser un deporte de contacto entre las sillas en acciones de bloqueo y retención de los oponentes lejos de la zona de puntuación. Los paratletas se clasifican en siete clases elegibles entre 0.5 – 3.5, de menor a mayor afectación, conformando un equipo de cuatro jugadores que en pista no podrán superar una puntuación total de 8.0. entre todos (IWRF, 2015b).

El proceso de clasificación asigna puntuaciones en base a los test de evaluación física que valoran la musculatura de la extremidad superior, del tronco y de las extremidades inferiores. La evaluación del atleta para asignar la clase deportiva se centra en valorar la fuerza muscular y la movilidad del tronco y de las extremidades superiores, utilizando para ello varios test (Hislop y Montgomery, 2007) realizados fuera y sobre la silla de ruedas. Se utilizan test manuales de fuerza-resistencia y de valoración de la debilidad de la extremidad superior proximal y preservación de la fuerza distal. Además, se completa la valoración con test específicos de tareas de habilidad y manejo de la silla de ruedas y del balón.

#### **1.3.5.3. Para-atletismo (pruebas en silla de ruedas)**

El paratletismo está regulado a nivel internacional por *World Para Athletics* (WPA) y es practicado por personas con afectaciones físicas y neurológicas, reuniendo un gran número de competidores en todos sus eventos. Dentro de las múltiples pruebas que recoge el para-atletismo vamos a centrarnos en las pruebas de carreras en silla de ruedas y los impedimentos elegibles en éstas, por su mayor relevancia para con el desarrollo de la presente tesis doctoral. En este colectivo identificamos dos grupos basándonos en la clasificación funcional: las clases T31-T34, en las que se encuentran atletas con hipertensión, ataxia y/o atetosis; y las clases T51-T54, que engloban a deportistas afectados por deficiencia de extremidades, fuerza muscular reducida, déficit de rango de movimiento, y/o diferencia de longitud en las extremidades inferiores.

Basándonos en las reglas de clasificación (WPA, 2017), los paradesportistas son asignados en cada clase en base a las reglas de clasificación WPA 2017. En dicho código se detalla el proceso de elegibilidad de los impedimentos para cada prueba y las condiciones de pertenencia a una u otra clase en función de la valoración física y el impacto del impedimento sobre la biomecánica del gesto específico de la acción deportiva, que en el caso de las clases citadas en el párrafo anterior es relativa al comportamiento de las estructuras y funciones que intervienen en la propulsión y direccionalidad de la silla de ruedas.

#### **1.3.5.4. Baile para-deportivo (BPD)**

Este paradesporte no se encuentra dentro del movimiento Paralímpico, pero desde 1998 se encuentra gobernado por IPC. Los bailarines que practican esta modalidad requieren de gran control y habilidad para el manejo de la silla de ruedas, así como de una gran coordinación y sentido del ritmo en diferentes estilos de baile. Existen diferentes modalidades, pudiéndose competir de forma individual o por parejas (dos

paradeportistas en silla de ruedas o con un miembro de la pareja sin impedimento). Los paratletas con un impedimento físico que afecte las extremidades inferiores son elegibles en BPD y serán clasificados en dos clases en función de las habilidades funcionales basadas en test específicos, valorando: manejo y control de la silla de ruedas, función propulsiva, función de empuje, rotación y coordinación de la extremidad superior, y rotación del tronco. Estos criterios serán valorados mediante una puntuación de 0, 1, y 2, mediante la cual se asigna la pertenencia a una clase con mayor limitación (+ 14 puntos), o menor (< = 14 puntos). Esta modalidad está en pleno desarrollo de su sistema de clasificación no existiendo en la literatura estudios acerca de éste deporte.

#### **1.4. Habilidades motrices en deportes de propulsión de silla de ruedas**

Como ya se ha descrito con anterioridad, el rendimiento en los deportes practicados con silla de ruedas depende del control y habilidad de diferentes acciones motrices en las que se base la disciplina deportiva practicada (girar, empujar, traccionar, acelerar, frenar...). En el caso del SSR, éstas están orientadas a superar los diferentes obstáculos del circuito de la manera más eficiente para completarlo en el menor tiempo posible. Para ello, los paradeportistas deberán conseguir el mayor desarrollo de sus capacidades y adaptar sus características a las habilidades motrices requeridas por este deporte, mediante un buen entrenamiento, dominio de la técnica de propulsión y maniobrabilidad de la silla de ruedas. La consecución de este objetivo se verá condicionada por las limitaciones en la actividad a causa del impedimento que presente el deportista, y que se verá reflejada en diferentes factores del rendimiento que deben ser estudiados para el desarrollo de los sistemas de clasificación.

##### **1.4.1. Técnica de propulsión**

La investigación biomecánica es importante para analizar el rendimiento, ya que puede aportar información relevante sobre la optimización técnica, la prevención de lesiones y la clasificación basada en la evidencia en deportes Paralímpicos (Morriën, Taylor y Hettinga, 2016). Mediante ésta, los estudios de investigación deben centrarse en analizar las características del movimiento, la fuerza y los patrones de actividad muscular en la acción propulsiva (Vanlandewijck, Theisen y Daly, 2001). Existen algunos estudios que han analizado los parámetros temporales de las fases en la propulsión (Vanlandewijck et al., 2001), identificando los patrones de trayectoria del movimiento en personas con diferentes limitaciones (Dallmeijer, van der Woude, Veeger y Hollander, 1998), o analizando la cinemática de las estructuras que intervienen en la propulsión (muñeca, codo, hombro y tronco) y su comportamiento a lo largo de las diferentes fases de propulsión y recobro (Newsam et al., 1999). Los sistemas de análisis de movimiento

tridimensional permiten obtener información precisa del comportamiento de las estructuras que intervienen en la propulsión, permitiendo conocer cómo afectan diferentes impedimentos en tareas y habilidades específicas del paradesporte. Este aspecto es muy relevante a la hora de analizar la técnica de propulsión en personas con PC o DCA, ya que esta población posee alteraciones neuromusculares en áreas como el codo o el antebrazo (Braendvik, Elvrum, Vereijken y Roeleveld, 2010), que pueden alterar el patrón de movimiento y condicionar el ROM de las estructuras que intervienen en esta acción.

La investigación centrada en la técnica de propulsión ha facilitado información útil para la clasificación, como que los deportistas con mayor impedimento en la musculatura lumbar y abdominal han demostrado tener menor rango de movimiento del tronco durante gestos propulsivos (Valeria et al., 2016), que el ángulo de propulsión puede verse afectado por la configuración de la silla de ruedas (Haydon, Pinder, Grimshaw, y Robertson, 2016), o que el estudio de la simetría de la propulsión permite detectar alteraciones musculo-esqueléticas (Chénier, Malbequi y Gagnon, 2016). Un estudio reciente (Haydon, Pinder, Grimshaw, y Robertson, 2017) ha valorado cómo las variables cinemáticas influyen en el rendimiento de jugadores de RSR afectando a la capacidad de acelerar desde posición de parado y estableciendo diferentes enfoques propulsivos entre las distintas clases. Estos estudios ponen en manifiesto la gran relevancia de la técnica de propulsión en el desarrollo de los sistemas de clasificación, por lo que en la presente tesis doctoral se llevará a cabo el estudio de diferentes variables biomecánicas que intervienen en la técnica de la propulsión, con el fin de conocer cuáles son relevantes en el rendimiento de los deportistas de SSR, y cómo difieren entre los diferentes impedimentos.

#### **1.4.2. Fuerza**

El déficit de fuerza muscular es uno de los impedimentos clasificables en el deporte paralímpico, siendo éste un componente clave en deportes como RSR o el para-atletismo, concretamente en las pruebas realizadas con silla de ruedas. Los métodos de valoración de este impedimento se basan principalmente en test musculares manuales (*Manual Muscular Test* - MMT) que utilizan escalas para graduar la contracción muscular, con valores de 0 (no existe contracción muscular voluntaria) a 5 (valores de fuerza normal), los cuales, han sido adaptados y modificados por diferentes autores desde los métodos originales (Wright, 1912). La clasificación paralímpica ha demostrado preferencia por los métodos de Daniels y Worthingham (D&W) (Daniels y Worthingham, 1986; Hislop y Montgomery, 2007), y los métodos referidos comúnmente como MRC (*Medical Research Council*). Ambos utilizan escalas de seis puntos para graduar la fuerza

muscular, donde el grado 0 significa que no hay contracción muscular. Ambos describen los grados musculares en relación al movimiento antigravitatorio y movimiento contra una resistencia manual (Tweedy et al., 2010) valorando de esta forma la contracción muscular concéntrica e isométrica.

Sin embargo, los MMT presentan un problema, y es que debido a las numerosas publicaciones en la literatura acerca de los diferentes métodos y protocolos para medirla, carecen de consistencia inter-observador, dando como resultado escalas más o menos subjetivas (Beckman et al., 2014) de carácter ordinal. Éstas son inadecuadas en el seguimiento de un sistema de clasificación basado en evidencias científicas (Tweedy et al., 2010), por lo que se buscarán métodos que permitan medir la fuerza isométrica mediante una escala ordinal o de proporción, que evalúe las acciones musculares características de la práctica deportiva (Beckman et al., 2014). La literatura indica que las pruebas isométricas parecen tener una mayor validez en la evaluación de la pérdida de fuerza muscular en la clasificación paralímpica, dado que parecen ser más resistentes a los efectos del entrenamiento y evalúan con precisión la capacidad máxima de generar fuerza del músculo (Beckman, Connick y Tweedy, 2016)

La presencia de debilidad muscular es frecuente en personas con PC (Vaz, Mancini, Fonseca, Vieira y de Melo Pertence, 2006), siendo uno de los principales factores de limitación en las actividades de este colectivo (Ross y Engsborg, 2007). Factores neurales como la afectación en el reclutamiento de unidades motoras o la excesiva coactivación entre músculos antagonistas y sinérgicos, y factores musculares como el cambio de la composición en las fibras del músculo, contribuyen a esta debilidad (Barrett y Lichtwark, 2010; Lieber et al., 2004) y a la presencia de espasticidad en personas con PC. Ya que la contracción isométrica permite medir la capacidad del grupo muscular implicado para producir fuerza sin un cambio en la longitud global tendón-músculo, podría esperarse que no se activaran los reflejos de estiramiento propios de la espasticidad (Damiano et al., 2002). Es por ello que estudios como el realizado por Reina et al. (2013) han utilizado este tipo de test para valorar la fuerza de propulsión y tracción de la silla de ruedas en deportistas de SSR con PC, con el objetivo de relacionar impedimento y rendimiento.

En el caso de la lesión medular se produce un déficit a nivel motor que provoca parálisis o disminución de la fuerza muscular por debajo de la lesión, afectando al control voluntario de los músculos, y que dependerá del tipo de lesión y origen de la misma afectando a extremidades superiores y/o inferiores. En paratletas con poliomielitis se manifiesta una menor producción de fuerza, debido al menor número de motoneuronas que pueden activarse para producir tensión muscular (Birk, 1997), provocando debilidad y fatiga muscular. Existen estudios que han comprobado que en esta población aparece un

deterioro de la fuerza que afecta a los músculos de las extremidades superiores (Klein, Whyte, Keenan, Esquenazi y Polansky, 2000), pudiendo aparecer una completa parálisis de las extremidades inferiores.

### **1.4.3. Control y estabilidad del tronco**

En los procesos de clasificación funcional la valoración del tronco es fundamental, ya que el impedimento del tronco tiene un gran impacto en las actividades que se realizan desde una posición de sedestación (Chen et al., 2003), entre ellas la propulsión de la silla de ruedas. Existen diferentes escalas para la valoración del tronco, dependientes de condiciones específicas de salud como la TCSM (*Trunk Control Measurement Scale*) para niños con PC (Heyrman et al., 2011), o la ASIA para personas con LM (Kirshblum et al., 2014), y otras como la escala TIC (*Trunk Impairment Classification System*), que ha sido validada actualmente, con el fin de valorar el impacto del impedimento sobre el rendimiento en rugby en silla de ruedas (Altmann et al., 2016a). Esta última incluye cinco tipos de impedimentos elegibles por el IPC que pueden afectar al tronco: la fuerza muscular, el rango de movimiento (ROM), la coordinación (definida como la capacidad de controlar los movimientos voluntarios), las afectaciones en la longitud de las piernas o el tronco, y la deficiencia de extremidades.

En relación a la CIF, el impedimento del tronco es clasificado de carácter neuro-musculoesquelético (Altmann et al., 2016a). Las afecciones a nivel neural propias de impedimentos como la PC cursan con una alteración en la coordinación de los músculos posturales, alterando el control y la estabilización del tronco. Ésta es dependiente de sub-sistemas pasivos (osteoligamentosos), activos (musculares) y neurales, que contribuyen de forma mecánica y en términos de adquisición y procesamiento de información, a la consecución de respuestas motoras (Cholewicki y McGill, 1996). Este fenómeno ha sido ampliamente estudiado en la literatura considerándose como una de las afecciones más comunes en las personas con PC (Bigongiari et al., 2011; Heyrman et al., 2011; Heyrman et al., 2013; Pavão et al., 2013) y en personas con diferentes niveles de lesión medular (Altmann et al., 2016a; Gao, Chan, Purves, y Tsang, 2015; Milosevic et al., 2015). Sin embargo es escasa la literatura que estudia este tópico en paradesportistas con diferentes impedimentos neurológicos en relación al rendimiento deportivo en la propulsión de la silla de ruedas.

En personas con PC el tronco tiene un papel fundamental en el control postural (van der Heide et al., 2004), entendiéndose éste como la habilidad para controlar la posición del cuerpo en el espacio para lograr orientación y estabilidad (Duarte y Freitas, 2010), y mantenerla cuando experimenta cargas dinámicas (Butcher et al., 2007) debido a perturbaciones internas o externas (Maaswinkel et al., 2016). En otras palabras, sería la

capacidad para controlar el centro de masas (CdM) dentro de una base de sustentación sin perder el equilibrio (Shumway-Cook y Woollacott, 2007). El estudio de las oscilaciones del centro de presiones (CdP) se utiliza como uno de los métodos más precisos en la valoración del control de tronco (Donker et al., 2008; Girolami et al., 2011), siendo medido en diferentes situaciones (estáticas y dinámicas) y en diferentes ejes de movimiento (antero-posterior y medio-lateral). En la valoración de la función del tronco en personas con diferentes impedimentos, el estudio del control del tronco mediante variables de magnitud del error en tareas estáticas y dinámicas se ha orientado a valorar la capacidad del sistema neuromuscular para mantener la postura (Liao, Yang, Hsu, Chan y Wei, 2003), mientras que otras variables como el máximo desplazamiento del CdP que el deportista puede alcanzar de forma controlada en diferentes direcciones se ha utilizado para valorar el límite de estabilidad (Gao et al., 2015; Santos, Vigário, Mainenti, Ferreira, y Lemos, 2017).

Otro aspecto a tener en cuenta en la función de tronco es el ROM como aspecto clave en el rendimiento de muchos paradesportes y cuya limitación ha sido estudiada como un factor relevante en la cinemática de la propulsión de la silla de ruedas. El ROM del tronco, definido como la diferencia entre el máximo y mínimo grado de flexión de tronco durante el ciclo de propulsión aparece analizado en estudios en los que se ha comprobado que la capacidad de aceleración de un deportista desde una posición de parado puede verse comprometida por un ROM del tronco restringido (Vanlandewijck, Verellen y Tweedy, 2011.) En paradesportes como el BSR la valoración del volumen de acción es uno de los elementos claves de la función del tronco de los paradesportistas entendiendo este como “el límite al que un jugador puede mover su tronco voluntariamente en cualquier dirección, y volver con control a la posición vertical sin apoyo de la silla de ruedas para ayudar al movimiento”. No obstante, cabe indicar que este tipo de medida de la función de tronco, al igual que las utilizadas en paradesportes como el RSR, no cuantifican el impedimento y no son óptimas para el desarrollo de sistemas de clasificación basados en evidencias (Tweedy, Beckman y Connick, 2014), por lo que recientes estudios están desarrollando y validando métodos orientados a este fin en diferentes paradesportes (Altmann, 2016; Pernot et al., 2011; Rehm, 2015; Santos, Vigário, Mainenti, Ferreira y Lemos, 2017).

En base a las actuales líneas de investigación, el desarrollo de test válidos que permitan valorar la función de tronco parecen necesarios para identificar el impacto del impedimento en deportistas que propulsan una silla de ruedas. La valoración de la estabilidad, control postural, límite de estabilidad y ROM del tronco, se han considerado factores relevantes para determinar el impedimento en estos paradesportistas (Altmann

et al., 2015), por lo que se han desarrollado, para su valoración, test adaptados a las características de los participantes del presente estudio.

#### **1.4.4. Coordinación**

El rendimiento en una tarea motriz implica la activación organizada de los músculos, orientada a la consecución de una acción o meta. Esta activación coordinada implica el movimiento de los segmentos corporales en patrones específicos, basados en el tiempo y el espacio (Magill, 2007). La coordinación y co-contracción de los músculos agonistas y antagonistas de los brazos y el tronco son muy relevantes en la óptima propulsión de la silla de ruedas (Van der Woude, Veeger, Rozendal y Sargeant, 1989), ya que esta acción motora requiere de un rendimiento simultáneo de las extremidades superiores y de una coordinación bimanual simétrica efectiva. En personas con alteraciones neurales como deportistas con PC, la coordinación motriz se presenta como una de las variables con mayor contribución en el buen rendimiento de acciones que implican los miembros superiores (Chiu, Ada, Butler y Coulson, 2010), por lo que una alteración de la misma supondrá patrones de propulsión poco eficaces.

Existen test como el *“finger-to-nose”* (dedo-nariz) o el *“finger-to-finger”* (dedo-dedo), utilizados para valorar la ataxia (IPC Athletics, 2014), que se emplean en los procesos de clasificación paralímpicos como métodos de valoración de impedimentos de coordinación. Este tipo de test utilizan escalas ordinales que no han demostrado su validez debido al gran número de protocolos que son utilizados, además no son adecuados para clasificar, ya que no pueden cuantificar la asociación entre la afectación de la coordinación y la limitación sobre el rendimiento deportivo (Tweedy et al., 2014). En deportes practicados en silla de ruedas, la habilidad de producir patrones de movimiento cíclicos y coordinados es necesaria para conseguir un alto nivel de rendimiento, por lo que se requieren medidas precisas que mediante escalas de proporción valoren la velocidad y precisión con la que los deportistas pueden realizar movimientos coordinados, sobre todo en paradesportistas con hipertonia, ataxia y atetosis (Connick, Beckman, Deuble y Tweedy, 2016).

Actualmente, para el desarrollo de sistemas de clasificación basados en evidencias, se está investigando la aplicabilidad de test de coordinación basados en la Ley de Fitts. Ésta fue establecida en un estudio en el que los participantes debían realizar movimientos simultáneos, pulsando alternativamente sobre dos áreas de dimensiones controladas, con la mayor rapidez y precisión durante 15 s (Fitts, 1954). Basándose en este estudio, mediante una adaptación del test, Deuble, Connick, Beckman, Abernethy y Tweedy (2016) han demostrado que es un método con gran potencial para ser utilizado en los procesos de clasificación, a fin de detectar aquellos deportistas que pretenden aparentar

un grado de limitación mayor mostrando menor rendimiento en las habilidades requeridas durante el proceso de clasificación. Los estudios de Fitts (1954) incluyen protocolos para tareas recíprocas, que implican el movimiento de las extremidades, buscando la precisión y la rapidez en movimientos cíclicos entre objetivos de un tamaño determinado (tareas continuas), durante un tiempo específico, o mediante movimientos discretos que van desde una posición inicial a otra final (tareas discretas). Los valores promedio de los tiempos de movimiento nos permitirán crear una escala de proporción cuantificable para relacionar el impedimento de coordinación con el rendimiento necesario en la clasificación paralímpica.

Connick et al. (2016), en un estudio con personas sin discapacidad, desarrollaron test de coordinación fiables para la clasificación, dirigidos a aquellos paradesportistas con alteración de las estructuras motoras (hipertonía, ataxia y atetosis), utilizando test de *tapping* que involucraban la musculatura implicada en la propulsión de la silla de ruedas y mediante patrones de movimiento muy similares a los efectuados durante la propulsión. Se obtuvieron valores altos de fiabilidad, por lo que el siguiente paso será replicar dichos test en personas con alteración neuromuscular y comprobar si es válido y fiable en esta población.

### **1.5. Antecedentes, situación actual y prospectiva de futuro de la clasificación en SSR**

La clasificación de SSR recogida en los reglamentos hasta el año 2013 (FEDPC, 2013) incluía como impedimentos elegibles la hipertonía, ataxia y atetosis, ya que, como hemos dicho anteriormente, este paradesporte solo podía ser practicado a nivel competitivo por deportistas con parálisis cerebral y otro tipo de afectaciones neurológicas, por lo que los perfiles de las clases se basaban en el manual de clasificación funcional de CPISRA. Con la propuesta de incluir nuevos impedimentos y hacer el deporte más accesible a otros tipos de discapacidad física diferentes a la PC, surge la necesidad de adaptar el sistema de clasificación, integrando otros impedimentos físicos a los ya elegibles, por lo que se propone una clasificación basada en el sistema de CPISRA y la clasificación de para-atletismo (WPA, 2017). Basándonos en el artículo 12.3.1 del código de clasificación de IPC (*Models of Best Practice: National Classification, 2017*) y teniendo en cuenta que esta propuesta surge dentro del ámbito nacional, las federaciones nacionales deben desarrollar políticas, procedimientos, normas, y reglamentos de clasificación en conformidad con los estándares de clasificación internacionales. Además deben promover oportunidades de clasificación de atletas, formación y certificación de clasificadores, así como controlar el cumplimiento del código a nivel nacional. Las federaciones que a nivel nacional regulan el paradesporte de personas con parálisis

cerebral (FEDPC) y discapacidad física (FEDDF) son, por lo tanto, las encargadas de llevar a cabo estas directrices, impulsando el proceso de desarrollo del nuevo sistema de clasificación de SSR.

En la actualidad, el reglamento de SSR recoge seis categorías, en las que los deportistas elegibles en este paradesporte son clasificados, codificadas con las siglas WS (*Wheelchair Slalom*), y que se han conformado utilizando las cinco clases funcionales de CPISRA y las clases de WPA en las que se agrupan los deportistas con ataxia, atetosis, e hipertensión (clases T33 y T34) y otros impedimentos físicos (T51-T54), que compiten en las pruebas de carrera con silla de ruedas (Figura 8). En el Anexo 3 se recoge la ficha de clasificación actualmente utilizada durante el actual proceso de clasificación de los diferentes impedimentos elegibles en SSR, para asignar al deportista en una de las clases que se describen a continuación:

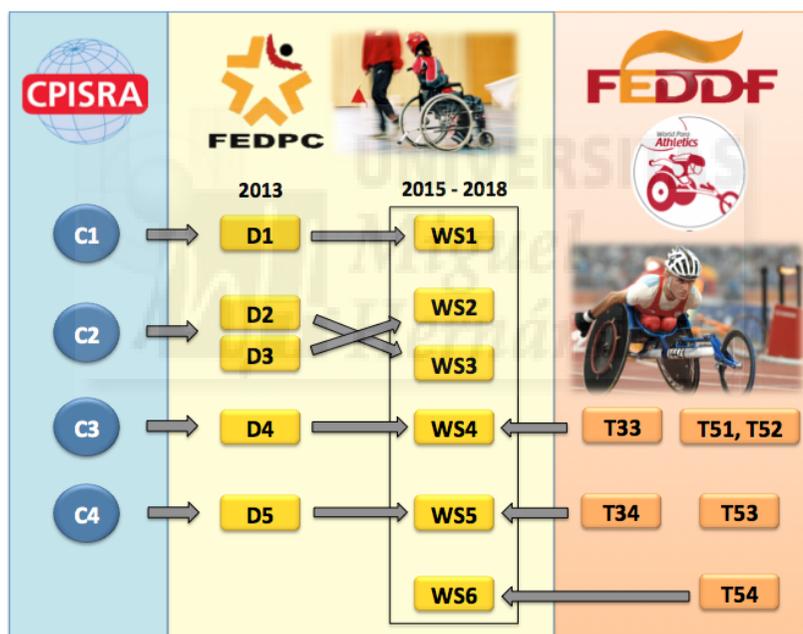


Figura 8. Organismos y clases que participan de la clasificación actual propuesta para SSR.

- WS1A:** Paradesportistas con hipertensión, ataxia o disquinesia que utilizan silla de ruedas a motor. Tetraparesias (espástica, atetóide, atáxica o mixta). Estos paradesportistas presentan un alto grado de espasticidad, con o sin presencia de atetosis, que implica una limitación en el rango de movimiento de las articulaciones y poca fuerza funcional en las extremidades y el tronco, lo que les imposibilita propulsar con funcionalidad una silla de ruedas.

- **WS1B:** Paradeportistas con otro tipo de impedimentos físicos (OIF) que no puedan impulsar una silla de ruedas ni con los pies ni con las manos, por lo que utilizan también silla de ruedas a motor. Son incapaces de mover funcionalmente una silla de ruedas.
- **WS2:** Paradeportistas con PC o DCA con afectación de severa a moderada por tetraparesia (espástica, atetoide), con poca fuerza funcional en las extremidades y el tronco. Los paradeportistas presentan un buen control del tronco en posición estática pero un deficiente control dinámico. Presentan una demostrable función en una o dos piernas que permite la propulsión de la silla con los pies. En esta categoría también se incluyen deportistas con ataxias severas.
- **WS3:** Paradeportistas con PC o DCA con afectación de severa a moderada, es decir, tetraparesia espástica o atetoide, con poca fuerza funcional en las extremidades y el tronco. Los deportistas presentan buen control del tronco en posición estática pero deficiente control dinámico. La función de la mano es el aspecto clave en esta categoría ya que, a diferencia de los paradeportistas de la clase WS2, en esta categoría éstos son capaces de propulsar funcionalmente una silla de ruedas con los brazos.
- **WS4:** Paradeportistas con PC, DCA y OIF. En los paradeportistas con PC: Moderada tetraparesia (simétrica o asimétrica), tri paresia y hemiparesia severa; fuerza funcional casi total en la extremidad superior dominante; buen control del tronco al propulsar la silla aunque el movimiento del tronco se ve limitado por el tono extensor. En los paradeportistas con OIF: se incluyen las clases T51 y T52 de paratletismo, que se caracterizan por no tener función del tronco y una propulsión en la que la potencia muscular de hombro o el agarre se ven disminuidos, presentando una limitación de la actividad propia de una lesión medular completa a nivel C5-C8.
- **WS5:** Paradeportistas con PC, DCA u OIF. En los paradeportistas con PC: moderada a severa diparesia; buena fuerza funcional con limitación mínima, o problemas de control que se aprecian en extremidades superiores y tronco en tareas motrices rápidas y precisas, o en presencia de fatiga; rápida acción propulsiva (agarre-suelta). En los paradeportistas con OIF: se incluye la clase T53 de paratletismo, que se caracteriza por una potencia muscular normal de los brazos y la nula actividad abdominal o lumbar. Aparecen compensaciones para suplir la nula contribución del tronco en el movimiento de propulsión. Presentarían una limitación de actividad similar al de una lesión medular completa a nivel D1-D7.
- **WS6:** Categoría específica para deportistas con diferentes impedimentos físicos que

incluyen las características de la clase T54 de paratletismo. Esta clase está abierta a deportistas que presenten uno o más de los criterios mínimos de elegibilidad en atletismo que incluyen: ausencia de extremidades, deficiente rango de movimiento, deficiente fuerza muscular o acortamiento de las extremidades inferiores. Esta categoría se caracteriza por un control parcial a total del tronco que contribuye a la propulsión y al giro.

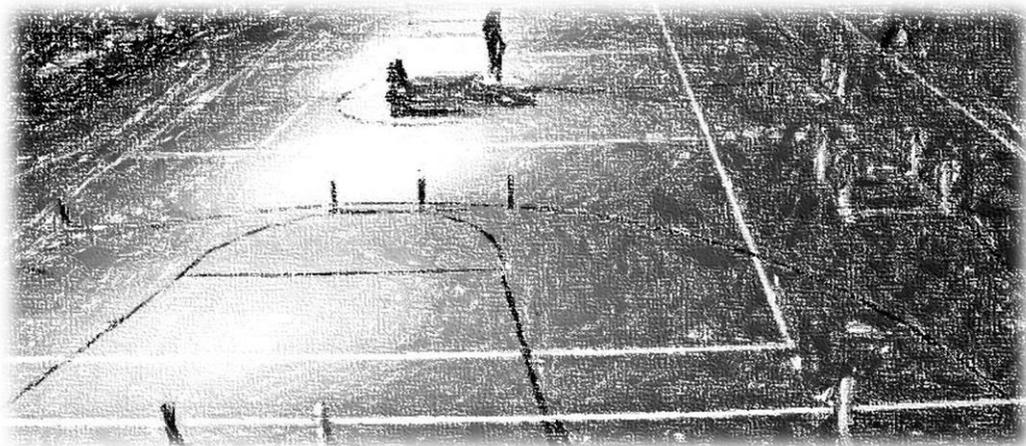
El SSR ha evolucionado notablemente en los últimos años. Desde la FEDPC se ha iniciado un proceso de desarrollo de este paradesporte con el fin de actualizar el reglamento y el sistema de clasificación, adaptándose a la situación actual del deporte Paralímpico a nivel internacional y las normativas existentes en la actualidad (IPC, 2015). Basándonos en los principios y procedimientos del movimiento Paralímpico, los sistemas de clasificación utilizados en paradesporte deben desempeñar dos funciones: (1) definir quién es elegible para competir en un paradesporte; y (2) agrupar a los paratletas en clases deportivas, con el objetivo de asegurar el mínimo impacto del impedimento, y favoreciendo que el éxito de los deportistas sea a causa de poseer mejores cualidades fisiológicas, psicológicas y/o antropométricas, habiendo conseguido mejorar o aprovechar estos atributos mediante el entrenamiento y la dedicación en la disciplina practicada.

Los objetivos principales desde la FEDPC son: a) conseguir que el SSR sea practicado y reconocido a nivel internacional, y que el número de participantes aumente exponencialmente, como lo ha venido haciendo desde su apertura a otros impedimentos físicos; y b) favorecer la integración de los paradesportistas con afectaciones más severas en paradesporte, ya que son pocas las oportunidades deportivas para este colectivo, siendo este hecho más evidente cuando nos referimos al paradesporte de alta competición. Además, el SSR proporciona a paradesportistas no elegibles en otras disciplinas deportivas la oportunidad de participar, ya sea a nivel recreativo o competitivo. Además cabe indicar que este proceso se está haciendo con colaboraciones puntuales con CPISRA, sentando las bases para su futura expansión internacional.

Para cumplir con los requisitos que se plantean desde el movimiento Paralímpico internacional y conseguir los objetivos planteados por la federación nacional (FEDPC y FEDDF), la presente tesis doctoral pretende iniciar el proceso de desarrollo de un nuevo sistema de clasificación integrado en SSR, basado en evidencias científicas, ya que aunque se ha iniciado la práctica de SSR con los nuevos impedimentos se precisa que la clasificación existente esté basada en evidencias científicas y cumpla con los requisitos de IPC (Tweedy et al., 2014; IPC, 2015;).



## 2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS





## 2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS

### 2.1. Objetivos

La presente tesis doctoral pretende establecer los primeros pasos para el desarrollo de un sistema de clasificación basado en evidencias científicas en SSR, integrando en el proceso de elegibilidad, deportistas con diferentes impedimentos físicos y neurológicos. Basándonos en el modelo teórico que establecen Tweedy et al. (2014), se plantean los siguientes propósitos:

- I) Ampliar los impedimentos elegibles a los ya existentes en el proceso de clasificación de SSR, especificando dichos impedimentos.
- II) Desarrollar medidas válidas, fiables y precisas de evaluación del impedimento que utilicen escalas de proporción y que sean específicas para SSR.
- III) Analizar y describir las diferencias entre los diferentes grupos de afectación del impedimento que pueden ser elegibles en SSR, y compararlo con valores normalizados en un grupo sin impedimento.
- IV) Identificar los factores claves del rendimiento en SSR y determinar la fuerza de relación o asociación con las medidas válidas del impedimento.

### 2.2. Hipótesis

#### **Hipótesis 1:**

El SSR puede ser practicado por deportistas con diferentes impedimentos físicos, figurando éstos dentro de los 10 impedimentos elegibles por IPC (2016), con el fin de hacer el deporte accesible a un grupo mayor de población. Se podrá establecer un sistema de clasificación específico de SSR basado en evidencias científicas que integre diferentes impedimentos, así como incluir clases nuevas para los paradeportistas con menor limitación en la actividad, redefiniendo los perfiles establecidos en el sistema de clasificación previo de SSR (FEDPC, 2013).

#### **Hipótesis 2:**

Los test de valoración del impedimento que se presentan en esta tesis doctoral mostrarán valores objetivos, fiables y precisos intra-sesión, siendo específicos para la valoración del impedimento en deportistas elegibles para SSR. Estos valores serán testados en la población con impedimento y en un grupo control, a fin de obtener

medidas que permitan valorar el impacto del impedimento en el rendimiento y la actividad específica del SSR.

**Hipótesis 3:**

Los test propuestos permitirán valorar el impedimento para el que se han desarrollado así como explicar la variabilidad que éste causa sobre las acciones específicas del SSR, identificando diferentes niveles de afectación entre los impedimentos elegibles. Además serán capaces de discriminar la presencia o no de impedimento al compararlo con un grupo control.

**Hipótesis 4:**

Se encontrarán relaciones de asociación entre las medidas válidas del impedimento propuestas y los factores que se han identificado como determinantes en el rendimiento del SSR, permitiendo establecer relaciones entre el rendimiento de acciones específicas del SSR y los diferentes niveles de afectación del impedimento.





### **3. MÉTODO**





## 3. MÉTODO

### 3.1. Planificación del método

#### *Fase I: Revisión de los sistemas de clasificación en deportes en sillas de ruedas*

La presente tesis doctoral comienza con una revisión de los principales sistemas de clasificación en paradesportes en silla de ruedas, analizando las habilidades que determinan el rendimiento en estos deportes y que se asemejan a las requeridas en SSR. Tras estudiar paradesportes como el baloncesto, paratletismo, rugby o baile paradesportivo (todos ellos en su modalidad de propulsión de silla de ruedas), se obtuvo un esquema integrado de los posibles test y factores de rendimiento a tener en cuenta para el desarrollo de un nuevo sistema de clasificación.

#### *Fase II: Discusión y diseño de test*

Se reunió a un grupo de discusión formado por personas con conocimientos y práctica en clasificación funcional de personas con parálisis cerebral y otro tipo de impedimentos, con el fin de aportar ideas y valorar los posibles test que debían ser utilizados, y cómo podían ser adaptados para la mejor consecución de los objetivos planteados en esta tesis doctoral.

De entre estos especialistas cabe destacar la presencia del responsable técnico y seleccionador de la FEDPC en SSR y del presidente de la Comisión de Clasificación del Comité Paralímpico Español. En esta fase también han participado médicos, fisioterapeutas y técnicos que han participado en diferentes procesos de clasificación, así como componentes del cuerpo de jueces y árbitros que trabajan a nivel nacional en SSR.

#### *Fase III: Analizar la fiabilidad de los test a utilizar*

Una vez fueron diseñados los test, específicos para usuarios de silla de ruedas y orientados a la actividad de SSR, se llevó a cabo una prueba piloto de cada uno de ellos con el objetivo de comprobar la fiabilidad de los mismos y solucionar las posibles incidencias antes de comenzar con las mediciones de los deportistas. De este modo, se establecieron los test, que componen el método de la presente tesis doctoral, orientados a valorar los posibles impedimentos elegibles en SSR. Los seis test, que serán descritos con mayor profundidad en los siguientes apartados, se citan a continuación:

- Test de Rendimiento (R1): Análisis de la técnica de propulsión de la silla de ruedas a través del estudio cinemático y cinético en una prueba de rendimiento de sprint en 4 m.
- Test de fuerza isométrica (FI): Valoración de la fuerza isométrica en las tareas de propulsión (acción propulsiva hacia delante) y tracción (acción propulsiva hacia atrás) de la silla de ruedas.
- Test de control y estabilidad de tronco (ET): Valoración del control postural y la estabilidad del tronco en sedestación en tareas estables estáticas y dinámicas con *feedback*.
- Test de límite de estabilidad (LE): ROM del tronco en sedestación en los ejes antero-posterior y medio-lateral ejecutado de forma controlada.
- Test de coordinación (CO): Test de *tapping* con movimiento simétrico bilateral, en una tarea continua y una discreta.
- Test de rendimiento específico de SSR (R2): Pruebas cronometradas consistentes en completar, en el mínimo tiempo posible, dos de los obstáculos del circuito de SSR (“Puerta invertida” y “zig-zag en 8”).

### 3.2. Participantes

Veinticuatro personas participaron en este estudio de forma voluntaria, todos ellos practicantes de deportes en silla de ruedas o con destreza en el manejo de la misma. De esta muestra un grupo son deportistas con PC o DCA (PC, N = 7), otro grupo lo conforman deportistas con otro tipo de impedimentos físicos (OIF, N = 11), y un grupo control formado por personas sin impedimento pero con experiencia en el manejo de silla de ruedas (NI, N = 6). De los paradesportistas con impedimento que conforman la muestra, el 88.3% participaban en campeonatos nacionales dentro de su modalidad deportiva.

Dentro del grupo PC, seis de los paradesportistas son practicantes de SSR y uno ha practicado diferentes modalidades deportivas en silla de ruedas deportiva, aunque en el momento de la medición no competía en ningún paradesporte adaptado de forma federada. Los participantes tienen un diagnóstico de PC con predominancia de hipertonia espástica, congénita (n = 4) y adquirida (n = 3), con presencia de tetraparesia espástica (n = 3) y diplejía espástica (n = 4). No fueron elegibles para este estudio los deportistas que no propulsasen la silla de ruedas con las extremidades superiores (clases WS1-silla de ruedas motorizada- y WS2-propulsión con los pies-).

En el grupo OIF, ocho de los deportistas pertenecen al club de baloncesto en silla de ruedas “Club de Minusválidos de Elche” y tres son para-triatletas del “Club SBR Elda Paratriatlón”. En este grupo encontramos deportistas con diagnóstico de lesión medular (n = 4), espina bífida (n = 2), poliomielitis (n = 2), amputación (n = 2) y uno de los deportistas con una lesión por cirugía en la rodilla. Los datos descriptivos de los participantes pueden encontrarse en la Tabla 2.

**Tabla 2.** Estadísticos descriptivos de la muestra del estudio.

Grupo	N	Edad (años)	Masa (kg)	Altura (cm)	IMC (kg/m <sup>2</sup> )	Entrenamiento (h/ semana)
PC	7	32.2 ± 12.8	71.1 ± 11.8	153.2 ± 15.3	31.1 ± 7.6	3.43 ± 1.5
OIF	11	36.1 ± 11.3	73.7 ± 19.1	162.9 ± 13.2	27.4 ± 4.4	3.46 ± 1.3
NI	6	30.3 ± 4.5	67.5 ± 6.6	170.7 ± 7.2	23.2 ± 1.9	-

N: número de sujetos que componen el grupo.

PC: parálisis cerebral; OIF: otros impedimentos físicos; NI; no impedimento.

La muestra descrita en la tabla anterior recoge los datos de los sujetos que iniciaron el proceso de medición, si bien la muestra fue inferior para algunos de los test debido a las limitaciones encontradas durante las mediciones. Entre ellas se incluyen de completar algunas tareas por algunos de los participantes, debido a su propio impedimento, o repentinos fallos en el material utilizado, que imposibilitaron una recolección fiable de datos en alguno de los participantes.

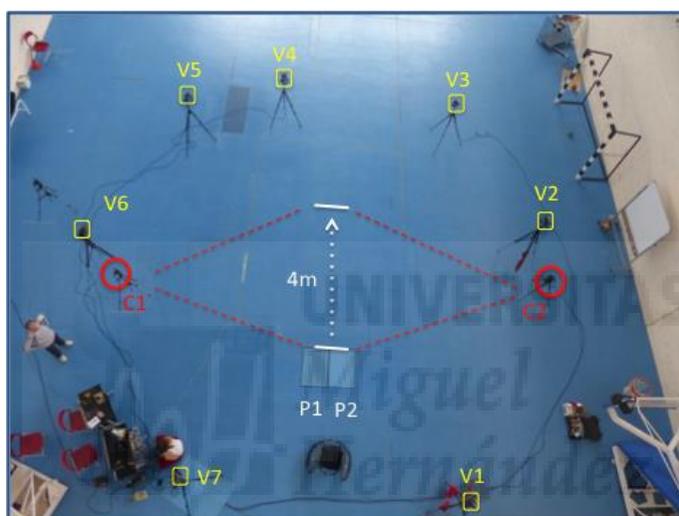
Todos los participantes del estudio rellenaron un cuestionario sobre su historial clínico y deportivo para evaluar su estado de salud y la práctica habitual de actividad física y/o deporte (Anexo 1). Además, los participantes fueron informados previamente de los test que iban a realizar, así como de los riesgos del estudio, firmando un consentimiento informado (Anexo 2) previo al comienzo de las mediciones de esta investigación.

### 3.3. Instrumentos y variables

A continuación se pasará a detallar las características del material y software utilizado en cada uno de los test para la evaluación de las diferentes habilidades, y se citarán las variables analizadas en cada uno de ellos. La justificación de cómo se han obtenido las variables de cada test aparecerán en el apartado de análisis de datos posterior.

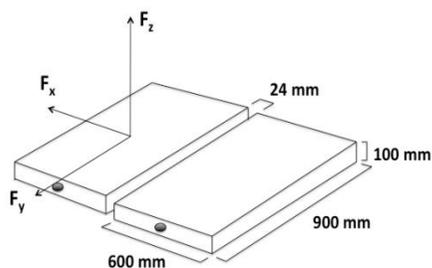
### 3.3.1. Análisis cinético y cinemático de la propulsión en silla de ruedas

Para analizar la técnica de propulsión de la silla de ruedas de los participantes se utilizó un sistema tridimensional de captura del movimiento (Vicon MX, Oxford, UK), con siete cámaras infrarrojas modelo T10 y una frecuencia de registro de 200 Hz. La disposición óptima de las cámaras se determinó en una prueba piloto previamente realizada con el objetivo de reducir los puntos ocultos, colocándose éstas alrededor de un pasillo de registro de 4 x 2 m (Figura 9), que los sujetos recorrerían propulsando su silla de ruedas a la máxima velocidad posible. El software utilizado para el uso de este material fue el programa Vicon Nexus 2.3.



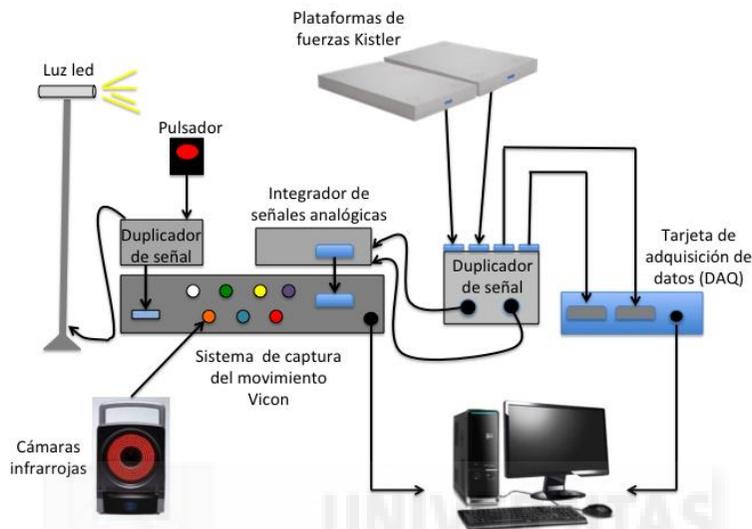
**Figura 9.** Vista cenital de la distribución del test de sprint en 4 m. Disposición de las cámaras infrarrojas T10 (V1 a V7), las dos cámaras de vídeo (C1-C2), y las plataformas de fuerzas (P1-P2).

Para determinar la fuerza ejercida durante la salida (primera propulsión), se utilizaron dos plataformas de fuerzas (Kistler, Switzerland, Modelo 9287CA) colocadas a nivel del suelo en paralelo, abarcando un área de 122.4 x 90 cm (Figura 10). Las plataformas registraron las fuerzas de reacción de la primera propulsión de la silla a una frecuencia de 1000 Hz. Los rangos de sensibilidad de la medida se adaptaron a las características de las fuerzas de la tarea a registrar, escogiendo para las fuerzas horizontales el menor de entre cuatro



**Figura 10.** Dimensiones de las plataformas Kistler, modelo 9287CA, utilizadas para valorar la fuerza de salida en el test de sprint de 4 m.

rangos, y para las verticales el segundo más bajo de los cuatro rangos disponibles. Se utilizó el programa BioWare para la puesta en marcha y calibración de las plataformas, realizando un ajuste a 0 previo a la realización de cada ensayo con el participante fuera de las plataformas.



**Figura 11.** Montaje para la sincronización del material y software empleado en el test de sprint en 4 m.

Dos cámaras de alta velocidad (Casio Exilim Pro EX-F1) se posicionaron a ambos lados de la trayectoria del movimiento, en dirección perpendicular, grabando a una frecuencia de 300 Hz. Una luz led se colocó visible a las dos cámaras para poder sincronizar posteriormente las grabaciones con las señales recogidas por el sistema Vicon Nexus. El análisis de los videos se realizó mediante el programa Kinovea 0.8.15 con el objetivo de contrastar los instantes de agarre y suelta del aro evaluados con el sistema tridimensional, y tener así un enfoque combinado más preciso de la técnica de propulsión.

El sistema Vicon y las plataformas se sincronizaron mediante un integrador de señales analógicas, iniciando la grabación de la señal con un *trigger* mediante un pulsador que activaba el sistema Vicon, las dos plataformas y la luz led simultáneamente (Figura 11). La captura de las señales de las plataformas de fuerzas se realizó a través del propio software Nexus junto con las trayectorias de los marcadores.

Las variables que se obtuvieron en este test se clasifican a continuación en función de la Mecánica como variables cinemáticas y cinéticas.

#### *Variables cinemáticas:*

- Tiempo en realizar 3.5 m a máxima velocidad: tiempo de propulsión y sus fases (empuje y recobro), tiempo hasta alcanzar la fuerza máxima.
- Ángulos de flexo-extensión en el plano sagital de codo y hombro: ángulos de abducción de hombro; ROM de tronco; ángulos de las fases de inicio, fin y fase total de la propulsión.
- Velocidad máxima en 3.5 m.
- Aceleración máxima en las tres primeras propulsiones por separado.

#### *Variables cinéticas:*

- Fuerza máxima de la primera propulsión: impulso mecánico en la primera propulsión, ambas medidas bilateralmente.

### **3.3.2. Fuerza isométrica**

Para el registro de la fuerza isométrica con la silla de ruedas en las tareas de propulsión y tracción, se empleó una galga extensiométrica Globus® Iso Control previamente calibrada y fijada, en un extremo, a la silla del deportista y por el otro a un punto de anclaje fijo mediante una barra de 94 cm de largo y 2.5 x 2.5 cm de ancho. La señal fue digitalizada por una tarjeta de adquisición (DAQ, National Instruments, USB-1208FS) y transformada en una señal de 5 v que se analizó a 500 Hz mediante el software Tracer Daq 2.1.6.1. Se utilizaron dos cuñas de madera y suelo antideslizante para evitar el giro de la rueda, manteniendo las ruedas fijas y con una ligera tensión de la barra previa al instante de tirón. Todas las repeticiones fueron grabadas por una cámara de video Sony Handycam (DCR-XS22) para observar posibles incidencias durante la realización del test. Se utilizó un goniómetro Lafayette Instruments (modelo 01135) para controlar el ángulo de codo del lado dominante con el que se realizó la acción isométrica.

Se obtuvieron, para las acciones de propulsión y tracción, las variables: fuerza máxima (Fmax) y ratio de desarrollo de la fuerza (RFDmax).

### **3.3.3. Estabilidad y control postural en sedestación**

Para valorar la estabilidad y control de tronco se realizaron dos test, ambos con los participantes fuera de sus sillas de competición. El test de límite de estabilidad se propone como test de campo para la valoración del ROM de tronco en acciones dinámicas controladas, mientras que el test de control de tronco permitirá obtener

información de la estabilidad y control postural mediante un protocolo estandarizado de laboratorio (Barbado et al., 2016).

### 3.3.3.1. Límite de estabilidad

Para valorar el límite de estabilidad mediante el análisis del movimiento con video, se utilizaron dos cámaras de video con frecuencia de grabación de 200 Hz (Panasonic, Lumix, FZ20) que se colocaron a 4 m del participante en las posiciones frontal y sagital izquierda. Se utilizó un banco de PVC (96 x 38.5 x 48.5 cm) sobre el que se posicionó el participante y unas tablas de madera para regular el apoyo de los pies. Además se utilizaron dos lonas negras para crear fondos oscuros en la parte posterior y lateral derecha de los participantes, con el fin de facilitar la visualización de los marcadores para el posterior análisis de video. Para éste análisis se utilizó el programa Kinovea 0.8.15.

Se diseñó un cinturón de velcro de 10.8 cm de anchura con un bolsillo de dimensiones 15 x 11 cm. En éste se colocó un *Smartphone*, Samsung Galaxy mini S4, versión Android 4.2. en el cual se instaló la aplicación “*Rotating Sphere 1.6*”, que actúa como un inclinómetro, para así valorar la movilidad del tronco.

Las variables obtenidas mediante este test se corresponden a los ángulos de inclinación en el eje antero-posterior y medio-lateral, obtenidos mediante el análisis de video y los valores calculados por la aplicación del *smartphone*.

### 3.3.3.2. Estabilidad y control postural de tronco

Para este test se utilizó un montaje de madera y hierro (80.5 x 100 x 80 cm), sobre el cual se colocaba un asiento de madera (50 x 50 cm) que disponía de un soporte para fijar las piernas y los pies, regulable en altura y que permitía estandarizar la posición de flexión de las rodillas a 90°. Se utilizó una banda de velcro para fijar la pelvis al asiento y dos bandas elásticas para fijar por los tobillos cada pierna de forma independiente. Este montaje disponía de una barandilla de seguridad para ofrecer al participante confianza durante la realización de las tareas y eliminar el “factor miedo” (Figura 12).

Las fuerzas del CdP se registraron a 1000 Hz, mediante una plataforma de fuerza (Kistler, Switzerland, modelo 9286BA), colocada bajo el asiento de madera y calibrada previamente con Instacal (MCC DAQ Software, Massachusetts, USA). Las fluctuaciones del CdP se registraron y proyectaron en tiempo real sobre una pantalla (106 x 138 cm), colocada perpendicularmente a 350 cm del sujeto, proporcionando feedback del desplazamiento realizado por el participante (coordenadas X e Y) mediante el software

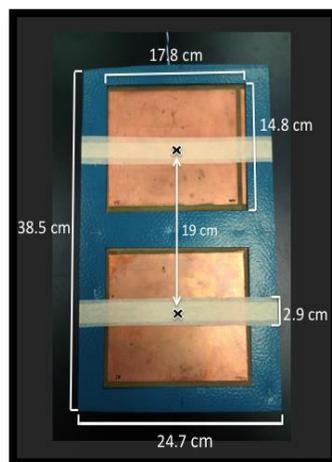
“seguimiento del CoP v.1.6.22” diseñado en el Centro de Investigación del Deporte de la UMH (CID). Este software creaba un punto criterio objetivo cuya posición y movimiento dependía de la tarea a realizar. Se obtuvieron las variables error radial medio (ERM) y velocidad media (VMM) del CdP durante el registro.



**Figura 12.** Montaje del trono y asiento de madera para la realización del test de estabilidad de tronco. El participante se encuentra en la posición de inicio previa al comienzo de la tarea.

### 3.3.4. Coordinación

Para el test de coordinación manual bilateral se utilizó un sistema de 4 pulsadores constituidos cada uno por dos placas de circuito impreso a una cara, de 0.01 cm de grosor, enfrentadas entre sí y separadas por goma aislante (1 cm), el cual fue diseñado en el Laboratorio de Aprendizaje y Control Motor (CID). Los pulsadores se agruparon por pares sobre dos estructuras independientes de madera con una separación entre el centro de éstos de 19 cm (Figura 13). Cada estructura se fijó a una mesa regulable en altura, de dimensiones 120 x 60 cm, mediante tiras de velcro, colocadas a cada lado del sujeto.



**Figura 13.** Dimensiones de la estructura de dos pulsadores correspondientes a uno de los lados del sujeto.

Las cuatro variables calculadas se corresponden a los tiempos de movimiento entre el contacto de la placa posterior y anterior, para la mano dominante (D) y no

dominante (ND) por separado, en dos tareas simétricas y simultáneas diferentes: continua y discreta.

### **3.3.5. Análisis del rendimiento**

De los obstáculos que conforman los circuitos de SSR se eligieron dos de ellos: “puerta invertida” (PI) y “zig-zag en ocho” (Z8). Se utilizó el material oficial de competición en SSR, consistente en 8 pivotes blancos y 5 rojos (40 x 10 cm) dispuestos según las posiciones y distancias reglamentarias. Para medir el tiempo se utilizó un sistema de fotocélulas creado en el CID, integrado por: dos emisores compuestos por una fotocélula Datasensor, serie S6, y un emisor de frecuencia TL-12; un receptor R.F. 444.92 MHz, Cepek T.L. 311; y un cronómetro Professional Stopwatch con una sensibilidad de 1 centésima de segundo.

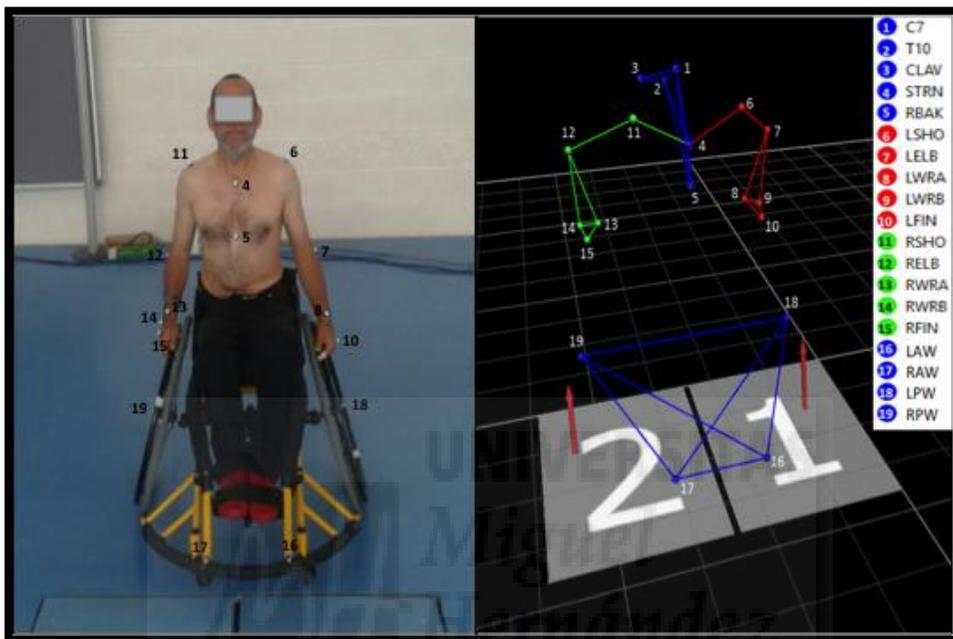
## **3.4. Protocolos de medida**

A continuación se van a explicar de forma detallada los protocolos de los test que conforman esta tesis. Antes de la realización de cada test, los participantes fueron informados sobre el objetivo general del mismo, así como del material que se iba a utilizar para su desarrollo. Los participantes utilizaron en todos los test, a excepción de los dos de control de tronco, su propia silla de ruedas de competición, así como el material auxiliar necesario, simulando lo máximo posible las condiciones de competición. En todos los test el investigador señaló el comienzo a la voz de “preparados, listos, ya”, y los participantes fueron motivados durante su realización con el fin de conseguir el mayor rendimiento posible.

### **3.4.1. Análisis cinético y cinemático de la propulsión en silla de ruedas**

Previo al comienzo del test se obtuvieron las medidas antropométricas requeridas por el modelo *Plug-in-Gait* (PIG), correspondientes a la altura (mm), masa (kg), y diámetros de hombro, codo, muñeca y diámetro palmar (mm); y se colocaron 15 marcadores reflectantes (9.3 mm de diámetro) sobre los participantes. Los marcadores fueron colocados en los siguientes puntos específicos basándonos en el modelo PIG (Kadaba et al., 1989; Davis et al., 1991): de forma bilateral en las extremidades superiores, en la articulación acromio-clavicular (RSHO, LSHO); en la parte externa del epicóndilo lateral (RELB, LELB); dos en las apófisis estiloides interna (RWRA, LWRA) y externa (RWRB, LWRB); y en el espacio entre el segundo y el tercer metacarpo (RFIN, LFIN). En el tronco, los marcadores se colocaron en el manubrio del esternón (CLAV) y sobre el apéndice xifoides (STRN); en la apófisis espinosa de la séptima vértebra cervical (C7) y en la décima vértebra torácica (T10); y en la zona media de la escápula derecha (RBAK). El modelo se

completó con cuatro marcadores más situados sobre la silla de ruedas, dos en la parte anterior (RAW, LAW) y dos en los ejes de las ruedas posteriores (RPW, LPW) (Figura 14). Se realizó una calibración del sistema Vicon antes de cada sesión siguiendo las recomendaciones del fabricante, así como una captura estática de cada sujeto con los brazos en cruz y palmas de la mano hacia abajo.



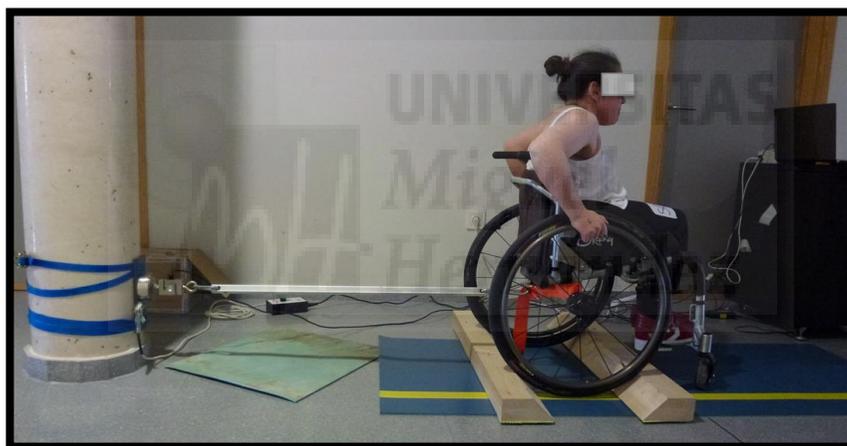
**Figura 14.** Disposición de los marcadores colocados sobre el participante y recreación tridimensional del modelo creado para el análisis del movimiento con el sistema Vicon Nexus. A la derecha aparecen las siglas de los marcadores cuyo significado ha sido especificado en el texto.

El objetivo del test fue recorrer una distancia de 4 m en línea recta, atravesando la línea blanca que señalizaba dicha distancia a la máxima velocidad posible. El participante se colocó sobre las plataformas de fuerzas, una vez éstas habían sido calibradas, colocando cada rueda dentro de una de las plataformas y ajustándolas a la parte posterior de las mismas. Se utilizó el criterio de ajustar las ruedas a la parte posterior de las plataformas para tener el mayor recorrido posible dentro de éstas para un mayor registro de datos. Los participantes completaron 5 repeticiones válidas a la máxima velocidad posible, siendo este criterio de validez fijado por el investigador como aquella repetición que cumpliera con las siguientes condiciones: iniciar el movimiento con las ruedas en el límite posterior de la plataforma sin que sobrepasaran esta superficie; no realizar elevación de las ruedas anteriores (“caballito”) en el momento de salida; y cruzar la línea de los 4 m a

la mayor velocidad posible propulsando la silla y sin dejarse llevar. Entre cada una de las repeticiones se dejó 1 min de descanso.

### 3.4.2. Test de fuerza isométrica

La fuerza isométrica de los participantes se midió para las tareas de propulsión anterior (PR) y de tracción posterior (TR). Para la PR el participante se colocó de espaldas a la galga de fuerza, mientras que en la TR se posicionó de cara a ésta. Para una correcta valoración de la fuerza, los dos anclajes de la barra debían estar a la misma altura y alineados, amén que la barra debía mantenerse con una ligera tensión. La posición de los participantes se estableció controlando el ángulo del codo a 90° para la acción de propulsión y 120° para la acción de tracción (Murphy et al., 1995; Vanlandewijck et al., 2011), indicando que “se colocasen en la posición en la que iniciarían la acción a la máxima fuerza posible”.



**Figura 15.** Montaje del test de fuerza isométrica. En la imagen el participante se encuentra en la posición previa al inicio de la tarea de propulsión.

El ángulo del tronco se midió previamente a cada acción para mantener una posición constante entre las repeticiones, aunque no se estableció el mismo ángulo para todos los participantes debido al distinto nivel de impedimento. Se les indicó que la posición del tronco debía permanecer constante durante la acción isométrica, explicándoles que debían aplicar la máxima fuerza posible al escuchar la señal y mantenerla durante 3-4 s. Los participantes completaron tres contracciones máximas voluntarias con 1 min de descanso en las tareas PR y TR. El tiempo de descanso entre cada tarea fue de 2 min, y se aprovechó para cambiar la posición de la silla de ruedas (Figura 15).

### **3.4.3. Test de control de tronco**

#### **3.4.3.1. Límite de estabilidad**

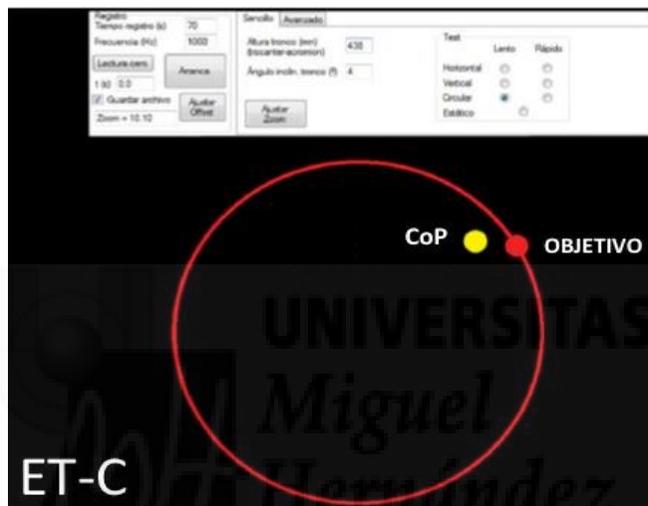
Siete marcadores de 10.9 mm de diámetro se colocaron sobre los participantes en los siguientes puntos anatómicos: de forma bilateral en la articulación acromio-clavicular (RSHO, LSHO) y en la espina iliaca antero-superior (RASI, LASI); uno sobre el manubrio del esternón (CLAV); uno en la duodécima vértebra torácica (T12) y otro sobre la primera vértebra de la zona sacra (S1), basándonos en el protocolo de Robinson, O'Connor, Shirley y Mac Milan (1993). El cinturón se colocó haciendo coincidir el centro del móvil sobre la duodécima vértebra torácica y la primera vértebra lumbar (T12-L1) (Kolber et al., 2013). La posición de inicio de los participantes debía cumplir con las indicaciones dadas por el investigador y mantenerse en la medida de lo posible a lo largo del test. Se les indicó a los participantes que “debían mantener el contacto con el asiento evitando la basculación de la pelvis, una flexión de 90º de las rodillas, la planta de los pies en contacto con la superficie de apoyo manteniendo la alineación tobillo-rodilla, la espalda erguida y la mirada al frente, y la posición de los brazos relajados y cruzados sobre el pecho”.

La posición neutral de inicio y fin del movimiento era en una posición lo más erguida posible, mirada al frente, brazos delante del cuerpo cruzados sobre el pecho, y pies apoyados en el suelo y separados a la anchura de los hombros. Partiendo de esta posición, los participantes realizaron tres repeticiones de cada tarea (anterior, posterior y lateral a derecha e izquierda), intentando conseguir el máximo rango posible de movimiento de forma controlada, y manteniendo éste durante 3 s antes de regresar a la posición inicial. Se dejaron 5 s de descanso entre cada repetición y 30 s entre cada situación de movimiento. No se consideraron como válidas aquellas repeticiones que no cumplieran con alguno de los requisitos comentados previamente acerca de la posición del participante ni los movimientos ejecutados de forma no controlada. El investigador se colocó detrás de éste para asegurar la correcta ejecución del movimiento y anotar los valores calculados por el dispositivo móvil, así como para proporcionar seguridad en caso de inestabilidad.

#### **3.4.3.2. Estabilidad y control postural**

Los participantes se posicionaron sentados sobre el asiento de madera con los brazos cruzados sobre el pecho. Las extremidades inferiores fueron fijadas al asiento, de forma individual a la altura de los tobillos y a nivel superior a la altura de los muslos, para evitar la implicación de la musculatura inferior y de la pelvis durante las tareas. El CdP del

participante se representó como un círculo amarillo en una pantalla, aportando *feedback* en tiempo real de las fluctuaciones del mismo. El test consistía en hacer coincidir la posición del CdP con un punto de color rojo (objetivo) en tres tareas diferentes: estática (E), dinámica vertical en el eje antero-posterior (V), y dinámica circular (C). Las dimensiones de proyección para ambos puntos fueron de un diámetro de 60 mm (Figura 16). Se completaron 3 repeticiones de cada tarea, siendo la primera de ellas de 20 s de duración para la familiarización con el test, y de 70 s las dos siguientes. El periodo de descanso fue de 60 s.



**Figura 16.** Programa de seguimiento del CoP proyectado frente al sujeto para realizar las diferentes tareas. En la imagen se muestra la tarea dinámica circular (ET-C) con feedback (círculo objetivo y CoP) (Adaptada de Barbado et al., 2016).

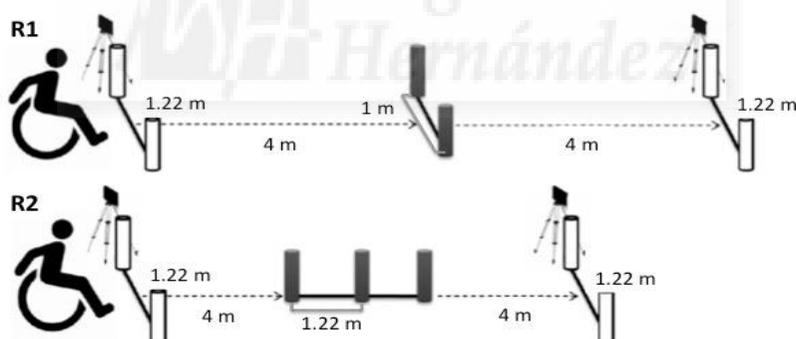
#### 3.4.4. Test de coordinación

Para la evaluación de la coordinación bilateral se posicionó a los participantes entre dos mesas. La altura de éstas fue regulada haciendo que el trocánter de ambas extremidades estuviese 5 cm por debajo de la superficie de las mismas. Las placas se colocaron de tal manera que el centro del hombro coincidiese con la zona límite posterior de la placa trasera (Connick et al., 2016; Deuble et al., 2016). Los participantes iniciaron el test con las manos sobre las placas posteriores, siendo éstas las primeras en ser pulsadas en los dos test que se llevaron a cabo. Se indicó a los participantes que las pulsaciones debían hacerse con los dedos y se consideró un ciclo el contacto de placas traseras y delanteras, en ese orden. La primera tarea continua de coordinación (C) consistió en realizar durante un periodo de 15 s el mayor número de ciclos, de forma

rápida y precisa sin perder la coordinación del movimiento, y en el caso de que se diera este suceso debería recuperar el movimiento coordinado. Para la segunda tarea discreta de coordinación (D), los participantes debían realizar un total de 10 ciclos, tras una señal de comienzo verbal, con inicio sobre las placas traseras (sin que hubiese contacto) y con fin al contactar en las placas delanteras. Al igual que en el test anterior, el movimiento debía realizarse lo más rápido posible y con precisión.

### 3.4.5. Test de rendimiento específico de SSR

Los participantes debían completar dos de los obstáculos que conforman los diferentes circuitos de SSR en el menor tiempo posible, la puerta invertida (R1) y la figura de zig-zag en ocho (R2). Para la ejecución de la puerta invertida el participante debía atravesar el espacio comprendido entre dos pivotes rojos, separados a 1.22 m, de espaldas a la dirección del desplazamiento donde, como mínimo, una de las ruedas debía pasar limpiamente entre los dos pivotes. En cuanto a la figura de zig-zag en ocho, ésta consistía en 3 pivotes rojos colocados en línea recta separados a 1.22 m que debían ser rodeados por los participantes con un desplazamiento en forma de ocho (zig-zag de ida y vuelta). El lado por el que el deportista entraba en la figura marcaba la línea imaginaria del primer pivote, la cual debería volver a sobrepasar para considerar que había cerrado ésta (Figura 17).



**Figura 17.** Obstáculos que conforman el test de rendimiento específico de SSR. Disposición de los pivotes y distancias de la puerta invertida (PI) y la figura de zig-zag en ocho (Z8).

Se colocaron dos fotocélulas a una altura de 90 cm, una en la salida y otra en la llegada, haciendo coincidir la línea de corte de la señal con la línea entre los dos pivotes blancos. Se anotó el tiempo de tres repeticiones válidas para cada obstáculo, dejando 1 min de descanso entre cada una de ellas. No se consideró como válida la repetición en la que se realizase la primera penalización, considerándose como penalización aquellas que se recogen en el reglamento de SSR (FEDPC, 2015-2018).

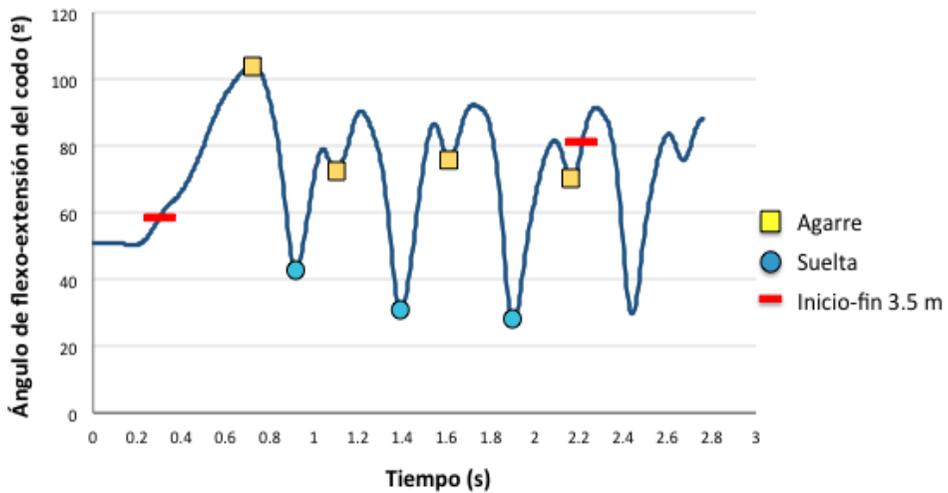
### 3.5. Análisis de datos

#### 3.5.1. Análisis cinético y cinemático de la propulsión de silla de ruedas

Se realizó un proceso de limpieza y reconstrucción de los marcadores no registrados parcialmente durante las mediciones para cada participante. En primer lugar se cortaron las grabaciones temporalmente, ajustando el corte a la ejecución del movimiento, y adquiriendo una duración de registro con inicio en la posición estática previa al movimiento y final al completar un desplazamiento de 3500 mm, tomando como referencia los marcadores RPW y LPW en el eje antero-posterior. Para poder llevar a cabo el análisis todos los marcadores debían observarse al inicio y final del registro, por lo que para la reconstrucción de los marcadores no visibles se creó un programa en lenguaje Python 2.7, que permitió calcular la posición del marcador desaparecido a partir de las coordenadas de los marcadores próximos.

Las señales de las trayectorias fueron suavizadas utilizando un filtro Butterworth de 4º orden con una frecuencia de corte de 6 Hz, basándonos en estudios como los de Cooper et al. (2002) y tras realizar una inspección visual de los datos. Los ángulos de las articulaciones se calcularon a partir del sistema de análisis del modelo PIG, basado en los propuestos por la Sociedad Internacional de Biomecánica (Wu et al., 2005). De acuerdo con las definiciones de este modelo, los ejes de coordenadas X, Y, Z se corresponden con la flexo-extensión, abducción-aducción y rotación respectivamente.

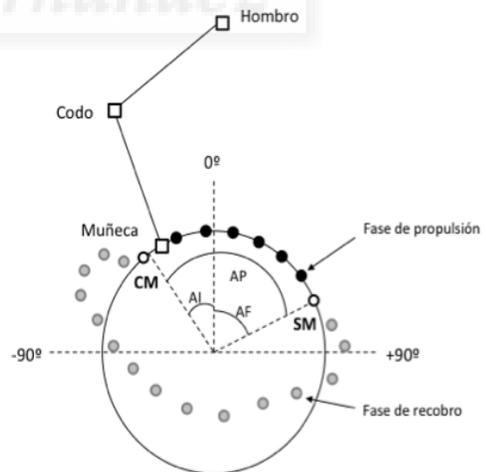
Para determinar los instantes de contacto y suelta del aro, el análisis inicial propuesto se basaba en la detección de éstos mediante la visualización de los videos grabados por las cámaras de alta velocidad. Para minimizar el tiempo de análisis, así como controlar la fiabilidad observacional, se buscó una alternativa para detectar dichos instantes basándonos en los datos cinemáticos obtenidos. Tras observar los patrones de movimiento de diferentes segmentos y articulaciones, se seleccionó el ángulo del codo como el más representativo. Se comprobó que la suelta del aro coincidía con el valor mínimo del codo (máxima extensión) mientras que el contacto con el aro se localizaba como un mínimo localizado entre dos instantes de suelta (Figura 18).



**Figura 18.** Ángulos de flexo-extensión del codo durante la propulsión de silla de ruedas. Identificación de los instantes de agarre y suelta del aro en los 3.5 m analizados en el test de sprint en 4 m.

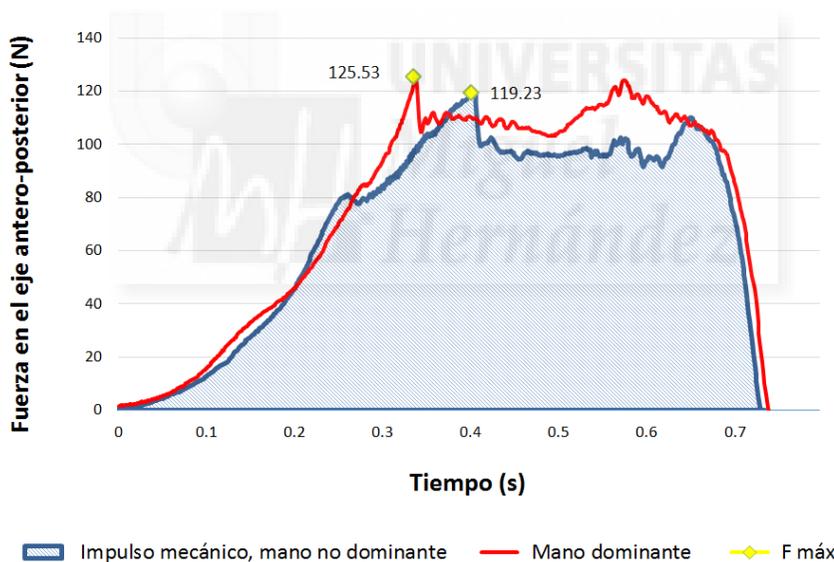
Para comprobar este criterio, se realizó un estudio piloto comparando estos instantes calculados de forma automática con los analizados mediante la observación de los vídeos. Se compararon en 5 participantes los valores de tiempo para la propulsión con la mano derecha e izquierda en las 5 repeticiones por medio del error técnico de medida (ETM) (Perini et al., 2005). Se obtuvieron valores del ETM de 0.03-0.06 s para el instante de contacto y 0.03-0.04 s en el de suelta del aro. Puesto que la diferencia con el video fue mínima y a fin de ahorrar tiempo y reducir la subjetividad de la medida se utilizaron los valores obtenidos mediante el sistema Vicon.

Tras detectar estos instantes que marcan los momentos de inicio y fin de cada propulsión, se obtuvieron los ángulos de flexo-extensión de codo y hombro, y los de abducción de hombro. El rango de movimiento del tronco se definió como la diferencia entre el máximo y mínimo valor del ángulo del tórax.



**Figura 19.** Parámetros técnicos de la propulsión en silla de ruedas. CM = contacto de la mano, SM = suelta de la mano; AP = ángulo de propulsión; AI = ángulo de inicio de propulsión; AF = ángulo final de propulsión (Adaptada de Vanlandewijck et al., 2001).

A partir de los datos de posición de los marcadores de la apófisis externa de la muñeca (RWRA, LWRA) y de la rueda posterior (RPSI, LPSI) en los instantes de contacto y de suelta del aro, identificados como se explicó previamente, se analizaron los parámetros técnicos de la propulsión (Vanlandewijck et al., 2001). Mediante un sistema de referencia en base a la vertical del eje de la rueda se identificaron los ángulos y tiempos de las fases de propulsión (Figura 19). Los valores de posición del marcador colocado en la rueda posterior se utilizaron para determinar el inicio y fin del tramo a recorrer a fin de obtener el tiempo final de la prueba. Se identificó el inicio del movimiento como el instante en que el marcador RPSI superaba un umbral de 10 mm en la dirección de carrera desde su posición inicial, y el fin cuando éste alcanzaba los 3.5 m desde la posición inicial. Se fijó esta distancia porque se consideró suficiente para el análisis de tres propulsiones y porque permitía la visibilidad de todos los marcadores del modelo. La velocidad máxima se calculó mediante la derivada de la posición de este mismo marcador. Todas las variables citadas se analizaron en las tres primeras propulsiones en todos los sujetos.



**Figura 20.** Representación de las variables analizadas con las plataformas de fuerzas en la primera propulsión del test de sprint en 4 m.

Para el análisis de los datos de las plataformas de fuerzas, se tuvo en cuenta exclusivamente la fuerza antero-posterior, responsable de la aceleración de la silla. En primer lugar se realizó un ajuste a 0, restando a toda la señal el promedio de fuerza en una ventana de 10 fotogramas, localizados en la parte final de la señal con el sujeto fuera de la plataforma. Una vez obtenidos los datos se normalizó la variable fuerza respecto al

peso del sujeto con la silla de ruedas. Se obtuvieron las variables de: fuerza máxima (Fmax), tiempo hasta la Fmax (TFMax), e impulso mecánico (IMP) calculado mediante la integral de Riemann (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen y Whittlesey, 2013) (Figura 20).

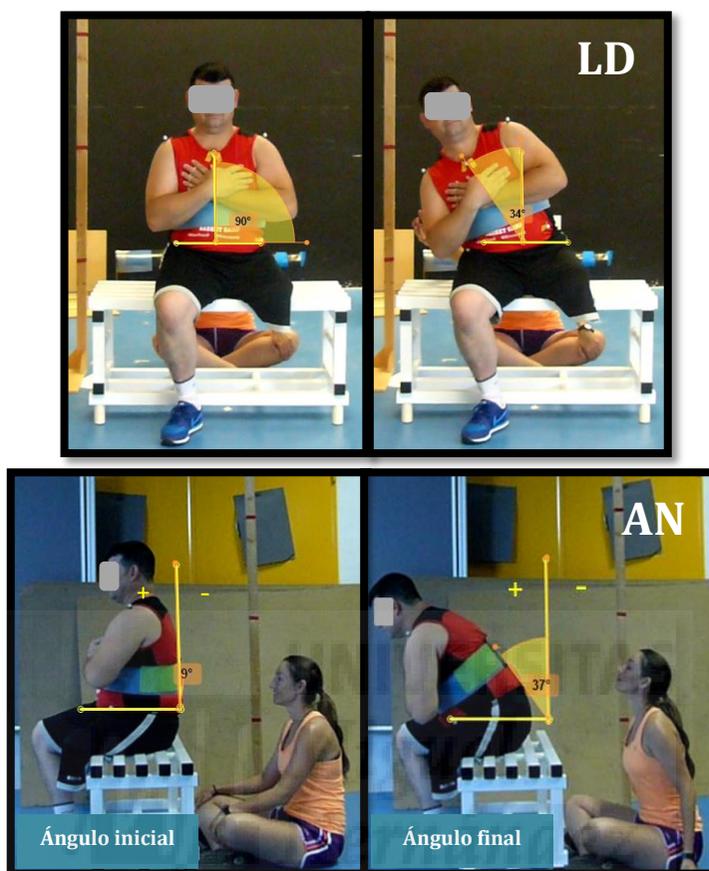
Las variables se analizaron de forma bilateral por separado (mano dominante, mano no dominante). La dominancia de la mano se confirmó con la tarea discreta del test de coordinación, justificando que la mano dominante presentaría menor tiempo de movimiento entre las placas anterior y posterior. En el caso de encontrar valores muy similares se utilizó la dominancia en las tareas cotidianas del participante.

### **3.5.2. Fuerza isométrica**

Para la obtención de las variables de fuerza se utilizó un software propio diseñado en LabView (v.2010). Se pasó un filtro de suavizado de la señal de paso bajo Butterworth a 50 Hz, y tras el cálculo de las variables de interés se eliminaron las repeticiones que presentaban una señal con valores atípicos. La mejor de las repeticiones válidas fue escogida para los análisis posteriores.

### **3.5.3. Control del tronco**

Los datos del test de límite de estabilidad se analizaron mediante el programa Kinovea 0.8.15. El límite de estabilidad del tronco en el eje medio-lateral se determinó por la línea horizontal que une los dos marcadores ASI y la línea del tronco, definida por el marcador CLAV (punto móvil) y el punto central entre RASI y LASI (punto fijo). El límite de estabilidad del tronco en el eje antero-posterior se calculó mediante el ángulo formado entre la línea vertical que cruza el marcador S1 y la línea del tronco, definida por los marcadores T12 y S1. En el caso de que la posición de inicio difiriese de la vertical, el ángulo comprendido hasta tal posición se restó del ángulo final (Figura 21). El dispositivo móvil se colocó sobre T12-L1 y calibrado a cero previo al inicio del movimiento. Tras realizar un ajuste a 0, se anotó el ángulo inicial previo al movimiento y posteriormente el ángulo final mantenido, realizando la misma operación que en el caso del análisis de vídeo para el cálculo del ángulo total.



**Figura 21.** Análisis de video con Kinovea del test de límite de estabilidad en las tareas lateral derecha (LD) y anterior (AN).

El análisis de los datos del test de control postural en las tareas estática y dinámicas se efectuó mediante LabView (v.2010, National Instruments, Texas, EE.UU). La serie de datos se registró a una frecuencia de 1000 Hz y se submuestreó a 20 Hz. Los primeros y últimos 5 s de los 70 medidos en cada ensayo se descartaron para evitar la no estacionariedad de la medida en relación con el principio y el final del ensayo (van Dieen et al., 2010). Finalmente, se pasó un filtro de paso bajo (Butterworth de 4º orden con una frecuencia de corte de 5 Hz), de acuerdo con Lin et al. (2008). Se calculó el ERM (mm) como la distancia promedio absoluta del CdP al centro de la bola diana para cada repetición, y la variable VMM (mm/s) como la velocidad media del CdP (Prieto et al., 1996). El valor que reflejó un mayor rendimiento entre las repeticiones realizadas, entendiendo éste como el valor mínimo de ERM y VMM, fue utilizado para el análisis posterior (Barbado et al., 2016).

### **3.5.4. Coordinación**

La señal de 5 v producida al presionar los pulsadores fue registrada mediante una tarjeta de adquisición A/D (DAQ National Instruments, USB-6008) y analizada con un software diseñado en entorno LabView (v.2010, National Instruments, Texas, EE.UU). Tras la extracción de los datos, mediante una hoja de cálculo Excel se calcularon los tiempos de movimiento (ms), entre el contacto registrado por la placa trasera y el registrado por la placa delantera, para cada mano. Para ambas tareas del test se promedió el valor medios de contacto de los ciclos realizados en cada repetición, y se escogió de entre ellos en el que se obtuvo mejor rendimiento.

### **3.6. Procedimiento y diseño**

La toma de datos se distribuyó en cuatro sesiones realizadas a lo largo del año 2015. En la primera de ellas se citó a los deportistas practicantes de SSR, haciendo coincidir la sesión de mediciones con el periodo preparatorio para el Campeonato de España de SSR organizado en Hondarribia (Guipúzcoa), y en el que algunos de ellos participaron. El técnico de la Selección Española de SSR nos ayudó a contactar con los deportistas y facilitó el desplazamiento de aquellos que aceptaron participar en el estudio. Se contactó seguidamente con el entrenador del Club de Minusválidos de Elche de baloncesto en silla de ruedas para realizar una exposición a los jugadores del equipo sobre la investigación que se iba a llevar a cabo, a fin de captar paradesportistas con diferentes tipos de impedimentos físicos. Aquellos que accedieron a participar fueron medidos en dos sesiones entre el 13 de junio y el 18 de julio de 2015. Por último, se pudo completar la muestra con tres deportistas del Club SBR Elda Paratriatlón que se citaron el 19 de septiembre y realizaron todos los test junto con el grupo sin impedimento de la muestra de la presente tesis doctoral.

Las sesiones de medición se llevaron a cabo en las instalaciones del CID, utilizando diferentes salas y laboratorios del centro. Se contó con un gran equipo de investigación formado por personal con formación y conocimiento del manejo de instrumental y de la población medida en este estudio. Se distribuyeron los test en 6 estaciones, en las que siempre que fuese posible dos investigadores se encargaban del desarrollo y control del test. Se elaboró un documento para cada estación recogiendo las indicaciones del montaje e instrumental, procedimiento, y configuración del software de cada uno de los test. Además, previo a cada medición, se realizó una reunión con todo el equipo de investigación en la que se explicó el procedimiento a seguir, así como las instrucciones del uso del material y el protocolo de medida. La duración total del proceso de medición

fue de aproximadamente 105 min para cada participante, con un descanso entre cada estación de 8 min.

Se planteó un sistema de rotación por las diferentes estaciones para cada participante, de manera que se aleatorizó y contrabalanceó el orden de los test. Además, en la medida de lo posible, el mismo investigador fue el responsable en cada estación para no alterar la fiabilidad de la medida.

### 3.7. Análisis estadístico

Para evaluar la consistencia de los test se realizó un análisis de fiabilidad relativa y absoluta intrasesión utilizando el coeficiente de correlación intraclass (ICC) y error estándar de medida (SEM), respectivamente. Debido a las diferentes características de los sujetos que se midieron en el estudio, y puesto que uno de los objetivos es desarrollar test fiables para una población específica que permitan detectar el impedimento, se calculó la fiabilidad para los grupos: deportistas con impedimento (DI) y grupo sin impedimento (NI).

La fiabilidad relativa de las medidas de los test fue analizada utilizando el ICC (3,1) (Hopkins, 2015) y su 95% de intervalo de confianza con el objetivo de calcular en qué medida las variables discriminan entre los sujetos con y sin impedimento en los distintos ensayos de cada test. Los valores de ICC fueron categorizados como se detalla a continuación: excelente (0.90 – 1.00), alto (0.70 – 0.89), moderado (0.50 – 0.69) y bajo (< 0.50) (Fleiss, 1986) para la mejor descripción de los resultados. Debido a que un ICC grande puede enmascarar la mala consistencia de ensayo a ensayo cuando la variabilidad entre sujetos es alta, y en la población del presente estudio esta variabilidad se da en función del impedimento de los sujetos, es necesario analizar adicionalmente un índice de fiabilidad absoluto que no se vea afectado por la variación entre los sujetos, como es el SEM (Hopkins, 2005). Para que este valor fuese independiente de las unidades de medida de cada variable, se utilizó el índice de fiabilidad SEM%, con el fin de poder comparar variables con diferentes unidades de medida. A pesar de que existe una falta de consenso con respecto al valor aceptable del SEM%, se asume que cuanto menor sea su valor mayor será su fiabilidad (Atkinson y Nevil, 1998), obteniendo valores buenos de fiabilidad con un índice de error por debajo del 10%.

Para analizar las diferencias entre los sujetos que conforman el estudio se establecieron tres grupos en función de su impedimento: deportistas con PC, deportistas con OIF y el grupo control sin impedimento (NI). La normalidad de la distribución de la muestra se comprobó mediante la prueba estadística de Kolmogorov-Smirnov con la corrección de Lilliefors, de manera que el 17.6% de las 108 variables analizadas no cumplieron con el

supuesto de normalidad. Se realizó un análisis de la varianza (ANOVA) de un factor intersujetos (grupos) para la comprobación de la hipótesis nula. Previo a éste, el test de Levene se empleó en la comprobación del supuesto de homocedasticidad de las variables (homogeneidad de las varianzas). El ANOVA es muy robusto ante el incumplimiento del supuesto de normalidad (Sánchez, 2010), por lo que se utilizó el análisis paramétrico para todas las variables. Si bien para el 13.9% de las variables que no cumplieron con el supuesto de homocedasticidad o igualdad de las varianzas se utilizó, como alternativa al estadístico  $F$  del ANOVA, el estadístico  $F$  de Welch que corrige los grados de libertad para asumir esa diferencia de varianzas. Además se realizó un análisis post-hoc de Bonferroni para la comparación por pares de los grupos, empleándose en aquellas variables que no cumplieron el supuesto de homocedasticidad, la prueba post-hoc de Games-Howel.

Se utilizaron dos índices de tamaño de efecto para complementar la información estadística obtenida en el ANOVA ( $F$ ,  $p$ ) y describir la relevancia de las diferencias encontradas. Para conocer la proporción de varianza de la variable dependiente que es atribuida a las diferencias entre los grupos, o tamaño del efecto de la diferencia entre-grupos de cada variable, se calculó el índice omega parcial al cuadrado ( $\omega_p^2$ ). Este índice nos proporciona la misma información que la eta parcial al cuadrado ( $\eta_p^2$ ), pero se considera una alternativa menos sesgada sobre todo cuando la muestra es pequeña. Los ratios obtenidos fueron interpretados según los siguientes valores: pequeño ( $< 0.0999$ ), medio ( $0.0588$ ), y alto ( $> 0.1379$ ) (Richardson, 2011).

Para calcular el tamaño del efecto de las diferencias por pares entre los grupos (Análisis post-hoc), se utilizó el índice  $g$  de Hedges (Hedges y Olkin, 1985), el cual se basa en el índice  $d$  de Cohen (Cohen, 1988), pero proporciona una estimación del tamaño del efecto que reduce el sesgo causado por las muestras pequeñas ( $n < 20$ ) (Coe y Soto, 2003). Para la interpretación del  $g$  de Hedges se utilizaron los siguientes valores: por encima de 0.8 (grandes), entre 0.5 y 0.8 (moderados), entre 0.2 y 0.5 (pequeños), e inferior a 0.2 (triviales). Las fórmulas de Cohen y Hedges para calcular la desviación típica del denominador son las que suelen utilizarse cuando no hay un diseño experimental y se comparan las medias de dos grupos (Morales, 2012), como es el caso del presente estudio. Además, se calculó el intervalo de confianza del 95% del tamaño del efecto según Lakens (2013) para conocer la significación de la comparación de grupos por pares, si este intervalo de confianza incluye el valor 0, será lo mismo que decir que la magnitud o tamaño del efecto no es estadísticamente significativo.

Con objeto de valorar las relaciones y fuerza de asociación entre las variables de evaluación del impedimento de los test y las variables de rendimiento específicas del SSR, se calculó el coeficiente de correlación de Pearson. Cuanto más se aproxime este índice

de correlación a 1 o -1, mayor será la relación directa o inversa de las variables, respectivamente. Las correlaciones obtenidas entre las variables fueron categorizadas como se detalla a continuación: altas ( $r \geq 0.7$ ), moderadas ( $0.3 \leq r \leq 0.7$ ) y bajas ( $r \leq 0.3$ ) (Salaj y Markovic, 2011).

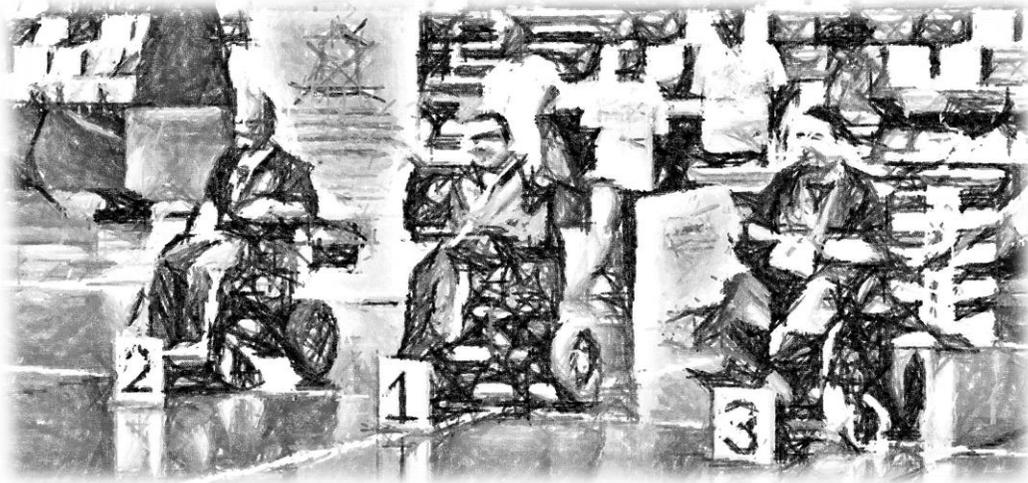
Los análisis estadísticos se realizaron con el paquete estadístico SPSS versión 23 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Para la obtención de los valores del tamaño del efecto, se utilizaron diferentes hojas de cálculo Excel. La hipótesis nula fue rechazada al nivel de significación del 95 % ( $p < 0.05$ ) para todos los análisis.







## 4. RESULTADOS





## 4. RESULTADOS

Antes de comenzar con la descripción de los resultados obtenidos tras el análisis estadístico, se van a presentar los datos calculados con el objetivo de comprobar el supuesto de normalidad (Kolmogorov-Smirnov, KS) e igualdad de varianzas (Prueba de Levene) de nuestras variables. En la Tabla 3 se muestran las variables que no se distribuyeron de forma normal ( $p < 0.05$ ), mientras que las variables que no cumplieron con el supuesto de homocedasticidad, tras pasar la prueba de Levene, han sido recogidas en la Tabla 4. Además se recogen los valores del estadístico alternativo a la  $F$  de ANOVA ( $F$  de Welch) para su posterior análisis.

**Tabla 3.** Estadísticos de las variables que no cumplen el supuesto de normalidad tras realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov.

<b>Kolmogorov-Smirnov<sup>a</sup></b>			
<b>Variables</b>	<b>Estadístico</b>	<b>gl</b>	<b>Sig.*</b>
R1_AC_CA_p1_nd	0.229	18	0.013
R1_AbdH_CA_p2_d	0.239	18	0.008
R1_AbdH_CA_p2_nd	0.233	18	0.011
R1_AbdH_CA_p3_d	0.189	18	0.088
R1_AbdH_CA_p3_nd	0.236	18	0.009
R1_RomT_p3	0.202	18	0.049
R1_TP2_d	0.208	18	0.039
R1_TFR3_d	0.220	18	0.021
R1_Imp_d	0.229	18	0.014
R1_Imp_nd	0.223	18	0.018
CO_D_d	0.248	22	0.001
CO_D_nd	0.352	22	0.000
CO_C_d	0.317	22	0.000
CO_C_nd	0.302	22	0.000
ET_VM_E	0.197	24	0.041
ET_VM_V	0.263	24	0.001
ET_VM_C	0.241	24	0.004
ET_EM_E	0.245	24	0.003
ET_EM_V	0.229	24	0.007
ET_EM_C	0.252	24	0.002
LE_video_AN	0.248	22	0.002
LE_móvil_LI	0.202	22	0.032

a. Corrección de significación de Lilliefors.

\*sig. > 0.05 = distribución normal.

**Tabla 4.** Prueba de Levene y estadísticos correspondientes al ANOVA alternativo para variables que no cumplen el supuesto de homogeneidad de varianzas.

	Prueba de Levene (sig.)*	Estadístico de Welch			
		F <sup>a</sup>	gl1	gl2	Sig.
R1_AC_SA_p1_d	0.022	3.06	2	4.58	0.143
R1_AC_SA_p2_d	0.026	3.53	2	4.39	0.122
R1_AC_SA_p2_nd	0.025	5.76	2	4.68	0.055
R1_AbdH_HC_p2_d	0.015	0.72	2	4.67	0.536
R1_AbdH_HC_p3_d	0.029	0.60	2	4.60	0.589
R1_AP_af3_nd	0.003	11.89	2	4.12	0.019
CO_D_d	0.005	1.97	2	7.86	0.203
CO_D_nd	0.000	2.88	2	4.24	0.162
CO_C_d	0.003	2.59	2	8.17	0.134
CO_C_nd	0.002	4.44	2	4.17	0.093
ET_VM_E	0.049	4.97	2	10.54	0.030
ET_VM_V	0.038	5.66	2	11.31	0.020
ET_EM_E	0.026	6.44	2	10.18	0.016
ET_EM_C	0.001	11.07	2	10.09	0.003
LE_video_AN	0.026	12.33	2	10.48	0.002
LE_video_PO	0.049	43.59	2	11.11	0.000
LE_video_LI	0.015	9.52	2	9.61	0.005
R2_PI	0.000	6.42	2	11.48	0.013
R2_Z8	0.000	4.84	2	10.34	0.033

\*La homogeneidad de varianzas es significativa a nivel de 0.05.

a. Distribuidos en *F* asintóticamente.

gl1: grados de libertad del factor; gl2: grados de libertad del error.

## 4.1. Análisis de fiabilidad intra-grupo de las variables analizadas en los test de valoración del impedimento

### 4.1.1. Fiabilidad de las variables correspondiente al análisis cinemático de la técnica de propulsión obtenida en el test de rendimiento sprint en 4 m

En la Tabla 5 se muestran los valores de fiabilidad relativa y absoluta de las variables cinemáticas de ángulo del codo (AC), ángulo del hombro (AH) y ángulo de abducción del hombro (AbdH) en el momento de contacto con el aro (CA) y suelta del aro (SA) en el test de rendimiento sprint en 4 m.

La fiabilidad relativa de las variables de AC en el momento de contacto con el aro para los grupos DI y NI presentan valores de fiabilidad excelentes-altos ( $0.89 < ICC < 0.96$ ;  $0.82 < ICC < 0.95$ , respectivamente) a excepción del ángulo obtenido en la primera propulsión,

del lado no dominante, en el grupo DI (ICC = 0.44). Del mismo modo, las variables correspondientes al instante de suelta del aro presentan valores excelentes-altos para ambos grupos ( $0.83 < \text{ICC} < 0.97$ ), a excepción de una fiabilidad moderada en el lado no dominante correspondiente al grupo NI. En cuanto a la fiabilidad absoluta, en las variables de contacto con el aro se observan valores de fiabilidad altos, y moderados-altos para las variables de suelta del aro.

**Tabla 5.** Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables de ángulo de flexo-extensión de codo y hombro, y abducción de hombro, en los instantes de agarre y suelta del aro, de las tres propulsiones estudiadas en el test de rendimiento sprint en 4 m.

Rango de movimiento		N	Ángulo codo			Ángulo de hombro			Ángulo abducción hombro		
			ICC	95% CI	SEM%	ICC	95% CI	SEM%	ICC	95% CI	SEM%
CA_p1_d	DI	12	0.89	0.75, 0.96	2.75	0.76	0.50, 0.91	35.09	0.85	0.66, 0.95	13.70
	NI	6	0.88	0.61, 0.98	2.90	0.59	0.12, 0.92	19.33	0.99	0.96, 1.00	5.10
CA_p1_nd	DI	12	0.44	0.09, 0.76	10.13	0.79	0.93, 0.55	48.28	0.79	0.93, 0.55	12.55
	NI	6	0.90	0.98, 0.67	3.79	-0.30	0.12, -0.39	39.28	0.94	0.99, 0.79	12.84
CA_p2_d	DI	12	0.96	0.90, 0.99	2.60	0.88	0.72, 0.96	19.49	0.90	0.76, 0.97	12.57
	NI	6	0.83	0.49, 0.97	4.64	0.94	0.79, 0.99	7.88	0.56	0.09, 0.91	10.88
CA_p2_nd	DI	12	0.93	0.82, 0.98	3.75	0.91	0.78, 0.97	19.24	0.87	0.71, 0.96	12.72
	NI	6	0.92	0.71, 0.99	5.00	0.81	0.45, 0.97	13.46	0.62	0.16, 0.93	15.43
CA_p3_d	DI	12	0.89	0.75, 0.96	3.86	0.84	0.64, 0.94	24.6	0.95	0.88, 0.98	8.76
	NI	6	0.82	0.47, 0.97	6.72	0.88	0.61, 0.98	9.88	0.77	0.37, 0.96	7.66
CA_p3_nd	DI	12	0.93	0.83, 0.98	3.27	0.93	0.84, 0.98	16.76	0.92	0.80, 0.97	11.17
	NI	6	0.95	0.80, 0.99	4.68	0.88	0.63, 0.98	14.02	0.95	0.82, 0.99	8.15
SA_p1_d	DI	12	0.93	0.90, 0.98	6.71	0.97	0.72, 0.99	15.01	0.84	0.68, 0.95	10.23
	NI	6	0.91	0.41, 0.99	10.74	0.90	0.71, 0.98	11.57	0.92	0.59, 0.99	7.01
SA_p1_nd	DI	12	0.95	0.87, 0.98	7.72	0.98	0.94, 0.99	15.27	0.85	0.66, 0.95	12.54
	NI	6	0.91	0.70, 0.99	12.06	0.93	0.75, 0.99	9.57	0.98	0.91, 1.00	4.84
SA_p2_d	DI	12	0.97	0.93, 0.99	4.60	0.98	0.95, 0.99	11.63	0.93	0.82, 0.98	6.72
	NI	6	0.92	0.72, 0.99	13.22	0.96	0.85, 0.99	7.58	0.26	-0.16, 0.80	9.55
SA_p2_nd	DI	12	0.92	0.81, 0.97	9.44	0.96	0.91, 0.99	16.55	0.81	0.58, 0.93	9.69
	NI	6	0.57	0.10, 0.91	14.21	0.88	0.62, 0.98	10.21	0.93	0.76, 0.99	7.66
SA_p3_d	DI	12	0.93	0.98, 0.82	6.96	0.97	0.92, 0.99	13.16	0.91	0.79, 0.97	7.96
	NI	6	0.92	0.73, 0.99	13.55	0.98	0.91, 1.00	7.03	0.60	0.13, 0.92	7.08
SA_p3_nd	DI	12	0.91	0.79, 0.97	10.08	0.97	0.92, 0.99	15.81	0.81	0.59, 0.94	9.21
	NI	6	0.83	0.49, 0.97	12.70	0.97	0.88, 1.00	6.03	0.99	0.94, 1.00	3.91

N: número de sujetos en los que se analizó la variable; ICC: coeficiente de correlación intraclase; 95% CI: intervalo de confianza del 95%; SEM%: error estándar de medida.

CA = instante de contacto de la mano con el aro; SA = instante de suelta del aro; p1, p2, p3 = tres propulsiones analizadas en el test de sprint en 4 m; d = lado dominante; nd = lado no dominante.

DI = deportistas con impedimento; NI = deportistas sin impedimento.

En relación a la fiabilidad relativa de las variables de ángulo de hombro, encontramos los valores menos fiables para el instante de contacto con el aro en la primera propulsión en ambos grupos, obteniendo valores de fiabilidad altos-moderados en las propulsiones restantes. La fiabilidad absoluta en las variables de ángulo de hombro presentan menor fiabilidad para el grupo DI, obteniendo los valores más bajos en las variables de contacto con el aro en la primera propulsión.

Los valores de fiabilidad relativa de las variables correspondientes a la abducción del hombro durante la propulsión mostraron una fiabilidad alta-excelente para el grupo DI en todas las variables ( $0.79 < ICC < 0.95$ ). En cuanto a los valores del SEM% se obtuvieron valores de fiabilidad buenos para ambos grupos en las variables de suelta del aro en la primera y segunda propulsión ( $SEM\% < 9.69$ ).

En la Tabla 6 se presentan los valores de fiabilidad correspondientes a la variable de ROM de tronco durante la acción propulsiva. La fiabilidad relativa del ROM en las tres propulsiones presenta valores de fiabilidad altos ( $0.70 < ICC < 0.95$ ) para ambos grupos. Los valores de fiabilidad absoluta muestran índices de fiabilidad bajos para el grupo DI ( $21.64 < SEM\% < 35.34$ ).

**Tabla 6.** Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables de ROM de tronco estudiadas en las tres propulsiones del test de rendimiento sprint en 4 m.

ROM tronco propulsión		N	ICC	95% CI	SEM%
RomT_p1	DI	12	0.71	0.42, 0.89	35.34
	NI	6	0.87	0.59, 0.98	20.92
RomT_p2	DI	12	0.70	0.42, 0.89	24.62
	NI	6	0.72	0.29, 0.95	18.27
RomT_p3	DI	12	0.73	0.46, 0.90	21.64
	NI	6	0.95	0.83, 0.99	12.70

N: número de sujetos en los que se analizó la variable; ICC: coeficiente de correlación intraclase; 95% CI: intervalo de confianza del 95%; SEM%: error estándar de medida.

RomT = rango de movimiento del tronco; p1, p2, p3 = tres propulsiones analizadas en el test de sprint en 4 m.

DI = deportistas con impedimento; NI = deportistas sin impedimento.

En la Tabla 7 podemos observar los valores de fiabilidad relativa y absoluta de las variables de ángulos de propulsión (total, inicial y final). La fiabilidad relativa de ángulo de propulsión total para la segunda propulsión (AP2) presenta valores de fiabilidad altos

(0.75 < ICC < 0.88) y moderados-altos para la tercera propulsión (AP3) (0.63 < ICC < 0.96), con mejor fiabilidad para el grupo NI en AP2 y para el grupo DI en AP3. Los valores de fiabilidad absoluta para estas dos variables reflejan una fiabilidad alta con un SEM% < 9.68. Respecto a la fiabilidad absoluta de las variables del ángulo de inicio, los valores obtenidos muestran una fiabilidad baja (SEM% > 21.02), con peores resultados para el grupo DI (37.79 < SEM% < 68.33). Por el contrario, se obtuvieron altos valores de fiabilidad relativa (0.57 < ICC < 0.92) para la variable de ángulo final de la propulsión (AP\_af), del mismo modo que valores altos de fiabilidad absoluta (SEM% < 9.46), con la excepción de un valor de SEM% = 10.32 para la variable AP\_af3 en el grupo DI.

**Tabla 7.** Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables de ángulo de propulsión total, inicial y final para las manos dominante y no dominante, de las tres propulsiones estudiadas en el test de rendimiento sprint en 4 m.

Ángulos de propulsión	N	Mano dominante			Mano no dominante			
		ICC	95% CI	SEM%	ICC	95% CI	SEM%	
AP1	DI	12	0.58	0.25, 0.84	21.85	0.62	0.30, 0.86	21.18
	NI	6	0.27	-0.16, 0.80	20.14	0.09	-0.25, 0.70	22.88
AP2	DI	12	0.86	0.68, 0.95	9.59	0.88	0.73, 0.96	8.08
	NI	6	0.75	0.34, 0.96	7.66	0.84	0.52, 0.97	6.14
AP3	DI	12	0.63	0.32, 0.86	12.96	0.79	0.55, 0.93	9.68
	NI	6	0.96	0.84, 0.99	5.09	0.87	0.58, 0.98	6.89
AP_ai1	DI	12	0.34	0.66, 0.68	55.09	0.65	0.33, 0.87	65.13
	NI	6	0.02	-0.28, 0.65	79.16	0.16	-0.22, 0.74	67.82
AP_ai2	DI	12	0.72	0.45, 0.90	42.08	0.55	0.21, 0.82	37.79
	NI	6	0.76	0.36, 0.96	24.02	0.57	0.10, 0.91	35.70
AP_ai3	DI	12	0.54	0.20, 0.82	68.33	0.77	0.52, 0.92	39.92
	NI	6	0.94	0.80, 0.99	21.02	0.76	0.34, 0.96	28.82
AP_af1	DI	18	0.92	0.80, 0.97	6.44	0.88	0.72, 0.96	7.17
	NI	6	0.62	0.16, 0.93	6.42	0.57	0.10, 0.91	5.86
AP_af2	DI	12	0.88	0.72, 0.96	7.14	0.89	0.74, 0.96	7.06
	NI	6	0.86	0.57, 0.98	4.11	0.79	0.42, 0.96	5.51
AP_af3	DI	12	0.59	0.26, 0.84	10.32	0.70	0.41, 0.89	9.46
	NI	6	0.90	0.67, 0.98	3.62	0.88	0.61, 0.98	4.45

N: número de sujetos en los que se analizó la variable; ICC: coeficiente de correlación intraclase; 95% CI: intervalo de confianza del 95%; SEM%: error estándar de medida.

AP = ángulo de propulsión; ai = ángulo de inicio de la propulsión; af = ángulo final de la propulsión; 1, 2, 3 = tres propulsiones analizadas en el test de sprint en 4 m; d = lado dominante; nd = lado no dominante.

DI = deportistas con impedimento; NI = deportistas sin impedimento

Los valores de fiabilidad relativa y absoluta recogidos en la Tabla 8 se corresponden a las variables de tiempos de propulsión y sus fases (propulsión y recobro). La fiabilidad relativa para las variables de tiempo total de propulsión muestra índices de fiabilidad moderados-altos para la primera propulsión ( $0.59 < ICC < 0.68$ ), y altos-excelentes ( $0.77 < ICC < 0.94$ ) para la segunda y tercera propulsión. Los valores de fiabilidad absoluta para estas variables en el grupo NI muestran buena fiabilidad, con valores inferiores al 10% y unos valores algo superiores para el grupo DI ( $8.75 < SEM\% < 11.18$ ).

**Tabla 8.** Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables de tiempo de propulsión total y sus fases, para las manos dominante y no dominante, de las tres propulsiones estudiadas en el test de rendimiento sprint en 4 m.

Tiempos de propulsión	N	Mano dominante			Mano no dominante			
		ICC	95% CI	SEM%	ICC	95% CI	SEM%	
TP1	DI	18	0.68	0.38, 0.88	10.06	0.60	0.44, 0.84	10.99
	NI	6	0.59	0.12, 0.92	7.81	0.68	0.94, 0.95	8.34
TP2	DI	12	0.82	0.60, 0.94	9.52	0.86	0.68, 0.95	8.75
	NI	6	0.94	0.78, 0.99	5.38	0.77	0.38, 0.96	8.88
TP3	DI	12	0.77	0.52, 0.92	11.18	0.78	0.54, 0.92	10.49
	NI	6	0.85	0.53, 0.97	9.19	0.88	0.61, 0.98	7.23
TFP1	DI	12	0.30	-0.03, 0.67	14.97	0.33	-0.01, 0.69	14.50
	NI	6	0.49	0.01, 0.89	9.60	0.43	-0.04, 0.87	9.97
TFP2	DI	12	0.59	0.26, 0.84	11.43	0.12	-0.17, 0.53	27.73
	NI	6	0.74	0.33, 0.95	8.08	0.29	-0.14, 0.81	10.19
TFP3	DI	12	0.47	0.09, 0.78	13.98	0.27	-0.06, 0.65	29.24
	NI	6	0.72	0.26, 0.95	8.71	0.41	-0.06, 0.86	32.64
TFR1	DI	12	0.85	-0.40, 0.96	11.92	0.79	0.55, 0.93	13.13
	NI	6	0.77	0.39, 0.96	11.62	0.92	0.71, 0.99	9.95
TFR2	DI	12	0.87	0.69, 0.95	13.46	0.21	-0.11, 0.60	38.62
	NI	6	0.87	0.59, 0.98	9.84	0.88	0.63, 0.98	11.75
TFR3	DI	12	0.29	-0.04, 0.66	44.83	0.49	0.15, 0.79	37.34
	NI	6	0.78	0.39, 0.96	14.62	0.63	0.17, 0.93	25.00

N: número de sujetos en los que se analizó la variable; ICC: coeficiente de correlación intraclase; 95% CI: intervalo de confianza del 95%; SEM%: error estándar de medida.

TP = tiempo de propulsión total; TFP = tiempo fase propulsiva; TFR = tiempo fase de recobro; 1, 2, 3 = tres propulsiones analizadas en el test de sprint en 4 m.; d = lado dominante; nd = lado no dominante.

DI = deportistas con impedimento; NI = deportistas sin impedimento.

Respecto al tiempo de la fase de propulsión (Tabla 8), los índices de fiabilidad relativa muestran valores bajos para la primera propulsión ( $ICC < 0.49$ ), así como para las variables de las segunda y tercera propulsión, del lado no dominante ( $0.43 < ICC < 0.12$ ), en ambos grupos. Respecto a la fiabilidad absoluta, para la mano dominante, el grupo DI presenta índices de fiabilidad en un rango de SEM% entre 14.97 y 11.43, y buenos valores de fiabilidad para el grupo NI ( $SEM\% < 9.6$ ).

La fiabilidad relativa para el tiempo de la fase de recobro muestra una fiabilidad alta-excelente en ambos grupos ( $0.77 < ICC < 0.92$ ) para la primera propulsión, así como índices de fiabilidad absoluta próximos al 10% ( $9.95 < SEM\% < 13.13$ ).

#### **4.1.2. Fiabilidad de las variables obtenidas en los test de fuerza isométrica y fuerza de salida analizada en el test de sprint en 4 m**

Para las variables obtenidas con el test de fuerza isométrica (Tabla 9) se obtuvieron valores de fiabilidad altos-excelentes para la fuerza máxima (Fmax) en la tarea de propulsión isométrica ( $0.89 < ICC < 0.92$ ) y altos-excelentes en la tarea de tracción isométrica ( $0.83 < ICC < 0.96$ ), para ambos grupos.

**Tabla 9.** Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables de fuerza estudiadas en las tareas de propulsión y tracción del test de fuerza isométrica.

<b>Fuerza isométrica</b>		<b>N</b>	<b>ICC</b>	<b>95% CI</b>	<b>SEM%</b>
P_Fmax	DI	16	0.89	0.71, 0.96	9.80
	NI	6	0.92	0.69, 0.99	9.50
P_RFDmax	DI	16	0.74	0.38, 0.90	33.50
	NI	6	0.57	-0.07, 0.92	43.80
T_Fmax	DI	18	0.93	0.82, 0.97	11.20
	NI	6	0.96	0.79, 0.99	5.60
T_RFDmax	DI	18	0.91	0.77, 0.97	37.30
	NI	6	0.83	0.32, 0.97	26.00

N: número de sujetos en los que se analizó la variable; ICC: coeficiente de correlación intraclass; 95% CI: intervalo de confianza del 95%; SEM%: error estándar de medida.

P = tarea de propulsión; T = tarea de tracción; Fmax = fuerza máxima (N); RFDmax = desarrollo de la fuerza (N/s).

DI = deportistas con impedimento; NI = deportistas sin impedimento.

Los valores relacionados con la fiabilidad absoluta, en ambas tareas isométricas, fueron bajos para la variable ratio de desarrollo de la fuerza (RFD) ( $33.5 < SEM\% < 43.8$ ), mientras que se obtuvieron valores de fiabilidad más altos para la variable Fmax con un  $SEM\% < 11.2$ .

Los valores que se presentan en la Tabla 10 muestran la fiabilidad de las variables de fuerza obtenidas en el test de rendimiento (sprint de 4m). La fiabilidad relativa de las variables analizadas, Fmax e Imp, refleja para ambos grupos valores excelentes de fiabilidad ( $0.92 < ICC < 0.97$ ), además de valores de fiabilidad absoluta próximos al 10%. Para estas mismas variables, el grupo NI presenta una mejor fiabilidad absoluta ( $SEM\% < 7.20$ ) respecto al DI ( $7.79 < SEM\% < 11.48$ ). La variable de TFmax presenta valores de fiabilidad relativa bajos para el grupo DI ( $ICC < 0.35$ ) y moderados-altos para el grupo NI ( $0.69 < ICC < 0.88$ ) así como unos índices bajos de fiabilidad absoluta para DI ( $SEM\% > 34.68$ ) y más fiables para el grupo NI ( $SEM\% > 18.76$ ).

**Tabla 10.** Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables de fuerza de salida de propulsión estudiadas en el test de sprint de 4 m.

Fuerza de salida de propulsión		N	ICC	95% CI	SEM%
Fmax_d	DI	12	0.93	0.83, 0.98	10.59
	NI	6	0.96	0.85, 0.99	7.20
Fmax_nd	DI	12	0.97	0.91, 0.99	7.79
	NI	6	0.98	0.87, 1.00	5.72
TFmax_d	DI	12	0.35	0.02, 0.70	34.68
	NI	6	0.69	0.24, 0.94	26.88
TFmax_nd	DI	12	0.23	-0.08, 0.61	40.27
	NI	6	0.88	0.62, 0.98	18.76
Imp_d	DI	12	0.92	0.82, 0.97	11.31
	NI	6	0.95	0.83, 0.99	5.15
Imp_nd	DI	12	0.92	0.81, 0.97	11.48
	NI	6	0.95	0.83, 0.99	5.16

N: número de sujetos en los que se analizó la variable; ICC: coeficiente de correlación intraclase; 95% CI: intervalo de confianza del 95%; SEM%: error estandar de medida.

Fmax = fuerza máxima (N); TFmax = tiempo hasta la fuerza máxima (s); Imp = impulso mecánico (N/s); d = lado dominante; nd = lado no dominante.

DI = deportistas con impedimento; NI = deportistas sin impedimento.

#### 4.1.3. *Fiabilidad de las variables obtenidas en el test de coordinación bilateral*

Las variables de tiempo de movimiento obtenidas en las dos tareas del test de coordinación (Tabla 11) mostraron altos valores de fiabilidad relativa (ICC > 0.93), si bien para el grupo NI en el test continuo se obtuvo un ICC = 0.58, correspondiente a la mano no dominante. Los análisis de fiabilidad mostraron una buena fiabilidad absoluta de todas las variables para el grupo NI ( $3.90 < SEM\% < 7.36$ ), mientras que para el grupo DI las variables con mejor fiabilidad absoluta fueron para el lado dominante en la tarea discreta del test ( $SEM\% = 25.54$ ) y para la mano no dominante en la tarea continua ( $SEM\% = 15.99$ )

**Tabla 11.** Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables que conforman las dos tareas del test de coordinación.

Fuerza de salida de propulsión		N	ICC	95% CI	SEM%
D_d	DI	16	0.98	0.97, 0.99	7.22
	NI	6	0.98	0.91, 0.99	3.90
D_nd	DI	16	0.93	0.85, 0.97	25.54
	NI	6	0.98	0.91, 0.99	4.27
C_d	DI	16	0.95	0.87, 0.98	15.99
	NI	6	0.97	0.86, 0.99	4.43
C_nd	DI	16	0.98	0.97, 0.99	8.55
	NI	6	0.58	-0.13, 0.91	7.36

N: número de sujetos en los que se analizó la variable; ICC: coeficiente de correlación intraclase; 95% CI: intervalo de confianza del 95%; SEM%: error estándar de medida.

D = tarea de coordinación discreta (ms); C = tarea de coordinación continua (ms)

d = lado dominante; nd = lado no dominante

DI = deportistas con impedimento; NI = deportistas sin impedimento.

#### 4.1.4. *Fiabilidad de las variables que valoran la funcionalidad del tronco*

La Tabla 12 refleja los valores de fiabilidad relativa y absoluta de las variables velocidad de magnitud media (VM) y error medio (EM) en las diferentes tareas del test de control postural. La fiabilidad más alta para ambos grupos la obtiene la variable de VM en la tarea circular, con unos valores excelentes de fiabilidad relativa (ICC > 0.91) y una fiabilidad absoluta buena con un valor de  $SEM\% < 10.5$ . En cuanto a la variable EM en la tarea estable (EM\_E) presenta índices de fiabilidad moderados-altos ( $0.57 < ICC < 0.79$ ),

siendo ésta la variable con menor índice de fiabilidad. Por otro lado, los valores de fiabilidad absoluta para el grupo DI presentan una fiabilidad baja ( $SEM\% > 22.4$ ) en comparación con el grupo NI, que presenta una alta fiabilidad absoluta en las variables de EM en todas las tareas.

En la Tabla 13 se muestran los valores de fiabilidad relativa y absoluta de las variables de límite de estabilidad, obtenidos mediante el análisis de video y la aplicación de inclinómetro con dispositivo móvil. Para ambos grupos se obtienen valores excelentes-altos de fiabilidad relativa ( $0.87 < ICC < 0.98$ ) en todas las variables. Las variables de inclinación obtenidas mediante el análisis de video presentan valores de fiabilidad absoluta altos para ambos grupos ( $SEM\% < 8.0$ ), mientras que se obtienen para las variables obtenidas con el dispositivo móvil índices de fiabilidad de  $SEM\%$  entre 10.2 y 20.2, y buena fiabilidad absoluta en el grupo GC ( $3.1 < SEM\% < 12.1$ ).

**Tabla 12.** Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables de control y estabilidad de tronco estudiadas en la tarea estática y dinámicas.

Estabilidad de tronco		N	ICC	95%CI	SEM%
VM_E	DI	18	0.78	0.50, 0.91	46.10
	NI	6	0.99	0.92, 1.00	3.80
VM_V	DI	18	0.85	0.64, 0.94	25.60
	NI	6	0.97	0.80, 1.00	8.80
VM_C	DI	18	0.97	0.92, 0.99	10.50
	NI	6	0.91	0.50, 0.99	8.30
EM_E	DI	18	0.79	0.52, 0.92	41.90
	NI	6	0.57	-0.32, 0.93	18.00
EM_V	DI	18	0.84	0.62, 0.94	30.20
	NI	6	0.87	0.35, 0.98	21.90
EM_C	DI	18	0.91	0.79, 0.97	22.40
	NI	6	0.78	0.07, 0.97	9.80

N: número de sujetos en los que se analizó la variable; ICC: coeficiente de correlación intraclase; 95%CI: intervalo de confianza del 95%; SEM%: error estándar de medida.

VM = velocidad media de magnitud (mm/s); EM = error medio (mm); E = tarea estable; V = tarea vertical (eje antero-posterior); C = tarea circular.

DI = deportistas con impedimento; NI = deportistas sin impedimento.

**Tabla 13.** Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables de límite de estabilidad obtenidas mediante el análisis de video y la aplicación móvil (inclinómetro).

Límite de estabilidad		N	ICC	95% CI	SEM%
video_AN	DI	16	0.98	0.95, 0.99	5.40
	NI	6	0.88	0.52, 0.98	2.90
video_PO	DI	16	0.96	0.91, 0.99	8.00
	NI	6	0.98	0.90, 1.00	3.10
video_LD	DI	16	0.98	0.94, 0.99	6.40
	NI	6	0.98	0.92, 1.00	3.40
video_LI	DI	16	0.98	0.98, 0.99	6.20
	NI	6	0.98	0.91, 1.00	5.30
móvil_AN	DI	16	0.96	0.91, 0.99	13.60
	NI	6	0.90	0.57, 0.98	9.50
móvil_PO	DI	16	0.95	0.89, 0.98	13.60
	NI	6	0.97	0.86, 1.00	7.40
móvil_LD	DI	16	0.98	0.95, 0.99	10.20
	NI	6	0.98	0.88, 0.99	3.90
móvil_LI	DI	16	0.94	0.86, 0.98	20.20
	NI	6	0.87	0.49, 0.98	12.10

N: número de sujetos en los que se analizó la variable; ICC: coeficiente de correlación intraclase; 95% CI: intervalo de confianza del 95%; SEM%: error estándar de medida.

AN = tarea inclinación anterior; PO = tarea inclinación posterior; LD = tarea inclinación derecha; LI = tarea inclinación izquierda.

DI = deportistas con impedimento; NI = deportistas sin impedimento.

#### 4.1.5. Fiabilidad de las variables de rendimiento específicas de SSR

En la Tabla 14 se muestran los valores de fiabilidad relativa y absoluta de las variables de los test que miden el rendimiento específico del SSR. Las variables de velocidad máxima y tiempo final obtenidas en el test de sprint en 4 m muestran buenos valores de fiabilidad relativa ( $0.89 < ICC < 0.97$ ) y absoluta ( $SEM\% < 5.63$ ). Para las variables que conforman el test de ejecución de obstáculos de SSR, la variable R2\_Z8 (zig-zag en 8) muestra valores de fiabilidad relativa altos e índices buenos de fiabilidad absoluta, con valores próximos al 10% para DI ( $SEM\% = 13.19$ ) y más fiables en el grupo NI ( $SEM\% = 1.71$ ). Para la

variable de aceleración los valores obtenidos en la tercera propulsión presentan una fiabilidad alta ( $0.77 < ICC < 0.88$ ), siendo la fiabilidad absoluta de  $SEM\% = 25.5$  en el grupo DI, y  $SEM\% = 14.99$  para el grupo NI.

**Tabla 14.** Análisis de fiabilidad intra-sujeto relativa y absoluta de las variables de rendimiento específicas estudiadas en los test sprint en 4 m y ejecución de obstáculos de SSR.

Variables de rendimiento		N	ICC	95% CI	SEM%
R1_VM4m	DI	12	0.97	0.92, 0.99	5.63
	NI	6	0.97	0.87, 0.99	3.53
R1_T4m	DI	12	0.96	0.90, 0.99	4.98
	NI	6	0.89	0.64, 0.98	3.73
R1_AC_p1	DI	12	0.83	0.63, 0.94	21.74
	NI	6	-0.20	-0.36, 0.36	22.99
R1_AC_p2	DI	12	0.87	0.70, 0.96	23.04
	NI	6	0.49	0.01, 0.89	17.52
R1_AC_p3	DI	12	0.77	0.53, 0.92	25.50
	NI	6	0.88	0.60, 0.98	14.99
R2_PI	DI	12	0.87	0.73, 0.95	22.62
	NI	6	0.94	0.73, 0.99	4.62
R2_Z8	DI	18	0.97	0.93, 0.99	13.19
	NI	6	0.99	0.98, 1.00	1.71

N: número de sujetos en los que se analizó la variable; ICC: coeficiente de correlación intraclase; 95% CI: intervalo de confianza del 95%; SEM%: error estándar de medida.

R1: test de sprint en 4 m; R2: test ejecución obstáculos de SSR; VM4m= velocidad máxima de sprint en 4 m (m/s); T4m = tiempo de sprint en 4 m (s); AC = aceleración máxima ( $m/s^2$ ); p1, p2, p3 = tres propulsiones analizadas en el test sprint en 4 m; PI = puerta invertida; Z8 = zig-zag en ocho.

DI = deportistas con impedimento; NI = deportistas sin impedimento.

## 4.2. Diferencias entre los grupos deportistas con parálisis cerebral (PC), otros impedimentos físicos (OIF) y el grupo sin impedimento (NI), en las variables de los test realizados

### 4.2.1. Diferencias entre grupos en las variables cinemáticas de la técnica de propulsión obtenidas en el test de sprint en 4 m

En la Tabla 15 se presentan los estadísticos descriptivos de las variables cinemáticas analizadas durante la propulsión, correspondientes al ángulo de codo, ángulo de hombro y ángulo de abducción de hombro en los instantes de contacto y suelta del aro de la silla de ruedas, y ROM de tronco en las tres propulsiones analizadas.

El análisis ANOVA mostró diferencias entre-grupos para la variable ángulo de codo, en el instante de suelta del aro, siendo esta diferencia significativa sólo para las variables correspondientes al ángulo del codo del lado no dominante, en la primera ( $F_{2,15} = 8.84$ ;  $p = 0.003$ ;  $\omega_p^2 = 0.466$ ) y tercera propulsión ( $F_{2,15} = 5.47$ ;  $p = 0.016$ ;  $\omega_p^2 = 0.332$ ). Estas diferencias se dieron entre los grupos PC y NI con un tamaño del efecto de  $d_g = 2.47$  (0.68, 4.27) y  $d_g = 1.85$  (0.22, 3.48) respectivamente. Además, para la primera propulsión se obtuvo entre PC y OIF un alto tamaño del efecto  $d_g = 1.66$  (0.19, 3.13), con un menor ángulo por parte del grupo PC.

En relación con las variables de ángulo de hombro (Tabla 15) en el momento de suelta del aro, se obtuvieron diferencias del grupo PC con OIF y NI para todas las variables correspondientes al lado no dominante, en las tres propulsiones analizadas, obteniendo el grupo PC ángulos de hombro significativamente inferiores a los otros dos grupos.

Se encontraron diferencias entre los grupos en las variables de ángulos de abducción del hombro (continuación Tabla 15), en el instante de contacto con el aro, en este caso para la primera ( $F_{2,15} = 5.29$ ;  $p = 0.018$ ;  $\omega_p^2 = 0.323$ ) y segunda propulsión ( $F_{2,15} = 5.50$ ;  $p = 0.016$ ;  $\omega_p^2 = 0.334$ ). El grupo PC mostró valores más altos de abducción de hombro en el lado no dominante, en el momento del agarre, que los otros dos grupos, siendo significativa esta diferencia con el grupo NI en  $p1$  [ $d_g = 2.07$  (0.39, 3.76)] y  $p2$  [ $d_g = 2.62$  (0.78, 4.47)]. Además, para la segunda propulsión también se obtuvieron diferencias significativas con el grupo OIF con un tamaño del efecto de [ $d_g = 1.66$  (0.19, 3.13)].

Las variables de ROM de tronco reflejaron diferencias significativas para la variable correspondiente a la segunda propulsión ( $F_{2,15} = 6.02$ ;  $p = 0.012$ ;  $\omega_p^2 = 0.358$ ), entre los grupos PC y NI, con valores de ROM significativamente inferiores en el grupo PC [ $d_g = -1.96$  (-3.61, -0.30)]. Además, los valores de  $d_g$  reflejan un tamaño del efecto alto entre los grupos PC - OIF [ $d_g = -1.45$  (-2.87, -0.02)](continuación Tabla 15).

Las diferencias obtenidas para las variables de ángulos de propulsión se reflejan en la Tabla 16. Los estadísticos descriptivos reflejan que el grupo PC mostró un menor ángulo de propulsión total que los otros dos grupos. Siendo significativa esta diferencia para la segunda y tercera propulsión entre los grupos. Todas las variables referentes al ángulo final de propulsión mostraron diferencias significativas tras el ANOVA, con valores moderados de tamaño del efecto ( $0.370 < \omega_p^2 < 0.826$ ). Además en el análisis de comparación por pares, se obtuvieron valores significativos altos del tamaño del efecto entre todos los grupos ( $1.61 < d_g < 5.62$ ), menos para algunas variables (af1\_d, af2\_d, af3\_nd) al comparar los grupos PC - OIF.

El ANOVA para la variable de tiempo de las fases de propulsión (Tabla 17) muestra que aunque los estadísticos descriptivos reflejan tiempos de propulsión inferiores para el grupo OIF, sólo existen diferencias significativas para la variable TFP2 en ambos lados, y las variables TFP1 y TFP3 para el lado no dominante. Se obtuvieron diferencias significativas para estas variables entre los grupos OIF – NI, con valores altos de tamaño del efecto ( $-1.98 < d_g < -1.38$ ).



**Tabla 15.** Diferencias entre los grupos PC, OIF y NI para las variables analizadas en el test de sprint en 4 m, correspondientes a los ángulos de flexo-extensión de codo y hombro, abducción de hombro, y ROM de tronco durante la propulsión de la silla de ruedas.

	PC	OIF	NI	F (gl)	p	$\omega_p^2$	$d_g$ (95% LC)		
							PC - OIF	OIF - NI	PC - NI
<b>Ángulo de codo</b>									
AC_CA_p1_d	105.4 ± 7.5	106.9 ± 7.4	108.4 ± 6.4	0.20 (2,15)	.823	-.098	-0.18 (-1.49, 1.13)	-0.21 (-1.25, 0.83)	-0.40 (-1.80, 1.00)
AC_CA_p1_nd	97.5 ± 3.5	107.1 ± 10.1	103.6 ± 8.3	1.36 (2,15)	.288	.038	-0.97 (-2.34, 0.39)	0.35 (-0.69, 1.39)	-0.75 (-2.17, 0.68)
AC_CA_p2_d	98.9 ± 5.8	85.5 ± 9.7	87.4 ± 6.4	3.11 (2,15)	.074	.190	1.39 (-0.03, 2.80)	-0.22 (-1.25, 0.82)	1.66 (0.07, 3.24)
AC_CA_p2_nd	88.0 ± 10.9	88.2 ± 10.9	84.7 ± 9.5	0.22 (2,15)	.809	-.096	-0.01 (-1.32, 1.29)	0.31 (-0.72, 1.35)	0.30 (-1.10, 1.69)
AC_CA_p3_d	99.4 ± 7.8	88.9 ± 10.0	88.5 ± 8.7	1.64 (2,15)	.227	.066	1.01 (-0.36, 2.38)	0.04 (-0.99, 1.07)	1.14 (-0.34, 2.63)
AC_CA_p3_nd	87.1 ± 8.6	90.2 ± 10.1	82.9 ± 10.1	0.99 (2,15)	.395	-.001	-0.29 (-1.60, 1.03)	0.68 (-0.38, 1.75)	0.39 (-1.00, 1.79)
AC_SA_p1_d	70.3 ± 22.1	45.8 ± 7.8	38.2 ± 9.3	3.06 (2, 4.58) <sup>‡</sup>	.143	.352	1.87 (0.37, 3.38)	0.85 (-0.23, 1.92)	2.01 (0.34, 3.67)
AC_SA_p1_nd	63.3 ± 13.9 <sup>C</sup>	44.6 ± 9.4 <sup>A</sup>	33.7 ± 9.0	8.84 (2,15)	<b>.003</b>	.466	1.66 (0.19, 3.13)	1.11 (0.00, 2.22)	2.47 (0.68, 4.27)
AC_SA_p2_d	69.7 ± 21.6	42.7 ± 6.6	34.6 ± 10.3	3.53 (2, 4.39) <sup>‡</sup>	.122	.406	2.21 (0.63, 3.78)	0.92 (-0.16, 2.01)	2.16 (0.46, 3.87)
AC_SA_p2_nd	56.4 ± 21.0	43.0 ± 8.9	32.1 ± 4.2	5.76 (2, 4.68) <sup>‡</sup>	.055	.553	1.00 (-0.36, 2.37)	1.37 (0.23, 2.52)	1.83 (0.21, 3.45)
AC_SA_p3_d	66.9 ± 15.4 <sup>B</sup>	41.3 ± 7.27	32.6 ± 10.3 <sup>A</sup>	12.58 (2,15)	<b>.001</b>	.563	-0.29 (-1.60, 1.03)	0.68 (-0.38, 1.75)	0.39 (-1.00, 1.79)
AC_SA_p3_nd	53.2 ± 17.6 <sup>C</sup>	41.2 ± 8.9	30.65 ± 6.3	5.47 (2,15)	<b>.016</b>	.332	0.99 (-0.38, 2.35)	1.24 (0.12, 2.36)	1.85 (0.22, 3.48)
<b>Ángulo de hombro</b>									
AH_CA_p1_d	-35.3 ± 7.4 <sup>B</sup>	-16.7 ± 11.7	-26.4 ± 6.4	4.70 (2,15)	<b>.026</b>	.291	-1.57 (-3.02,-0.12)	0.92 (-0.17, 2.00)	-1.17 (-2.66, 0.32)
AH_CA_p1_nd	-18.1 ± 8.2	-13.9 ± 12.6	-20.9 ± 4.1	0.93 (2,15)	.416	-.008	-0.33 (-1.64, 0.98)	0.65 (-0.41, 1.71)	0.45 (-0.95, 1.85)
AH_CA_p2_d	-42.5 ± 7.5	-25.4 ± 13.5	-40.6 ± 8.5	4.61 (2,15)	<b>.027</b>	.286	-1.29 (-2.69, 0.12)	1.24 (0.11, 2.36)	-0.21 (-1.60, 1.18)
AH_CA_p2_nd	-32.3 ± 10.1	-23.7 ± 13.7	-33.8 ± 7.2	1.62 (2,15)	.230	.065	-0.61 (-1.94, 0.72)	0.82 (-0.25, 1.90)	0.17 (-1.22, 1.56)
AH_CA_p3_d	-44.0 ± 5.0	-25.3 ± 14.6	-41.4 ± 7.7	4.79 (2,15)	<b>.025</b>	.296	-1.30 (-2.71, 0.10)	1.22 (0.10, 2.34)	-0.33 (-1.73, 1.06)
AH_CA_p3_nd	-32.5 ± 9.3	-23.9 ± 14.8	-33.8 ± 9.3	1.30 (2,15)	.302	.032	-0.58 (-1.90, 0.75)	0.72 (-0.35, 1.78)	0.12 (-1.27, 1.51)
AH_SA_p1_d	-4.3 ± 17.1 <sup>B</sup>	30.9 ± 13.5	28.3 ± 7.1 <sup>A</sup>	9.64 (2,15)	<b>.002</b>	.490	-2.28 (-3.87,-0.69)	0.22 (-0.82, 1.25)	-2.64 (-4.49,-0.80)
AH_SA_p1_nd	12.2 ± 23.0	27.1 ± 13.2	30.2 ± 7.3	1.88 (2,15)	.186	.089	-0.87 (-2.23, 0.48)	-0.26 (-1.30, 0.78)	-1.16 (-2.65, 0.33)
AH_SA_p2_d	-0.2 ± 14.9 <sup>B</sup>	32.7 ± 14.2	33.1 ± 7.9 <sup>A</sup>	8.58 (2,15)	<b>.003</b>	.457	-2.11 (-3.66,0.55)	-0.03 (-1.06, 1.00)	-2.82 (-4.73,-0.92)
AH_SA_p2_nd	18.2 ± 28.3	30.1 ± 14.3	34.3 ± 6.8	1.13 (2,15)	.348	.015	-0.61 (-1.94, 0.72)	-0.34 (-1.38, 0.70)	-0.88 (-2.33, 0.56)
AH_SA_p3_d	3.6 ± 12.4	34.6 ± 14.2	34.7 ± 9.6	7.61 (2,15)	<b>.005</b>	.423	-2.07 (-3.61, -0.52)	-0.01 (-1.04, 1.03)	-2.63 (-4.48,-0.79)
AH_SA_p3_nd	19.1 ± 24.7	31.9 ± 15.0	36.9 ± 7.7	1.44 (2,15)	.267	.047	-0.68 (-2.01, 0.66)	-0.38 (-1.42, 0.67)	-1.07 (-2.55, 0.40)

Continuación Tabla 15.

	PC	OIF	NI	F (gl)	p	$\omega_p^2$	$d_g$ (95% LC)		
							PC - OIF	OIF - NI	PC - NI
<b>Ángulo de abducción de hombro</b>									
AbdH_CA_p1_d	39.9 ± 14.4	41.6 ± 10.6	37.3 ± 11.4	0.26 (2,15)	.778	-.090	-0.13 (-1.44, 1.18)	0.37 (-0.67, 1.41)	0.19 (-1.20, 1.58)
AbdH_CA_p1_nd	54.5 ± 3.3 <sup>C</sup>	41.7 ± 9.8	32.5 ± 10.9	5.29 (2,15)	<b>.018</b>	.323	1.32 (-0.09, 2.74)	0.84 (-0.23, 1.92)	2.07 (0.39, 3.76)
AbdH_CA_p2_d	53.6 ± 22.8	36.4 ± 8.8	37.8 ± 4.3	0.72 (2, 4.67) <sup>†</sup>	.536	-.079	1.23 (-0.16, 2.63)	-0.11 (-1.15, 0.92)	1.14 (-0.34, 2.63)
AbdH_CA_p2_nd	58.0 ± 12.2 <sup>C</sup>	37.7 ± 12.6 <sup>A</sup>	33.3 ± 6.3	5.50 (2,15)	<b>.016</b>	.334	1.50 (0.06, 2.94)	0.39 (-0.65, 1.44)	2.62 (0.78, 4.47)
AbdH_CA_p3_d	54.1 ± 23.7	37.6 ± 10.4	38.6 ± 4.0	0.60 (2, 4.60) <sup>†</sup>	.589	-.118	1.08 (-0.30, 2.45)	-0.10 (-1.14, 0.93)	1.05 (-0.42, 2.52)
AbdH_CA_p3_nd	55.7 ± 14.1	39.6 ± 13.4	35.1 ± 8.2	3.03 (2,15)	.079	.184	1.10 (-0.28, 2.48)	0.36 (-0.68, 1.40)	1.79 (0.18, 3.41)
AbdH_SA_p1_d	42.7 ± 5.6	40.6 ± 7.9	41.9 ± 6.9	0.13 (2,15)	.883	-.108	0.26 (-1.05, 1.58)	-0.17 (-1.21, 0.86)	0.10 (-1.28, 1.49)
AbdH_SA_p1_nd	40.5 ± 8.6	42.3 ± 7.2	42.3 ± 8.3	0.06 (2,15)	.938	-.116	-0.22 (-1.53, 1.09)	0.00 (-1.03, 1.03)	-0.19 (-1.58, 1.20)
AbdH_SA_p2_d	44.9 ± 10.8	43.3 ± 10.4	46.8 ± 3.6	0.29 (2,15)	.754	-.086	0.15 (-1.16, 1.45)	-0.39 (-1.43, 0.65)	-0.25 (-1.64, 1.14)
AbdH_SA_p2_nd	40.6 ± 8.8	45.4 ± 7.5	47.8 ± 9.1	0.76 (2,15)	.484	-.027	-0.57 (-1.90, 0.76)	-0.28 (-1.31, 0.76)	-0.71 (-2.13, 0.72)
AbdH_SA_p3_d	43.1 ± 9.9	44.9 ± 11.2	47.9 ± 3.7	0.33 (2,15)	.724	-.080	-0.14 (-1.45, 1.16)	-0.32 (-1.36, 0.72)	-0.70 (-2.12, 0.73)
AbdH_SA_p3_nd	42.1 ± 4.7	46.1 ± 7.9	49.8 ± 9.6	0.93 (2,15)	.417	-.008	-0.50 (-1.82, 0.82)	-0.40 (-1.45, 0.64)	-0.80 (-2.24, 0.63)
<b>ROM de tronco</b>									
RomT_p1	15.1 ± 8.5	25.5 ± 11.5	31.2 ± 12.2	2.00 (2,15)	.170	.100	-0.87 (-2.22, 0.48)	-0.46 (-1.51, 0.58)	-1.27 (-2.78, 0.23)
RomT_p2	15.4 ± 7.4 <sup>C</sup>	26.8 ± 7.2	34.9 ± 9.4	6.02 (2,15)	<b>.012</b>	.358	-1.45 (-2.87, -0.02)	-0.95 (-2.03, 0.14)	-1.96 (-3.61,-0.30)
RomT_p3	15.5 ± 11.1	21.6 ± 4.4	30.4 ± 12.2	3.36 (2,15)	.062	.208	-0.88 (-2.24, 0.47)	-1.00 (-2.10, 0.09)	-1.11 (-2.59, 0.36)

ANOVA de un factor intersujeto (grupos PC, OIF, NI).

Las comparaciones múltiples fueron realizadas mediante el intervalo de confianza del tamaño del efecto (95% LC) considerándose significativo al no incluir el valor 0.

<sup>A</sup> Diferencias significativas respecto al grupo PC. <sup>B</sup> Diferencias significativas respecto al grupo OIF. <sup>C</sup> Diferencias significativas respecto al grupo NI.

<sup>†</sup> Estadístico alternativo de Welch con grados de libertad corregidos. Las comparaciones múltiples fueron realizadas mediante el ajuste de Games-Howell.

<sup>A</sup> Diferencias significativas respecto al grupo PC. <sup>B</sup> Diferencias significativas respecto al grupo OIF. <sup>C</sup> Diferencias significativas respecto al grupo NI.

**Tabla 16.** Diferencias entre los grupos PC, OIF y NI para las variables analizadas en el test de sprint en 4 m, correspondientes a los ángulos de la fase propulsiva.

	PC	OIF	NI	F (gl)	p	$\omega_p^2$	$d_g$ (95% LC)		
							PC - OIF	OIF - NI	PC - NI
<b>Ángulo de propulsión</b>									
AP1_d	37.6 ± 16.1	39.9 ± 8.6	52.7 ± 7.3	3.92 (2,15)	<b>.043</b>	.245	-0.20 (-1.51, 1.11)	-1.47 (-2.63, -0.31)	-1.26 (-2.76, 0.24)
AP1_nd	37.5 ± 17.2	40.8 ± 5.7	51.8 ± 9.5	3.36 (2,15)	.062	.208	-0.33 (-1.64, 0.98)	-1.40 (-2.54, -0.25)	-1.04 (-2.51, 0.43)
AP2_d	57.9 ± 16.4 <sup>C</sup>	74.0 ± 11.8	94.4 ± 10.2	10.23 (2,15)	<b>.002</b>	.506	-1.15 (-2.54, 0.23)	-1.71 (-2.91, -0.51)	-2.63 (-4.48, -0.79)
AP2_nd	59.3 ± 20.4 <sup>C</sup>	74.7 ± 10.4	92.8 ± 9.71	8.51 (2,15)	<b>.003</b>	.455	-1.09 (-2.47, 0.29)	-1.68 (-2.88, -0.49)	-2.18 (-3.89, -0.47)
AP3_d	60.4 ± 7.5 <sup>C</sup>	73.6 ± 9.5 <sup>A</sup>	98.7 ± 14.3	14.60 (2,15)	<b>&lt;.001</b>	.602	-1.34 (-2.75, 0.08)	-2.04 (-3.30, -0.77)	-2.67 (-4.53, -0.82)
AP3_nd	64.8 ± 18.2 <sup>C</sup>	74.5 ± 10.1	96.9 ± 11.8	9.22 (2,15)	<b>.002</b>	.477	-0.73 (-2.07, 0.61)	-1.95 (-3.20, -0.71)	-2.05 (-3.73, -0.37)
AP_ai1_d	8.2 ± 3.8	12.6 ± 6.9	11.5 ± 5.7	0.59 (2,15)	.568	-.048	-0.65 (-1.98, 0.69)	0.17 (-0.87, 1.20)	-0.56 (-1.97, 0.85)
AP_ai1_nd	3.4 ± 12.9	14.9 ± 5.3	14.7 ± 8.7	2.63 (2,15)	.105	.154	-1.43 (-2.85, 0.00)	0.03 (-1.00, 1.07)	-1.00 (-2.46, 0.46)
AP_ai2_d	-10.0 ± 1.6	-14.1 ± 8.8	-21.2 ± 7.5	2.51 (2,15)	.115	.143	0.47 (-0.85, 1.79)	0.81 (-0.27, 1.88)	1.56 (0.00, 3.12)
AP_ai2_nd	-11.4 ± 5.8	-14.6 ± 6.4	-18.6 ± 6.6	1.40 (2,15)	.278	.042	0.46 (-0.86, 1.78)	0.58 (-0.47, 1.64)	0.99 (-0.47, 2.45)
AP_ai3_d	-9.7 ± 1.7	-10.7 ± 7.9	-21.2 ± 11.3	3.03 (2,15)	.078	.184	0.12 (-1.19, 1.43)	1.06 (-0.04, 2.16)	1.06 (-0.41, 2.53)
AP_ai3_nd	-9.9 ± 5.2	-11.8 ± 8.5	-19.5 ± 8.3	2.11 (2,15)	.156	.110	0.22 (-1.09, 1.53)	0.86 (-0.22, 1.93)	1.13 (-0.35, 2.62)
AP_af1_d	45.8 ± 13.6 <sup>C</sup>	52.6 ± 7.9 <sup>C</sup>	64.1 ± 4.3	6.28 (2,15)	<b>.010</b>	.370	-0.67 (-2.00, 0.66)	-1.61 (-2.80, -0.43)	-2.00 (-3.66, -0.33)
AP_af1_nd	40.9 ± 4.9 <sup>B</sup>	55.7 ± 3.8	66.5 ± 3.7 <sup>A</sup>	43.65 (2,15)	<b>&lt;.001</b>	.826	-3.41 (-5.29, -1.52)	-2.71 (-4.12, -1.29)	-5.62 (-8.56, -2.68)
AP_af2_d	47.9 ± 14.8 <sup>C</sup>	59.9 ± 4.7 <sup>C</sup>	73.2 ± 5.5	13.47 (2,15)	<b>&lt;.001</b>	.581	-1.41 (-2.83, 0.02)	-2.48 (-3.84, -1.12)	-2.44 (-4.23, -0.66)
AP_af2_nd	47.9 ± 14.7 <sup>C</sup>	60.1 ± 4.7 <sup>C</sup>	74.2 ± 6.3	14.04 (2,15)	<b>&lt;.001</b>	.592	-1.45 (-2.88, -0.02)	-2.46 (-3.81, -1.10)	-2.47 (-4.26, -0.67)
AP_af3_d	50.6 ± 7.5 <sup>B</sup>	62.9 ± 3.0	77.5 ± 5.9 <sup>A</sup>	32.70 (2,15)	<b>&lt;.001</b>	.779	-2.64 (-4.32, -0.96)	-3.12 (-4.64, -1.60)	-3.70 (-5.90, -1.50)
AP_af3_nd	54.9 ± 14.2 <sup>C</sup>	62.7 ± 2.9 <sup>C</sup>	77.4 ± 6.6	11.89 (2, 4.12) <sup>‡</sup>	<b>.019</b>	.754	-1.05 (-2.42, 0.33)	-2.95 (-4.43, -1.47)	-2.12 (-3.82, -0.43)

ANOVA de un factor intersujeto (grupos PC, OIF, NI).

Las comparaciones múltiples fueron realizadas mediante el intervalo de confianza del tamaño del efecto (95% LC) considerándose significativo al no incluir el valor 0.

<sup>A</sup> Diferencias significativas respecto al grupo PC. <sup>B</sup> Diferencias significativas respecto al grupo OIF. <sup>C</sup> Diferencias significativas respecto al grupo NI.

<sup>‡</sup> Estadístico alternativo de Welch con grados de libertad corregidos. Las comparaciones múltiples fueron realizadas mediante el ajuste de Games-Howell. <sup>A</sup> Diferencias significativas respecto al grupo PC. <sup>B</sup> Diferencias significativas respecto al grupo OIF. <sup>C</sup> Diferencias significativas respecto al grupo NI.

**Tabla 17.** Diferencias entre los grupos PC, OIF y NI para las variables analizadas en el test de sprint en 4 m, correspondientes al tiempo de la propulsión y sus fases (fase propulsiva y de recobro).

	PC	OIF	NI	F (gl)	p	$\omega_p^2$	$d_g$ (95% LC)		
							PC - OIF	OIF - NI	PC - NI
<b>Tiempo fases de propulsión</b>									
TP1_d	0.83 ± 0.08	0.77 ± 0.11	0.88 ± 0.08	2.34 (2,15)	.130	.130	0.51 (-0.81, 1.84)	-1.04 (-2.14, 0.06)	-0.58 (-1.99, 0.83)
TP1_nd	0.84 ± 0.09	0.77 ± 0.11	0.89 ± 0.10	2.44 (2,15)	.121	.138	0.62 (-0.71, 1.95)	-1.06 (-2.16, 0.04)	-0.44 (-1.84, 0.96)
TP2_d	0.57 ± 0.14	0.53 ± 0.10	0.66 ± 0.09	2.58 (2,15)	.109	.149	0.34 (-0.98, 1.65)	-1.19 (-2.31, -0.07)	-0.71 (-2.13, 0.72)
TP2_nd	0.57 ± 0.12	0.53 ± 0.10	0.66 ± 0.09	2.98 (2,15)	.082	.180	0.35 (-0.96, 1.67)	-1.26 (-2.39, -0.13)	-0.78 (-2.21, 0.66)
TP3_d	0.58 ± 0.08	0.50 ± 0.10	0.63 ± 0.10	2.87 (2,15)	.088	.172	0.72 (-0.62, 2.05)	-1.14 (-2.25, -0.03)	-0.44 (-1.84, 0.96)
TP3_nd	0.58 ± 0.09	0.50 ± 0.10	0.63 ± 0.09	3.27 (2,15)	.066	.202	0.71 (-0.62, 2.05)	-1.23 (-2.35, -0.11)	-0.52 (-1.92, 0.89)
TFP1_d	0.60 ± 0.04	0.54 ± 0.06 <sup>C</sup>	0.63 ± 0.06	4.34 (2,15)	<b>.033</b>	.271	0.92 (-0.44, 2.27)	-1.38 (-2.52, -0.23)	-0.51 (-1.92, 0.89)
TFP1_nd	0.60 ± 0.04	0.55 ± 0.07	0.63 ± 0.06	2.91 (2,15)	.085	.175	0.75 (-0.59, 2.09)	-1.12 (-2.23, -0.01)	-0.42 (-1.82, 0.98)
TFP2_d	0.35 ± 0.09	0.31 ± 0.03 <sup>C</sup>	0.39 ± 0.05	5.10 (2,15)	<b>.020</b>	.313	0.80 (-0.54, 2.15)	-1.97 (-3.22, -0.72)	-0.55 (-1.96, 0.86)
TFP2_nd	0.34 ± 0.08	0.31 ± 0.05 <sup>C</sup>	0.38 ± 0.03	4.13 (2,15)	<b>.037</b>	.258	0.61 (-0.72, 1.94)	-1.65 (-2.84, -0.46)	-0.65 (-2.07, 0.77)
TFP3_d	0.27 ± 0.05	0.23 ± 0.08 <sup>C</sup>	0.34 ± 0.04	4.25 (2,15)	<b>.034</b>	.265	0.47 (-0.85, 1.79)	-1.40 (-2.55, -0.25)	-1.36 (-2.88, 0.16)
TFP3_nd	0.31 ± 0.04	0.27 ± 0.04	0.31 ± 0.06	1.91 (2,15)	.183	.092	1.01 (-0.36, 2.37)	-0.84 (-1.91, 0.24)	0.03 (-1.36, 1.41)
TFR1_d	0.23 ± 0.05	0.23 ± 0.06	0.26 ± 0.04	0.48 (2,15)	.627	-.061	0.03 (-1.27, 1.34)	-0.46 (-1.51, 0.58)	-0.52 (-1.93, 0.88)
TFR1_nd	0.24 ± 0.06	0.22 ± 0.06	0.26 ± 0.06	0.83 (2,15)	.453	-.019	0.34 (-0.97, 1.65)	-0.64 (-1.69, 0.42)	-0.27 (-1.67, 1.12)
TFR2_d	0.22 ± 0.05	0.22 ± 0.08	0.27 ± 0.05	1.14 (2,15)	.346	.015	0.01 (-1.29, 1.32)	-0.69 (-1.76, 0.37)	-0.88 (-2.32, 0.57)
TFR2_nd	0.23 ± 0.06	0.22 ± 0.08	0.27 ± 0.06	1.01 (2,15)	.387	.001	0.03 (-1.28, 1.34)	-0.66 (-1.72, 0.40)	-0.70 (-2.12, 0.72)
TFR3_d	0.30 ± 0.12	0.27 ± 0.15	0.29 ± 0.06	0.12 (2,15)	.885	-.108	0.22 (-1.09, 1.53)	-0.19 (-1.22, 0.85)	0.11 (-1.28, 1.50)
TFR3_nd	0.26 ± 0.05	0.23 ± 0.08	0.32 ± 0.08	2.26 (2,15)	.139	.122	0.40 (-0.92, 1.71)	-1.01 (-2.10, 0.09)	-0.66 (-2.08, 0.76)

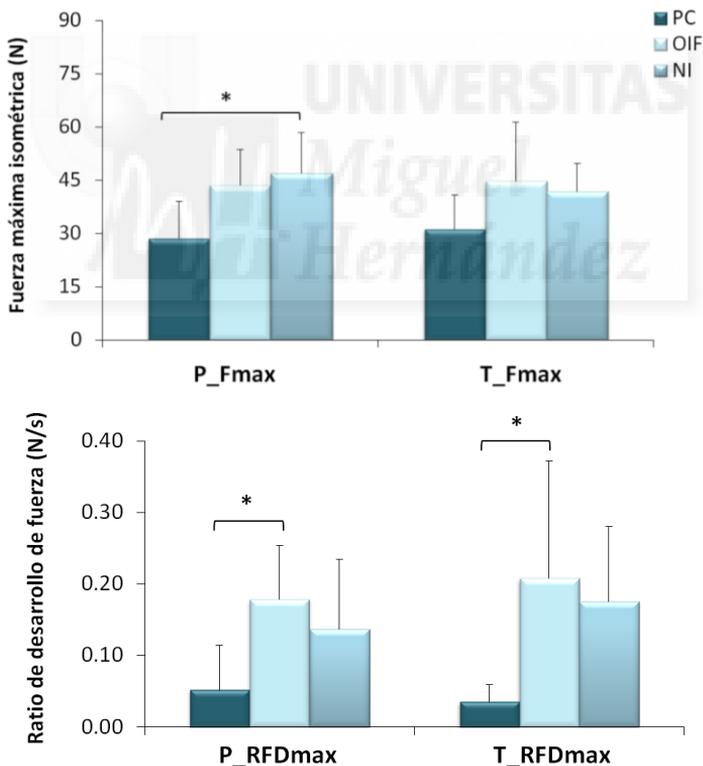
ANOVA de un factor intersujeto (grupos PC, OIF, NI).

Las comparaciones múltiples fueron realizadas mediante el intervalo de confianza del tamaño del efecto (95% LC) considerándose significativo al no incluir el valor 0.

<sup>A</sup> Diferencias significativas respecto al grupo PC. <sup>B</sup> Diferencias significativas respecto al grupo OIF. <sup>C</sup> Diferencias significativas respecto al grupo NI.

#### 4.2.2. Diferencias entre grupos en las variables de fuerza isométrica y fuerza de salida en el test de sprint en 4 m

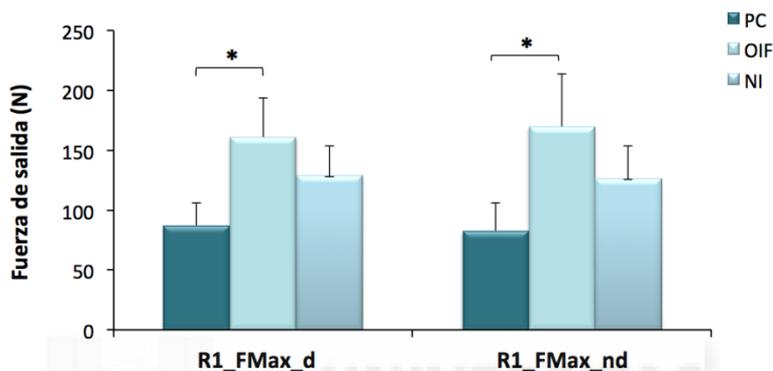
El análisis de las variables de la fuerza isométrica mostró diferencias significativas entre grupos para la variable de fuerza máxima (Fmax) en la tarea de propulsión ( $F_{2,19} = 6.02$ ;  $p = 0.012$ ;  $\omega_p^2 = 0.358$ ), con valores significativamente inferiores en el grupo PC respecto a NI [ $d_g = -1.52$  (-2.87, -0.18)]. Como se puede ver en la Figura 22, estas diferencias también fueron encontradas para la variable de desarrollo de la fuerza (RFD) en las tareas de propulsión ( $F_{2,19} = 4.37$ ;  $p = 0.027$ ;  $\omega_p^2 = 0.235$ ) y tracción ( $F_{2,19} = 4.23$ ;  $p = 0.029$ ;  $\omega_p^2 = 0.212$ ), dándose en este caso entre los grupos PC y OIF con un valor alto tamaño del efecto para ambas tareas [ $d_g = -1.66$  (-2.87, -0.46) y  $d_g = -1.25$  (-2.29, -0.22)], respectivamente. Aunque no se hayaron diferencias significativas entre PC y NI ( $p < 0.05$ ), el RFD en la tarea de tracción mostró valores de tamaño del efecto altos [ $d_g = -1.79$  (-3.08, -0.50)].



**Figura 22.** Representación de los descriptivos de las variables de fuerza isométrica y diferencias significativas obtenidas por el análisis post-hoc de Bonferroni (\*  $p < 0.05$ ).

P = tarea de propulsión; T = tarea de tracción; Fmax = fuerza máxima isométrica; RFDmax = desarrollo de la fuerza máxima.

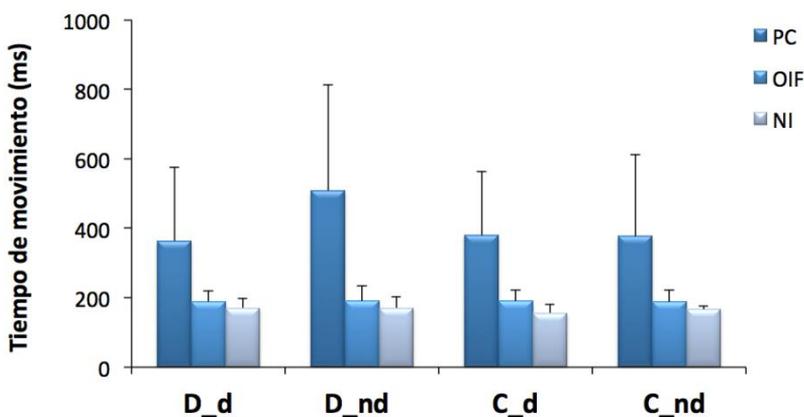
Las variables de fuerza de salida obtenidas en el test R1 mostraron diferencias significativas entre los grupos para la variable Fmax en ambos lados, dominante ( $F_{2,15} = 6.78$ ;  $p = 0.008$ ;  $\omega_p^2 = 0.391$ ) y no dominante ( $F_{2,15} = 6.04$ ;  $p = 0.012$ ;  $\omega_p^2 = 0.359$ ), con valores significativamente inferiores de fuerza del grupo PC respecto a OIF (Figura 23). En cuanto a esta diferencia, se obtuvieron valores altos del efecto para ambas variables [ $d_g = -2.08$  (-3.63, -0.53);  $d_g = -1.84$  (-3.34, -0.34)] (Tabla 18).



**Figura 23.** Representación de los descriptivos de las variables de fuerza de salida y diferencias significativas obtenidas por el análisis post-hoc de Bonferroni (\*  $p < 0.05$ ).

R1 = test de rendimiento de sprint en 4 m; Fmax = fuerza máxima en la salida; d = lado dominante; n = lado no dominante

#### 4.2.3. Diferencias entre los tres grupos en las variables de coordinación

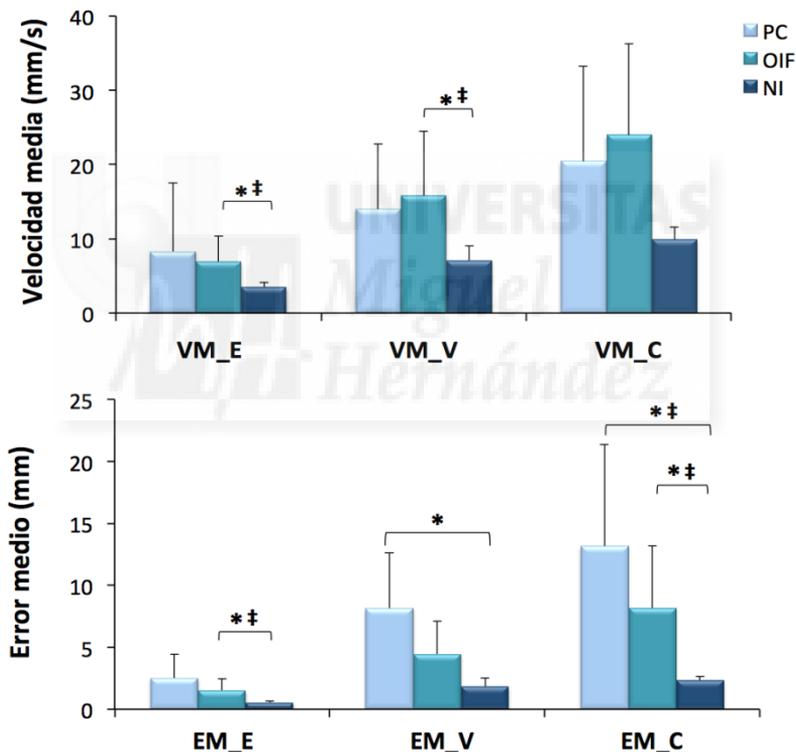


**Figura 24.** Representación de los descriptivos de las variables de las tareas continua y discreta del test de coordinación, de los lados dominante y no dominante, entre los grupos PC, OIF y NI.

D = tarea discreta; C = tarea continua; d = lado dominante; nd = lado no dominante.

El ANOVA con la corrección  $F$  de Welch mostró diferencias significativas entre los grupos para la variable correspondiente a la mano dominante en la tarea continua ( $F_{2, 8.18} = 8.18$ ;  $p = 0.040$ ;  $\omega_p^2 = 0.410$ ) (Figura 24). Si bien las diferencias no fueron de  $p < 0.05$  entre los grupos tras el posterior análisis post-hoc, el análisis del tamaño del efecto mostró valores de  $d_g > 1.39$ , entre los grupos PC y OIF en todas las variables del test. Este análisis, además, reflejó para las variables correspondientes a la mano no dominante [ $d_g = 1.50$  (0.16, 2.85)] en el test discreto y dominante en el test continuo [ $d_g = 1.66$  (0.28, 3.03)] un alto tamaño del efecto entre los grupos PC y NI (Tabla 18).

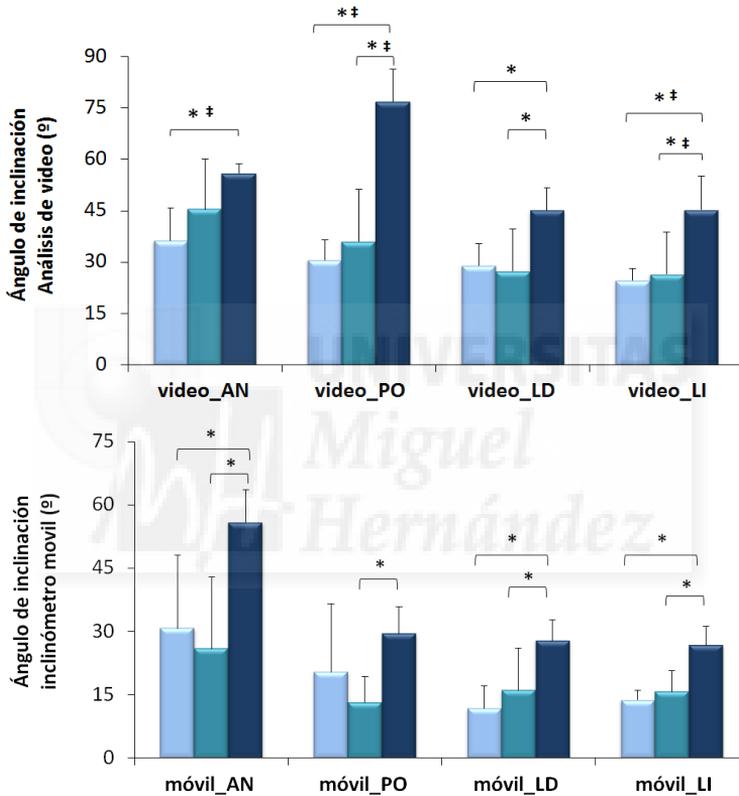
#### 4.2.4. Diferencias entre los tres grupos en las variables de funcionalidad de tronco



**Figura 25.** Representación de los descriptivos de las variables de estabilidad de tronco y diferencias significativas obtenidas por el análisis post-hoc de Bonferroni ( $* p < 0.05$ ) y Games-Howell ( $\ddagger p < 0.05$ ).

VM = velocidad de magnitud media; EM = error medio; E = tarea estática estable; V = tarea vertical (eje antero-posterior); C = tarea circular.

Los datos representados en la Figura 25 muestran los valores de las variables VM y EM analizadas en las diferentes tareas del test ET. En relación con la VM, el estadístico  $F$  de Welch mostró valores de significación entre grupos para la tarea estable ( $F_{2,10.54} = 4.97$ ;  $p = 0.030$ ;  $\omega_p^2 = 0.370$ ) y vertical ( $F_{2,11.31} = 5.66$ ;  $p = 0.020$ ;  $\omega_p^2 = 0.394$ ). Los valores descriptivos reflejan mayores velocidades medias para los grupos PC y OIF en las tres tareas, obteniéndose valores significativos y un tamaño del efecto alto al comparar los grupos OIF y NI en las tareas estable y vertical ( $d_g > 1.08$ ).



**Figura 26.** Representación de los descriptivos de las variables de límite de estabilidad y diferencias significativas obtenidas por el análisis post-hoc de Bonferroni ( $* p < 0.05$ ) y Games-Howell ( $\ddagger p < 0.05$ ). Video = análisis de video del LE; móvil = análisis mediante inclinómetro de aplicación móvil; AN = tarea anterior; PO = tarea posterior; LD = tarea lateral derecha; LI = tarea lateral izquierda.

La variable EM mostró diferencias entre grupos, obtenidas mediante el estadístico  $F$  de Welch en la tareas estable ( $F_{2,10.18} = 6.44$ ;  $p = 0.016$ ;  $\omega_p^2 = 0.452$ ) y dinámica circular ( $F_{2,10.09} = 11.07$ ;  $p = 0.003$ ;  $\omega_p^2 = 0.606$ ), y con el estadístico  $F$  de ANOVA en la tarea dinámica vertical realizada en el eje anteroposterior ( $F_{2,21} = 6.40$ ;  $p = 0.007$ ;  $\omega_p^2$

= 0.310). Para esta última tarea, el análisis post-hoc reflejó diferencias significativas en las comparaciones de los grupos con impedimento (PC y OIF) con el grupo sin impedimento (NI), obteniéndose valores altos del tamaño del efecto ( $d_g > 1.08$ ). En la tarea estable se encontraron diferencias significativas entre los grupos OIF y NI [ $d_g = 1.16$  (0.09, 2.23)], mientras que para la tarea dinámica vertical esta significación fue encontrada entre los grupos PC y NI [ $d_g = 1.64$  (0.38, 2.90)]. Además, para esta última tarea, las diferencias entre los grupos OIF y NI, mostraron un valor de  $d_g = 1.08$  (0.02, 2.14) (Tabla 19).

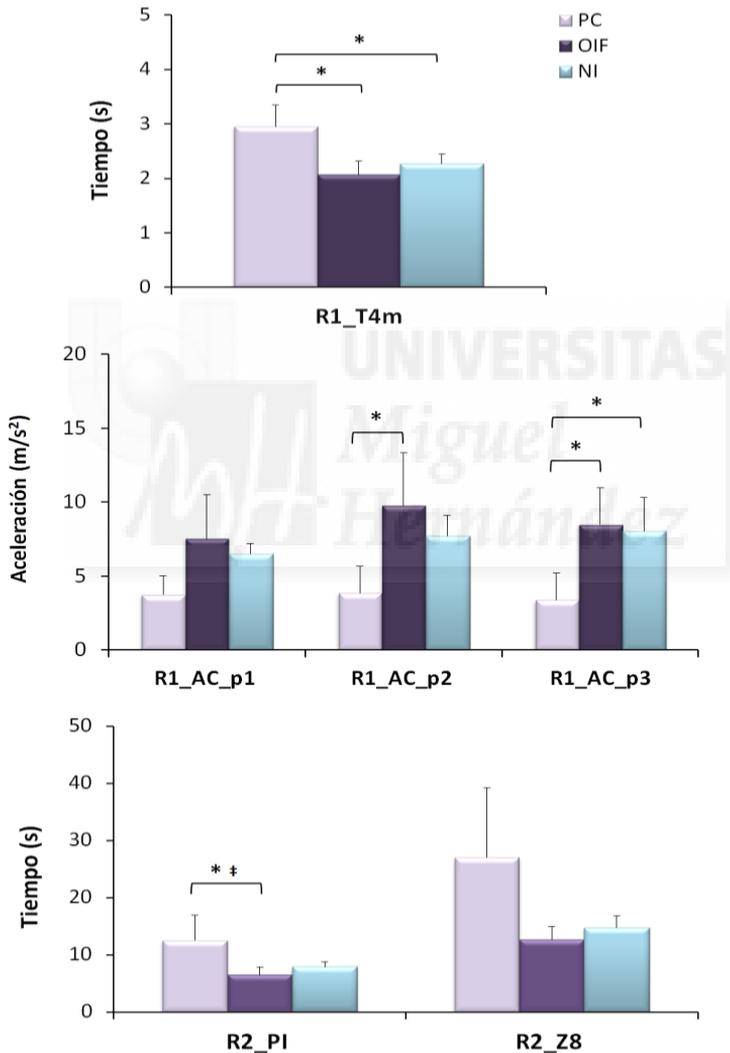
Los valores de ángulos de inclinación, obtenidos mediante el análisis de video y el inclinómetro de la aplicación móvil en el test LE, aparecen reflejados en la Figura 26, donde podemos observar que los grupos PC y OIF obtuvieron valores de inclinación menores que el grupo NI. El ANOVA determinó que estas diferencias eran significativas en todas las tareas realizadas, obteniendo en la posterior comparación por pares diferencias significativas al comparar los grupos con impedimento (PC y OIF) con el grupo sin impedimento (NI). Se obtuvieron valores altos de tamaño del efecto al comparar los grupos OIF y NI ( $-2.73 < d_g < -1.23$ ), si bien la variable de inclinación video\_AN no mostró un tamaño del efecto significativo [ $d_g = -0.80$  (-1.88, 0.27)]. Del mismo modo, las diferencias entre los grupos PC y NI presentaron un valor significativo alto del tamaño del efecto ( $-5.15 < d_g < -1.55$ ), menos para la variable móvil\_PO [ $d_g = -0.61$  (-1.73, 0.50)].

#### **4.2.5. Diferencias entre los tres grupos en las variables de rendimiento específicas de SSR**

La variable del test de rendimiento R1, correspondiente al tiempo total en realizar el sprint en 4 m (Figura 27) sí mostró diferencias entre grupos en el ANOVA ( $F_{2, 15} = 10.63$ ;  $p = 0.001$ ;  $\omega_p^2 = 0.517$ ). Las comparaciones por pares revelan que existen diferencias significativas entre los grupos PC y OIF [ $d_g = 2.50$  (0.85, 4.14)] y PC con NI [ $d_g = 1.99$  (0.32, 3.65)], con valores significativamente mayores de tiempo para el grupo PC respecto a los otros dos grupos. Del mismo modo se comportó la variable de velocidad máxima en los 4 m, con valores inferiores en el grupo PC y significativamente diferentes entre grupos ( $F_{2, 15} = 5.05$ ;  $p = 0.021$ ;  $\omega_p^2 = 0.310$ ). Por último, la variable de aceleración en las tres primeras propulsiones mostró diferencias significativas entre los grupos para la segunda ( $F_{2, 15} = 5.04$ ;  $p = 0.021$ ;  $\omega_p^2 = 0.310$ ) y tercera propulsión ( $F_{2, 15} = 5.66$ ;  $p = 0.015$ ;  $\omega_p^2 = 0.341$ ).

En cuanto a las variables de tiempo calculadas en el test R2, el grupo PC obtuvo valores mayores de tiempo en la ejecución de las dos tareas que conforman el test

(Figura 27). El estadístico  $F$  de Welch mostró diferencias significativas entre grupos para la tarea puerta invertida (PI) ( $F_{2, 11.48} = 6.42$ ;  $p = 0.013$ ;  $\omega_p^2 = 0.428$ ) y zig-zag en ocho (Z8) ( $F_{2, 10.34} = 4.84$ ;  $p = 0.033$ ;  $\omega_p^2 = 0.365$ ). El posterior análisis post-hoc determinó que estas diferencias eran significativas en PI entre los grupos PC y OIF. El cálculo del tamaño del efecto en la comparación de los tres grupos reflejó valores altos y significativos de  $d_g$  entre PC y OIF en ambos obstáculos, además de un  $d_g = 1.20$  entre PC y NI para la tarea PI (Tabla 19).



**Figura 27.** Representación de los descriptivos de las variables de tiempo del test de rendimiento (R2) y diferencias significativas obtenidas por el análisis post-hoc de Bonferroni (\*  $p < 0.05$ ) y Games-Howell (#  $p < 0.05$ ).

R1 = test de rendimiento sprint en 4 m; AC = aceleración máxima; p1, p2, p3 = propulsiones analizadas; R2 = test de rendimiento específico de SSR; PI = puerta invertida; Z8 = zig-zag en 8.

**Tabla 18.** Diferencias entre los grupos PC, OIF y NI para las variables analizadas en los test de fuerza y coordinación.

	PC	OIF	NI	F (gl)	p	$\omega_p^2$	$d_g$ (95% LC)		
							PC - OIF	OIF - NI	PC - NI
<b>Fuerza</b>									
FI_P_Fmax	28.59 ± 10.40 <sup>C</sup>	43.58 ± 10.10 <sup>A</sup>	46.98 ± 11.52	4.75 (2,19)	<b>.021</b>	.254	-1.39 (-2.55, -0.23)	-0.30 (-1.30, 0.70)	-1.52 (-2.87, -0.18)
FI_P_RFDmax	0.05 ± 0.06 <sup>B</sup>	0.18 ± 0.08	0.14 ± 0.10	4.37 (2,19)	<b>.027</b>	.235	-1.66 (-2.87, -0.46)	0.47 (-0.54, 1.48)	-0.93 (-2.18, 0.32)
FI_T_Fmax	31.15 ± 9.68	44.77 ± 16.53	41.75 ± 7.87	2.38 (2,21)	.117	.103	-0.90 (-1.90, 0.09)	0.20 (-0.80, 1.20)	-1.11 (-2.28, 0.06)
FI_T_RFDmax	0.04 ± 0.02 <sup>B</sup>	0.21 ± 0.16	0.18 ± 0.10	4.23 (2,21)	<b>.029</b>	.212	-1.25 (-2.29, -0.22)	0.21 (-0.79, 1.21)	-1.79 (-3.08, -0.50)
R1_Fmax_d	87.43 ± 22.75 <sup>B</sup>	161.02 ± 34.70	129.03 ± 26.92	6.78 (2,15)	<b>.008</b>	.391	-2.08 (-3.63, -0.53)	0.94 (-0.14, 2.03)	-1.43 (-2.97, 0.10)
R1_Fmax_nd	82.92 ± 27.96 <sup>B</sup>	169.92 ± 46.65	126.77 ± 29.79	6.04 (2,15)	<b>.012</b>	.359	-1.84 (-3.34, -0.34)	0.99 (-0.10, 2.08)	-1.33 (-2.85, 0.19)
R1_TFmax_d	0.73 ± 0.21	0.60 ± 0.16	0.53 ± 0.15	1.62 (2,15)	.232	.064	0.71 (-0.63, 2.05)	0.47 (-0.58, 1.51)	1.08 (-0.39, 2.55)
R1_TFmax_nd	0.81 ± 0.23	0.57 ± 0.17	0.52 ± 0.17	2.73 (2,15)	.098	.161	1.19 (-0.20, 2.58)	0.29 (-0.74, 1.33)	1.36 (-0.16, 2.89)
R1_Imp_d	46.21 ± 13.28	64.14 ± 20.46	60.17 ± 8.51	1.34 (2,15)	.292	.036	-0.86 (-2.21, 0.49)	0.22 (-0.82, 1.26)	-1.23 (-2.72, 0.27)
R1_Imp_nd	45.95 ± 13.72	64.19 ± 20.62	60.21 ± 8.53	1.36 (2,15)	.287	.038	-0.87 (-2.22, 0.49)	0.22 (-0.82, 1.26)	-1.23 (-2.73, 0.27)
<b>Coordinación</b>									
D_d	363.3 ± 211.4	189.0 ± 31.7	170.1 ± 28.8	1.97 (2, 7.86) <sup>‡</sup>	.203	.151	1.42 (0.25, 2.58)	0.58 (-0.43, 1.59)	1.24 (-0.06, 2.53)
D_nd	508.3 ± 305.5	190.7 ± 42.9	170.6 ± 32.1	2.59 (2, 8.17) <sup>‡</sup>	.135	.222	1.79 (0.57, 3.02)	0.48 (-0.52, 1.49)	1.50 (0.16, 2.85)
C_d	379.7 ± 182.8	190.5 ± 31.4	156.2 ± 23.6	4.90 (2, 8.18) <sup>‡</sup>	<b>.040</b>	.410	1.77 (0.55, 2.99)	1.11 (0.05, 2.18)	1.66 (0.28, 3.03)
C_nd	376.8 ± 234.1	188.0 ± 34.5	166.9 ± 9.5	2.95 (2, 8.11) <sup>‡</sup>	.109	.263	1.39 (0.23, 2.55)	0.70 (-0.32, 1.73)	1.23 (-0.06, 2.52)

ANOVA de un factor intersujeto (grupos PC, OIF, NI).

Las comparaciones múltiples fueron realizadas mediante el intervalo de confianza del tamaño del efecto (95% LC) considerándose significativo al no incluir el valor 0.

<sup>A</sup> Diferencias significativas respecto al grupo PC. <sup>B</sup> Diferencias significativas respecto al grupo OIF. <sup>C</sup> Diferencias significativas respecto al grupo NI.

**Tabla 19.** Diferencias entre los grupos PC, OIF y NI para las variables analizadas en los test valoración de la función de tronco y rendimiento específico de SSR.

	PC	OIF	NI	F (gl)	p	$\omega_p^2$	$d_g$ (95% LC)		
							PC - OIF	OIF - NI	PC - NI
<b>Estabilidad de tronco</b>									
VM_E	8.30 ± 9.98	6.91 ± 3.66 <sup>C</sup>	3.47 ± 0.72	4.97 (2, 10.54) †	.030	.370	0.20 (-0.75, 1.15)	1.08 (0.02, 2.14)	0.61 (-0.51, 1.72)
VM_V	14.01 ± 9.42	15.82 ± 9.09 <sup>C</sup>	7.07 ± 2.20	5.66 (2, 11.31) †	.020	.394	-0.19 (-1.14, 0.76)	1.10 (0.04, 2.16)	0.91 (-0.24, 2.05)
VM_C	20.40 ± 13.90	23.97 ± 12.91	9.89 ± 1.85	2.88 (2,21)	.078	.135	-0.26 (-1.21, 0.70)	1.26 (0.18, 2.34)	0.95 (-0.20, 2.09)
EM_E	3.37 ± 4.34	1.52 ± 0.98 <sup>C</sup>	0.53 ± 0.11	6.44 (2, 10.18) †	.016	.452	0.64 (-0.33, 1.61)	1.16 (0.09, 2.23)	0.82 (-0.31, 1.96)
EM_V	8.16 ± 4.82 <sup>C</sup>	4.45 ± 2.78	1.81 ± 0.75	6.40 (2,21)	.007	.310	0.96 (-0.04, 1.96)	1.08 (0.02, 2.14)	1.64 (0.38, 2.90)
EM_C	13.14 ± 8.88 <sup>C</sup>	8.17 ± 5.27 <sup>C</sup>	2.34 ± 0.36	11.07 (2, 10.09) †	.003	.606	0.69 (-0.28, 1.67)	1.28 (0.20, 2.37)	1.53 (0.29, 2.77)
<b>Límite de estabilidad</b>									
video_AN	36.33 ± 10.19 <sup>C</sup>	45.44 ± 15.55	56.00 ± 3.08	12.33 (2, 10.48) †	.002	.627	-0.64 (-1.65, 0.37)	-0.80 (-1.88, 0.27)	-2.34 (-3.76, -0.93)
video_PO	30.67 ± 6.19 <sup>C</sup>	36.1 ± 15.98 <sup>C</sup>	76.94 ± 10.37	43.59 (2, 11.11) †	<.001	.858	-0.40 (-1.40, 0.59)	-2.73 (-4.15, -1.31)	-5.15 (-7.41, -2.89)
video_LD	28.95 ± 6.82 <sup>C</sup>	27.44 ± 13.03 <sup>C</sup>	45.22 ± 7.16	6.46 (2,19)	.007	.332	0.13 (-0.86, 1.12)	-1.50 (-2.67, -0.34)	-2.17 (-3.54, -0.80)
video_LI	24.62 ± 3.67 <sup>C</sup>	26.48 ± 12.99 <sup>C</sup>	45.33 ± 10.72	9.52 (2, 9.61) †	.005	.575	-0.17 (-1.16, 0.82)	-1.46 (-2.62, -0.30)	-2.50 (-3.95, -1.04)
móvil_AN	30.70 ± 18.76 <sup>C</sup>	25.84 ± 18.01 <sup>C</sup>	55.78 ± 8.57	6.49 (2,19)	.007	.333	0.25 (-0.74, 1.24)	-1.87 (-3.10, -0.64)	-1.55 (-2.80, -0.31)
móvil_PO	20.38 ± 17.55	13.20 ± 6.43 <sup>C</sup>	29.46 ± 6.91	3.75 (2,19)	.042	.200	0.54 (-0.46, 1.55)	-2.31 (-3.63, -0.99)	-0.61 (-1.73, 0.50)
móvil_LD	11.78 ± 5.75 <sup>C</sup>	16.06 ± 10.55 <sup>C</sup>	27.79 ± 5.47	6.75 (2,19)	.006	.343	-0.46 (-1.46, 0.54)	-1.23 (-2.36, -0.11)	-2.65 (-4.14, -1.16)
móvil_LI	13.72 ± 2.47 <sup>C</sup>	15.78 ± 5.15 <sup>C</sup>	26.74 ± 4.83	16.42 (2,19)	<.001	.584	-0.46 (-1.46, 0.54)	-2.05 (-3.32, -0.78)	-3.24 (-4.90, -1.59)
<b>Variables de rendimiento</b>									
R1_V4m	1.88 ± 0.57 <sup>B</sup>	2.90 ± 0.53	2.70 ± 0.33	5.05 (2,15)	.021	.310	-1.73 (-3.21, -0.25)	0.40 (-0.64, 1.45)	-1.76 (-3.37, -0.15)
R1_T4m	2.95 ± 0.49 <sup>C</sup>	2.07 ± 0.27 <sup>A</sup>	2.26 ± 0.18	10.63 (2,15)	.001	.517	2.50 (0.85, 4.14)	-0.76 (-1.83, 0.31)	1.99 (0.32, 3.65)
R1_AC_p1	3.74 ± 1.28	7.55 ± 2.94	6.49 ± 0.73	3.26 (2,15)	.067	.201	-1.31 (-2.71, 0.10)	0.42 (-0.62, 1.47)	-2.64 (-4.49, -0.80)
R1_AC_p2	3.87 ± 1.79 <sup>B</sup>	9.77 ± 3.58	7.74 ± 1.37	5.04 (2,15)	.021	.310	-1.65 (-3.11, -0.18)	0.65 (-0.41, 1.71)	-2.29 (-4.03, -0.55)
R1_AC_p3	3.38 ± 1.84 <sup>C</sup>	8.49 ± 2.48 <sup>A</sup>	8.05 ± 2.27	5.66 (2,15)	.015	.341	-1.99 (-3.53, -0.46)	0.17 (-0.86, 1.21)	-1.93 (-3.57, -0.28)
R2_PI	12.53 ± 4.77 <sup>B</sup>	6.54 ± 1.45	7.90 ± 0.95	6.42 (2, 11.48) †	.013	.428	1.82 (0.70, 2.94)	-0.99 (-2.03, 0.06)	1.20 (0.02, 2.39)
R2_Z8	27.01 ± 13.13	12.66 ± 2.42	14.71 ± 2.35	4.84 (2, 10.34) †	.033	.365	1.65 (0.56, 2.74)	-0.81 (-1.84, 0.22)	1.16 (-0.01, 2.34)

ANOVA de un factor intersujeto (grupos PC, OIF, NI).

Las comparaciones múltiples fueron realizadas mediante el intervalo de confianza del tamaño del efecto (95% LC) considerándose significativo al no incluir el valor 0.

<sup>A</sup> Diferencias significativas respecto al grupo PC. <sup>B</sup> Diferencias significativas respecto al grupo OIF. <sup>C</sup> Diferencias significativas respecto al grupo NI.

### 4.3. Relaciones entre las variables analizadas en los test de valoración del impedimento y las variables obtenidas en los test específicos de rendimiento

#### 4.3.1. Correlaciones entre las variables cinemáticas de la técnica de propulsión obtenidas en el test de sprint de 4 m, y las variables de rendimiento específico de SSR

Para facilitar la lectura de los resultados, se recordará a continuación la nomenclatura de las variables que se han introducido en este análisis. Las variables que reflejan los ángulos de codo (AC), hombro (AH), y abducción de hombro (AbdH), se corresponden al instante de agarre (CA) y de suelta del aro (SA) a lo largo de las tres propulsiones del test R1 (p1, p2, p3). Además, se ha analizado el rango máximo de movimiento del tronco (Rom\_T) en estas propulsiones por separado.

**Tabla 20.** Correlaciones entre las variables de ángulo de codo, en las fases de contacto y suelta del aro, analizadas del test de sprint en 4 m y las variables de rendimiento específicas de SSR.

		VM4m	T4m	AC_p1	AC_p2	AC_p3	PI	Z8
AC_CA_p1	D	.426	-.370	.145	.235	.192	-.412	-.328
	ND	<b>.633**</b>	<b>-.526*</b>	.261	.378	<b>.503*</b>	<b>-.548*</b>	<b>-.591**</b>
AC_CA_p2	D	-.367	.449	<b>-.506*</b>	-.449	<b>-.498*</b>	.312	.409
	ND	-.097	.211	-.174	-.06	-.055	.078	.091
AC_CA_p3	D	-.182	.237	-.193	-.158	-.273	.048	.181
	ND	.053	.035	.023	.148	.060	-.131	-.109
AC_SA_p1	D	<b>-.523*</b>	<b>.491*</b>	-.272	-.262	-.388	.216	.427
	ND	-.350	.428	-.446	-.383	-.448	.219	.362
AC_SA_p2	D	<b>-.491*</b>	<b>.498*</b>	-.359	-.321	-.392	.213	.395
	ND	-.464	<b>.534*</b>	<b>-.479*</b>	-.395	<b>-.486*</b>	.254	.417
AC_SA_p3	D	<b>-.475*</b>	.455	-.339	-.293	-.406	.159	.332
	ND	-.440	<b>.487*</b>	-.416	-.374	<b>-.483*</b>	.203	.358

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada significativa de Pearson a  $p < 0.01$ .

AC = ángulo de codo; CA = instante de contacto con el aro; SA = instante de suelta del aro; p1, p2, p3 = tres propulsiones analizadas en el test sprint en 4 m; VM4m= velocidad máxima de sprint en 4 m (m/s); T4m = tiempo en realizar el sprint de 4 m (s); AC = aceleración máxima ( $m/s^2$ ); p1, p2, p3 = tres propulsiones analizadas en el test de sprint en 4 m; PI = puerta invertida; Z8 = zig-zag en ocho.

D = lado dominante; ND = lado no dominante.

El análisis de correlaciones entre la variable AC y las variables de rendimiento específicas se muestra en la Tabla 20. Para el instante de contacto con el aro se observa una relación negativa entre el ángulo de codo, del lado no dominante, en la primera propulsión (AC\_CA\_p1), y las variables de tiempo T4m ( $r = -0.526$ ;  $p < 0.05$ ), PI ( $r = -0.548$ ;  $p < 0.05$ ) y Z8 ( $r = -0.591$ ;  $p < 0.01$ ), así como correlaciones positivas con la variable de velocidad máxima alcanzada en el sprint en 4 m ( $r = 0.633$ ;  $p < 0.01$ ). Además, se obtuvieron correlaciones negativas entre la variable correspondiente al ángulo de codo, del lado dominante, en el instante de suelta del aro (AC\_SA) y la velocidad máxima en el sprint en 4 m en las tres propulsiones analizadas ( $-0.475 < r < -0.523$ ;  $p < 0.05$ ). No se encontraron relaciones significativas entre el ángulo del codo obtenido en cada propulsión y la aceleración máxima en la propulsión correspondiente.

**Tabla 21.** Correlaciones entre las variables de ángulo de hombro, en las fases de contacto y suelta del aro, analizadas del test de sprint en 4 m y las variables de rendimiento específicas de SSR.

		VM4m	T4m	AC_p1	AC_p2	AC_p3	PI	Z8
AH_CA_p1	D	<b>.674**</b>	<b>-.736**</b>	<b>.678**</b>	<b>.669**</b>	<b>.550*</b>	<b>-.797**</b>	<b>-.805**</b>
	ND	.462	<b>-.491*</b>	<b>.544*</b>	<b>.593**</b>	<b>.522*</b>	<b>-.592**</b>	<b>-.601**</b>
AH_CA_p2	D	<b>.582*</b>	<b>-.617**</b>	<b>.568*</b>	<b>.631**</b>	<b>.474*</b>	<b>-.655**</b>	<b>-.631**</b>
	ND	<b>.507*</b>	<b>-.485*</b>	.453	<b>.638**</b>	<b>.546*</b>	<b>-.506*</b>	<b>-.582*</b>
AH_CA_p3	D	<b>.573*</b>	<b>-.616**</b>	<b>.584*</b>	<b>.674**</b>	<b>.526*</b>	<b>-.695**</b>	<b>-.665**</b>
	ND	.455	<b>-.479*</b>	<b>.478*</b>	<b>.669**</b>	<b>.551*</b>	<b>-.517*</b>	<b>-.566*</b>
AH_SA_p1	D	<b>.738**</b>	<b>-.802**</b>	<b>.613**</b>	<b>.656**</b>	<b>.663**</b>	<b>-.660**</b>	<b>-.773**</b>
	ND	<b>.607**</b>	<b>-.659**</b>	<b>.542*</b>	<b>.513*</b>	<b>.514*</b>	<b>-.487*</b>	<b>-.601**</b>
AH_SA_p2	D	<b>.701**</b>	<b>-.780**</b>	<b>.643**</b>	<b>.656**</b>	<b>.676**</b>	<b>-.622**</b>	<b>-.720**</b>
	ND	<b>.558*</b>	<b>-.625**</b>	<b>.541*</b>	<b>.508*</b>	<b>.508*</b>	-.448	<b>-.558*</b>
AH_SA_p3	D	<b>.701**</b>	<b>-.756**</b>	<b>.607**</b>	<b>.627**</b>	<b>.655**</b>	<b>-.591**</b>	<b>-.678**</b>
	ND	<b>.531*</b>	<b>-.603**</b>	<b>.578*</b>	<b>.545*</b>	<b>.556*</b>	-.420	<b>-.526*</b>

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada significativa de Pearson a  $p < 0.01$ .

AH = ángulo de hombro; CA = instante de contacto con el aro; SA = instante de suelta del aro; p1, p2, p3 = tres propulsiones analizadas en el test sprint en 4 m; VM4m= velocidad máxima en sprint de 4 m (m/s); T4m = tiempo en realizar sprint de 4 m (s); AC = aceleración máxima ( $m/s^2$ ); p1, p2, p3 = tres propulsiones analizadas en el test de sprint en 4 m; PI = puerta invertida; Z8 = zig-zag en ocho.

D = lado dominante; ND = lado no dominante.

Los valores reflejados en la Tabla 21 recogen los índices de correlación entre las variables de ángulo de hombro y rendimiento. Las variables correspondientes al ángulo del hombro en el instante de contacto con el aro del lado dominante (AH\_CA), en las tres

propulsiones, se relacionan con una significación  $p < 0.01$  con las tres variables de tiempo; T4m ( $-0.616 < r < -0.736$ ), PI ( $-0.655 < r < -0.797$ ) y Z8 ( $-0.631 < r < -0.805$ ). En el caso de la variable de suelta del aro (AH\_SA), se obtuvieron altos índices de correlación con la variable T4m para el lado dominante ( $-0.756 < r < -0.802$ ) y no dominante ( $-0.603 < r < -0.659$ ). Los test de rendimiento específico PI y Z8 muestran correlaciones significativas negativas con las variables AH\_SA del lado dominante, en las tres propulsiones ( $-0.591 < r < -0.773$ ;  $p < 0.01$ ). De las posibles correlaciones entre las variables ángulo de hombro y rendimiento, el 53.57% obtuvieron una correlación significativa de  $p < 0.01$ , el 40.47% mostraron índices de correlación de  $p < 0.05$  y un 6% no se relacionaron de forma significativa.

**Tabla 22.** Correlaciones entre las variables de ángulo de abducción del hombro, en las fases de contacto y suelta del aro, analizadas en el test de sprint en 4 m y las variables de rendimiento específicas de SSR.

		VM4m	T4m	AC_p1	AC_p2	AC_p3	PI	Z8
AbdH_CA_p1	D	-.169	.150	.027	.091	-.077	.024	.068
	ND	-.276	.377	-.335	-.275	<b>-.490*</b>	.203	.285
AbdH_CA_p2	D	<b>-.648**</b>	<b>.769**</b>	-.402	-.363	-.466	<b>.536*</b>	<b>.641**</b>
	ND	<b>-.553*</b>	<b>.719**</b>	-.521*	-.380	<b>-.513*</b>	<b>.532*</b>	<b>.554*</b>
AbdH_CA_p3	D	<b>-.607**</b>	<b>.744**</b>	-.354	-.328	-.395	<b>.519*</b>	<b>.611**</b>
	ND	-.446	<b>.613**</b>	-.380	-.208	-.360	.428	.413
AbdH_SA_p1	D	-.102	.040	-.035	.031	-.029	.089	.096
	ND	-.062	-.055	.188	.176	-.068	-.195	-.058
AbdH_SA_p2	D	-.197	.099	.048	.082	.096	.107	.135
	ND	.132	-.161	.178	.239	.108	-.175	-.137
AbdH_SA_p3	D	-.102	.000	.169	.200	.220	.042	.038
	ND	.185	-.196	.110	.200	.099	-.140	-.149

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada significativa de Pearson a  $p < 0.01$ .

AbdH = ángulo de abducción hombro; CA = instante de contacto con el aro; SA = instante de suelta del aro; p1, p2, p3 = tres propulsiones analizadas en el test sprint en 4 m; VM4m= velocidad máxima de sprint en 4 m (m/s); T4m = tiempo en realizar el sprint en 4 m (s); AC = aceleración máxima ( $m/s^2$ ); p1, p2, p3 = tres propulsiones analizadas en el test de sprint en 4 m; PI = puerta invertida; Z8 = zig-zag en ocho.

D = lado dominante; ND = lado no dominante.

El ángulo de abducción del hombro en los momentos de agarre y suelta del aro a lo largo de las tres propulsiones del test sprint en 4 m, y su relación con las diferentes variables del rendimiento se muestran en la Tabla 22. El análisis de correlaciones entre AbdH\_CA

en la segunda y tercera propulsión y las variables de rendimiento T4m mostró correlaciones significativas positivas moderadas-altas ( $0.613 < r < 0.769$ ), para el lado dominante y no dominante. Además, se obtuvieron correlaciones positivas significativas entre esta misma variable (AbdH\_CA) y las tareas del test de rendimiento específico de SSR, PI ( $0.519 < r < 0.611$ ;  $p < 0.05$ ) y Z8 ( $0.611 < r < 0.641$ ;  $p < 0.01$ ), para el lado dominante.

Las correlaciones del ROM de tronco con las variables de rendimiento (Tabla 23) muestran índices de correlación significativa entre la variable ROM\_T obtenida en la primera propulsión con T4m ( $r = -0.606$ ;  $p < 0.01$ ) y el tiempo de la tarea Z8 ( $r = -0.497$ ;  $p < 0.05$ ). Además, el ROM máximo de tronco correlaciona de forma significativa con la velocidad máxima ( $r = 0.513$ ;  $p < 0.05$ ) y el tiempo en el test de sprint de 4m (T4m) ( $r = -0.596$ ;  $p < 0.01$ ).

**Tabla 23.** Correlaciones entre las variables de ROM de tronco analizadas del test de sprint en 4 m y las variables de rendimiento específicas de SSR.

	VM4m	T4m	AC_p1	AC_p2	AC_p3	PI	Z8
RomT_p1	.455	<b>-.606**</b>	.182	.164	.431	-.454	<b>-.497*</b>
RomT_p2	.448	<b>-.533*</b>	.337	.281	.424	-.388	-.440
RomT_p3	.305	-.269	.179	.112	.207	-.056	-.178
RomT_MAX	<b>.513*</b>	<b>-.596**</b>	.263	.224	.437	-.383	-.460

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada significativa de Pearson a  $p < 0.01$ .

RomT = ángulo de codo; p1, p2, p3 = tres propulsiones analizadas en el test R1; MAX = ROM máximo de las tres propulsiones; VM4m= velocidad máxima de sprint en 4 m (m/s); T4m = tiempo en realizar sprint en 4 m (s); AC = aceleración máxima ( $m/s^2$ ); p1, p2, p3 = tres propulsiones analizadas en el test R1; PI = puerta invertida; Z8 = zig-zag en ocho.

D = lado dominante; ND = lado no dominante.

El análisis de correlaciones entre las variables de ángulo de propulsión y las variables de rendimiento (Tabla 24) mostró correlaciones significativas entre el ángulo total obtenido en la segunda propulsión y las variables de velocidad máxima ( $0.518 < r < 0.523$ ;  $p < 0.05$ ) y tiempo final en 4 m ( $-0.555 < r < -0.556$ ;  $p < 0.05$ ). Para la variable de ángulo de inicio de propulsión (AP\_ai1) se obtuvieron correlaciones significativas con la tarea PI ( $-0.481 < r < -0.538$ ) para ambos lados, y sólo para el lado no dominante con las variables de aceleración ( $0.493 < r < 0.516$ ;  $p < 0.05$ ) y tiempo de la tarea Z8 ( $r = -0.494$ ;  $p < 0.05$ ). En

relación con las variables de ángulo final de la propulsión (AP\_af), se mostraron correlaciones negativas significativas moderadas con la variable T4m ( $-0.470 < r < -0.575$ ;  $p < 0.05$ ) para las tres propulsiones, a excepción de en la primera propulsión para el lado dominante.

**Tabla 24.** Correlaciones entre las variables de ángulo de propulsión analizadas en el test de sprint en 4 m y las variables de rendimiento específicas de SSR.

		VM4m	T4m	AC_p1	AC_p2	AC_p3	PI	Z8
AP1	D	.196	-.116	-.266	-.265	-.078	.296	.100
	ND	.111	-.143	-.089	-.135	-.050	.248	.097
AP2	D	<b>.523*</b>	<b>-.555*</b>	.315	.245	.398	-.288	-.433
	ND	<b>.518*</b>	<b>-.556*</b>	.309	.239	.364	-.245	-.400
AP3	D	.308	-.332	.077	-.002	.171	-.011	-.141
	ND	.382	-.368	.061	-.009	.166	-.010	-.173
AP_ai1	D	.258	-.341	.457	.363	.238	<b>-.481*</b>	-.399
	ND	.330	-.408	<b>.493*</b>	<b>.514*</b>	<b>.516*</b>	<b>-.538*</b>	<b>-.494*</b>
AP_ai2	D	-.399	.376	-.275	-.147	-.263	.282	.345
	ND	-.403	.382	-.259	-.103	-.134	.214	.286
AP_ai3	D	-.099	.064	.046	.207	.052	-.117	-.038
	ND	-.243	.141	.043	.200	.034	-.091	.030
AP_af1	D	.365	-.327	-.020	-.074	.056	.039	-.127
	ND	.419	<b>-.524*</b>	.346	.314	.409	-.210	-.338
AP_af2	D	<b>.509*</b>	<b>-.575*</b>	.281	.269	.418	-.234	-.410
	ND	<b>.505*</b>	<b>-.571*</b>	.291	.280	.439	-.226	-.405
AP_af3	D	.428	<b>-.498*</b>	.171	.186	.335	-.126	-.272
	ND	.409	<b>-.470*</b>	.132	.146	.290	-.089	-.250

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada significativa de Pearson a  $p < 0.01$ .

AP = ángulo de propulsión; ai = ángulo de inicio de la propulsión; af = ángulo final de la propulsión; 1, 2, 3 = tres propulsiones analizadas en el test; VM4m= velocidad máxima de sprint en 4 m (m/s); T4m = tiempo en realizar sprint de 4 m (s); AC = aceleración máxima ( $m/s^2$ ); p1, p2, p3 = tres propulsiones analizadas en el test de sprint en 4 m; PI = puerta invertida; Z8 = zig-zag en ocho.

D = lado dominante; ND = lado no dominante.

La Tabla 25 refleja los índices de correlación obtenidos tras el análisis realizado entre las variables de tiempo de propulsión y sus fases y las variables de rendimiento, en el que se observaron correlaciones significativas negativas entre el tiempo de la fase propulsiva (TFP2, TFP3) y las variables de aceleración. Los valores reflejan relaciones entre estas variables en la segunda propulsión ( $r = -0.556$ ;  $p < 0.05$ ) y en la tercera ( $r = -0.469$ ;  $p < 0.05$ ).

**Tabla 25.** Correlaciones entre las variables de tiempo de propulsión y sus fases analizadas en el test de sprint en 4 m, y las variables de rendimiento específicas de SSR.

		VM4m	T4m	AC_p1	AC_p2	AC_p3	PI	Z8
TP1	D	-.111	.219	-.236	-.251	-.309	.217	.157
	ND	-.149	.265	-.231	-.280	-.336	.256	.198
TP2	D	-.203	.233	-.252	-.334	-.338	.345	.236
	ND	-.179	.222	-.284	-.353	-.344	.342	.232
TP3	D	-.314	.352	-.354	-.423	-.431	.410	.367
	ND	-.297	.351	-.359	-.430	-.417	.423	.364
TFP1	D	-.076	.199	-.144	-.219	-.203	.197	.135
	ND	-.031	.174	-.131	-.172	-.189	.146	.086
TFP2	D	-.271	.304	-.211	-.362	-.317	.417	.286
	ND	-.066	.243	<b>-.543*</b>	<b>-.556*</b>	-.385	.454	.260
TFP3	D	-.037	.083	-.320	-.498*	-.229	.268	.282
	ND	-.217	.365	<b>-.590**</b>	<b>-.596**</b>	<b>-.469*</b>	<b>.472*</b>	.394
TFR1	D	-.120	.173	-.290	-.216	-.330	.183	.136
	ND	-.262	.311	-.293	-.332	-.430	.324	.296
TFR2	D	-.147	.154	-.246	-.260	-.318	.246	.181
	ND	-.245	.158	-.016	-.112	-.238	.167	.163
TFR3	D	-.273	.276	-.126	-.061	-.249	.220	.160
	ND	-.257	.239	-.101	-.189	-.253	.265	.235

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada significativa de Pearson a  $p < 0.01$ .

TP = tiempo de propulsión total; TFP = tiempo fase propulsiva; TFR = tiempo fase de recobro; 1, 2, 3 = tres propulsiones analizadas en el test de sprint en 4 m; VM4m= velocidad máxima de sprint en 4 m (m/s); T4m = tiempo en realizar sprint en 4 m (s); AC = aceleración máxima ( $m/s^2$ ); p1, p2, p3 = tres propulsiones analizadas en el test de sprint en 4 m; PI = puerta invertida; Z8 = zig-zag en ocho.

D = lado dominante; ND = lado no dominante.

### 4.3.2. Correlaciones entre las variables de fuerza, en los test isométrico y de fuerza de salida de sprint de 4 m, y las variables de rendimiento específico de SSR

Los análisis de correlaciones realizados entre las variables del test FI y las variables de rendimiento reflejados (Tabla 25), presentan índices de correlación significativa entre la variable de fuerza máxima en la tarea de tracción (T\_Fmax) y las variables de aceleración ( $0.542 < r < 0.545$ ;  $p < 0.05$ ) y de rendimiento PI ( $r = -0.411$ ;  $p < 0.05$ ).

Para las variables de fuerza de salida obtenidas en el test R1 (Tabla 26), el análisis de correlaciones mostró relaciones significativas negativas y altas entre la variable de fuerza de propulsión máxima en la salida (Fmax) y las variables de tiempo ( $-0.701 < r < -0.741$ ;  $p < 0.01$ ). Para esta misma variable se obtuvieron correlaciones positivas significativas altas al relacionarla con la variable aceleración ( $0.742 < r < 0.839$ ;  $p < 0.01$ ). Además, para la variable de impulso (Imp), el análisis mostró correlaciones significativas moderadas, negativas al compararlas con las variables de tiempo en Z8 ( $-0.598 < r < -0.600$ ;  $p < 0.01$ ) y T4m ( $-0.591 < r < -0.599$ ;  $p < 0.01$ ), y positivas al compararse con las variables de aceleración ( $0.558 < r < 0.657$ ;  $p < 0.01$ ).

**Tabla 26.** Correlaciones entre las variables de fuerza isométrica y de salida en sprint de 4 m, y las variables de rendimiento específicas de SSR.

		VM4m	T4m	AC_p1	AC_p2	AC_p3	PI	Z8
P_Fmax		.212	-.235	.123	.078	.084	-.271	-.289
P_RFDmax		.367	-.387	.069	.066	.144	-.352	-.353
T_Fmax		.154	-.273	<b>.542*</b>	<b>.545*</b>	.424	<b>-.411*</b>	-.397
T_RFDmax		.229	-.248	.380	.351	.392	-.347	-.356
Fmax	D	<b>.601**</b>	<b>-.741**</b>	<b>.780**</b>	<b>.792**</b>	<b>.742**</b>	<b>-.701**</b>	<b>-.728**</b>
	ND	<b>.567*</b>	<b>-.714**</b>	<b>.828**</b>	<b>.839**</b>	<b>.757**</b>	<b>-.715**</b>	<b>-.721**</b>
TFmax	D	-.286	.378	-.193	-.053	-.201	.251	.252
	ND	-.386	<b>.488*</b>	-.267	-.189	-.382	.382	.408
Imp	D	<b>.581*</b>	<b>-.591**</b>	<b>.559*</b>	<b>.644**</b>	<b>.657**</b>	<b>-.507*</b>	<b>-.598**</b>
	ND	<b>.588*</b>	<b>-.599**</b>	<b>.558*</b>	<b>.645**</b>	<b>.661**</b>	<b>-.510*</b>	<b>-.600**</b>

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada significativa de Pearson a  $p < 0.01$ .

P = tarea de propulsión; T = tarea de tracción; Fmax = fuerza máxima (N); RFDmax = ratio Fmax/tiempo (N/s); TFmax = tiempo hasta la fuerza máxima (s); Imp = impulso mecánico (N/s); VM4m= velocidad máxima en 4 m (m/s); T4m = tiempo en realizar sprint de 4 m (s); AC = aceleración máxima ( $m/s^2$ ); p1, p2, p3 = tres propulsiones analizadas en el test de sprint en 4 m; PI = puerta invertida; Z8 = zig-zag en ocho.

D = lado dominante; ND = lado no dominante.

### 4.3.3. Correlaciones entre las variables del test de coordinación y las variables de rendimiento específico de SSR

Las variables que conforman el test de coordinación, correspondientes al tiempo de movimiento de las manos dominante y no dominante en las tareas continua y discreta, mostraron altas correlaciones con las variables de rendimiento de velocidad ( $-0.617 < r < -0.756$ ) y el tiempo en el sprint de 4 m ( $0.728 < r < 0.827$ ). También se obtuvieron relaciones con las variables de las tareas del test de rendimiento específico de SSR: PI ( $0.696 < r < 0.932$ ) y Z8 ( $0.670 < r < 0.955$ ). Además la variable del test continuo (C\_nd) correlacionó de forma negativa con la aceleración del test de sprint en 4 m ( $-0.578 < r < -0.692$ ), tal y como puede observarse en la Tabla 27.

**Tabla 27.** Correlaciones entre las variables de las tareas del test de coordinación y las variables de rendimiento específicas de SSR.

		VM4m	T4m	AC_p1	AC_p2	AC_p3	PI	Z8
D	D	<b>-.756**</b>	<b>.810**</b>	-.468	-.422	<b>-.587*</b>	<b>.912**</b>	<b>.935**</b>
	ND	<b>-.617**</b>	<b>.728**</b>	-.457	-.448	<b>-.577*</b>	<b>.696**</b>	<b>.670**</b>
C	D	<b>-.642**</b>	<b>.748**</b>	<b>-.515*</b>	-.538	<b>-.713**</b>	<b>.916**</b>	<b>.938**</b>
	ND	<b>-.710**</b>	<b>.827**</b>	<b>-.580*</b>	<b>-.578*</b>	<b>-.692**</b>	<b>.932**</b>	<b>.955**</b>

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada significativa de Pearson a  $p < 0.01$ .

D = tarea de coordinación discreta (ms); C = tarea de coordinación continua (ms); VM4m= velocidad máxima en 4 m (m/s); T4m = tiempo en realizar 4 m (s); AC = aceleración máxima ( $m/s^2$ ); p1, p2, p3 = tres propulsiones analizadas en el test de sprint en 4 m; PI = puerta invertida; Z8 = zigzag en ocho.

D = lado dominante; ND = lado no dominante.

### 4.3.4. Correlaciones entre las variables de función de tronco, en los test de control de tronco y límite de estabilidad, y las variables de rendimiento específico de SSR

Se encontraron correlaciones significativas moderadas entre la variable de error medio en las tareas estable (E), vertical (V) y circular (C), del test de estabilidad de tronco, y la variable de rendimiento Z8 ( $0.525 < r < 0.625$ ;  $p < 0.01$ ). Por otro lado, la variable de rendimiento PI correlacionó positivamente con las variables EM\_V ( $r = 0.489$ ;  $p < 0.05$ ) y EM\_C ( $r = .458$ ,  $p < 0.05$ ). Al analizar las variables del test de límite de estabilidad, se obtuvieron valores de correlación significativos entre la variable de límite de estabilidad anterior obtenida mediante análisis de video (video\_AN), y las variables de rendimiento

PI ( $r = -0.426$ ;  $p < 0.05$ ) y T4m ( $r < -0.538$ ;  $p < 0.05$ ). De las 28 correlaciones posibles entre las variables del test de límite de estabilidad obtenidas por el inclinómetro móvil y las variables de rendimiento se obtuvieron únicamente dos, entre la variable *movil\_LD* y las variables T4m ( $r = -0.524$ ) y *Ac\_p3* ( $r = 0.549$ ) (Tabla 28).

**Tabla 28.** Correlaciones entre las variables de control de tronco y las variables de rendimiento específicas de SSR.

	VM4m	T4m	AC_p1	AC_p2	AC_p3	PI	Z8
VM_E	.284	-.261	.003	-.059	-.102	.207	<b>.455*</b>
VM_V	.333	-.232	.144	.079	-.010	.065	.245
VM_C	.389	-.311	.048	.016	-.029	.119	.283
EM_E	-.187	.283	-.296	-.359	-.457	.349	<b>.584**</b>
EM_V	.162	-.086	.031	-.041	-.163	<b>.489*</b>	<b>.625**</b>
EM_C	.041	.019	-.237	-.243	-.334	<b>.458*</b>	<b>.525**</b>
video_AN	<b>.543*</b>	<b>-.538*</b>	<b>.475</b>	<b>.489*</b>	<b>.567*</b>	<b>-.426*</b>	-.320
video_PO	.092	-.172	.208	.056	.216	-.203	-.214
video_LD	.241	-.278	.339	.251	.392	-.170	-.181
video_LI	.038	-.180	.479	.379	.480	-.186	-.214
movil_AN	.154	-.119	.231	.262	.299	-.162	-.137
movil_PO	.009	.010	-.001	-.113	-.037	-.029	-.076
movil_LD	.442	<b>-.524*</b>	.432	.347	<b>.549*</b>	-.238	-.252
movil_LI	.143	-.130	.190	.089	.313	-.241	-.218

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada significativa de Pearson a  $p < 0.01$ .

VM = velocidad media de magnitud (mm/s); EM = error medio (mm); tareas de estabilidad de tronco (ET); EF = estable con feedback; V vertical en eje antero-posterior); C = circular; tareas de límite de estabilidad (LE); AN = tarea inclinación anterior; PO = tarea inclinación posterior; LD = tarea inclinación derecha; LI = tarea inclinación izquierda.





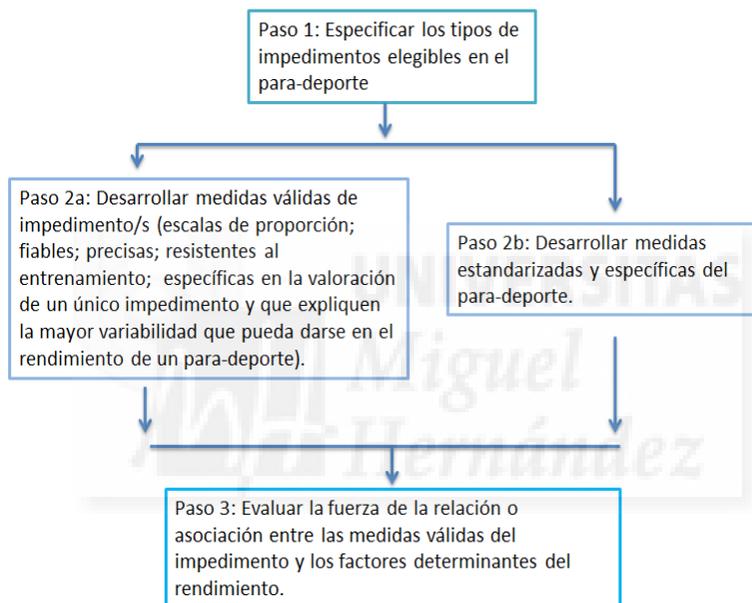
## 5. DISCUSIÓN





## 5. DISCUSIÓN

Los sistemas de clasificación en paradeporte deben garantizar que los métodos de evaluación utilizados constituyan clases que reúnan paradeportistas con impedimentos que causen similar impacto en un determinado deporte (Tweedy et al., 2014). Actualmente, el proceso requerido para el desarrollo de dichos métodos de clasificación requiere del cumplimiento de una serie de pasos que son expuestos por Tweedy et al. (2014), constituyendo la base para el desarrollo de nuevos sistemas de clasificación basados en evidencias científicas (Figura 28).



**Figura 28.** Diagrama de representación de los 4 pasos requeridos para el desarrollo de métodos de clasificación de impedimentos físicos basados en evidencias científicas (Adaptado de Tweedy et al., 2014).

En base a este esquema, el primero de los objetivos planteados en la presente tesis doctoral se aborda desde el análisis de la fiabilidad intrasesión relativa y absoluta de las variables que conforman los test de valoración del impedimento, el cual nos permite conocer la consistencia y precisión de las medidas testadas en la población objeto de estudio. La técnica más frecuente para evaluar la fiabilidad relativa es mediante el índice de correlación intraclase (ICC), que nos permite conocer en qué medida la herramienta que estamos utilizando discrimina de forma consistente entre individuos de una misma población (Atkinson y Nevill, 1998; Weir, 2005). Además, para conocer la precisión de la

medida entre las puntuaciones individuales obtenidas en los diferentes ensayos, se precisa el índice de fiabilidad absoluto, también conocido como error de medida estándar (SEM) (Weir, 2005), que calculado en valores de porcentaje, nos permite comparar entre variables de diferente magnitud (Hopkins, 2000).

El estudio de la fiabilidad forma parte del desarrollo de los sistemas de clasificación en paradesporte siendo utilizado en la actualidad para validar test de valoración de diferentes impedimentos. Algunas publicaciones recientes han desarrollado test de agilidad (Reina, Sarabia, Yanci, García-Vaquero y Campayo-Piernas, 2016), coordinación (Connick et al., 2016), fuerza (Beckman et al., 2014), estabilidad de tronco (Altmann et al., 2016a; Pernot, 2011) o test de campo para evaluar habilidades específicas en diferentes paradesportes (de Witte et al., 2017), partiendo de un análisis de fiabilidad previo. Algunos de estos test se han llevado a cabo en poblaciones sin impedimento, dado que desde una perspectiva científica se precisan datos normalizados para la interpretación posterior de los valores obtenidos en la población con impedimento (Tweedy et al., 2014).

El desarrollo de medidas válidas del impedimento debe complementarse además con el de medidas estandarizadas y específicas del rendimiento (Tweedy y Vanlandewijck, 2011), la clasificación del impedimento debe realizarse en función del impacto de éste sobre habilidades requeridas en el paradesporte, y en el caso del SSR vienen determinadas por la funcionalidad y destreza para la realización de los diferentes circuitos (Reina et al., 2013). Es por ello que las medidas de los impedimentos elegibles que se desarrollan en el presente estudio deberán adaptarse a las características propias de este paradesporte, mediante test que valoren el impedimento sobre acciones de propulsión y manejo de la silla de ruedas.

Una vez que el impedimento ha sido valorado, el siguiente paso propuesto reside en identificar los factores clave del rendimiento en SSR y analizar la fuerza de asociación entre las medidas de impedimento y dichos factores. Para cumplir con este objetivo, en el presente estudio se realizó una revisión de aquellos paradesportes cuyas habilidades específicas se asemejan a las requeridas en el SSR, como el baloncesto o el rugby en silla de ruedas, y en los que la capacidad de acelerar y esprintar, o la agilidad y manejo de la silla de ruedas constituyen factores del rendimiento que ya han sido valorados en la literatura mediante diferentes test (Altmann et al., 2016b; Molik et al., 2010; Yanci et al., 2015).

Con estos test pretendemos obtener medidas capaces de discriminar entre los diferentes tipos de afectación, valorando el impacto de cada impedimento sobre acciones específicas, que serán interpretadas en base a valores normalizados obtenidos en

población sin discapacidad. Conocer cómo se comporta el impedimento elegible en diferentes niveles de afectación es pues necesario para establecer qué tipos de test podrían ser útiles en el proceso de clasificación en SSR.

Únicamente se ha encontrado un estudio orientado a evaluar el impacto del impedimento en el rendimiento en SSR incluyendo solo deportistas con PC (Reina et al., 2013). Así, la presente tesis doctoral se presenta como la primera aportación a un sistema de clasificación en SSR basado en evidencias que pretende integrar diferentes impedimentos físicos. Debemos pues tener en cuenta que la complejidad del desarrollo de sistemas de clasificación basados en la evidencia aumenta en proporción al número de tipos de impedimento elegibles y, por consiguiente, debemos ser cautelosos y juiciosos al seleccionar los tipos de impedimento que van a integrarse (Tweedy et al., 2014). Esta advertencia es particularmente relevante para los deportes que, como el SSR, no están actualmente en el programa Paralímpico y que apuntan a desarrollar métodos de clasificación basados en la evidencia (Tweedy y Vanladewijck, 2011; Tweedy et al., 2014).

En cualquier caso, la apertura de un paradesporte a otros impedimentos elegibles contribuirá notablemente al crecimiento del mismo, en la medida en que más personas con discapacidad podrán acceder a su práctica competitiva.

### 5.1. Valoración cinemática de la técnica de propulsión

Los estudios de modelos biomecánicos son necesarios en el desarrollo de sistemas de clasificación basados en evidencias científicas ya que nos aportan información del impacto del impedimento sobre la acción deportiva (Tweedy et al., 2014), que en el caso del SSR hace referencia a la acción de propulsar y manejar la silla de ruedas. El rendimiento en paradesportes que requieren propulsión de una silla de ruedas está influenciado por la combinación de tres factores: el deportista, la silla de ruedas, y la interacción de ambos (Van der Woude, Veeger, Dallmeijer, Janssen y Rozendaal, 2001; Vanlandewijck et al., 2001), por lo que la manifestación de un impedimento afectará a la técnica de propulsión del deportista, alterando esta interacción e impactando directamente sobre el rendimiento (Van der Woude, Bakker, Elkhuisen, Veeger y Gwinn, 1998). La conjunción de estos factores va a incidir directamente sobre las características cinemáticas, cinéticas y electromiográficas del deportista en la propulsión de la silla de ruedas, además del efecto que suponen factores ambientales como el rozamiento y la resistencia del aire, debiendo desarrollarse medidas que nos permitan conocer cuánto y cómo afecta cada impedimento a dicha interacción.

Estudios como el realizado por Dubowsky, Sisto y Langrana (2009) valoran estas propiedades mediante el análisis sincronizado del patrón de movimiento, la generación

de fuerzas y de actividad muscular en situaciones estandarizadas de laboratorio (Keogh, 2011). Aunque estas medidas estandarizadas nos permiten obtener datos mucho más fiables y ser replicables en posteriores estudios, el movimiento debe ser estudiado en condiciones reales y cualquier alteración puede afectar a la interacción movimiento-rendimiento, influyendo en la relación de los parámetros del estudio (Vanlandewijck et al., 2001). Por ejemplo, en SSR cada deportista es libre de utilizar su propia silla de ruedas, empleando material auxiliar como cinchas o reposapiés con el fin de obtener el máximo rendimiento. Cualquier cambio en la configuración de la silla de ruedas, la postura en la misma o la utilización de material de fijación puede afectar a las demandas fisiológicas y cinemáticas de la acción, influyendo en el rendimiento en pista (Crespo-Ruiz, Del Ama-Espinosa y Gil-Agudo, 2011; Mason, Van der Woude y Goosey-Tolfrey, 2013). Es por ello que los test de campo tienen mayor potencial para proporcionar una medida válida al valorar la interacción de los deportistas en el entorno específico de su deporte (Keogh, 2011; Smits, Pepping y Hettinga, 2014). Aunque se han encontrado en esta línea estudios que han valorado parámetros cinemáticos del movimiento en test de campo de forma válida y fiable (Moss, Fowler y Goosey-Tolfrey, 2005; van der Slikke, Berger, Bregman y Veeger, 2016; West, Campbell, Goosey-Tolfrey, Mason y Romer, 2014), los valores obtenidos en el presente estudio no pueden ser directamente comparados debido a las diferencias en los protocolos, características de los participantes y procesamiento de los datos, por lo que en primer lugar se deberá establecer la validez de las variables medidas en la población que compone nuestro estudio.

Los análisis de fiabilidad realizados muestran buenos índices relativos y absolutos correspondientes a los ángulos de flexo-extensión y abducción del codo en el momento de contacto y suelta del aro. Las medidas se mostraron consistentes a pesar de la baja fiabilidad de algunas variables en el grupo control, posiblemente debidas a la diversidad en la técnica de propulsión (Vanlandewijck et al., 2001; Veeger, Meershoek, van der Woude y Langenhoff, 1998). La variabilidad intrínseca de los deportistas del grupo DI o el hecho de no estandarizar la posición inicial de agarre en la salida, podrían explicar que en la primera propulsión la variable de flexo-extensión del hombro tuviera valores altos de SEM%, que también se mostraron en la variable ROM de tronco. Estos mismos factores podrían explicar la alta variabilidad intrasujeto en las variables de ángulos de propulsión, ya que el ángulo total de la primera propulsión mostró valores poco fiables, posiblemente influenciados por la variable posición de agarre en cada sprint realizado. En cuanto al análisis de los parámetros temporales, el tiempo total de propulsión se presenta como la medida más fiable en comparación a los tiempos calculados para cada fase.

Para analizar los parámetros biomecánicos de la propulsión, el ciclo de propulsión ha sido comúnmente dividido en dos fases, la fase de empuje y la fase de recobro. Estas fases han sido identificadas en función del instante en que la mano contacta el aro y el instante de suelta, siendo los métodos empleados para su análisis cuestionado por la literatura. Vanlandewijck et al. (2001) indican que un enfoque combinado entre el análisis cinemático y cinematográfico (análisis mediante observación) aumentaría significativamente la precisión de estas medidas. Newsam et al. (1999), en un estudio realizado con personas con paraplejía y tetraplejía, detectaron diferencias en el momento de pico máximo de flexión del codo, alcanzándose por el grupo con paraplejía en el momento de empuje y en el momento de recobro para el grupo con tetraplejía. Al observar las curvas de flexo-extensión del codo en nuestros participantes se observaron dos picos de flexión que se pueden identificar (Figura 18) , basándonos en el estudio previo, como el ángulo de flexión máxima de la fase de recobro y el ángulo de flexión máxima del empuje. Entre estos dos ángulos se produce un valle, común a todos los participantes, que ha sido identificado como el instante de inicio de la propulsión.

La mayor parte de los estudios que encontramos en la literatura han analizado los parámetros cinemáticos de la propulsión en personas con paraplejía (Dubowsky et al., 2009; Crespo et al., 2011) y tetraplejía (Newsam et al., 1999; West et al., 2014) predominantemente ocasionadas por LM, mientras que son escasas las investigaciones en esta área que analizan las características propulsivas de individuos con afectaciones neurológicas que cursan con afectación motora de los miembros superiores (Fay et al., 2004; Finley, Rasch, Keyser y Rodgers, 2004). El grupo con afectación neurológica de nuestro estudio (PC) mostró, en el instante de contacto con el aro una mayor abducción de hombro difiriendo de forma significativa con NI al valorar el lado no dominante en las primeras dos propulsiones. Para el instante de suelta del aro, este mismo grupo obtuvo menores ángulos de extensión del codo y una menor flexión del hombro, difiriendo significativamente respecto al grupo control. La menor extensión del codo al final de la propulsión puede significar un final anticipado de la fase propulsiva, como consecuencia de la incapacidad para acompañar el aro (Vanlandewijck et al., 2001). Este patrón de movimiento parece verse influenciado por el déficit de ROM de tronco que se observa en este grupo en las tres primeras propulsiones del sprint, ya que la implicación del tronco durante la fase propulsiva va a ser un determinante del gesto propulsivo, condicionando el patrón de movimiento de las extremidades superiores, y la orientación del ángulo de propulsión. Estos resultados parecen estar en consonancia con el estudio realizado por Vanlandewijck et al. (2011), en el que se obtuvo una mayor implicación y movimiento de flexión del tronco en la primera propulsión realizada desde parado, siendo el principal determinante de una acción propulsiva eficiente.

El ángulo de propulsión se ha definido en este estudio como el desplazamiento angular de la mano en el aro de la rueda respecto a su eje entre los instantes de contacto y suelta de la mano (Figura 19) (Vanlandewijck et al., 2011). Considerando los valores temporales y angulares de la propulsión, observamos que el grupo PC obtiene tiempos de propulsión mayores en la consecución de un menor ángulo de propulsión, mientras que el grupo OIF emplea menor tiempo en realizar un mayor ángulo propulsivo, siendo para ambos grupos el valor del ángulo de propulsión significativamente menor que el del grupo NI. Haydon et al., (2017) en un estudio con deportistas de diferentes clases encontró diferencias significativas entre los grupos evaluados, con valores menores de tiempo de la fase propulsiva en las clases con menor afectación, en una tarea de sprint en 5 m. Aunque la interpretación de estos datos se ve limitada por el bajo tamaño de la muestra, sobre todo del grupo PC, parece razonable pensar que la afectación motora de los deportistas con daño neurológico repercute en la cinemática de la propulsión de la silla de ruedas. Estudios previos han demostrado que al intentar realizar tareas rápidas, los individuos con PC responden con movimientos más lentos, utilizando estrategias de compensación que les permitan completar este movimiento con una velocidad y ROM que puedan controlar (Huang, Pan, Ou, Yu y Tsai, 2014). Además, la espasticidad y la coordinación se han determinado como dos de los factores más relevantes en esta población en la actividad de las extremidades superiores (Chiu et al., 2010), incidiendo en la técnica de la propulsión en función del nivel de afectación.

La propulsión de la silla de ruedas ha sido considerada comúnmente como una tarea simétrica bilateral en individuos con paraplejía y en condiciones de laboratorio (Goosey, 1998; Hurd, Morrow, Kaufman y An, 2008). Sin embargo, al analizar la cinemática de propulsión en individuos con afectación de los miembros superiores, y al evaluar la acción propulsiva en condiciones externas al laboratorio, se ha observado que existe una asimetría en la acción propulsiva simultánea (Stephens y Engsberg, 2010). La ejecución de tareas bilaterales simétricas va a verse afectada en personas que presentan un trastorno del desarrollo coordinativo (Huh, Williams y Burke, 1998) (p.e. PC, esclerosis múltiple, poliomielitis...), debido a la atrofia y debilidad muscular, la alteración en la sincronización del movimiento y la posible co-contracción entre los músculos agonistas y antagonistas que participan en el gesto propulsivo. En los datos correspondientes a los ángulos analizados durante el sprint de 4 m se refleja una asimetría en la cinemática de la propulsión entre el lado dominante y no dominante de los deportistas que conforman el grupo PC, no encontrándose estas diferencias en los grupos OIF y NI.

Debido a las limitaciones del estudio, sólo tres deportistas de SSR con diagnóstico de PC fueron medidos, por lo que los resultados obtenidos deben ser interpretados con

precaución, y ser corroborados con una mayor muestra. A pesar de ello, creemos que estos datos deben ser tenidos en cuenta, ya que podrían aportar información muy relevante en el proceso de clasificación de diferentes impedimentos y deberían ser considerados en futuros estudios. Para poder valorar las diferencias en este grupo se calculó la diferencia de las medias obtenidas en los ángulos de flexo-extensión de codo y hombro y abducción de hombro para cada componente de este grupo (Tabla 29). Las mayores diferencias entre los lados dominante y no dominante se obtuvieron para el ángulo del hombro y, en todas las variables, para la segunda y tercera propulsión. Además, hay que tener en cuenta que la asimetría en la propulsión puede ser debida a otros factores como la diferencia de fuerza aplicada por cada extremidad o la contribución de forma diferenciada para controlar la dirección de la trayectoria de la silla y ejecutar una propulsión rápida y eficaz al mismo tiempo (Hurd et al., 2008).

**Tabla 29.** Ángulos de diferencia bilateral en las variables cinemáticas de los deportistas de slalom en silla de ruedas del grupo de deportistas con parálisis cerebral.

Diferencia bilateral propulsiones test de sprint 4 m.		Contacto del aro			Suelta del aro		
		P1	P2	P3	P1	P2	P3
<b>Flexo-extensión de codo (°)</b>	S02	3.2	3.7	1.4	2.8	2.5	3.5
	S06	14.6	9.2	21.2	20.8	20.5	24.3
	S22	8.9	6.5	11.3	11.8	11.5	13.9
<b>Flexo-extensión de hombro (°)</b>	S02	11.7	13.5	12.3	8.9	9.8	9.2
	S06	20.5	31.1	38.3	16.2	35.9	39.3
	S22	11.8	12.8	16.9	12.1	16.0	18.1
<b>Abducción de hombro (°)</b>	S02	9.7	7.1	8.9	2.9	5.1	6.3
	S06	9.2	17.1	20.7	7.9	15.9	12.2
	S22	11.4	16.3	19.4	9.6	16.6	17.0

P1: primera propulsión; P2: segunda propulsión; P3: tercera propulsión.

Con base en los análisis de correlaciones realizados, ángulos mayores en el hombro, tanto de extensión como de flexión, parecen relacionarse con una mayor amplitud del movimiento, con el consiguiente mayor ángulo de propulsión. No obstante, debemos tener en cuenta que la flexo-extensión de tronco puede afectar a las medidas del movimiento del hombro (Koontz, Cooper, Boninger, Souza y Fay, 2002), relacionando estos valores de forma positiva con el rendimiento de todas las variables de aceleración, tiempo y velocidad en los test de sprint y circuitos cronometrados. Para estos mismos test, la mayor abducción de hombro en el instante de inicio de la segunda y tercera propulsión se relaciona con un peor rendimiento, traducido en una menor velocidad de sprint y mayor tiempo en las pruebas cronometradas. El movimiento del hombro en el plano frontal se ha atribuido a la rotación interna de los brazos, que junto a un

movimiento limitado de la mano, va a provocar un movimiento hacia fuera de los codos, con la consiguiente abducción del hombro (Veeger et al., 1991). Esta posición podría verse influida por una mayor debilidad de la musculatura del hombro y del tronco, y podría limitar la acción del gesto propulsivo.

Tal y como reflejan los datos del presente estudio, un mejor tiempo de sprint podría verse asociado a un mayor ROM en la primera ( $p < 0.01$ ;  $r = -.606$ ) y segunda propulsión ( $r = -.533$ ;  $p < 0.05$ ), asociándose también a un mejor rendimiento en pruebas de habilidad cronometradas como el zig-zag en 8 ( $p < 0.05$ ;  $r = -.497$ ). Tras los resultados obtenidos en el análisis cinemático del presente estudio, la participación del tronco parece ser muy relevante en la cadena cinemática de la acción propulsiva en acciones desde parado, mostrando diferencias entre los distintos niveles de afectación, siendo la implicación del tronco al inicio de la propulsión desde una posición de parado fundamental en la producción de fuerza y aceleración (Altmann et al., 2016b ; Vanlandewijck et al., 2011). No obstante, no debemos olvidar que las características de las sillas de ruedas, así como del material auxiliar empleado podrían alterar el patrón de movimiento.

En lo referente al tiempo de la fase propulsiva, los resultados muestran una relación significativa con el sprint de 4 m, lo cual podría verse provocado por una contracción más rápida de la musculatura, una mayor activación de la musculatura o coordinación intermuscular, que favorecería que el deportista sea capaz de ejecutar el mismo ángulo de propulsión en menor tiempo (Vanlandewijck et al., 2001), con un consiguiente incremento de la aceleración. Un estudio reciente realizado por Haydon et al., (2017) determinó la relación entre las variables de ángulo de propulsión y la aceleración en un test de sprint en 5 m en deportistas con diferentes niveles de impedimento demostrando que ángulos más pequeños de propulsión se relacionaban con una mayor aceleración. En contraste con estos resultados, los datos obtenidos en el presente estudio indican que ángulos mayores de propulsión están relacionados con un mayor rendimiento, si bien esto dependerá de la velocidad con que se ejecuta ese ángulo, la localización del desplazamiento angular propulsivo y una aplicación efectiva de las fuerzas.

## **5.2. Valoración de la fuerza isométrica y fuerza de salida de propulsión en un sprint de 4 m**

En la valoración del déficit de fuerza muscular, muchos sistemas de clasificación utilizan métodos basados en los test manuales de Daniels y Worthingham (1986), en los que se evalúa la fuerza de los músculos en acciones aisladas en base a escalas que valoran la capacidad de producir fuerza de forma concéntrica o isométrica (IPC, 2013). El principal

inconveniente de estos métodos reside en la débil relación con la limitación en la actividad específica del paradesporte, además de utilizar escalas de carácter ordinal que son consideradas inadecuadas para el desarrollo de métodos de clasificación basados en evidencias (Tweedy et al., 2010). Es por ello que la valoración de la contracción muscular isométrica es la más utilizada en este proceso (Beckman et al., 2014; Vanlandewicjk, Verellen, Beckman, Connick y Tweedy, 2011), ya que puede ser cuantificada y es considerada la más válida para calcular la máxima capacidad de generar fuerza (Beckman, Connick y Tweedy, 2017), además de permitir una mayor estandarización de los protocolos. Algunos autores sugieren que los test isométricos deben orientarse hacia medidas lo más específicas posible de la acción que se quiere conocer (Wilson y Murphy, 1996), empleando posiciones relevantes en el rendimiento deportivo, y utilizando medidas multiarticulares siempre que sea posible (Tweedy y Vanlandewicjk, 2011). Basándonos en estas premisas, en este estudio se aplicó un test isométrico que simulaba la acción de propulsión de silla de ruedas en dos tareas de empuje hacia delante (propulsión) y hacia atrás (tracción), y a partir de las cuales se obtuvieron las variables de Fmax y RFDmax.

El estudio de los patrones de fuerza de la propulsión de la silla de ruedas es comúnmente valorado mediante el análisis cinético, con sistemas Smartwheel®, que permiten una valoración tridimensional de los momentos y fuerzas resultantes orientadas a realizar una propulsión más eficaz (Boninger, Cooper, Robertson y Shimada, 1997; Boninger et al., 2002; Lenton et al., 2014). Debido al elevado coste de este material, se han propuesto alternativas válidas basadas en las fuerzas de reacción del suelo (Gagnon, Jouval y Chénier, 2016), que podrían aportar mayor información sobre la producción de fuerza en acciones dinámicas de propulsión, permitiendo valorar la interacción entre los deportistas y sus propias sillas de ruedas en condiciones reales y específicas del movimiento (Crespo et al., 2011; van der Slikke et al., 2016; Vanlandewicjk et al., 2001). Como información complementaria a la aportada por los métodos de valoración isométrica de la fuerza, se ha desarrollado un test basado en las fuerzas de reacción, obteniendo las variables de Fmax, TFmax, e impulso mecánico en la acción de salida del test de sprint de 4 m, analizando su comportamiento en deportistas con diferentes niveles de afectación.

Atendiendo a los análisis de fiabilidad realizados para el test de valoración de fuerza isométrica, en los grupos con y sin impedimento, se obtuvieron buenos valores de fiabilidad para la variable Fmax, la cual permitiría discriminar entre todos los sujetos de forma consistente ( $0.89 < ICC < 0.96$ ;  $5.6 < SEM\% < 11.2$ ). Para la variable RFDmax, en cambio, los resultados de fiabilidad indican que, aunque permite discriminar entre los

grupos ( $0.57 < ICC < 0.91$ ), existe una alta variabilidad entre las medidas ( $SEM\% > 26.0$ ). Estos valores se deben a que esta variable está influenciada por diversos factores neurales como el tipo de fibras, o el reclutamiento de motoneuronas, por lo que se presenta como menos fiable en personas con afectación neurológica. Además, la falta de familiarización con el test, así como la dificultad de comprensión de las indicaciones de ejecución por parte de algunos participantes, unido al hecho de que el análisis de la fiabilidad sea intra-sesión, podría ser otro de los factores subyacentes a estos resultados (Wilson y Murphy, 1996).

Las variables de fuerza de la salida  $F_{max}$  e  $Imp$ , se mostraron fiables para discriminar entre los dos grupos de participantes ( $0.92 < ICC < 0.98$ ) y consistentes a lo largo del test ( $SEM\% < 11.48$ ). La baja fiabilidad de la variable  $TF_{max}$  para ambos grupos en este test podría ser explicada por la diferencia en la posición de agarre del aro previa a la primera acción propulsiva, ya que la consigna dada en el inicio del test fue la de colocarse en posición de salida previo al comando “preparados, listos, ya”, adoptando la posición con la que darían comienzo en una prueba real de competición. Los parámetros temporales de la contracción muscular pueden estar influenciados por factores neuromusculares, tal y como hemos citado anteriormente con el RFD, provocando mayor variabilidad de la medida. En aquellos individuos con afectación en la coordinación intramuscular esta variación sería más plausible (Moreau, Falvo y Damiano, 2012).

La fuerza aplicada por el deportista a la silla de ruedas es comúnmente analizada en la literatura mediante el estudio de los momentos y patrones de fuerzas generadas sobre el aro de la silla de ruedas. La dirección de la fuerza aplicada, así como la posición de la mano, son algunas de las variables biomecánicas que contribuyen en el momento de propulsión, favoreciendo una propulsión más eficaz (Rozendaal, Veeger y van der Woude, 2003). La capacidad de producir fuerza del deportista y la forma en la que ésta se aplica sobre el aro de la silla de ruedas serán, por tanto, factores que determinarán la aplicación eficaz de la fuerza, y que dependerán del nivel de afectación de las estructuras que intervienen en ese proceso.

En las personas que presentan alteraciones motoras, que pueden cursar con debilidad muscular o espasticidad, la alteración en el reclutamiento de las motoneuronas va a modificar el proceso de contracción muscular voluntaria, afectando a la capacidad de producción de fuerza (Rose y McGill, 2005). Conforme a esta información, el ANOVA realizado entre los grupos con diferentes niveles de afectación muestra que la  $F_{max}$  ejercida en la tarea de propulsión isométrica es significativamente menor en el grupo con afectación neurológica (PC), comparado con el grupo sin afectación (NI). Las acciones

rápidas y explosivas, como los sprint, requieren de contracciones rápidas para alcanzar altos niveles de fuerza, y la RFD es determinante para obtener esta información (Aagard et al., 2002). Una alteración del sistema nervioso central afectará a la rápida contracción del músculo, produciendo valores inferiores de RFD como los encontrados en el grupo PC de nuestro estudio. Ello podría explicarse por la manifestación de la espasticidad, la cual es dependiente de la velocidad (Huang et al., 2014), limitando movimientos rápidos como el requerido en el sprint. El grupo OIF obtuvo los valores más altos de RFD en el test isométrico, siendo significativamente mayores que los obtenidos por el grupo PC, al igual que valores superiores de Fmax al medir la fuerza de salida en el test de sprint. Aunque en este grupo encontramos deportistas con poliomielitis que presentan déficit de fuerza muscular, la mayor parte de los componentes del grupo no presentan afectación de las extremidades superiores, además de ser deportistas bien entrenados, por lo que parece razonable pensar que puesto que se trata de una tarea específica de su gesto habitual de entrenamiento y locomoción en el día a día, estos deportistas presenten valores mejores de Fmax y RFD que incluso el grupo control. Debemos, por lo tanto, tener cuidado cuando comparamos entre usuarios en silla de ruedas experimentados, sobre todo si son deportistas, y los del grupo control, ya que los valores obtenidos pueden verse influenciados por la técnica de propulsión o el propio entrenamiento.

En cuanto al análisis de correlaciones del test isométrico con las variables de rendimiento específicas, para la tarea de tracción (acción propulsiva hacia atrás), la Fmax correlacionó con la variable de tiempo en el test de rendimiento en el que se realizaba el obstáculo “puerta invertida”. Estos resultados podrían confirmar la importancia de realizar esta acción aplicando la máxima fuerza para pasar este obstáculo de forma enérgica y conseguir un menor tiempo final. Es razonable pensar que en acciones en las que el deportista tiene que propulsar la silla invirtiendo el sentido de la propulsión, valores mayores de fuerza pueden estar relacionados con una mayor velocidad de ejecución del obstáculo y, por consiguiente, un mejor rendimiento en la prueba. Se encontraron correlaciones entre todas las variables de rendimiento y las variables Fmax ( $.567 < r < .839$ ) e Imp ( $.510 < r < .671$ ) analizadas en la salida del test de sprint (correlaciones negativas en las variables de tiempo), con los valores más altos al relacionar la variable de aceleración. Puesto que se ha encontrado una asociación entre la fuerza ejercida en la primera propulsión y las variables de aceleración, velocidad y tiempo en pruebas cronometradas de velocidad y agilidad (sprint 4 m, puerta invertida, zig-zag en 8), parece razonable pensar que los paradesportistas capaces de ejercer una mayor fuerza en esta primera acción desde parado tendrán un mayor rendimiento final de prueba. Parece evidente, por tanto que ejercer una mayor fuerza en la primera propulsión en las

acciones desde parado en el circuito, tanto en acciones de sprint como en la ejecución de los obstáculos, se asocia a acciones más conseguirán efectuarlos con mayor

### 5.3. Valoración de la coordinación simultánea bilateral mediante tareas de “tapping”

El sistema de clasificación propuesto para SSR recoge tres de los impedimentos físicos elegibles propuestos por IPC que afectan a la coordinación y el control del movimiento como consecuencia de una alteración y daño neurológico del sistema nervioso central, siendo éstos la hipertensión, la ataxia y la atetosis. Para valorar la presencia de estos impedimentos en los paradesportistas, los sistemas de clasificación de diversos deportes utilizan métodos basados en la interpretación de escalas (p.e. escala Ashworth, para la valoración de espasticidad) o la observación de tareas (p.e. “finger to nose”, para la valoración de la ataxia), métodos que requieren de clasificadores con experiencia pero que podrían verse condicionados por la opinión subjetiva. Además, este tipo de medidas tienden a utilizar escalas ordinales que, como ya se ha citado con anterioridad, no son óptimas para desarrollar sistemas de clasificación basados en evidencias, ya que no permiten cuantificar la relación del impedimento con las acciones específicas del rendimiento deportivo (Tweedy et al., 2014).

Diversos test empleados en el ámbito clínico para la valoración de la función motora mediante test de observación y utilización de escalas han mostrado índices bajos de fiabilidad y precisión (Amer, Hubert, Sullivan, Herbison, Franz y Hammond-Tooke, 2012). Un estudio realizado por Swaine y Sullivan (1993) valoró la fiabilidad del test “finger-to-nose”, empleado actualmente en el proceso de clasificación, obteniendo peor fiabilidad al ser valorado mediante la observación y la utilización de escalas, en comparación con la cuantificación del tiempo de movimiento. En base a este planteamiento, los estudios y test basados en la ley de Fitts parece una buena opción para cuantificar y valorar la afectación neurológica motora mediante tareas de “tapping” (Kim, Parnell, Wichmann y DeWeerth, 2016; Smits-Engelsman, Rameckers y Duysens, 2007) utilizándose en la valoración del impedimento, requerido en el proceso de clasificación (Deuble et al., 2016).

El test simultáneo bilateral de “tapping” empleado en este estudio ha sido seleccionado, como específico de la propulsión en silla de ruedas, entre varias medidas de coordinación propuestas por Connick et al. (2016), en una batería de test orientadas a la detección de impedimentos en el proceso de clasificación paralímpica. En el estudio realizado por dichos autores se obtuvieron valores de fiabilidad inter-sesión de ICC = 0.74 y SEM (s) = 0.021, en una tarea recíproca continua testada en población sin

discapacidad, por lo que se consideró un test fiable para valorar la coordinación con propósitos de clasificación a expensas de comprobar su validez en personas con impedimento, objetivo planteado en el presente estudio. Los resultados obtenidos al realizar este test con personas con diferentes impedimentos físicos mostró buenos valores de fiabilidad ( $0.95 < ICC < 0.98$ ;  $8.55 < SEM\% < 15.99$ ), si bien es cierto que se precisó adaptar el test en función de las características de los participantes (e.g. posición de las manos para pulsar las placas, altura de las placas en función de las dimensiones de la silla de ruedas o posición de las placas en función del ROM), y para conseguir una mayor especificidad de la tarea se midió a los paradesportistas sobre su silla de ruedas y con el material auxiliar utilizado en competición.

Aunque parece que la tarea recíproca continua puede ser la más adecuada para valorar la propulsión de la silla de ruedas, ya que ésta es considerada una acción cíclica, un estudio realizado por Smits-Engelsman, Van Galen y Duysens (2002), cuestionó la naturaleza de los movimientos cíclicos y discretos, concluyendo que el principio de compensación velocidad-precisión no puede ser considerado para diferenciar entre ambos, y que probablemente los dos tipos de movimientos estén controlados por diferentes procesamientos del sistema neuro-motor. Por ello, a pesar de que Connick et al. (2016) establecen una única tarea de carácter cíclico en su batería de test, pensamos que al tratarse de un deporte practicado por deportistas con diferentes afectaciones de coordinación, y en el que se producen cambios constantes de dirección, aceleraciones y frenadas, una tarea discreta bilateral simultánea podría aportar mayor información. Los resultados de fiabilidad obtenidos para esta tarea mostraron una alta consistencia intra-sujeto para los grupos con y sin impedimento ( $ICC = 0.98$ ;  $7.22 < SEM\% < 3.90$ ), a excepción de un valor de  $SEM\% = 25.54$  obtenido para la mano no dominante del grupo con impedimento, y que podría deberse a la mayor variabilidad del lado más afectado en los participantes con afectación neurológica.

Puesto que el impedimento de coordinación aparece cuando existe una alteración de la respuesta motora a consecuencia de un fallo en las estructuras nerviosas o en la transmisión de la señal, parece razonable pensar que este test de coordinación permita discriminar entre los paradesportistas cuyo impedimento proviene de una afectación neurológica y los que presentan otro tipo de afectación, mientras que los grupos OIF y NI no se diferencian entre ellos. Al analizar los valores obtenidos por cada grupo vemos que, aunque no se hayan obtenido diferencias significativas para todas las variables analizadas, el grupo PC comparado con OIF presenta un mayor tiempo de movimiento en las dos tareas, con valores de  $d_g > 1.42$ , obteniendo el menor rendimiento en la mano no dominante al realizar la tarea discreta. Algunos autores han indicado que una mayor

duración del movimiento de la extremidad superior en la ejecución de diversas tareas, pueden ser causadas por una debilidad y menor capacidad de producir fuerza o por la espasticidad muscular manifestada al intentar realizar movimientos rápidos en personas con PC, con la consiguiente disminución del tiempo y precisión de los movimientos (Huang et al., 2014; Van Thiel, Meulenbroek, Smeets y Hulstijn, 2002). Además, un peor rendimiento de la tarea discreta podría deberse a las características propias de la misma, ya que al tratarse de un movimiento simultáneo rápido, preciso y repentino, requiere de un mayor reclutamiento motor, mayor procesamiento de información y mayor control de los grados de libertad que una tarea continua (Smits-Engelsman et al., 2002).

El ANOVA reflejó, además, diferencias entre grupos para la tarea continua al analizar el tiempo de movimiento de la mano dominante ( $d_g > 1.11$ ), al comparar los tres grupos. Estos resultados podrían ser explicados por la alta exigencia de esta tarea, que provocaría la aparición de fatiga en algunos deportistas del grupo OIF, ya que en este tipo de tarea las propiedades biológicas y fisiológicas del sistema motor podrían ser las más relevantes (Smits-Engelsman et al., 2002). Al observar los datos obtenidos por el grupo PC, encontramos que existe una importante dispersión en los tiempos de movimiento en las dos tareas, lo cual indica cierta variabilidad en la variable del impedimento de coordinación dentro del propio grupo. Puesto que el grupo PC lo conforman deportistas de SSR que pertenecen a diferentes clases, podríamos pensar que este test nos permitiría detectar diferentes niveles de impedimento de coordinación y por ende identificar diferentes clases, si bien un estudio con una mayor muestra se precisa para confirmar esta hipótesis.

Se encontraron además fuertes relaciones entre la medida del impedimento de coordinación y las variables de rendimiento específico en SSR analizadas, con mayores asociaciones entre la medida del impedimento y las pruebas cronometradas de ejecución de los obstáculos “puerta invertida” y “zig-zag en ocho” ( $p < .001$ ;  $.670 < r < .955$ ). Si bien todas las relaciones fueron muy significativas en estos dos test, se observa una menor relación con la variable correspondiente a la mano no dominante en el test discreto, que podría deberse a la compensación del lado dominante a la hora de ejecutar el test, que mitigaría el menor rendimiento del lado más afectado en el caso de los deportistas con PC. No obstante, aunque se han encontrado estudios que valoran la coordinación de las extremidades inferiores en deportistas con impedimento (Campayo-Piernas, 2016), no se ha encontrado ningún estudio en la literatura en el cual se relacione el impacto del impedimento de la coordinación sobre el rendimiento específico en paradesportes con propulsión de silla de ruedas en paradesportistas con diferentes impedimentos. Así, los

datos obtenidos no pueden ser contrastados y suponen una aportación a tener en cuenta en el proceso de clasificación.

#### **5.4. Evaluación de la función del tronco mediante la valoración del control postural, estabilidad y ROM en tareas estáticas y dinámicas**

La valoración de la función de tronco constituye una de las medidas más comunes en el proceso de clasificación, siendo uno de los factores más relevantes al determinar la clase deportiva en paradesportes como la boccia, el paraesquí nórdico, el baloncesto o el rugby en silla de ruedas. Actualmente se están desarrollando y validando diferentes test de tronco, adaptados a las características propias del paradesporte, que permitan identificar el impedimento de los deportistas que los practican (Altmann et al., 2016a; Pernot et al., 2011; Rehm, 2015; Santos et al., 2017; Tsai, Yu, Huang y Cheng, 2014). Estas medidas se orientan por un lado a valorar la función del tronco mediante el estudio de la estabilidad y control postural, y por otro a valorar el límite de estabilidad y el ROM.

Los test basados en el estudio de la posturografía se han utilizado en la valoración de la estabilidad de tronco en personas con PC (Liao et al., 2003), lesión medular (Gao et al., 2015; Serra-Añó et al., 2013) y amputaciones (Hendershot y Nussbaum, 2013), además de estar siendo utilizados como métodos de identificación de impedimento entre deportistas de diferentes clases (Altmann et al., 2016a; Pernot et al., 2011). El método de valoración de la estabilidad del tronco o control postural utilizado en el presente estudio se ha adaptado de un protocolo estandarizado compuesto por tareas estáticas y dinámicas sobre superficies estable e inestable, y que ha sido previamente testado en deportistas sin impedimento (Barbado et al., 2016). Los resultados obtenidos han mostrado valores de fiabilidad relativa más altos para la variable VM ( $0.78 < ICC < 0.99$ ) respecto al EM ( $0.57 < ICC < 0.91$ ) en los dos grupos, refutando la buena fiabilidad de esta variable para diferenciar entre participantes (Barbado, Moreside y Vera-García, 2017). En cuanto a la precisión de la medida, los valores de SEM% en el grupo NI no reflejaron valores buenos de fiabilidad, si bien es cierto que a medida que la tarea se hacía más compleja la fiabilidad aumentaba con mayores índices de fiabilidad absoluta en la tarea circular (VM: SEM% = 10.50; EM: SEM% = 22.40). Estos resultados podrían indicar que, al valorar la estabilidad en sedestación en personas con afectación del tronco (PC y OIF), los test dinámicos de estabilidad parecen ser más apropiados, ya que suponen mayores desafíos a los mecanismos de control y estabilidad motora permitiendo diferenciar mejor entre sujetos con diferente nivel de afectación (Liao et al., 2003).

Recientes estudios han analizado las diferencias entre deportistas con diversos impedimentos pertenecientes a distintas clases para-deportivas (Altmann et al., 2016a;

Pernot et al., 2011; Santos et al., 2017), si bien ningún estudio ha comparado la función del tronco entre personas con afectación neurológica u otro tipo de afectaciones físicas. En nuestro estudio, las variables EM y VM reflejan una mayor afectación de la estabilidad del tronco en los grupos PC y OIF respecto a NI, con peores resultados en la variable EM para el grupo PC en todas las tareas, y peor VM en las tareas dinámicas para el grupo OIF. Los participantes con PC tienen mayor dificultad para adaptar sus patrones de activación muscular en respuesta a cambios externos (Brogren, Hadders-Algra y Forssberg, 1996), provocando mayores desviaciones laterales y sagitales durante las tareas dinámicas (Liao et al., 2003). Además, la posible presencia de espasticidad, la excesiva coactivación de la musculatura antagonista y la descoordinada activación de los músculos provocaría un mayor desajuste postural (Bigongiari et al., 2011; Brogren, Hadders-Algra y Forssberg, 1998). Por otro lado, que el grupo OIF presente valores mayores de VM podría deberse a una mayor activación compensatoria de la musculatura activa para intentar corregir ese error. Basándonos en el análisis del tamaño del efecto, el grupo OIF se diferenció de forma significativa del grupo control en todas las variables del test ( $d_g > 1.08$ ), mientras que las mayores diferencias entre PC y NI se obtuvieron en las tareas dinámicas al analizar la variable EM ( $d_g > 1.53$ ). El hecho de no encontrar diferencias significativas entre los grupos PC y NI en todas las variables, aunque los valores medios indiquen una mayor diferencia, es que este grupo presenta una alta dispersión de los resultados, que podría verse explicada por el diferente nivel de afectación de los participantes que componen el grupo. A pesar de esto, el análisis del EM en la tarea dinámica circular sí ha mostrado diferencias significativas entre los dos grupos con afectación de la función de tronco (PC y OIF) y el grupo control pareciendo ser la tarea en la que más se manifiesta el impedimento.

En cuanto a las correlaciones entre la medida del impedimento y las variables de rendimiento, la mayor afectación del tronco valorada mediante la variable de EM en las tareas dinámicas se relacionó con un mayor tiempo en las pruebas de rendimiento “puerta invertida” ( $p < 0.05$ ;  $.458 < r < .489$ ) y “zig-zag en ocho” ( $p < 0.001$ ;  $.525 < r < .625$ ). Además una peor estabilidad y control del tronco en las tareas estáticas se relacionó con un peor rendimiento en la tarea de “zig-zag en 8” ( $p < 0.001$ ;  $r = .584$ ). Estos resultados podrían confirmar que un buen control de tronco valorado mediante tareas de estabilidad dinámicas, se asociaría a un mayor rendimiento en los específicos de SSR, indicando que este factor parece relevante en la ejecución de tareas de habilidad con silla de ruedas.

Los párrafos anteriores describen los resultados obtenidos por el test que se ha desarrollado para valorar la estabilidad y el control de tronco en el presente estudio, si

bien, como hemos descrito en el apartado 1.4.3, la valoración de la función del tronco es estudiada también mediante el análisis del límite de estabilidad. La mayoría de las investigaciones que encontramos en la literatura determinan el límite de estabilidad mediante el estudio de la posturografía, calculando el máximo desplazamiento del CoP que el sujeto es capaz de alcanzar antes de volver a la posición inicial de forma controlada (Gao et al., 2015; Preuss y Popovic, 2010; Santos et al., 2017; Serra-Añó et al., 2013). Aunque estos métodos han demostrado ser medidas válidas y fiables en la valoración del impedimento para la clasificación paralímpica (Altmann et al., 2016a), se precisan test que puedan ser utilizados por el equipo de clasificación a pie de campo para así determinar el impacto del impedimento de los paradesportistas sobre acciones específicas. Por ejemplo, en BSR la función del tronco es el factor más determinante en la asignación de clases y el análisis del volumen de acción es el método utilizado en su valoración, si bien puede verse condicionado por la experiencia del clasificador que lleva a cabo la valoración del paradesportista. Este tipo de test pretende valorar el máximo rango que puede alcanzar de forma controlada en diferentes ejes de movimiento, y que pueden afectar al rendimiento de diferentes habilidades específicas del deporte.

El test desarrollado en el presente estudio pretende establecer un método válido y fiable que permita cuantificar el límite de estabilidad, en términos de ROM de inclinación controlada, de forma objetiva y con un material más accesible para valorar la función de tronco en el proceso de clasificación. En el ámbito clínico es muy común mediante la interpretación de radiografías dinámicas, obtener los ROM de flexo-extensión de la columna (Saur, Ensink, Frese, Seeger y Hildebrandt, 1996), a fin de detectar desviaciones de las afectaciones provocadas por diferentes lesiones, como puede ser una lesión medular (Samuelsson, Larsson, Thyberg y Tropp, 1996). Otras técnicas más viables se basan en el análisis 2D del movimiento para cuantificar el ROM activo de la columna vertebral en diferentes poblaciones, y han sido utilizadas por Robinson et al. (1993) mostrando buenos valores de fiabilidad relativa en una población con dolor lumbar ( $0.75 < ICC < 0.96$ ). El test de valoración del límite de estabilidad empleado en este estudio mostró altos índices de fiabilidad relativa de las variables analizadas ( $0.88 < ICC < 0.98$ ), siendo el análisis de video mediante el software Kinovea más preciso para ambos grupos, con y sin impedimento ( $SEM\% < 8.00$ ). Los valores obtenidos con la aplicación móvil (inclinómetro “*Rotating sphere*”) reflejaron mayor variabilidad intrasujeto con valores de SEM% un poco más altos para el grupo sin impedimento ( $10.20 < SEM\% < 20.20$ ).

En la actualidad, el uso de aplicaciones móviles está siendo potenciado como alternativa a goniómetros e inclinómetros para valorar el rango de movimiento activo toracolumbar, obteniendo en algunos estudios buenos valores de fiabilidad (Kolber et al., 2013;

Wellmon, Gulick, Paterson y Gulick, 2016). A pesar de que estas técnicas de medida permiten mayor accesibilidad y parecen ser fiables, la interpretación de tales datos debe hacerse con cautela, ya que se requiere de un estudio más exhaustivo de la fiabilidad y validez para diferentes aplicaciones, así como en grupos de población con diferentes características.

Las dos medidas analizadas del test de límite de estabilidad nos proporcionan información distinta del ROM del tronco en los ejes antero-posterior y medio-lateral, aunque las dos permiten diferenciar entre los grupos con impedimento y el grupo control. Las variables obtenidas mediante el análisis de video proporcionan valores de ángulos mayores respecto al análisis realizado por la aplicación móvil (inclinómetro "Rotating sphere"), al considerar un mayor segmento del tronco en comparación a la valoración más localizada a nivel toraco-lumbar realizada por la aplicación. Estos valores más altos se presentan para todas las tareas, con mayor relevancia en las ejecutadas en el eje antero-posterior. En cualquier caso se observan, para todas las variables medidas en el test de límite de estabilidad, grandes diferencias al comparar el grupo con impedimento y el grupo control. Los valores obtenidos mediante los dos análisis de límite de estabilidad muestran que al analizar la zona toraco-lumbar (aplicación móvil), el grupo OIF presenta menor ángulo de inclinación que PC, si bien al medir un segmento de tronco mayor (análisis de video) el grupo OIF presenta un mayor ángulo de inclinación, no siendo significativamente diferente del grupo sin impedimento en el ROM anterior. Estos resultados podrían indicar que el grupo OIF, aunque presenta menor ROM a nivel lumbar, consigue un mayor ángulo global de tronco, mientras que el grupo PC, aunque presenta más movilidad a nivel lumbar, la debilidad de la musculatura y/o la menor estabilidad global del tronco le podrían afectar en el ROM final. Cabe indicar aquí que en los paradesportistas en silla de ruedas se utilizan diferentes estrategias para aprovechar la funcionalidad del paradesportista. Por ejemplo, la inclinación del asiento puede ser un factor limitante a la hora de aprovechar el máximo ROM en el eje antero-posterior (Vanlandewijck et al., 2011a), por lo que se debería considerar si el impedimento del paradesportista se ve mitigado al utilizar diferentes estrategias compensatorias durante la acción deportiva.

El impacto del impedimento sobre la función del tronco y su relación con las actividades que determinan el rendimiento es el tercer paso a seguir en el desarrollo de un sistema de clasificación basado en evidencias (Tweedy et al., 2014). Los datos obtenidos reflejan que la inclinación del tronco en el plano anterior, analizada mediante video, se relaciona con una mayor velocidad y aceleración en el test de sprint de 4 m, con el consiguiente mejor tiempo final en la prueba. Estos datos coinciden con los resultados obtenidos en el

estudio realizado por Vanlandewijck et al. (2011b), que demostró que la restricción del ROM máximo del tronco disminuía la habilidad del paradesportista para acelerar la silla de ruedas desde una posición de parado. No obstante, hay que tener en cuenta a la hora de comparar los resultados, que esta restricción se debía a las características de la posición del asiento y éste podría ser un aspecto clave en el SSR, ya que la realización del circuito requiere de continuas aceleraciones, frenadas y cambios de dirección y sentido. Además, el ROM en el plano frontal se relacionó con un rendimiento negativo en la prueba de “puerta invertida”, por lo que parece ser que en la realización de este obstáculo la buena funcionalidad del tronco favorecería una ejecución más eficaz.

### 5.5. Valoración de los factores determinantes del rendimiento en SSR

Para poder valorar el impacto del impedimento sobre un paradesporte específico se deben identificar los factores que determinan el rendimiento en dicho deporte (Tweedy et al., 2014). En paradesportes en silla de ruedas, como ya se ha indicado, el jugador, la silla de ruedas y las características del entorno determinan el rendimiento en las acciones y habilidades específicas (de Whitte et al., 2017) como acelerar, esprintar, frenar o girar (de Witte, Hoozemans, Berger, Veeger y van der Woude, 2016; Mason et al., 2010). En el SSR estas habilidades están orientadas a la ejecución de diferentes obstáculos que componen los circuitos, con el objetivo de completarlo en el menor tiempo posible y sin cometer penalizaciones. Algunos de los obstáculos son utilizados en circuitos orientados a valorar la movilidad y el manejo de la silla de ruedas en personas con lesión medular, poliomielitis, espina bífida y otros desordenes neuromusculares (Kilkens, Post, Dallmeijer, Seelen y van der Woude, 2003). El uso de test de habilidad y destreza es muy común en la valoración del rendimiento de deportes de pista. Por ejemplo, el test de “slalom” es uno de los más utilizados para valorar la agilidad en silla de ruedas (Bloemen et al., 2017; de Groot, Balvers, Kouwenhoven, y Janssen, 2012), y ha sido utilizado por Reina et al. (2013) en la valoración del rendimiento de deportistas de SSR, junto con la realización del obstáculo “puerta invertida”.

Entre los test de rendimiento más utilizados en los paradesportes de silla de ruedas en pista encontramos las pruebas de sprint, que se han utilizado para valorar la velocidad de los deportistas en diferentes distancias en función de los parámetros más relevantes del paradesporte. En baloncesto en silla de ruedas se han empleado distancias de 20 m para valorar la velocidad (Gil et al., 2015; Vanlandewijck et al., 1999) y 5 m para valorar, desde una posición de parado, la velocidad de salida y aceleración (de Groot et al., 2012); mientras que en rugby en silla de ruedas se ha valorado la velocidad en 15 m, a fin de adaptar la distancia a las medidas del campo (Altmann et al., 2016b). Del mismo modo, en SSR la distancia máxima entre los obstáculos del circuito es de 4 m, por lo que la

distancia utilizada en el test de sprint de nuestro estudio se ha adaptado a esta condición. Esta prueba, junto con la ejecución de los obstáculos de “slalom” y “puerta invertida”, conforman los test de rendimiento específicos de este paradesporte.

Las variables analizadas en el sprint de 4 m fueron, además de la velocidad máxima y el tiempo final, la aceleración máxima en las tres primeras propulsiones de forma independiente. Las variables de velocidad y tiempo mostraron excelentes valores de fiabilidad relativa y absoluta para los grupos con y sin impedimento ( $0.89 < ICC < 0.97$ ;  $SEM\% < 5.63$ ). Por otro lado, la variable aceleración mostró índices de fiabilidad de ICC entre 0.77 y 0.87, y valores de SEM% entre 21.74 y 25.50 para el grupo DI, mientras que para el grupo NI sólo se mostraron valores fiables en la tercera propulsión ( $ICC = 0.88$ ;  $SEM\% = 14.99$ ). Los índices más bajos de ICC en el grupo NI podrían deberse a la falta de destreza técnica en la propulsión, que les haría probar diferentes estrategias como el agarre o la inclinación inicial del tronco, para ir mejorando así a lo largo del test. Debido a la especificidad del test, los resultados no pueden ser comparados directamente con los de otros estudios, si bien test similares como el realizado por de Groot et al. (2012) con jugadores de baloncesto, han obtenido excelentes valores de fiabilidad test-retest ( $ICC = 0.80$ ) al valorar el tiempo de sprint en 5 m, así como Vanlandewijck et al. (2011a) al analizar la aceleración de salida de propulsión ( $ICC = 0.78$ ).

Los test de “zig-zag en ocho” utilizados en la literatura han obtenido índices de fiabilidad relativa de  $ICC = 0.92$  (de Groot et al., 2012),  $ICC = 0.95$  (Pradon, Pinsault, Zory y Routhier, 2012) e  $ICC = 0.97$  (Bloemen et al., 2016), pero no se ha establecido un test estandarizado, por lo que todos ellos varían en cuanto a distancias y recorrido. En nuestro estudio se obtuvieron valores de fiabilidad intrasujeto que determinan una buena consistencia de las medidas para los test “zig-zag en 8” ( $0.97 < ICC < 0.99$ ;  $13.19 < SEM\% < 13.97$ ) y para la “puerta invertida” ( $0.87 < ICC < 0.94$ ;  $22.62 < SEM\% < 4.62$ ). Los valores de SEM% menos fiables se dieron para el grupo DI, debido probablemente a la falta de familiarización inicial con el test y la motivación que suponía intentar mejorar el tiempo en cada repetición, mejorando su tiempo a lo largo de las repeticiones.

Para competir en SSR, los paradesportistas deben ser clasificados en diferentes clases en función del impacto de su impedimento en este paradesporte, basándose en el grado en que es capaz de realizar las acciones específicas y no únicamente en el peor o mejor rendimiento (IPC, 2015). Debemos pues conocer cómo cada impedimento elegible afecta a las acciones que determinan un mejor tiempo en los circuitos de las diferentes pruebas realizadas en los campeonatos, los sprint y las acciones de habilidad y agilidad para ejecutar los obstáculos sin penalizaciones. El ANOVA de las variables analizadas en los

test que valoran dichas acciones demuestran mejor rendimiento de los grupos NI y OIF, encontrándose diferencias significativas para prácticamente todas las variables analizadas con el grupo PC. Analizando los resultados obtenidos en análisis posteriores, hemos observado que las variables de ROM de tronco, fuerza máxima y coordinación se relacionan con las variables analizadas en el test de sprint en 4 m, por lo que parece razonable pensar que los participantes que presentan mayor afectación de dichas variables (PC) vean limitado su rendimiento final de prueba. Cuando observamos cuáles han sido las variables de los test que se han relacionado con un peor tiempo en las pruebas cronometradas de ejecución de obstáculos, la coordinación y la estabilidad y control postural de tronco parecen ser las que más afectan al rendimiento de éstas, siendo razonable al tratarse de pruebas que requieren de mayor habilidad, destreza y control del movimiento. La prueba de “zig-zag en 8” presenta mayor dispersión en sus valores, lo cual podría explicarse por el diferente nivel de afectación entre los deportistas que componen el grupo, además de por la mayor familiarización con la prueba, ya que la mayor parte son paradedportistas de SSR de nivel nacional.







## 6. CONCLUSIONES





## 6. CONCLUSIONES

A continuación se exponen las principales conclusiones obtenidas de la presente tesis doctoral con base en los objetivos e hipótesis planteados.

*Hipótesis 1: El SSR puede ser practicado por deportistas con diferentes impedimentos físicos, figurando éstos dentro de los 10 impedimentos elegibles por IPC (2016), con el fin de hacer el deporte accesible a un grupo mayor de población. Se podrá establecer un sistema de clasificación específico de SSR basado en evidencias científicas que integre diferentes impedimentos, así como incluir clases nuevas para los deportistas con menor limitación en la actividad, redefiniendo los perfiles establecidos en el sistema de clasificación previo de SSR (FEDPC, 2013).*

1.1 Basándonos en los estándares internacionales de elegibilidad del impedimento (IPC, 2016) y el actual Código de Clasificación (IPC, 2015), diferentes impedimentos físicos pueden ser elegibles para la práctica competitiva del SSR. Basándonos en esta afirmación, se ha comprobado cómo impedimentos diferentes a los tradicionalmente incluidos en SSR presentan limitaciones en determinadas actividades (p.e. factores de eficacia o rendimiento) propias de este paradesporte. Por ello, el desarrollo de medidas válidas y específicas de impedimento en SSR permiten integrar en su práctica paradesportistas con diferentes niveles de afectación (Tweedy et al., 2014).

*Hipótesis 2: Los test de valoración del impedimento que se presentan en esta tesis doctoral mostrarán valores objetivos, fiables y precisos intra-sesión, siendo específicos para la valoración del impedimento en paradesportistas elegibles para SSR. Estos valores serán testados en una población con impedimento y un grupo control, a fin de obtener medidas que permitan valorar el impacto del impedimento en el rendimiento y actividad específica del SSR.*

2.1 La valoración cinemática de la técnica de propulsión realizada durante el test de rendimiento específico de sprint en 4 m se presenta como fiable para las variables analizadas de ángulos de codo y hombro en el agarre y suelta del aro, ROM de tronco y ángulos y tiempos de propulsión. Los ángulos de flexo-extensión de hombro y ROM de tronco presentan una mayor variabilidad intrasujeto en el grupo con impedimento (PC y OIF). La valoración del tiempo de fase inicial de la propulsión y el ángulo obtenido en la primera propulsión no se mostraron como variables fiables.

- 2.2 Los test de valoración de la fuerza isométrica y fuerza en la acción de salida en el sprint han permitido una valoración fiable de la Fmax. Las variables temporales (RFD y TFmax) mostraron una mayor variabilidad intrasujeto en ambos test, siendo además el TFmax (test de acción de salida) poco consistente entre sus medidas.
- 2.3 La valoración de la coordinación mediante tareas discretas y continuas en un test de movimiento bilateral simultáneo específico se presenta como fiable para grupos con y sin impedimento, siendo el grupo con impedimento el que muestra una alta variabilidad intrasujeto en el lado afectado durante la tarea discreta.
- 2.4 La valoración del control postural en tareas estáticas y dinámicas se mostró fiable para las variables analizadas, presentando mayor variabilidad intrasujeto en el grupo con impedimento al realizar la tarea estática. En cuanto al análisis del límite de estabilidad en acciones dinámicas de inclinación el protocolo se mostró fiable para analizar las variables de ROM mediante la aplicación móvil "Rotating Sphere" y mediante el análisis de video.
- 2.5 El análisis cinemático realizado en el test de sprint en 4 m permite valorar el tiempo, velocidad y aceleración en deportistas con impedimentos físicos de forma fiable.
- 2.6 La variable de tiempo obtenida mediante un sistema de fotocélulas en las dos pruebas que componen el test de rendimiento específico de SSR han sido valoradas de forma fiable, tanto en población con y sin impedimento.

*Hipótesis 3: Los test propuestos permitirán valorar el impedimento para el que se han desarrollado así como explicar la variabilidad que éste causa sobre las acciones específicas del SSR, identificando diferentes niveles de afectación entre los impedimentos elegibles. Además serán capaces de discriminar la presencia o no de impedimento al compararlo con un grupo control sin afectación.*

- 3.1 Las variables cinemáticas analizadas en el test de sprint en 4 m, en el grupo PC mostraron mayores valores de abducción de hombro en el instante de contacto con el aro y menor angulación de codo y hombro en el instante de suelta del aro. La combinación de estas variables, acentuada por un ROM de tronco significativamente menor que en el resto de participantes, puede influir, junto con otros factores de carácter neuromuscular, en la ejecución de un gesto propulsivo más lento y de menor ángulo de aplicación de fuerza (ángulo de propulsión). No se encontraron diferencias importantes entre el grupo OIF y NI, debido probablemente a la buena

técnica propulsiva de la mayor parte de los deportistas que componen el grupo con diferentes impedimentos físicos, además de que la gran mayoría no presenta afectación de las extremidades superiores.

- 3.2 Los deportistas con PC mostraron menor Fmax, valorada en acciones isométrica y dinámica de propulsión. Las variables temporales RFD y TFmax fueron significativamente menores que en el grupo OIF, manifestándose de este modo la afectación neural sobre ambas medidas de fuerza. Para todas las variables, el grupo OIF presentó una mayor dispersión de los resultados que podría explicarse por el diferente nivel de afectación entre sus integrantes.
- 3.3 Las tareas de "tapping" discreta y continua que conforman el test para valorar la coordinación bilateral simultánea, específica de la propulsión de silla de ruedas, mostraron que el grupo PC, presenta valores de tiempo de movimiento mayores en comparación con los grupos OIF y NI, revelando la capacidad para detectar el impedimento presente en esta población. Dentro del grupo PC la dispersión de los valores obtenidos muestra que podrían darse diferentes grados de afectación, por lo que esta medida de impedimento podría servir en el ámbito de la clasificación para identificar niveles dentro del grupo de paradesportistas con afectaciones de carácter neurológico.
- 3.4 El test de estabilidad y control de tronco permite diferenciar entre individuos con y sin impedimento, con mayores valores de EM para el grupo PC y mayor VM en el grupo OIF, siendo la tarea dinámica circular en la que mayores diferencias se encuentran respecto al grupo sin afectación.
- 3.5 El grupo PC mostró un peor rendimiento en todas las variables analizadas en los test de sprint en 4 m y las pruebas cronometradas específicas de SSR (PI y Z8). El test Z8 fue el único en el que este grupo no obtuvo tiempos significativamente menores debido a la dispersión de los resultados obtenidos, lo cual puede verse influido por las características de esta prueba de habilidad y la familiarización con su ejecución por parte de este grupo, conformado por algunos de los mejores paradesportistas en SSR a nivel nacional.

*Hipótesis 4: Se encontrarán relaciones de asociación entre las medidas válidas del impedimento propuestas y los factores que se han identificado como determinantes en el rendimiento de SSR, permitiéndonos establecer relaciones entre el rendimiento en acciones específicas de SSR y los diferentes niveles de afectación del impedimento.*

- 4.1 Ángulos mayores de flexión del hombro en el agarre y extensión en la suelta del aro, supondrán una mayor amplitud del movimiento con el consiguiente mayor ángulo propulsivo, que si es ejecutado en menor tiempo, favoreciendo el rendimiento en el sprint de 4 m. La mayor abducción de hombro en el instante de agarre del aro se ha relacionado con una menor velocidad de sprint y mayor tiempo en las pruebas cronometradas, por lo que podría considerarse un factor que no favorece la acción propulsiva. El mayor ROM del tronco en las primeras propulsiones desde una acción de parado se torna fundamental en la consecución de mejores tiempos finales en pruebas cortas de sprint así como en la resolución de los obstáculos de las pruebas cronometradas.
- 4.2 Valores mayores de Fmax isométrica en acciones propulsivas hacia atrás (tracción) parecen determinantes en la ejecución del obstáculo puerta invertida favoreciendo así un mayor rendimiento final en prueba. La fuerza ejercida en la primera propulsión en una acción desde parado se asocia a la consecución de una mayor velocidad, aceleración y menor tiempo en pruebas cronometradas de velocidad y agilidad (sprint 4 m, puerta invertida y zig-zag en 8).
- 4.3 El mayor rendimiento en tareas de “tapping” como método para valorar la coordinación se asocia a una ejecución más rápida de los test de rendimiento específicos de SSR (PI y Z8).
- 4.4 El buen control de tronco valorado mediante tareas de estabilidad dinámicas se ha asociado con un mejor rendimiento en los test de rendimiento específico de SSR, indicando que este factor parece determinante en el rendimiento de tareas de habilidad con la silla de ruedas. En cuanto al límite de estabilidad, la mayor inclinación en el plano anterior valorada mediante el análisis de video se asocia con un mayor rendimiento en la prueba de sprint, asociándose a su vez con una mayor velocidad y aceleración, y en la prueba de puerta invertida.
- 4.5 La estabilidad y control postural del tronco y la coordinación parecen ser los factores más relevantes en las pruebas de habilidad PI y Z8, mientras que asociadas con un mayor rendimiento en el sprint de 4 m aparecen las variables ROM de tronco en el plano anterior, la fuerza máxima y la coordinación.

UNIVERSITAS  
*Miguel  
Hernández*

## **7. LIMITACIONES Y PROSPECTIVAS FUTURAS**





## 7. LIMITACIONES DEL ESTUDIO Y PROSPECTIVAS FUTURAS

### 7.1. Principales limitaciones encontradas en el estudio

Una de las principales limitaciones en estudios realizados con personas con discapacidad es el tamaño de la muestra, condicionado por la dificultad de acceder determinados tipos de población además de ser una población menor per se. Las complicaciones que puede suponer el desplazamiento de los deportistas al centro en el que se realizaban las mediciones, las características requeridas para la participación en el estudio (p.e. nivel de entrenamiento), así como la ausencia de presupuesto en el desarrollo de la presente tesis doctoral, han sido algunos de los principales motivos de no disponer de una muestra mayor de estudio. Así, los resultados obtenidos deben ser considerados teniendo en cuenta el tamaño muestral del estudio. En el caso del grupo PC, que es el que menor muestra presenta, y a pesar de que los participantes son representativos de la población de paradesportistas con afectación neurológica practicantes de SSR, se precisaría en futuros estudios de una muestra en la que se midan más deportistas pertenecientes a cada clase del nuevo sistema de clasificación. Del mismo modo, la muestra medida en el grupo OIF podría completarse con deportistas con impedimentos físicos que afecten en mayor medida a las extremidades superiores y/o el tronco, ya que los resultados que hemos obtenido podrían verse influenciados por la mayor proporción de deportistas que pertenecerían a la clase WS6 (solo deportistas con discapacidad física), habiéndose medido a pocos deportistas que por su nivel de impedimento podrían pertenecer a clases más bajas.

Muchos de los test que se han desarrollado en el presente estudio como medidas específicas del impedimento han sido adaptados a las características específicas de las acciones y habilidades requeridas en SSR. Algunas de estas pruebas han sido testadas en poblaciones sin impedimento o en condiciones ambientales diferentes, por lo que los resultados de este estudio no pueden ser contrastadas con resultados previos. Aunque la mayoría de los test se han mostrado fiables en la población con impedimento, se precisa de un estudio individual de cada test nos permita obtener datos de fiabilidad, con una mayor muestra entre diferentes sesiones, a fin de obtener un análisis de consistencia más potente. En base a los resultados obtenidos y con el objetivo de que puedan ser utilizados en la clasificación basada en evidencias de futuros estudios, se presentan a continuación las principales limitaciones encontradas en cada medida:

### *1. Análisis de las variables cinemáticas en el test de sprint en 4 m.*

En la valoración cinemática realizada en el test de sprint en 4 m, uno de los factores que más ha podido influir en el análisis e interpretación posterior de los resultados, ha sido la variabilidad en la posición de inicio de la primera propulsión. Se haría preciso establecer una posición estandarizada de agarre para la primera propulsión con base en una valoración previa (p.e. en la fase de calentamiento), individualizada para cada participante facilitando un análisis más fiable. No obstante habría que indicar que una excesiva protocolarización de las pruebas de rendimiento podría ir en detrimento del análisis de las diferencias individuales al evaluar al deportista con unas habilidades diferentes a las que normalmente muestra en competición

El criterio establecido en la valoración del inicio de propulsión debe ser más estudiado para observar el comportamiento de ese instante de agarre del aro en el que se produce un valle en la curva de flexo-extensión del codo ya que podría ser una variable determinante en el tipo de propulsión en función del impedimento.

Debido a la pequeña muestra del grupo con PC, limitada a su vez por un problema técnico del instrumental de medida, no se ha podido obtener una información más precisa de la asimetría en la cinemática de la propulsión. No obstante, un análisis posterior de los participantes medidos nos muestra una tendencia a valores asimétricos que podrían ser interesantes en la valoración de las estrategias compensatorias de propulsión, analizando así el efecto del impedimento coordinativo de los deportistas con afectación neurológica.

### *2. Valoración de la fuerza isométrica y la fuerza de salida en el test de sprint de 4 m.*

En el test de valoración de la fuerza isométrica, la principal limitación del protocolo reside en la inmovilización de las ruedas de las sillas durante la medición. En el caso de los paradesportistas con mayor impedimento de fuerza este problema se vio reducido. Sin embargo, en los paradesportistas con total funcionalidad de las extremidades superiores, mantener las ruedas inmóviles con los sistemas de fijación empleados en el test no era suficiente en algunos casos. De igual manera, las cuñas de madera utilizadas para mantener la posición de las ruedas pudieron influir en los valores medidos de producción de fuerza máxima, si bien esta variable se mantuvo constante para todos los deportistas, debiendo ser considerada si se quieren comparar los resultados en futuras investigaciones.

En cuanto a la valoración de la fuerza en la salida mediante plataformas de fuerzas, al igual que con las limitaciones cinemáticas, la posición de inicio pudo influir en las variables obtenidas, sobre todo en la variable temporal TFmax.

### *3. Valoración de la coordinación simultánea bilateral en tareas de “tapping”.*

La valoración de la coordinación se realizó mediante un test desarrollado y testado previamente por Connick et al. (2016). Si bien el objetivo de este estudio era replicar el protocolo utilizado por dicho estudio, se precisó la adaptación del test de forma individualizada para algunos de los deportistas debido a su limitación en el ROM y su función manual, además de la diferencia en las dimensiones de la silla de ruedas que hacía que las distancias en algunos sujetos no fuesen exactamente las mismas por lo que al tratarse de condiciones diferentes no se puede confirmar la fiabilidad de este test previamente testado en población sin impedimento.

### *4. Valoración del control postural, estabilidad y ROM del tronco.*

La importancia de la fijación de la pelvis y de las piernas en la valoración del tronco determinan que el test de valoración del límite de estabilidad se haya visto condicionado al control e indicaciones dadas por el investigador, ya que debía controlar en todo momento la buena ejecución de la tarea de manera que se tuvieron que realizar más repeticiones de las establecidas previamente.

La valoración del límite de estabilidad mediante aplicación móvil podría ser un método muy útil durante el proceso de investigación si bien se precisa de más estudios para confirmar la validez de este método de medida, además de la posición más relevante para la colocación del dispositivo.

La valoración del ROM del tronco en el plano anterior, así como la evaluación del control postural en tareas dinámicas parecen ser factores determinantes del rendimiento en SSR, por lo que se precisa indagar más acerca de estas variables en paradesportistas de diferentes clases.

## **7.2. Prospectivas de investigación futuras**

Como hemos citado en el apartado anterior, el análisis de fiabilidad realizado se orientó a determinar la consistencia y la variabilidad intrasujeto de las medidas desarrolladas, si bien para determinar datos normativos y descriptivos de la población que puedan ser utilizados en el desarrollo de sistemas basados en evidencias se precisa de una valoración de la fiabilidad inter-sesión que aporte mayor información. Debido a las características del estudio este tipo de análisis se hace difícil, por lo que la valoración de la fiabilidad entre diferentes sesiones para cada medida de impedimento, y teniendo en cuenta las principales limitaciones de cada test, se presenta como una de las perspectivas futuras principales.

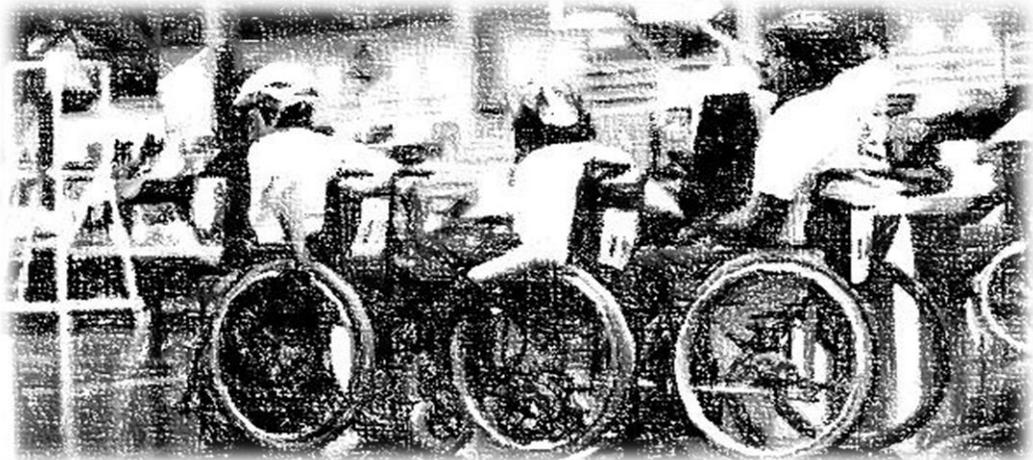
Tras los primeros resultados obtenidos en los test de coordinación realizados en las primeras mediciones, y debido a la relevancia del impedimento de coordinación en los deportistas practicantes de SSR sobre el rendimiento, se planteó medir a una mayor muestra durante el campeonato de España de SSR de 2016, obteniendo así datos de deportistas de todas las clases con el sistema de clasificación actual. Los datos obtenidos durante estas mediciones y los analizados en este documento servirán para realizar un nuevo estudio que valore la coordinación en deportistas de SSR. En relación con la señal analizada, aunque la variable que se considera como medida del impedimento es el tiempo de movimiento, se observó que la estructura de la señal registrada en cada contacto difería entre los deportistas con diferentes tipos de afectación. En esta variable podría ser interesante de analizar en futuros estudios, además del número de fallos en la simultaneidad del movimiento en la tarea continua.

El siguiente paso para poder desarrollar el sistema de clasificación en SSR basado en evidencias reside en realizar un análisis que permita establecer diferentes niveles de impedimento con base en las medidas utilizadas en el presente estudio. De esta forma podríamos definir las clases del sistema de clasificación actual con base en medidas contrastadas científicamente y establecer la integración de los deportistas con diferentes impedimentos con base en el impacto que su impedimento cause en la actividad específica de este paradesporte, tal como establece el código de IPC (2015). Para que esto sea posible se precisa de una mayor muestra con diferentes paradesportistas que cumplan las condiciones de elegibilidad, a fin de determinar los punto de corte entre cada una de ellas. Además con otro tipo de análisis estadístico (p.e. análisis de *clusters*) sería posible tratar de comparar los agrupamientos o pertenencia a una clase determinada según criterios de expertos con respecto a los agrupamientos resultantes del grado de funcionalidad y/o potencial de rendimiento.

Las perspectivas del SSR en los próximos años recaen en seguir aumentando el número de participantes tanto a nivel nacional como internacional, y hacer que este paradesporte pueda optar de nuevo a formar parte del programa de los Juegos Paralímpicos. El próximo año (2018) España será sede de los juegos mundiales de CPISRA y sin duda el SSR será parte de este evento con su nuevo sistema de clasificación integrando diferentes impedimentos.



## **8. REFERENCIAS**





---

## 8. REFERENCIAS

- Aagaard, P., Simonsen, E.B., Andersen, J.L., Magnuson, P. y Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 93, 1318-1326. doi: 10.1152/jappphysiol.00283.2002.
- ACSM, American College of Sport Medicine. (2011). *Health/Fitness Facility Standards and Guidelines* (4th Edition). Champaign: IL, Human Kinetics.
- Altmann, V. C., Groen, B. E., Groenen, K. H., Vanlandewijck, Y. C., van Limbeek, J. y Keijsers, N. L. (2016a). Construct validity of the trunk impairment classification system in relation to objective measures of trunk impairment. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(3), 437-444.
- Altmann, V. C., Groen, B. E., Hart, A. L., Vanlandewijck, Y. C., Limbeek, J. y Keijsers, N. L. W. (2016b). The impact of trunk impairment on performance-determining activities in wheelchair rugby. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. doi: 10.1111/sms.12720.
- Amer, M., Hubert, G., Sullivan, S. J., Herbison, P., Franz, E. A. y Hammond-Tooke, G. D. (2012). Reliability and diagnostic characteristics of clinical tests of upper limb motor function. *Journal of Clinical Neuroscience*, 19(9), 1246-1251.
- Atkinson, G. y Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine*, 26(4), 217-238.
- Atta, C. A., Fiest, K. M., Frolkis, A. D., Jette, N., Pringsheim, T., St Germaine-Smith, C., ... y Metcalfe, A. (2016). Global birth prevalence of spina bifida by folic acid fortification status: a systematic review and meta-analysis. *American Journal of Public Health*, 106(1), 24-34.

- Barbado, D., Barbado, L. C., Elvira, J. L., van Dieën, J. H. y Vera-Garcia, F. J. (2016). Sports-related testing protocols are required to reveal trunk stability adaptations in high-level athletes. *Gait & Posture*, *49*, 90-96.
- Barbado, D., Moreside, J. y Vera-Garcia, F. J. (2017). Reliability and repetition effect of the center of pressure and kinematics parameters that characterize trunk postural control during unstable sitting test. *PM&R*, *9*(3), 219-230.
- Barrett, R. S. y Lichtwark, G. A. (2010). Gross muscle morphology and structure in spastic cerebral palsy: a systematic review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *52*(9), 794-804.
- Beckman, E. M., Newcombe, P., Vanlandewijck, Y., Connick, M. J. y Tweedy, S. M. (2014). Novel strength test battery to permit evidence-based paralympic classification. *Medicine*, *93*(4), e 31. doi: 10.1097/MD0000000000000031.
- Beckman, E. M., Connick, M. J. y Tweedy, S. M. (2017). Assessing muscle strength for the purpose of classification in Paralympic sport: A review and recommendations. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *20*(4), 391-396.
- Bigongiari, A., Souza, F. D. A., Franciulli, P. M., Neto, S. E. R., Araujo, R. C. y Mochizuki, L. (2011). Anticipatory and compensatory postural adjustments in sitting in children with cerebral palsy. *Human Movement Science*, *30*(3), 648-657.
- Birk, T. J. (1993). Poliomyelitis and the post-polio syndrome: exercise capacities and adaptation--current research, future directions, and widespread applicability. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *25*(4), 466-472.
- Bloemen, M. A., Takken, T., Backx, F. J., Vos, M., Kruitwagen, C. L. y de Groot, J. F. (2017). Validity and Reliability of Skill-Related Fitness Tests for Wheelchair-Using Youth With Spina Bifida. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *98*(6), 1097-1103.

- Boninger, M. L., Cooper, R. A., Robertson, R. N. y Shimada, S. D. (1997). Three-dimensional pushrim forces during two speeds of wheelchair propulsion. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 76(5), 420-426.
- Boninger, M. L., Souza, A. L., Cooper, R. A., Fitzgerald, S. G., Koontz, A. M. y Fay, B. T. (2002). Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(5), 718-723.
- Braendvik, S. M., Elvrum, A. K. G., Vereijken, B. y Roeleveld, K. (2010). Relationship between neuromuscular body functions and upper extremity activity in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 52(2), 29-34.
- Brogren, E., Hadders-Algra, M. y Forssberg, H. (1996). Postural control in children with spastic diplegia: muscle activity during perturbations in sitting. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 38(5), 379-388.
- Brogren, E., Hadders-Algra, M. y Forssberg, H. (1998). Postural control in sitting children with cerebral palsy. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 22(4), 591-596.
- Butcher, S. J., Craven, B. R., Chilibeck, P. D., Spink, K. S., Grona, S. L. y Sprigings, E. J. (2007). The effect of trunk stability training on vertical takeoff velocity. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(5), 223-231.
- Cambridge, S.A. (2017). *Consulting the sport community for the development of an evidence-based classification system in cerebral palsy football*. Universidad Miguel Hernández, Elche.
- Campayo Piernas, M. (2016). *Batería de test para la optimización del proceso de clasificación de futbolistas con hipertensión, ataxia y atetosis*. Universidad Miguel Hernández, Elche.

- Cans, C. (2000). Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 42(12), 816-824.
- Centers for Disease Control and Prevention. (2016). *Data and statistics for cerebral palsy*. En: <https://goo.gl/33EnFC> (consultado el 10 de Septiembre de 2016).
- Chen, R., Corwell, B., Yaseen, Z., Hallett, M. y Cohen, L. G. (1998). Mechanisms of cortical reorganization in lower-limb amputees. *Journal of Neuroscience*, 18(9), 3443-3450.
- Chénier, F., Malbequi, J. y Gagnon, D. H. (2016). Proposing a new index to quantify instantaneous symmetry during manual wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 51, 137-141.
- Chiu, H. C., Ada, L., Butler, J. y Coulson, S. (2010). Relative contribution of motor impairments to limitations in activity and restrictions in participation in adults with hemiplegic cerebral palsy. *Clinical Rehabilitation*, 24(5), 454-462.
- Cholewicki, J. y McGill, S. M. (1996). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clinical Biomechanics*, 11(1), 1-15.
- Coe, R. y Soto, C. M. (2003). Magnitud del efecto: Una guía para investigadores y usuarios. *Revista de Psicología*, 21(1), 145-177.
- Cohen J(1988): *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Hillsdale, New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates.
- Connick, M. J., Beckman, E., Deuble, R. y Tweedy, S. M. (2016). Developing tests of impaired coordination for Paralympic classification: normative values and test-retest reliability. *Sports Engineering*, 19(3), 147-154.

- 
- CPISRA, Cerebral Palsy International Sports and Recreation Association (2011). *CPISRA Sports Manual, 10<sup>th</sup> Edition, Rel. 011 - 19 July 2011*.
- CPISRA, Cerebral Palsy International Sports and Recreation Association (2015). *CPISRA strategic plan 2015 – 2018*. En: <https://goo.gl/R0kCUv> (consultado el 15 de Marzo de 2016).
- Crespo-Ruiz, B. M., Del Ama-Espinosa, A. J. y Gil-Agudo, Á. M. (2011). Relation between kinematic analysis of wheelchair propulsion and wheelchair functional basketball classification. *Adapted Physical Activity Quarterly, 28*(2), 157-172.
- Dallmeijer, A. J., van der Woude, L. H., Veeger, H. D. y Hollander, A. P. (1998). Effectiveness of force application in manual wheelchair propulsion in persons with spinal cord injuries. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 77*(3), 213-221.
- Damiano, D.L.; Dodd, K., & Taylor, N.F. (2002). Should we be testing and training muscle strength in cerebral palsy? *Developmental Medicine and Child Neurology, 44*(1), 68-72.
- Damiano, D. L., Martellotta, T. L., Sullivan, D. J., Granata, K. P. y Abel, M. F. (2000). Muscle force production and functional performance in spastic cerebral palsy: relationship of cocontraction. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 81*(7), 895-900.
- Damiano, D., Vaughan, C. y Abel, M. (1995). Muscle response to heavy resistance exercise in children with spastic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology, 37*(8), 731-739.
- Davis, R. B., Ounpuu, S., Tyburski, D. y Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science, 10*(5), 575-587.

- De Groot, S., Balvers, I. J., Kouwenhoven, S. M. y Janssen, T. W. (2012). Validity and reliability of tests determining performance-related components of wheelchair basketball. *Journal of Sports Sciences*, 30(9), 879-887.
- de Witte, A. M., Hoozemans, M. J., Berger, M. A., van der Woude, L. H. y Veeger, D. (2016). Do field position and playing standard influence athlete performance in wheelchair basketball?. *Journal of Sports Sciences*, 34(9), 811-820.
- de Witte, A. M., Hoozemans, M. J., Berger, M. A., van der Slikke, R. M., van der Woude, L. H. y Veeger, D. (2017). Development, construct validity and test–retest reliability of a field-based wheelchair mobility performance test for wheelchair basketball. *Journal of Sports Sciences*, 1-10.
- Dennis, M., Salman, M. S., Jewell, D., Hetherington, R., Spiegler, B. J., MacGregor, D. L., ... y Gentili, F. (2009). Upper limb motor function in young adults with spina bifida and hydrocephalus. *Child's Nervous System*, 25(11), 1447-1453.
- Deuble, R. L., Connick, M. J., Beckman, E. M., Abernethy, B. y Tweedy, S. M. (2016). Using Fitts' Law to detect intentional misrepresentation. *Journal of Motor Behavior*, 48(2), 164-171.
- Donker, S. F., Ledebt, A., Roerdink, M., Savelsbergh, G. J. y Beek, P. J. (2008). Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. *Experimental Brain Research*, 184(3), 363-370.
- Duarte, M. y Freitas, S. M. (2010). Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 14(3), 183-192.
- Dubowsky, S. R., Sisto, S. A. y Langrana, N. A. (2009). Comparison of kinematics, kinetics, and EMG throughout wheelchair propulsion in able-bodied and persons with paraplegia: an integrative approach. *Journal of Biomechanical Engineering*, 131(2), 021015.

- Eime, R. M., Young, J. A., Harvey, J. T., Charity, M. J. y Payne, W. R. (2013). A systematic review of the psychological and social benefits of participation in sport for children and adolescents: informing development of a conceptual model of health through sport. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 10(1), 98.
- Fay, B. T., Boninger, M. L., Fitzgerald, S. G., Souza, A. L., Cooper, R. A. y Koontz, A. M. (2004). Manual wheelchair pushrim dynamics in people with multiple sclerosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(6), 935-942.
- FEDPC, Federación Española de Deportes de personas con Parálisis Cerebral y daño cerebral adquirido .(2015). *Reglamento de Slalom en silla de ruedas 2015-2018*. En: <https://goo.gl/Fcc1Gr> (consultado el 10 de Septiembre de 2016).
- Ferri, F. (2016). *Ferri's Clinical Advisor 2016: 5 Books in 1*. Philadelphia: Elsevier.
- Finley, M. A., Rasch, E. K., Keyser, R. E. y Rodgers, M. M. (2004). The biomechanics of wheelchair propulsion in individuals with and without upper-limb impairment. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(3B), 385.
- Fitts, P.M. (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, 47(6), 381–391.
- Fleishman, E. A. y Quaintance, M. K. (1984). *Taxonomies of human performance*. Orlando: Harcourt Brace Jovanovich.
- Fleiss, J.L. (1999). *The Design and Analysis of Clinical Experiments*. New York: John Wiley and Sons.
- Fredericks, C.M. y Saladin, L.K. (1996). *Pathophysiology of the motor systems. Principles and clinical presentations*. Philadelphia: FA Davis Company.

- Gagnon, D. H., Jouval, C. y Chénier, F. (2016). Estimating pushrim temporal and kinetic measures using an instrumented treadmill during wheelchair propulsion: A concurrent validity study. *Journal of biomechanics*, 49(9), 1976-1982.
- Gao, K. L., Chan, K. M., Purves, S. y Tsang, W. W. (2015). Reliability of dynamic sitting balance tests and their correlations with functional mobility for wheelchair users with chronic spinal cord injury. *Journal of Orthopaedic Translation*, 3(1), 44-49.
- García-Ribés, A. (2004). Aplicación de toxina botulínica tipo A en la parálisis cerebral infantil espástica. *Boletín de la sociedad Vasco-Navarra de Pediatría*, 37, 38-43.
- Gil, S. M., Yanci, J., Otero, M., Olasagasti, J., Badiola, A., Bidaurrezaga-Letona, I., ... y Granados, C. (2015). The functional classification and field test performance in wheelchair basketball players. *Journal of Human Kinetics*, 46(1), 219-230.
- Girolami, G. L., Shiratori, T. y Aruin, A. S. (2011). Anticipatory postural adjustments in children with hemiplegia and diplegia. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(6), 988-997.
- Gormley, M.E. (2001) Treatment of neuromuscular and musculoskeletal problems in cerebral palsy. *Pediatric Rehabilitation*, 4(1), 5-16.
- Goosey, V. L. (1998). Symmetry of the elbow kinematics during racing wheelchair propulsion. *Ergonomics*, 41(12), 1810-1820.
- Grether, J. K. y Nelson, K. B. (1997). Maternal infection and cerebral palsy in infants of normal birth weight. *The journal of the American Medical Association*, 278(3), 207-211.
- Haydon, D. S., Pindoer, R. A., Grimshawa, P. y Robertson, W. S. (2016, Julio). Propulsion in elite low-point classification rugby wheelchair athletes. En: ISBS-Conference Proceedings Archive, 34(1).

- 
- Haydon, D. S., Pindoer, R. A., Grimshaw, P. N. y Robertson, W. S. (2017). Overground Propulsion Kinematics and Acceleration in Elite Wheelchair Rugby. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1-23. doi: 10.1123/ijsp.2016-0802.
- Hedges, L. y Olkin, I. (1985). *Statistical methods for meta-analysis*. Nueva York: Academic Press.
- Hendershot, B. D. y Nussbaum, M. A. (2013). Persons with lower-limb amputation have impaired trunk postural control while maintaining seated balance. *Gait & Posture*, 38(3), 438-442.
- Heyrman, L., Desloovere, K., Molenaers, G., Verheyden, G., Klingels, K., Monbaliu, E. y Feys, H. (2013). Clinical characteristics of impaired trunk control in children with spastic cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 34(1), 327-334.
- Heyrman, L., Molenaers, G., Desloovere, K., Verheyden, G., De Cat, J., Monbaliu, E. y Feys, H. (2011). A clinical tool to measure trunk control in children with cerebral palsy: the Trunk Control Measurement Scale. *Research in Developmental Disabilities*, 32(6), 2624-2635.
- Hislop, H. J. y Montgomery, J. (1996). Daniels and Worthingham's Muscle Testing: Techniques of manual examination. *Journal of Hand Therapy*, 9, 251-252.
- Hislop, H. J. y Montgomery, J. (2007). Daniel's and Worthingham's muscle testing: Techniques of manual examination (6th ed.). WB Saunders, Philadelphia.
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*, 30(1), 1-15.
- Hopkins, W. G. (2005). Competitive performance of elite track-and-field athletes: variability and smallest worthwhile enhancements. *Sportscience*, 9, 17-20.

- Hopkins, W. G. (2015). Spreadsheets for analysis of validity and reliability. *Sportscience*, 19, 36-42 (sportsci.org/2015/ValidRely.htm).
- Huang, P. C., Pan, P. J., Ou, Y. C., Yu, Y. C. y Tsai, Y. S. (2014). Motion analysis of throwing Boccia balls in children with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 35(2), 393-399.
- Huh, J., Williams, H. G. y Burke, J. R. (1998). Development of bilateral motor control in children with developmental coordination disorders. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 40(7), 474-484.
- Hurd, W. J., Morrow, M. M., Kaufman, K. R. y An, K. N. (2008). Biomechanic evaluation of upper-extremity symmetry during manual wheelchair propulsion over varied terrain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(10), 1996-2002.
- IPC, International Paralympic Comite. (2007). *IPC Classification code and International Standards*. En: <https://goo.gl/cbnVQt> (consultado el 29 de Septiembre de 2016).
- IPC, International Paralympic Comite. (2015). *Athlete Classification Code. Rules and regulations, policies and procedures for athlete classification*. En: <http://goo.gl/Vs5o1c> (consultado el 29 de Septiembre de 2016).
- IPC, International Paralympic Comite. (2016). *International Standard for Eligible Impairments*. En: <https://goo.gl/jYw2cQ> (consultado el 29 de Septiembre de 2015).
- IWBF, International Wheelchair Basketball Federation. (2014a). *Official Wheelchair Basketball Rules*. En: <https://goo.gl/b120rj> (consultado el 10 de Octubre de 2016).
- IWBF, International Wheelchair Basketball Federation. (2014b). *Official Player Classification Manual*. En: <https://goo.gl/VTMsjM> (consultado el 10 de Octubre de 2016).

- IWRF, International Wheelchair Rugby Federation. (2015a). International Rules for the Sport of Wheelchair Rugby. En: <https://goo.gl/R2eDRJ> (consultado el 10 de Octubre de 2016).
- IWRF, International Wheelchair Rugby Federation. (2015b). IWRF Classification Manual, 3rd edition revised 2015. En: <https://goo.gl/8gBrCt> (consultado el 10 de Octubre de 2016).
- Jaarsma, E. A., Dijkstra, P. U., Geertzen, J. H. B. y Dekker, R. (2014). Barriers to and facilitators of sports participation for people with physical disabilities: A systematic review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24(6), 871-881.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gaaney, J., Gorton, G. y Cochran, G. V. B. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 7(6), 849-860.
- Keogh, J. W. (2011). Paralympic sport: an emerging area for research and consultancy in sports biomechanics. *Sports Biomechanics*, 10(3), 234-253.
- Kilkens, O. J., Post, M. W., Dallmeijer, A. J., Seelen, H. A. y van der Woude, L. H. (2003). Wheelchair skills tests: a systematic review. *Clinical Rehabilitation*, 17(4), 418-430.
- Kim, J., Parnell, C., Wichmann, T. y DeWeerth, S. P. (2016, August). Quantitative assessment of arm tremor in people with neurological disorders. En *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2016 IEEE 38th Annual International Conference of the (pp. 2299-2302). IEEE.
- Kirshblum, S. C., Burns, S. P., Biering-Sorensen, F., Donovan, W., Graves, D. E., Jha, A., ... y Schmidt-Read, M. (2011). International standards for neurological classification of spinal cord injury. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 34(6), 535-546.

- Kirshblum, S. C., Biering-Sorensen, F., Betz, R., Burns, S., Donovan, W., Graves, D. E., ... y Schmidt-Read, M. (2014). International standards for neurological classification of spinal cord injury: cases with classification challenges. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 37(2), 120-127.
- Klein, M. G., Whyte, J., Keenan, M. A., Esquenazi, A. y Polansky, M. (2000). Changes in strength over time among polio survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(8), 1059-1064.
- Kolber, M. J., Pizzini, M., Robinson, A., Yanez, D. y Hanney, W. J. (2013). The reliability and concurrent validity of measurements used to quantify lumbar spine mobility: an analysis of an iphone® application and gravity based inclinometry. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(2), 129.
- Koontz, A. M., Cooper, R. A., Boninger, M. L., Souza, A. L. y Fay, B. T. (2002). Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 39(6), 635.
- Krigger, K. (2006). Cerebral palsy: an overview. *American Family Physician*, 73 (1), 91-100.
- Lakens, D. (2013). Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Frontiers in Psychology*, 4, 863.
- Lance, J. W. (1980). Disordered muscle tone and movement. *Clinical and Experimental Neurology*, 18, 27-35.
- Lenton, J. P., van der Woude, L., Fowler, N., Nicholson, G., Tolfrey, K. y Goosey-Tolfrey, V. (2014). Hand-rim forces and gross mechanical efficiency in asynchronous and synchronous wheelchair propulsion: a comparison. *International Journal of Sports Medicine*, 35(03), 223-231.

- Liao, S. F., Yang, T. F., Hsu, T. C., Chan, R. C. y Wei, T. S. (2003). Differences in seated postural control in children with spastic cerebral palsy and children who are typically developing. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(8), 622-626.
- Lieber, R. L., Steinman, S., Barash, I. A. y Chambers, H. (2004). Structural and functional changes in spastic skeletal muscle. *Muscle & Nerve*, 29(5), 615-627.
- Magill, R. A. (2011). *Motor learning and control: Concepts and Application* (7<sup>th</sup> edition). New York: McGraw-Hill.
- Mason, B. S., van der Woude, L. H. y Goosey-Tolfrey, V. L. (2013). The ergonomics of wheelchair configuration for optimal performance in the wheelchair court sports. *Sports Medicine*, 43(1), 23-38.
- Maaswinkel, E., Griffioen, M., Perez, R. S. G. M. y van Dieën, J. H. (2016). Methods for assessment of trunk stabilization, a systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 26, 18-35.
- Milosevic, M., Masani, K., Kuipers, M. J., Rahouni, H., Verrier, M. C., McConville, K. M. y Popovic, M. R. (2015). Trunk control impairment is responsible for postural instability during quiet sitting in individuals with cervical spinal cord injury. *Clinical Biomechanics*, 30(5), 507-512.
- Molik, B., Kosmol, A., Laskin, J. J., Morgulec-Adamowicz, N., Skucas, K., Dabrowska, A., ... y Ergun, N. (2010). Wheelchair basketball skill tests: differences between athletes' functional classification level and disability type. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*, 21(1), 11-19.
- Morales, P. (2012). El tamaño del efecto (effect size): análisis complementarios al contraste de medias. En P. Morales, *Estadística Aplicada para las Ciencias Sociales*. Recuperado de: <http://goo.cl/7oVyl>.

- Moreau, N. G., Teefey, S. A. y Damiano, D. L. (2009). In vivo muscle architecture and size of the rectus femoris and vastus lateralis in children and adolescents with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 51(10), 800-806.
- Moreau, N. G., Falvo, M. J. y Damiano, D. L. (2012). Rapid force generation is impaired in cerebral palsy and is related to decreased muscle size and functional mobility. *Gait & posture*, 35(1), 154-158.
- Morriën, F., Taylor, M. J. y Hettinga, F. J. (2016). Biomechanics in Paralympics: Implications for Performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1-34.
- Moss, A. D., Fowler, N. E. y Goosey-Tolfrey, V. L. (2005). The intra-push velocity profile of the over-ground racing wheelchair sprint start. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 15-22.
- Muen, W. J. y Bannister, C. M. (1997). Hand function in subjects with spina bifida. *European Journal of Pediatric Surgery*, 7(S 1), 18-22.
- Murphy, A. J., Wilson, G. J., Pryor, J. F. y Newton, R. U. (1995). Isometric assessment of muscular function: the effect of joint angle. *Journal of Applied Biomechanics*, 11(2), 205-215.
- Netter, F. H. (2008). *Atlas de Anatomía Humana*. Brasil: Elsevier.
- New, P. W. y Marshall, R. (2014). International spinal cord injury data sets for non-traumatic spinal cord injury. *Spinal Cord*, 52(2), 123-132.
- Newsam, C. J., Rao, S. S., Mulroy, S. J., Gronley, J. K., Bontrager, E. L. y Perry, J. (1999). Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. *Gait & Posture*, 10(3), 223-232.

- NIMH, National Institute of Mental Health. (1999). *Mental Health: A Report of the Surgeon General*. En: <https://goo.gl/vtp88s> (consultado el 15 de Octubre de 2016).
- Oliveira, A., Jácome, C. y Marques, A. (2014). Physical fitness and exercise training on individuals with spina bifida: a systematic review. *Research in Developmental Disabilities, 35*(5), 1119-1136.
- OMS, Organización Mundial de la Salud. (2001). Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud. En: <http://goo.gl/MQ2QOX> (consultado el 27 de Septiembre de 2016).
- Pavão, S. L., dos Santos, A. N., Woollacott, M. H. y Rocha, N. A. C. F. (2013). Assessment of postural control in children with cerebral palsy: a review. *Research in Developmental Disabilities, 34*(5), 1367-1375.
- Perini, T. A., Oliveira, G. L. D., Ornellas, J. D. S. y Oliveira, F. P. D. (2005). Technical error of measurement in anthropometry. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte, 11*(1), 81-85.
- Pernot, H. F. M., Lannem, A. M., Geers, R. P., Ruijters, E. F., Bloemendal, M. y Seelen, H. A. (2011). Validity of the test–table–test for Nordic skiing for classification of paralympic sit-ski sports participants. *Spinal Cord, 49*(8), 935-941.
- Pradon, D., Pinsault, N., Zory, R. y Routhier, F. (2012). Could mobility performance measures be used to evaluate wheelchair skills? *Journal of Rehabilitation Medicine, 44*(3), 276-279.
- Preuss, R. A. y Popovic, M. R. (2010). Quantitative analysis of the limits of stability in sitting. *Journal of Applied Biomechanics, 26*(3), 265-272.
- Rehm, J. M. (2015). *Measuring trunk stability and range of motion: two field tests for wheelchair basketball classification*. Auburn University, Alabama.

- Reina, R. y Vilanova-Pérez, N. (2017). Bases para una estrategia nacional de clasificación en deporte Paralímpico en España. *Revista Española de Discapacidad*, 5(1). doi: 10.5569/2340-5104.05.01.01
- Reina, R., Moya, M., Sarabia, J. M. y Sabido, R. (2013). Análisis de la fuerza isométrica en la propulsión y tracción en slalom en silla de ruedas y su relación con el rendimiento y la clasificación funcional. *Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 9(34), 319-332.
- Reina, R. (2014). Inclusión en deporte adaptado: dos caras de una misma moneda. *Psychology, Society & Education*, 6(1), 55-67.
- Reina, R., Sarabia, J. M., Yanci, J., García-Vaquero, M. P. y Campayo-Piernas, M. (2016). Change of direction ability performance in cerebral palsy football players according to functional profiles. *Frontiers in physiology*, 6, 409. doi: 10.3389/fphys.2015.00409.
- Richardson, J. T. (2011). Eta squared and partial eta squared as measures of effect size in educational research. *Educational Research Review*, 6(2), 135-147.
- Robertson, G., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G. y Whittlesey, S. (2013). *Research methods in biomechanics*, 2E (pp. 88). Human Kinetics.
- Robinson, M. E., O'Connor, P. D., Shirley, F. R. y Mac Milan, M. (1993). Intrasubject reliability of spinal range of motion and velocity determined by video motion analysis. *Physical Therapy*, 73, 626-626.
- Rose, J. y McGill, K. C. (2005). Neuromuscular activation and motor-unit firing characteristics in cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 47(5), 329-336.

- Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., Damiano, D., ... y Jacobsson, B. (2007). A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 109, 8-14.
- Ross, S. A. y Engsberg, J. R. (2007). Relationships between spasticity, strength, gait, and the GMFM-66 in persons with spastic diplegia cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(9), 1114-1120.
- Rosso, V., Lindiger, S., Linamo, V., Vanladewijck, Y., Rapp, W. y Gastaldi, L. (2016, Mayo). Trunk kinematics during cross country sit-skiing ergometry: skiing strategies associated to neuromusculoskeletal impairment. En *Medical Measurements and Applications*, 2016 IEEE International Symposium on (pp. 1-6). IEEE.
- Rozendaal, L. A., Veeger, H. E. J. y Van Der Woude, L. H. V. (2003). The push force pattern in manual wheelchair propulsion as a balance between cost and effect. *Journal of Biomechanics*, 36(2), 239-247.
- Salaj, S. y Markovic, G. (2011). Specificity of jumping, sprinting, and quick change-of-direction motor abilities. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(5), 1249-1255.
- Samuelsson, K., Larsson, H., Thyberg, M. y Tropp, H. (1996). Back pain and spinal deformity common among wheelchair users with spinal cord injuries. *Scandinavian Journal of Occupational Therapy*, 3(1), 28-32.
- Sanger, T., Delgado, M., Gaebler-Spira, D., Hallet, M. y Mink, J. (2003). Classification and definition of disorders causing hypertonia in childhood. *Pediatrics*, 111(1), 89-97.
- Sanger, T. D., Chen, D., Fehlings, D. L., Hallett, M., Lang, A. E., Mink, J. W., ... y Chen, R. (2010). Definition and classification of hyperkinetic movements in childhood. *Movement Disorders*, 25(11), 1538-1549.

- Santos, P. B., Vigário, P. S., Mainenti, M. R., Ferreira, A. S. y Lemos, T. (2017). Seated limits of stability of athletes with disabilities with regard to competitive levels and sport classification. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. doi: 10.1111/sms.12847.
- Sanz, D. y Reina, R. (2012). *Actividades físicas y deportes adaptados para personas con discapacidad*. Badalona: Paidotribo.
- Saur, P. M., Ensink, F. B. M., Frese, K., Seeger, D. y Hildebrandt, J. (1996). Lumbar range of motion: reliability and validity of the inclinometer technique in the clinical measurement of trunk flexibility. *Spine*, 21(11), 1332-1338.
- Serra-Añó, P., Pellicer-Chenoll, M., Garcia-Massó, X., Brizuela, G., Garcia-Lucerga, C. y González, L. M. (2013). Sitting balance and limits of stability in persons with paraplegia. *Spinal Cord*, 51(4), 267-272.
- Smits, B. L., Pepping, G. J. y Hettinga, F. J. (2014). Pacing and decision making in sport and exercise: the roles of perception and action in the regulation of exercise intensity. *Sports Medicine*, 44(6), 763-775.
- Smits-Engelsman, B. C. M., Rameckers, E. A. A. y Duysens, J. (2007). Children with congenital spastic hemiplegia obey Fitts' Law in a visually guided tapping task. *Experimental Brain Research*, 177(4), 431-439.
- Smits-Engelsman, B. C., Van Galen, G. P. y Duysens, J. (2002). The breakdown of Fitts' law in rapid, reciprocal aiming movements. *Experimental Brain Research*, 145(2), 222-230.
- Staas, W. E., Formal, C. S., Freedman, M. K., Fried, G. W. y Read, M. S. (1998). Spinal cord injury and spinal cord injury medicine. *Rehabilitation medicine: principles and practice*, 3, 1259-1292.

- Stephens, C. L. y Engsberg, J. R. (2010). Comparison of overground and treadmill propulsion patterns of manual wheelchair users with tetraplegia. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 5(6), 420-427.
- Shumway-Cook, A. y Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: translating research into clinical practice*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Swaine, B. R. y Sullivan, S. J. (1993). Reliability of the scores for the finger-to-nose test in adults with traumatic brain injury. *Physical Therapy*, 73(2), 71-78.
- Tsai, Y. S., Yu, Y. C., Huang, P. C. y Cheng, H. Y. K. (2014). Seat surface inclination may affect postural stability during Boccia ball throwing in children with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 35(12), 3568-3573.
- Tweedy, S. (2002). Taxonomic theory and the ICF: foundations for a unified disability athletics classification. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 19, 220-237.
- Tweedy, S., Beckman, E. y Connick, M. (2014). Paralympic classification: conceptual basis, current methods, and research update. *Paralympic Sports Medicine and Science*, 6(8), 11-17.
- Tweedy, S. y Bourke, J. (2009). Appendix B- Rationale for changes in criteria for unilateral upper limb deficiency. IPC athletics classification project for physical impairments: Final report (pag. 72-74). Bonn: IPC Athletics.
- Tweedy, S. y Vanlandewijck, Y. (2011). International Paralympic committee position stand- background and scientific principles of classification in Paralympic sport. *British Journal of Sports Medicine*, 45, 259-269.
- Tweedy, S., Williams, G. y Bourke, J. (2010). Selecting and modifying methods of manual muscle testing for classification in Paralympic sport. *European Journal of Adapted Physical Activity*, 3(2), 7-16.

- Van der Heide, J. C., Begeer, C., Fock, J. M., Otten, B., Stremmelaar, E., Van Eykern, L. A. y Hadders-Algra, M. (2004). Postural control during reaching in preterm children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 46(4), 253-266.
- van der Slikke, R., Berger, M., Bregman, D. y Veeger, D. (2016). Push Characteristics in Wheelchair Court Sport Sprinting. *Procedia Engineering*, 147, 730-734.
- Van der Woude, L. H. V., Bakker, W. H., Elkhuizen, J. W., Veeger, H. E. J. y Gwinn, T. (1998). Propulsion technique and anaerobic work capacity in elite wheelchair athletes: Cross-Sectional Analysis1. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 77(3), 222-234.
- Van der Woude, L. H. V., Veeger, H. E. J., Dallmeijer, A. J., Janssen, T. W. J. y Rozendaal, L. A. (2001). Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Medical Engineering & Physics*, 23(10), 713-733.
- Van der Woude, L. H. V., Veeger, H. E. J., Rozendal, R. H. y Sargeant, A. J. (1989). Optimum cycle frequencies in hand-rim wheelchair propulsion. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 58(6), 625-632.
- Van Thiel, E., Meulenbroek, R. G., Smeets, J. B. y Hulstijn, W. (2002). Fast adjustments of ongoing movements in hemiparetic cerebral palsy. *Neuropsychologia*, 40(1), 16-27.
- Vanlandewijck, Y. C. y Chappel, R. J. (1996). Integration and classification issues in competitive sports for athletes with disabilities. *Sport Science Review*, 5(1), 65-88.
- Vanlandewijck, Y. C., Daly, D. J. y Theisen, D. M. (1999). Field test evaluation of aerobic, anaerobic, and wheelchair basketball skill performances. *International Journal of Sports Medicine*, 20(8), 548-554.
- Vanlandewijck, Y. C., Theisen, D. y Daly, D. (2001). Wheelchair propulsion biomechanics. *Sports Medicine*, 31(5), 339-367.

- Vanlandewijck, Y. C., Verellen, J., Beckman, E., Connick, M. y Tweedy, S. M. (2011b). Trunk strength effect on track wheelchair start: implications for classification. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(12), 2344-2351.
- Vanlandewijck, Y. C., Verellen, J. y Tweedy, S. (2011a). Towards evidence-based classification in wheelchair sports: Impact of seating position on wheelchair acceleration. *Journal of Sports Sciences*, 29(10), 1089-1096.
- Vaz, D.V., Cotta, M.; Fonseca, S.T. y De Melo Pertence, A.E. (2006). Muscle stiffness and strength and their relation to hand function in children with hemiplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 48(9), 728–733.
- Veeger, D., Meershoek, L. S., van der Woude, L. H. y Langenhoff, J. M. (1998). Wrist motion in handrim wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 35(3), 305-313.
- Veeger, H. E. J., Van Der Woude, L. H. V. y Rozendal, R. H. (1991). Load on the upper extremity in manual wheelchair propulsion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1(4), 270-280.
- Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(1), 231-240.
- Wellmon, R. H., Gulick, D. T., Paterson, M. L. y Gulick, C. N. (2016). Validity and reliability of 2 goniometric mobile apps: device, application, and examiner factors. *Journal of Sport Rehabilitation*, 25(4), 371-379.
- West, C. R., Campbell, I. G., Goosey-Tolfrey, V. L., Mason, B. S. y Romer, L. M. (2014). Effects of abdominal binding on field-based exercise responses in Paralympic athletes with cervical spinal cord injury. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(4), 351-355.

- Wilson, G. J. y Murphy, A. J. (1996). The use of isometric tests of muscular function in athletic assessment. *Sports Medicine*, 22(1), 19-37.
- Woollacott, M. H. y Shumway-Cook, A. (2005). Postural dysfunction during standing and walking in children with cerebral palsy: what are the underlying problems and what new therapies might improve balance?. *Neural Plasticity*, 12(2-3), 211-219.
- WPA, World Para Athletics. (2017). *World Para Athletics Classification Rules and Regulations March 2017*. En <https://goo.gl/phWWks> (Consultado el 30 de Marzo de 2017).
- Wright, W. G. (1912). Muscle training in the treatment of infantile paralysis. *The Boston Medical and Surgical Journal*, 167(17), 567-574.
- Wu, G., Van der Helm, F. C., Veeger, H. D., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., ... y Werner, F. W. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981-992.
- Yanci, J., Granados, C., Otero, M., Badiola, A., Olasagasti, J., Bidaurrazaga-Letona, I., ... y Gil, S. M. (2015). Sprint, agility, strength and endurance capacity in wheelchair basketball players. *Biology of Sport*, 32(1), 71-78.

# Anexos

---





## ANEXO 1. INFORMACIÓN DEL DEPORTISTA

### INFORMACIÓN DEL DEPORTISTA

Deportista N° \_\_\_\_\_

#### DATOS PERSONALES

Nombre: \_\_\_\_\_ Apellidos: \_\_\_\_\_

Localidad \_\_\_\_\_

Entidad/Club: \_\_\_\_\_ Fecha de Nacimiento: \_\_\_\_\_

Hombre  Mujer  Teléfono: \_\_\_\_\_ E-mail: \_\_\_\_\_

#### DATOS DEPORTIVOS

¿Has competido alguna vez en Slalom en silla de ruedas? Si  NO  ¿Años de Competición?  
\_\_\_\_\_

¿Nivel de Competición? Regional  Nacional

Días de entrenamiento/ semana \_\_\_\_\_ H/día \_\_\_\_\_

Otro entrenamiento: \_\_\_\_\_ Días/semana \_\_\_\_\_

H/día \_\_\_\_\_

Clasificación Deportiva: D1  D2  D3  D4  D5  D6  Control

#### INFORMACIÓN DIAGNÓSTICA PC

Diagnóstico: \_\_\_\_\_ Momento: Congénita  Adquirida

Tetraparesia  Tri paresia  Diparesia  Hemiparesia

Tono predominante: Espasticidad  Rigidez  Distonía  Atetosis  Ataxia  Mixta

Medicación (Nombre y razón porque se usa): \_\_\_\_\_

¿Toxina Botulínica?: Si  NO  ¿Última inyección? \_\_\_\_\_ ¿Musculatura?  
\_\_\_\_\_

Cirugías en los últimos 5 años (Localización/Motivo):  
\_\_\_\_\_

#### INFORMACION DIAGNÓSTICA FÍSICOS

Deficiencias de las extremidades: \_\_\_\_\_ Amputación\*  Dismelia

\*Longitud MMII \_\_\_\_\_

Superior  Inferior /  Unilateral  Bilateral

Diferencia de las extremidades: \_\_\_\_\_ cm

Otros: \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

**Movilidad:**

Anda independiente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Andadores/bastones/muletas/otros:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Anda con asistencia	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Una persona/Dos personas:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
			Camina/Cojea:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Silla de Ruedas Manual	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Vueltas/gira en marcha	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
			Sube o baja pendientes/rampas	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
			Sólo velocidad baja	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
			Sólo por comodidad	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Impulsa la silla con los pies				<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Silla Motorizada	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Tipo de batería .....	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
			Incapaz de impulsar silla manual	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
			Incapaz de impulsar silla manual debido a fatiga	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## ANEXO 2. CONSENTIMIENTO INFORMADO



### ACUERDO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

El Proyecto para el desarrollo de un sistema integrado de clasificación para el slalom en silla de ruedas basado en evidencias, promovido por el Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche, en colaboración con la Federación Española de Deportes para Personas con Parálisis Cerebral y Lesión Cerebral (FEDPC), se enmarca en la tesis doctoral de Dña. Marta Domínguez Díez, y está supervisado por los profesores titulares de la UMH Raúl Reina Vaíllo y José Luis López Elvira. Los investigadores y promotores del proyecto se comprometen a:

- Explicar detalladamente a los responsables de cada club o entidad y/o deportistas/participantes, los propósitos del estudio anteriormente descrito.
- Desarrollar el proceso de medida de acuerdo a los postulados éticos de la Declaración de Helsinki acerca de la investigación con seres humanos.
- Gestionar el calendario de mediciones de manera eficiente, tratando de cumplir las demandas temporales indicadas en la explicación del proyecto.
- Tratar los datos e imágenes obtenidas durante el proceso de medida garantizando su confidencialidad.
- Proporcionar informes individuales y grupales de aquellas pruebas que sean solicitadas.

Con todo, el abajo firmante, o en su defecto la persona en quien delegue, se compromete a:

- Completar el protocolo de pruebas anteriormente descrito, pudiendo abandonar de forma voluntaria en caso de disconfort durante el desarrollo de los mismos.
- Afirma que ha sido informado acerca de los protocolos, y que participa de forma voluntaria en el proceso de medida.
- Que en el momento de realización de los protocolos no tiene ninguna lesión o limitación funcional que le impida la realización de los mismos, así como no estar bajo el efecto de cualquier sustancia o medicación que pudiera interferir en el rendimiento deportivo o funcional.

Y para que así conste y surta los efectos oportunos, firman la presente en

Elche, a \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2015

Fdo: Raúl Reina Vaíllo  
Investigador Principal

Fdo: Deportista o Persona en quien delegue firma

# ANEXO 3. FICHA DE CLASIFICACIÓN DE SSR

 <p style="font-size: small;">FEDPC Federación Española de Deportistas de Parálisis Cerebral y Lesión Cerebral</p> <p style="font-size: small;">FEDDF Versión mayo 2014</p>	<p><b>DATOS PERSONALES DEL DEPORTISTA</b></p> <p>CPN _____</p> <p>Apellido _____</p> <p>Nombre _____</p> <p>Número de Pasaporte/ID _____</p> <p>Núm. SDMS _____</p> <p>Fecha de nacimiento (DD/MM/AAAA) _____</p> <p>¿Completado el proceso de evaluación? <input type="checkbox"/> Sí <input type="checkbox"/> No</p> <p style="font-size: x-small;">En caso afirmativo, por favor, rellene la siguiente tabla:</p>	<p><b>Nombre y lugar de la competición:</b></p> <p>_____</p> <p><b>FECHAS DE LA COMPETICIÓN:</b></p> <p>_____</p>	<p><b>ESTATUS DE ENTRADA</b></p> <p><input type="checkbox"/> Nuevo</p> <p><input type="checkbox"/> Revisión</p> <p><input type="checkbox"/> Revisión fija</p> <p><input type="checkbox"/> NE Revisión</p> <p><input type="checkbox"/> Protesta</p> <p><input type="checkbox"/> Apelación</p>
<p><b>RESULTADO FINAL DE CLASIFICACIÓN</b></p> <p>¿Completado el proceso de evaluación? <input type="checkbox"/> Sí <input type="checkbox"/> No</p>		<p><b>FECHAS DE LA COMPETICIÓN:</b></p> <p>_____</p>	
<p><b>HISTORIAL DE ENTRENAMIENTO Y COMPETICIÓN</b></p> <p>Años de competición: _____</p> <p>Nivel competitivo más alto: _____</p> <p>(Señalar con un círculo)</p> <p>Regional _____</p> <p>Nacional _____</p> <p>Sesiones de entrenamiento por semana _____</p> <p>Sesiones específicas del deporte a la semana: _____</p> <p>Sesiones de entrenamiento de fuerza a la semana: _____</p> <p>Cualquier otro deporte/entrenamiento y otras notas: _____</p>		<p><b>FECHAS DE LA COMPETICIÓN:</b></p> <p>_____</p>	
<p><b>CLASE DE DEPORTE</b></p> <p>División _____</p> <p>Estatus de la clase de deporte _____</p>		<p><b>FECHAS DE LA COMPETICIÓN:</b></p> <p>_____</p>	
<p>Revisiones fijas: Año (si se requiere) _____</p> <p>Motivo: _____</p> <p>(Señalar con un círculo) Progresivo Fluctuante Madurez</p>		<p><b>FECHAS DE LA COMPETICIÓN:</b></p> <p>_____</p>	
<p>A rellenar por el atleta y/o padre o tutor. La firma indica que el atleta ha sido debidamente informado sobre la clase del deporte y el estatus asignados por el panel, y que la información provista por el atleta era correcta.</p>		<p><b>FECHAS DE LA COMPETICIÓN:</b></p> <p>_____</p>	
<p>Nombre del atleta en letra de imprenta: _____</p> <p>Firma del atleta: _____</p> <p>Nombre en letra de imprenta del personal de apoyo: _____</p> <p>Firma del personal de apoyo: _____</p> <p>Fecha DD/MM/AAAA _____</p> <p>El atleta se niega a firmar (marcar casilla): <input type="checkbox"/></p>		<p><b>FECHAS DE LA COMPETICIÓN:</b></p> <p>_____</p>	
<p><b>JUSTIFICACIÓN PARA LA ASIGNACIÓN DE CLASE Y ESTATUS DE CLASE DEL DEPORTE (casilla de verificación, Número de regla de MDC, Número de regla de clase de deporte y Comentarios adicionales)</b></p> <p>Hipertonía _____</p> <p>Ataxia _____</p> <p>Atetosis _____</p> <p>Deficiencias en extremidades _____</p> <p>Rango pasivo de movimiento disminuido _____</p> <p>Fuerza muscular disminuida _____</p>		<p><b>FECHAS DE LA COMPETICIÓN:</b></p> <p>_____</p>	
<p><b>SI NO SE COMPLETÓ EL PROCESO, EXPLIQUE EL MOTIVO A CONTINUACIÓN:</b></p> <p>Prueba incompleta debido a dolores que limitan el movimiento _____</p> <p>Acreditación médica de apoyo insuficiente (por ejemplo, para establecer que las discapacidades del atleta tienen una base patológica) _____</p> <p>El atleta no asistió a una fase de evaluación obligatoria _____</p> <p>El atleta se mostró no cooperativo (presencia incoherente) _____</p> <p>Otros: Ofrezca una breve justificación para dar por terminado el proceso de evaluación del atleta. _____</p>		<p><b>FECHAS DE LA COMPETICIÓN:</b></p> <p>_____</p>	
<p><b>NOMBRES DE CLASIFICADORES ATLETISMO IPC Y FUNCIONES</b></p> <p>1 «Print» _____</p> <p>Firma _____</p> <p>Medico _____</p> <p>2 «Print» _____</p> <p>Firma _____</p> <p>Fisio _____</p> <p>2 «Print» _____</p> <p>Firma _____</p> <p>Técnico _____</p> <p>Fecha DD/MM/AAAA: _____</p> <p>Motivo para el cambio de clasificadores, si procede: _____</p>		<p><b>FECHAS DE LA COMPETICIÓN:</b></p> <p>_____</p>	
<p><b>VERIFICACIÓN POR PARTE DEL CLASIFICADOR IFE</b></p> <p>Clasificación verificada por Clasificador Iefe <input type="checkbox"/> Sí <input type="checkbox"/> No</p> <p>Decisión obligada <input type="checkbox"/> Sí <input type="checkbox"/> No</p> <p>Nombre _____</p> <p>Firma _____</p> <p>Fecha (DD/MM/AAAA) _____</p>		<p><b>FECHAS DE LA COMPETICIÓN:</b></p> <p>_____</p>	

Nombre	Licencia	Club
Cuadro médico según la descripción realizada por el atleta:		
Documentación médica de apoyo presentada:	SI	No
Especifique la documentación que se ha presentado (por ejemplo, informes médicos, rayos X, escáner TC, electromiografía) y resuma cualquier posible información relevante para la clasificación:		
El cuadro médico es:	Congénito	Adquirido: (MM/AAAA)
Descripción del atleta del impedimento principal que afecta al deporte:	¿Progresivo/cambiante?	SI
	Hipertonía	Longitud de piernas
	Ataxia	Fuerza muscular disminuida
	Atetosis	PROM disminuido
¿Existe relación entre la discapacidad y el cuadro médico descrito por el atleta?	SI	No
En caso contrario, ¿dónde está la incongruencia?		
Cuadros médicos secundarios (señalar con un círculo)	Epilepsia	Asma
	Disreflexia autónoma	Otros
Otros factores que puedan afectar a la clasificación como, por ejemplo, cirugía, inyecciones botulínicas, etc.:		
Medicaciones actuales utilizadas de forma habitual:		
Dispositivos de asistencia utilizados en el deporte (por ejemplo: cinchas, prótesis, cinchas, tipo sillas de ruedas, calzado especial), etc.:		
Utiliza silla de ruedas:	Siempre	En ocasiones
	Nunca	Nunca
<b>NOMBRES DE CLASIFICADORES Y FUNCIONES</b>		
Clasificador	Nombre en letra de imprenta	Firma
Médico		
Fisio		
Técnico		
Fecha	[DD/MM/AAAA]	

DEFICIENCIAS EN EXTREMIDADES Y DISMELIA - EXTREMIDAD SUPERIOR			
Descripción (si es un amputado - recoja en qué lado y a qué nivel):			
<b>Unilateral</b>	Brazo afectado:	Derecho	Izquierdo
	Acromion a punta más distal de la extremidad afectada		Longitud del brazo no afectado (Acromion a punta de estiloides radial) =
		S	

<b>Bilateral</b>	Brazo afectado:	Derecho	Izquierdo	Brazo no afectado:	Derecho	Izquierdo
	Acromion a punta más distal de la extremidad afectada			Longitud del brazo no afectado (Acromion a punta de estiloides radial) =		
			S			

DEFICIENCIAS EN EXTREMIDADES Y DISMELIA - EXTREMIDAD INFERIOR			
Descripción (si es un amputado - recoja en qué lado y a qué nivel):			
	Medidas (en cm)	Derecho	Izquierdo
	Longitud del fémur		Diferencias
	Longitud de la tibia		
	Longitud del pie		

Nombre	Licencia	Club		
<b>HIPERTONÍA, ATAXIA Y ATETOSIS</b>				
Babinski claro unilateral o bilateral	No	SI	Derecho	Izquierdo
Cinosis unilateral o bilateral claro (4 sacudidas o más)	No	SI	Derecho	Izquierdo
Reflejos marcadamente rápidos o clara diferencia en los reflejos:				
Biceps	No	SI	Derecho	Izquierdo
Triceps	No	SI	Derecho	Izquierdo
Muñeca	No	SI	Derecho	Izquierdo
Rodilla	No	SI	Derecho	Izquierdo
Tobillo	No	SI	Derecho	Izquierdo
Evidencias claras de atetosis o ataxia	No	SI		
Agarrotamiento o rigidez en una o más extremidades	No	SI	Derecho	Izquierdo
Atrofia moderada o acortamiento de una extremidad	No	SI	Derecho	Izquierdo
Control estático del tronco	Bueno	Aceptable	Pobre	
Control dinámico del tronco	Bueno	Aceptable	Pobre	

**Tests de coordinación - Extremidad superior**

Los clasificadores podrán utilizar estos tests en cualquier combinación, pero no estarán limitados a ellos.

Señalar con un círculo y describir a continuación:

1. Prueba dedo-nariz	2. Frotación rápida de manos	3. Pronación/supinación rápidas	4. Cruz dedo-nariz
5. Flexión/extensión rápida del codo	6. Manipulación de pelota de tenis	7. Prueba de rebote Stewart-Holmes	

A continuación, describa también cualquier otra prueba que se haya realizado

**Hemicuerpo Derecho**

<-> ROM	ASAS
<input type="text"/>	Hombro
<input type="text"/>	Codo
<input type="text"/>	Muñeca
<input type="text"/>	Cadera
<input type="text"/>	Rodilla
<input type="text"/>	Tobillo

**Hemicuerpo Izquierdo**

ASAS	<-> ROM
<input type="text"/>	Hombro
<input type="text"/>	Codo
<input type="text"/>	Muñeca
<input type="text"/>	Cadera
<input type="text"/>	Rodilla
<input type="text"/>	Tobillo

NOTA: En ASAS y Daniels indicar grupo muscular evaluado como F = Flexor o E = Extensor + Puntuación escala (p.e. F-3)

Comentarios adicionales relevantes para la discapacidad (por ejemplo, escoliosis, contracturas, hipertonía reactiva)

**ESCALA ASAS**

4	Resistencia en ROM completo
3	Catch 1ª mitad, resistencia resto ROM
2	Catch 2ª mitad, alguna resistencia después
1	Catch 2ª mitad, no resistencia después
<>	Diferencia ROM Rápido – Lento

**NOMBRES DE CLASIFICADORES Y FUNCIONES**

Clasificador	Nombre en letra de imprenta	Firma
Medico		
Fisio		
Técnico		
Fecha	(DD/MM/AAAA)	

Nombre	Licencia	Club
--------	----------	------

ACTIVIDAD DE LOS MÚSCULOS DEL TRONCO				
		Ninguno	Algunos	Completo
Abdominales superiores	Izquierdo			
	Derecho			
	Izquierdo			
Abdominales inferiores	Derecho			
	Flexión completa del tronco			
	Extensión torácica superior			
Extensión completa del tronco				
Rotación del tronco	Izquierdo			
	Derecho			
Flexión lateral del tronco	Izquierdo			
	Derecho			

**Deformidades de la columna/caja torácica**  
 Descripción detallada basada en observación, incluyendo ubicación, severidad, tipo y extensión de fusión si existe (e.g., cifosis/lordosis torácica/lumbar grave, convexidad hacia la izquierda con apex T10)

Comentarios adicionales relevantes para la discapacidad

NOMBRES DE CLASIFICADORES Y FUNCIONES	
Clasificador	Nombre en letra de imprenta
Médico	Firma
Fisio	
Técnico	
Fecha	(DD/MM/AAAA)

CAPACIDAD MUSCULAR DISMINUIDA		RANGO PASIVO MOVIMIENTO DISMINUIDO	
Grado muscular		Registrar punto de inicio y final para déficits en PROM	
Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo
Rango de referencia R = Runners (corredores) Th = Throwers (lanzadores)		Extremidad superior	
A 10° para R		Flexión de hombros - hacia delante	
A 40° para R		Extensión de hombros - hacia atrás	
A 90° para Th		Abducción de hombros	
A 60° para Th		Flexión de hombros - horizontal	
		Extensión de hombros - horizontal	
A 50° para Th		Rotación externa de hombros	
A 60° para Th		Rotación interna de hombros	
A 90° para R/Th		Flexión de codo	
A 0° para Th		Extensión de codo	
A 80° para Th		Flexión de muñeca	
A 70° para Th		Extensión de muñeca	
		Flexión de pip	
		Extensión de pip	
A 90° para Th		Flexión de MCP	
A 0° para Th		Extensión de pip	
		Oposición del pulgar	
		Extensión del pulgar	

¿Desgaste de músculos intrínsecos de la mano?		¿Es funcionalmente significativa?	
Rango de referencia		Registrar punto de inicio y final para déficits en PROM	
Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo
Extremidad inferior			
A 90° para R/Th		Flexión de cadera	
A 5° para R/Th		Extensión de cadera	
A 5° para R/Th		Abducción de cadera	
A 5° para R/Th		Aducción de cadera	
		Flexión de rodilla	
A -15° para R/Th		Extensión de rodilla	
A 10° para R/Th		Dorsiflexión de tobillo	
A 25° para R/Th		Flexión plantar de tobillo	
A 10° para R/Th		Inversión tobillo/pie	
A 10° para R/Th		Eversión tobillo/pie	

Nombre	Licencia	Club	
--------	----------	------	--

<b>EVALUACIÓN TÉCNICA</b>
<p style="text-align: center;"><b>Tests de rendimiento y específicos del deporte</b></p> <p>Puntos que considerar: función de las extremidades, función de la mano, uso del tronco, y cualesquiera otras observaciones</p>

<b>EVALUACIÓN DE OBSERVACIÓN</b>
<p>Nombre y número del evento _____</p> <p style="text-align: left;">Fecha (DD/MM/AAAA) _____ Hora _____</p> <p style="text-align: center;">Observaciones del Panel de Clasificación</p>

Resultado de la evaluación técnica - (registrar también en la página 1)	Resultado de la evaluación de observación - (registrar también en la página 1)
Clase de deporte	Clase de deporte
Estatus de la clase de deporte	Estatus de la clase de deporte

<b>NOMBRES DE CLASIFICADORES DE ATLETISMO IPC Y FUNCIONES</b>	
Clasificador	Nombre en letra de imprenta
Medico	Firma
Fisio	
Técnico	
Fecha	(DD/MM/AAAA) Hora:

<b>NOMBRES DE CLASIFICADORES DE ATLETISMO Y FUNCIONES DEL IPC</b>	
Clasificador	Nombre en letra de imprenta
Medico	Firma
Fisio	
Técnico	
Fecha	(DD/MM/AAAA) Hora: