UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (INEF)

**LA VELOCIDAD DE DESPLAZAMIENTO
EN JUGADORES DE BALONCESTO EN
SILLA DE RUEDAS DE ALTO NIVEL.
DISEÑO DE UNA METODOLOGÍA PARA
LA VALORACIÓN DEL RENDIMIENTO**

Tesis Doctoral

D. Jorge Villacieros Rodríguez

Licenciado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

Madrid, 2018

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (INEF)

DEPARTAMENTO DE DEPORTES

**LA VELOCIDAD DE DESPLAZAMIENTO
EN JUGADORES DE BALONCESTO EN
SILLA DE RUEDAS DE ALTO NIVEL.
DISEÑO DE UNA METODOLOGÍA PARA
LA VALORACIÓN DEL RENDIMIENTO**

TESIS DOCTORAL

D. JORGE VILLACIEROS RODRÍGUEZ

Licenciado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

Madrid, 2018

DEPARTAMENTO DE DEPORTES

Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (INEF)

**LA VELOCIDAD DE DESPLAZAMIENTO
EN JUGADORES DE BALONCESTO EN
SILLA DE RUEDAS DE ALTO NIVEL.
DISEÑO DE UNA METODOLOGÍA PARA
LA VALORACIÓN DEL RENDIMIENTO**

TESIS DOCTORAL

AUTOR

D. JORGE VILLACIEROS RODRÍGUEZ

Licenciado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

DIRECTORA

DRA. AMELIA FERRO SÁNCHEZ

Doctora en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

Madrid, 2018

Tribunal nombrado por el Magfco. y Excmo. Sr. Rector de la Universidad Politécnica de Madrid, el día ...

Presidente: D/Dña. _____

Vocal: D/Dña. _____

Vocal: D/Dña. _____

Vocal: D/Dña. _____

Secretario: D/Dña. _____

Suplente: D/Dña. _____

Suplente: D/Dña. _____

Realizando el acto de defensa y lectura de la Tesis, el día _____ de
_____ de 2018 en _____

Calificación

EL PRESIDENTE

LOS VOCALES

EL SECRETARIO

AGRADECIMIENTOS

Infinidad de agradecimientos podría estar dando desde que comencé en una aventura como esta en el año 2014.

En primer lugar, me gustaría mostrar mi gratitud a mi mentora, la Doctora Amelia Ferro, que no solo me ha guiado durante estos cuatro años de tesis, si no que me ha enseñado desde el comienzo de mi etapa universitaria en el año 2005. Ha sido una persona que me ha acogido y me ha enseñado muchísimas cosas. Además, esta tesis doctoral se la debo a ella, por su enorme paciencia y dedicación que me ha dado durante todo este tiempo. Muchísimas gracias por todo.

En segundo lugar, una persona fundamental en esta tesis ha sido el Doctor Javier Pérez Tejero, quién con su gran conocimiento y experiencia del tema, ha sabido guiarme a lo largo de mi investigación y que siempre ha estado abierto a recibirme y a dedicarme el tiempo necesario para lograr mis objetivos, por lo que también esta tesis se la debo a él, igualmente, muchas gracias.

Al Doctor Pablo Floría, por su paciencia y dedicación en mi primera etapa como investigador y por enseñarme muchos de sus conocimientos sobre el desarrollo y funcionamiento del sistema laser. Gracias a sus enseñanzas, pude embarcarme en esta aventura.

A la Doctora África López Illéscas por enseñarme y permitirme a utilizar su laboratorio para poder llevar a cabo las diferentes pruebas de esta tesis y por estar pendiente de mi evolución desde el primer día. Una gran ayuda que me ha facilitado mucho concluir este estudio.

A los Doctores Manuel Sillero, Carlos Cordente y Guadalupe Garrido, por facilitarme el acceso al laboratorio, por ayudarme en los momentos más difíciles, por escucharme y por su total apoyo continuo durante toda esta etapa.

A los Doctores Antonio Barrientos y Sergio Domínguez de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales, por su trabajo y colaboración en el desarrollo tecnológico del proyecto.

A mis compañeros de viaje, la Doctora Lena Grams, con la que he compartido los últimos dos años los buenos momentos de este aprendizaje, a Darío Mendoza, quien su progreso sirvió para avanzar mi tesis, a Pablo García Auñón y a Alejandro Muñoz, quienes contribuyeron a la integración de los diferentes sistemas tecnológicos. No me olvido en este apartado de Juan de Antonio, Abel Ruiz, Javier Calvo, Celia Elhaza, Mónica Rodríguez y más alumnos del trabajo final de grado en Ciencias de la Actividad Física y Deporte, con los cuales he aprendido mucho y me han dado mucho apoyo.

A la Universidad Politécnica de Madrid, en especial a la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (INEF) por darme la oportunidad de dar otro paso más, que no el último, en mi formación académica.

Al Ministerio de Economía y Competitividad, por otorgarme una beca predoctoral como personal investigador en formación, en la cual pude completar y desarrollar prácticamente la tesis doctoral al completo.

A la Federación Española de deportes de Personas con Discapacidad Física, por prestarse a participar en la investigación y a los técnicos y jugadores de la Selección Nacional de Baloncesto en Silla de Ruedas, porque sin ellos, no podría haberse realizado esta tesis. Tampoco quiero olvidar al equipo Ilusión que, gracias a su gran resultado obtenido de Campeón de Europa en 2017, ha sido un honor poder haberles valorado.

A mis compañeros que todos los días hacen posible que la Facultad esté abierta y disponible para todos, José y Toni, los que siempre me han facilitado cualquier material que necesitaba y con los que he compartido unos magníficos momentos en la facultad.

Y sin duda, lo más importante de todo, mi familia. No tengo las palabras para poder mostrar la gratitud que os tengo por todo el apoyo que me habéis brindado. Gracias a vosotros he podido llegar hasta aquí y entregar un trabajo de años, que sus etapas buenas y malas ha tenido. Esta tesis es para vosotros y que sepáis que siento orgullo de la familia que tengo. Muchísimas gracias de verdad, con todo mi corazón, porque sois el eje principal de mi vida.

¡Muchas gracias a todos!

FINANCIACIÓN

Esta Tesis Doctoral se ha llevado a cabo a merced de una Beca Predoctoral de personal investigador en formación (BES-2013-067140) del Ministerio de Economía y Competitividad obtenida a través de un proyecto del Plan Nacional I+D+i (DEP2012-38785) titulado *“Desarrollo de un sistema integrado para el análisis biomecánico y evaluación de rendimiento en condiciones de entrenamiento. Aplicación al baloncesto en silla de ruedas de alto nivel”*.

Este proyecto se llevó a cabo en la Universidad Politécnica de Madrid, en la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, entidad beneficiaria de los proyectos.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS.....	I
FINANCIACIÓN.....	IV
ÍNDICE.....	V
ÍNDICE DE TABLAS.....	IX
ÍNDICE DE FIGURAS	XI
ÍNDICE DE ABREVIATURAS.....	XIII
RESUMEN	XV
ABSTRACT.....	XX
 CAPÍTULO UNO. Introducción.....	 1
1.1 Estado del arte	1
1.1.1 Baloncesto en silla de ruedas.....	1
1.1.2 Clasificación funcional en baloncesto en silla de ruedas	1
1.1.3 Variables de rendimiento relacionadas con la clasificación funcional	6
1.1.4 Puestos específicos en baloncesto en silla de ruedas y reglamento de juego	9
1.1.5 Test de campo para valorar el rendimiento de los jugadores de baloncesto en silla de ruedas.....	12
1.1.6 Cualidades del jugador de baloncesto en silla de ruedas	17
1.1.6.1 La velocidad en los jugadores de baloncesto en silla de ruedas	17
1.1.6.2 La fuerza en los jugadores de baloncesto en silla de ruedas.....	19
1.1.7 Tecnología empleada para valorar la velocidad y fuerza de los jugadores de baloncesto en silla de ruedas.....	20
1.2 Justificación del estudio	24

1.3 Objetivos de la tesis	26
1.3.1 Objetivo general.....	26
1.3.2 Objetivos del primer estudio.....	26
1.3.3 Objetivos del segundo estudio	26
1.3.4 Objetivos del tercer estudio	27
1.4 Estructura de la tesis	28
 CAPÍTULO DOS. Aplicabilidad de un sistema láser para describir la curva de velocidad en jugadores de BSR.....	 30
2.1 Introducción y objetivos del estudio.....	30
2.2 Material y métodos	32
2.2.1 Participantes.....	32
2.2.2 Instrumentación.....	33
2.2.3 Registro de datos.....	34
2.2.4 Análisis estadístico	36
2.3 Resultados	38
2.4 Discusión.....	45
2.5 Conclusiones	49
 CAPÍTULO TRES. La fuerza en las articulaciones del hombro y codo y su relación con la velocidad de desplazamiento en jugadores de baloncesto en silla de ruedas.....	 52
3.1 Introducción y objetivos del estudio.....	52
3.2 Material y métodos	53
3.2.1 Participantes.....	53
3.2.2 Instrumentación.....	55

3.2.3	Diseño y procedimiento.....	56
3.2.4	Análisis estadístico.....	62
3.3	Resultados	63
3.3.1	Batería de test de sprint	63
3.3.2	Test isocinéticos.....	63
3.3.3	Relación entre la velocidad de sprint y el momento máximo de fuerza	64
3.4	Discusión.....	69
3.5	Conclusiones	72

CAPÍTULO CUATRO. La aceleración de las muñecas en la propulsión de baloncesto

en silla de ruedas y su relación con la velocidad de desplazamiento		74
4.1	Introducción y objetivos del estudio.....	74
4.2	Material y métodos	76
4.2.1	Participantes.....	76
4.2.2	Instrumentación.....	78
4.2.2.1	Desarrollo del algoritmo.....	80
4.2.2.2	Control de los motores	81
4.2.2.3	Sincronización al sistema BioLaserSport®	82
4.2.3	Registro de datos.....	83
4.2.4	Análisis estadístico.....	87
4.3	Resultados	88
4.3.1	Fiabilidad del protocolo del test de 20 metros usando ambos Wimu´s.....	88
4.3.2	Fiabilidad del protocolo del test de 20 metros utilizando visión por computador.....	89
4.3.3	Simetría bilateral siguiendo el protocolo propuesto.....	90

4.3.4 Relación entre la velocidad de sprint y la aceleración total.....	91
4.4 Discusión.....	93
4.5 Conclusiones	95
CAPÍTULO CINCO. Conclusiones	98
5.1 Conclusiones globales de la tesis	98
5.2 Aplicaciones prácticas de los hallazgos de la tesis.....	100
5.3 Futuras líneas de investigación	102
 CAPÍTULO SEIS. Referencias.....	 103
 ANEXOS.....	 120
Anexo 1. Versión publicada del Capítulo Dos.....	120
Anexo 2. Datos de los jugadores.....	136
Anexo 3. Comité de ética de la UPM.....	137
Anexo 4. Consentimiento informado	138

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Características de los participantes	32
Tabla 2.2 Fiabilidad intrasesión del test de 20 metros obtenida para la Velocidad máxima (Vmax) y la velocidad media (Vm).....	39
Tabla 2.3 Tiempo absoluto (T) y tiempo en conseguir la velocidad máxima (TVmax) en el sprint de 20 metros relacionado con la clasificación funcional y la posición de juego	40
Tabla 3.1 Características de los participantes	54
Tabla 3.2 Correlaciones entre la velocidad máxima en la prueba de sprint de 5 m y el momento de fuerza máximo en el test isocinético de hombro de rotación interna (IRS) y externa (ERS) en lado dominante (DS) y lado no dominante (NDS) a 60°/s y 180°/s.....	67
Tabla 3.3 Correlaciones entre la velocidad máxima en el sprint de 10 m con balón y el momento de fuerza máximo en el test isocinético de hombro de rotación interna (IRS) y externa (ERS) a 60°/s y 180°/s, y flexión (FE) y extensión (EE) de codo a 60°/s y 150°/s en el lado dominante (DS) y lado no dominante (NDS)	67
Tabla 3.4 Correlaciones entre la velocidad máxima en el test SPB y el momento de fuerza máximo en el test isocinético de hombro de rotación interna (IRS) y externa (ERS) a 60°/s y 180°/s, y flexión (FE) y extensión (EE) de codo a 60°/s y 150°/s en el lado dominante (DS) y lado no dominante (NDS).....	68
Tabla 3.5 Correlaciones entre la velocidad máxima en la prueba de sprint de 5 m de espaldas y el momento de fuerza máximo en el test isocinético de hombro de rotación interna (IRS) en lado dominante (DS) y lado no dominante (NDS) a 60°/s y 180°/s	68
Tabla 4.1 Características de los participantes	77
Tabla 4.2 Fiabilidad intrasesión del test de 20 metros obtenida para la aceleración total (AcelTp) en el Wimu 1	88

Tabla 4.3 Fiabilidad intrasesión del test de 20 metros obtenida para la aceleración total (AcelTp) en el Wimu 2.....	89
Tabla 4.4 Fiabilidad intrasesión del test de 20 metros obtenida para la Vmax utilizando la visión por computador	90

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Diagrama de los planos de movimiento de un jugador sentado en la silla de ruedas. (Adaptado de IWFB, 2014)	4
Figura 1.2 Diagrama del volumen de acción de las clases funcionales de un jugador de baloncesto en silla de ruedas. (Adaptado de IWFB, 2014)	5
Figura 1.3. Test de campo para valorar las habilidades técnicas (Adaptado de Vanlandewijck et al., 1999)	14
Figura 1.4. Recorrido para el test de agilidad T-Test (Adaptado de Yanci et al., 2015)	16
Figura 2.1 (A) Esquema de la prueba de velocidad de 20 m. (B) Curva de velocidad obtenida con BioLaserSport® de un jugador de baloncesto en silla de ruedas de Clase IV durante la prueba de velocidad.	37
Figura 2.2 Tiempo medio relativo (RT) y velocidad relativa a la máxima (RVmax) en el test de sprint de 20 metros por los jugadores de BSR ($X \pm SD$).....	41
Figura 2.3 Distancia absoluta (DVmax) y Distancia relativa (RDVmax) en conseguir el 90%, 95% y 98% de la velocidad máxima de todos los jugadores de BSR ($X \pm SD$).....	41
Figura 2.4 Velocidad media (V_m) por secciones de los jugadores de BSR relacionados con la clasificación funcional y los puestos de juego en el campo ($X \pm SD$).....	42
Figura 2.5 Velocidad máxima (V_{max}) por secciones de los jugadores de BSR relacionados con la clasificación funcional y los puestos de juego en el campo ($X \pm SD$)	43
Figura 2.6 Tiempo relativo en conseguir la velocidad máxima (RTVmax) en las secciones de 20 metros de los jugadores de BSR relacionados con la clasificación funcional y los puestos específicos ($X \pm SD$)	44
Figura 3.1 Esquema del test de 5 metros.....	57
Figura 3.2 Esquema del test de 10 metros con balón.....	57

Figura 3.3 Esquema del test de 5 metros de espaldas	58
Figura 3.4 Esquema del test de velocidad, pase y frenado.....	59
Figura 3.5 Jugadores de BSR realizando rotación interna y externa de hombro en la imagen de la izquierda y flexo-extensión de codo en la imagen de la derecha.....	61
Figura 3.6 Velocidad máxima (Vmax) por secciones entre el grupo A y el grupo B en el test de 5 m de espaldas.....	65
Figura 3.7 a) Momento de fuerza máximo (Mmax) a 60°/s y 180°/s, b) Trabajo total (TT) a 60°/s y 180°/s entre el grupo A y el grupo B con relación a la rotación interna del hombro (IRS) en el lado dominante (DS) y lado no dominante (NDS)	66
Figura 4.1 Wimu en posición vertical. Eje longitudinal X, eje transversal Y, y eje anteroposterior Z.....	79
Figura 4.2 Imagen del seguimiento del deportista mediante el sistema de visión por computador	81
Figura 4.3 Cálculo del error x - y para el movimiento de los motores del sistema laser	82
Figura 4.4 Esquema de la prueba de velocidad de 20 m con la incorporación de dos cámaras de alta velocidad para sincronización con los WIMUs	84
Figura 4.5 Filtrado de los datos a través del software Quiko v.882. En color azul los datos en bruto y en rojo los datos con el filtro aplicado	85
Figura 4.6 Sincronización del video con los datos de aceleración del WIMU. Se asocia cada curva de aceleración al impacto de la muñeca al aro de la silla de ruedas.....	85
Figura 4.7 Simetría bilateral en jugadores de BSR.....	91
Figura 4.8 Correlaciones entre la velocidad media y la aceleración media del lado dominante en las secciones de 0-3 m, 0-5 m y 5-10 m.....	92

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

AcelTm:	Aceleración total media de la sección
AcelTmax:	Aceleración total máxima de la sección
AcelTp:	Aceleración total máxima del ciclo
BSR:	Baloncesto en Silla de Ruedas
CCI:	Coeficiente de correlación intraclase
CMD:	Cambio mínimo detectable
DS:	Lado dominante
DVmax:	Distancia en conseguir la velocidad máxima
EE:	Extensión de codo
ERS:	Rotación externa de hombro
FE:	Flexión de codo
FEDDF:	Federación Española de Deportes para Personas con Discapacidad Física
FIBA:	Federación Internacional de Baloncesto
H:	Matiz
HSV:	Matiz, saturación, valor
IC:	Intervalo de Confianza
IMUs:	Unidades de medidas inerciales
IRS:	Rotación interna de hombro
IWFB:	Federación Internacional de Baloncesto en Silla de Ruedas
m:	Metro
m/s:	metro partido por segundo
Mmax:	Momento de fuerza máximo, en inglés <i>peak torque</i> (PT)
NDS:	Lados no dominante

PWM:	Modulación de ancho de pulso
RDVmax:	Distancia relativa en conseguir la velocidad máxima
RGB:	Rojo, verde y azul
RT:	Tiempo relativo
RTVmax:	Tiempo relativo en conseguir la velocidad máxima
RVmax:	Velocidad máxima relativa
S:	Saturación
SEM:	El error estándar de media
SD:	Desviación estándar
SPB:	Prueba de velocidad, pase de balón y frenado
Sym:	Simetría
TT:	Trabajo total
TVmax:	Tiempo en conseguir la velocidad máxima
V:	Valor
Vm:	Velocidad media
Vmax:	Velocidad máxima
WIMUs:	Unidades de medidas inerciales inalámbricas
X:	Promedio

RESUMEN

El interés en alcanzar altos niveles de rendimiento en los deportes paralímpicos, especialmente en el Baloncesto en Silla de Ruedas (BSR), se ha ido incrementando en los últimos años, constituyendo el principal objetivo o reto común. Es evidente que pequeñas variaciones en el rendimiento pueden marcar la diferencia entre ganar y perder competiciones y, por lo tanto, además de entrenar las capacidades técnicas como el tiro a canasta, el pase, el bote, etc., es necesario asegurar un nivel óptimo de capacidades físicas como la velocidad y la fuerza específicas del BSR. Se ha observado como la clase funcional, que va desde 1.0 (que son los jugadores que poseen mayor discapacidad física) hasta 4.5 puntos (que son los jugadores que poseen menor discapacidad), está relacionada con los puestos específicos en el lance del juego (bases, aleros y pivots). Por este motivo la especificidad en el puesto y su relación con las capacidades físicas antes mencionadas merecen especial atención.

Son escasas las investigaciones realizadas en el ámbito del BSR sobre el rendimiento del sprint, la fuerza y la simetría en la propulsión en la silla de ruedas en función de la clasificación funcional y de los puestos específicos en el campo. Por ello, esta tesis trata de relacionar, a través de un sistema de tecnología preciso que permita realizar un seguimiento continuo y automático del deportista, los siguientes aspectos: a) el rendimiento de los jugadores de BSR, a través del análisis de la velocidad en el sprint con relación a la clasificación funcional y a los puestos en el campo, b) la relación entre la fuerza desarrollada por los miembros superiores del deportista con la velocidad de desplazamiento en la silla de ruedas, y c) si existe simetría bilateral en la propulsión de la silla de ruedas cuando se alcanzan altas velocidades de desplazamiento.

Para poder llevar a cabo este estudio, se desarrolló en paralelo y durante el transcurso del proyecto que dio lugar a esta tesis, una tecnología basada en un sistema láser patentado por nuestro grupo de investigación, BioLaserSport®. Este sistema fue mejorado durante el proyecto

para el registro y análisis de los datos. Además, se implementó un novedoso sistema de visión por computador para realizar el seguimiento continuo del deportista y no perder datos del laser. Asimismo, se puso a punto una tecnología basada en acelerometría que se sincronizó con un sistema de fotogrametría y con BioLaserSport®.

Para llevar a cabo estos objetivos, la tesis se dividió en tres estudios; en el primer estudio se diseñó un test para valorar la capacidad de sprint y valorar variables cinemáticas en función de la clasificación funcional y del puesto específico del jugador en la cancha. En el segundo estudio, se determinó la relación entre el momento de fuerza máximo del hombro y del codo del lado dominante y no dominante con la velocidad de desplazamiento en la silla y, además, se analizó las diferencias entre las clasificaciones funcionales. Y por último, en el tercer estudio se mejoró la metodología incluyendo un sistema novedoso de visión por computador en el sistema laser BioLaserSport®, para determinar la relación entre las aceleraciones en las articulaciones de las muñecas con la velocidad de desplazamiento que conseguían los jugadores y observar la simetría bilateral.

En el primer estudio los deportistas participantes fueron el Equipo Nacional Español Absoluto de categoría masculina. Los jugadores de las clases 1.0 y 1.5 se clasificaron en clase I, (N = 1, 22 años), los de las clases 2.0 y 2.5 se clasificaron clase II (N = 2, 33.77 ± 3.19 años), los de las clases 3.0 y 3.5 en clase III (N = 4, 28.55 ± 6.65 años) y los de las clases 4.0 y 4.5 en clase IV (N = 5, 35.58 ± 6.90 años). Se utilizó un sistema laser, BioLaserSport®, que dispone de un sensor laser LDM301-Jenoptik (Jena, Alemania) tipo 1, que registró a una frecuencia de 2000 Hz. Las variables que se obtuvieron fueron el tiempo (T), las velocidades medias (Vm), las velocidades máximas (Vmax) y las distancias (DVmax) al 90-95-98% de la Vmax para poder describir la curva de la velocidad de los jugadores de BSR en un test de sprint consistente en 3 series de 20 metros. La fiabilidad intrasesión en el test de 20 metros se valoró mediante el coeficiente de correlación intraclase (CCI) siendo de 0.91 para las Vmax y de 0.97 para las Vm

junto con un error estándar de la medida (SEM) entre 0.02 y 0.09 m/s para ambas velocidades. Los jugadores consiguieron el 90% de su V_{max} en los primeros 12.44 ± 2.06 m, a $62.24\% \pm 10.34\%$ de la distancia total recorrida. Las clases funcionales II y III alcanzaron los valores más altos en la V_m (5.12 ± 0.13 y 4.98 ± 0.14 m/s, respectivamente) y en la V_{max} (5.51 ± 0.27 y 5.24 ± 0.18 m/s respectivamente), y los jugadores que tenían la posición de base fueron los más veloces (5.05 ± 0.15 m/s en la V_m y 5.39 ± 0.28 m/s en la V_{max}). La metodología desarrollada con el sistema láser permitió obtener una curva de velocidad precisa para el análisis pormenorizado de los sprints, permitiendo un análisis de las variables cinemáticas decisivas del rendimiento en los jugadores de BSR.

En el segundo estudio los jugadores participantes fueron el Equipo Nacional Español Absoluto de categoría masculina que se organizaron en dos grupos. El grupo A ($N = 5$, 29.60 ± 9.52 años) se compuso por las clases 1.0 hasta la 2.5 (grupo con poco control muscular en el tronco y pelvis) y el grupo B ($N = 7$, 30.14 ± 6.04 años) por las clases 3.0 hasta la 4.5 (grupo con buen control muscular en el tronco y pelvis). El sistema BioLaserSport®, registró a una frecuencia de 2000 Hz y se utilizó para obtener las V_{max} y las V_m en una batería de test de campo (en condiciones reales de entrenamiento) consistente en realizar 2 series de: Sprint de 5 metros, Sprint de 10 metros con bote de balón, Sprint de 15 metros con pase de balón y frenada (SPB) y Sprint de 5 metros de espaldas. Un dinamómetro isocinético, Biodex®-Multi-Joint-System-PRO, se usó para obtener el momento de fuerza máximo (M_{max}), en inglés *peak torque* (PT), de los jugadores en los movimientos de rotación interna y externa del hombro y en la flexo-extensión del codo, tanto del lado dominante (DS) como del no dominante (NDS) en situación de laboratorio. Ambas pruebas tuvieron lugar durante la misma semana, en una concentración del Equipo Nacional previa a una competición internacional. Con relación a la velocidad, el grupo B logró más velocidad en los últimos 3 metros que el grupo A en el sprint de 5 m de espaldas, consiguiendo una V_{max} de (3.36 ± 0.24 m/s). Con respecto a las pruebas

isocinéticas, el grupo B mostró mejores Mmax que el grupo A para la rotación interna de hombro a 60°/s y a 180°/s en el DS. Los resultados de este estudio indicaron que el Mmax en la rotación interna del hombro del DS podría contribuir más a la ganancia de velocidad cuando los jugadores de BSR propulsen la silla de ruedas en línea recta sin realizar ninguna acción técnica. Sin embargo, cuando los jugadores usen el balón realizando diferentes habilidades técnicas a máxima velocidad, la Vmax se vería influenciada por la rotación interna y externa de hombro y con la flexo-extensión del codo.

En el tercer estudio los deportistas participantes fueron 10 jugadores (8 hombres y 2 mujeres) con una edad de 30.80 ± 7.54 años, de un equipo de División de Honor de la Liga Nacional Española. El sistema BioLaserSport®, se utilizó para registrar datos a una frecuencia de 2000 Hz. Se incorporó un sistema de visión por computador a través de unos algoritmos de seguimiento programados en lenguaje C++. Con este sistema se obtuvieron las variables de Vmax y Vm en un test de sprint consistente en dos series de 20 m. Dos unidades inalámbricas de medidas inerciales (WIMUs), registraron datos a 1000 Hz, y se colocaron cada una en las articulaciones de las muñecas del DS y del NDS para obtener la aceleración total en cada ciclo de propulsión (AcelTp), y las aceleraciones totales máximas (AcelTmax) y medias (AcelTm) en cuatro secciones del test de 20 m (0-3, 3-5, 5-10, 10-20 m). La simetría bilateral se calculó a través de las AcelTp en cada ciclo de propulsión teniendo en cuenta el DS y el NDS. La fiabilidad intrasesión de BioLaserSport® sincronizado con la visión por computador mostró un CCI de 0.97 en la valoración de la Vmax. La fiabilidad de los WIMUs mostró un CCI de 0.90 en el WIMU del NDS y de 0.85 en el WIMU del DS en la valoración de las AcelTp. Hubo una relación significativa entre la AcelTm de la articulación de la muñeca del DS y la Vm en los 10 primeros metros del sprint y se detectó, a través de la metodología propuesta, que dos jugadores no mostraron una buena simetría bilateral. Los resultados de este estudio permitieron valorar la

simetría bilateral en el ciclo de propulsión para prevenir futuras lesiones y/o mejorar el rendimiento deportivo.

Los entrenadores, personal técnico y/o científicos pueden utilizar las aportaciones para valorar el rendimiento de los jugadores de BSR a través de la capacidad de sprint y los factores que determinan esta como la fuerza y las aceleraciones en la propulsión, consiguiendo describir a sus propios jugadores en función de su clasificación funcional y su puesto específico en el campo.

ABSTRACT

Interest in achieving high levels of performance in Paralympic sports, especially in wheelchair basketball (WB), has been increasing in recent years, constituting the main objective or common challenge. It is evident that small variations in performance can make the difference between winning and losing competitions. Therefore, beyond training technical abilities such as throwing the ball into the hoop, passing, shooting etc., it is necessary to ensure an optimal level of physical abilities such as speed and strength specific to WB. It has been observed as the functional class, which ranges from 1.0 (which are the players who have greater physical disability) to 4.5 points (which are the players with less disability), is related to the specific positions on the court (guards, centers and forwards). For this reason, specificity in the position and its relationship with the aforementioned physical abilities deserve special attention.

There has been limited research carried out within the field of WB on sprint performance, force and symmetry in wheelchair propulsion according to the functional classification and the specific positions on the court. Therefore, the purpose of this thesis is to relate, through the reliability advanced technology that allowed continuous and automatic monitoring of the athlete, the following aspects: a) the performance of WB players, through analysis of the speed of the sprint in relation to the functional classification and positions on the court, b) the relationship between the strength developed by the athlete's upper limbs with the displacement velocity in the wheelchair and c) if a bilateral symmetry exists in the propulsion of the wheelchair when high displacement velocity are reached.

To be able to carry out this study, a technology based on a laser system patented by our research group, BioLaserSport[®], was developed in parallel and during the course of the project that gave rise to this thesis. This system was improved during the project to record and analyze the data. In addition, a new computer vision system was implemented to continuously monitor the athlete and to not lose the laser data. Likewise, a technology was developed which was

based on accelerometry, and was synchronized with both a photogrammetry system and BioLaserSport®.

To carry out these objectives, the thesis consisted of three studies; in the first study, a test was designed to assess sprint capacity and look for performance profiles according to the functional classification and the specific position of the player on the court. In the second study, the relationship between the peak torque of the shoulder and the elbow of both the dominant and non-dominant side was determined with the displacement velocity in the wheelchair and, in addition, the differences between the functional classifications were analysed. Finally, in the third study, the methodology was improved, including a novel system of computer vision in the BioLaserSport® system, for the assessment of bilateral symmetries by calculating the accelerations in the wrist joints that athletes generated in the propulsion of the wheelchair, relating them to the displacement velocity that the players achieved.

In the first study, the participating athletes were from the Absolute Spain Men's National Team. The players from classes 1.0 and 1.5 were classified in class I, (N = 1, 22 years old) those in classes 2.0 and 2.5 were classified as class II (N = 2, 33.77 ± 3.19 years old), from classes 3.0 and 3.5 in class III (N = 4, 28.55 ± 6.65 years old) and those from classes 4.0 and 4.5 in class IV (N = 5, 35.58 ± 6.90 years old). A laser system was used, BioLaserSport®, which has a LDM301-Jenoptik (Jena, Germany) type 1 laser sensor, which registered at a frequency of 2000 Hz. The variables that were obtained were time (T), average velocity (Vm), maximum velocity (Vmax) and distance (DVmax) to 90-95-98% of the Vmax in order to describe the speed curve of the WB players in a sprint test consisting of two 20-metre series. The intra-session reliability in the 20-metre test was assessed using the intraclass correlation coefficient (ICC) being 0.91 for the Vmax and 0.97 for the Vm along with a standard error of measurement (SEM) between 0.02 and 0.09 m/s for both velocities. The players got 90% of their Vmax in the first 12.44 ± 2.06 m, at $62.24\% \pm 10.34\%$ of the total distance travelled. The functional

classes II and III reached the highest values in the V_m (5.12 ± 0.13 and 4.98 ± 0.14 m/s, respectively) and in the V_{max} (5.51 ± 0.27 and 5.24 ± 0.18 m/s respectively), and the players in the guard position were the fastest (5.05 ± 0.15 m/s in the V_m and 5.39 ± 0.28 m/s in the V_{max}). The methodology developed with the laser system allowed a precise speed curve to be obtained for the detailed analysis of the sprints, allowing for an analysis of the decisive kinematic variables of the WB players' performance.

In the second study the participating players were from the Absolute Spain Men's National Team that were organized into two groups. Group A ($N = 5$, 29.60 years old) was composed of classes 1.0 to 2.5 (group with limited muscle control in the trunk and pelvis) and group B ($N = 7$, 30.14 ± 6.04 years old) for classes 3.0 to 4.5 (group with good muscle control in the trunk and pelvis). The BioLaserSport® system, which registered at a frequency of 2000 Hz was used to obtain V_{max} and V_m in a field-test battery consisting to perform two series of: 5-metre sprint, 10-metre sprint bouncing the ball, 15-metre sprint with the ball pass and braking (SPB) and 5-metre backwards sprint. An isokinetic dynamometer, Biodex®-Multi-Joint-System-PRO, was used to obtain the peak torque (PT) of the players in the movements of internal and external rotation of the shoulder and in the flexo-extension of the elbow, both of the dominant side (DS) as of the non-dominant (NDS) in a laboratory situation. Both tests took place during the same week, in a National Team pre-meeting prior to an international competition. In relation to velocity, group B reached a higher velocity in the last 3 metres than group A. With respect to isokinetic tests, group B showed better PT than group A for internal shoulder rotation at $60^\circ/s$ and at $180^\circ/s$ in DS. The results of this study indicated that the PT in the internal rotation of the shoulder of the DS could contribute more to the speed gain when the WB players propel the wheelchair in a straight line, without completing any technical action. However, when the players use the ball performing different technical skills (passing or

bouncing the ball) at maximum speed, the Vmax would be influenced by the internal and external rotation of the shoulder and with the flexo-extension of the elbow.

In the third study the participating athletes were 10 players (8 men and 2 women) with an age of 30.80 ± 7.54 years, of an Ilunion team of the Honor Division of the Spanish National League. The BioLaserSport® system was used to record data at a frequency of 2000 Hz. A computer vision system was incorporated through tracking algorithms programmed in C++ language. With this system the variables of Vmax and Vm were obtained in a 20 m sprint test consisting in two series. Two wireless units of inertial measurements (WIMUs), recorded data at 1000 Hz, were each placed in the joints of the DS and NDS wrists to obtain the total acceleration in each propulsion cycle (AcelTp), and the maximum total accelerations (AcelTmax) and means (AcelTm) in each section of the 20 m test (0-3, 3-5, 5-10, 10-20 m). The bilateral symmetry was calculated through the AcelTp in each propulsion cycle taking into account the DS and the NDS. The intrasession reliability of BioLaserSport® synchronized with computer vision showed a CCI of 0.97 in the Vmax assessment. The reliability of the WIMUs showed an ICC of 0.90 in the WIMU of the NDS, and of 0.85 in the WIMU of the DS in the evaluation of the AcelTp. There was a significant relationship between the AcelTm of the DS wrist joint and the Vm in the first 10 metres of the sprint and it was detected, through the proposed methodology, that two players did not show good bilateral symmetry. The results of this study allowed us to assess bilateral symmetry in the propulsion cycle to prevent future injuries and/or improve sports performance.

Coaches, technical staff and/or scientists can use the contributions of this thesis to assess the performance of the WB players through the sprint capacity and the factors that determine this as the force and acceleration in the propulsion, to be able to describe performance profiles of their own players, based on their functional classification and their specific position in the field.

CAPITULO UNO

Introducción

1.1 ESTADO DEL ARTE

1.1.1 Baloncesto en silla de ruedas

Los Juegos Paralímpicos son uno de los eventos más grandes del mundo. Al comienzo del movimiento paraolímpico en Roma (Italia), en el año 1960, 400 atletas de 23 países participaron en los primeros Juegos. Seguidamente en Beijing (China), en 2008, participaron 4000 atletas de 150 países (Gil-Agudo, Del Ama-Espinosa, y Crespo-Ruiz, 2010) y en Rio de Janeiro (Brasil), 2016, más de 4328 atletas de 160 países participaron en los Juegos Paralímpicos apreciándose un incremento de participación muy elevado. Uno de los ocho deportes iniciales que formaron parte de los primeros Juegos Paralímpicos, 1960, fue el Baloncesto en Silla de Ruedas (BSR), surgiendo desde entonces uno de los deportes de silla más populares del Programa Paraolímpico. Este deporte comenzó a implantarse para rehabilitar a los soldados estadounidenses heridos durante la II Guerra Mundial, pero su popularidad se extendió rápidamente por todo el mundo practicándose actualmente en más de 80 países. El interés de los deportes en silla de ruedas ha ido creciendo a lo largo de los últimos años, por este motivo, las crecientes demandas competitivas y la necesidad de niveles de alto rendimiento son cada vez más desafiantes para estos deportistas (Krempien y Barr, 2011; Rastmanesh, Taleban, Kimiagar, Mehrabi, y Salehi, 2007).

1.1.2 Clasificación funcional en baloncesto en silla de ruedas

La clasificación funcional de BSR es la agrupación de jugadores en clases, basado en la capacitación del jugador para ejecutar los movimientos fundamentales del BSR tales como

impulsar la silla, driblar, pasar, tirar a canasta, rebotear y reaccionar a los contactos (International Wheelchair Basketball Federation (IWBF), 2014).

A todos los jugadores se les asigna, mediante unos criterios de elegibilidad que se explicarán posteriormente, una clasificación que parte desde 1.0 (siendo un jugador con la menor capacidad funcional) hasta 4.5 puntos (siendo el jugador con la mejor capacidad funcional). Cada valor de la clasificación se denomina puntos. Cada equipo no deberá sumar más de 14 puntos entre los 5 jugadores cuando compiten. Gracias a este sistema de clasificación, la IFWB iguala el potencial funcional de los equipos y asegura que el resultado de cualquier partido esté directamente relacionado con la capacidad física y la habilidad del deportista. En definitiva, la clasificación funcional tiene como objetivo básico garantizar que ganar o perder un evento deportivo dependa del talento, de la capacidad, de las habilidades, de la forma física y de la motivación, en lugar de por la desigualdad física relacionada con la discapacidad entre competidores (Sherrill, 1999). Por este motivo, un sistema de clasificación debería reflejar adecuadamente las habilidades de un jugador y distinguir justamente las diferentes clases funcionales (Vanlandewijck y Chappel, 1996).

El proceso de clasificación de un nuevo jugador que presenta una obvia discapacidad de los miembros inferiores puede recibir su clasificación internacional de BSR en cualquier torneo propuesto por la IWBF. Sin embargo, un jugador que no tiene una discapacidad que pueda ser claramente identificada por simple observación, debe cumplir con los criterios de discapacidad mínima establecida por la IWBF, donde un panel de expertos elegidos por la misma se pronunciará sobre la elegibilidad de tales jugadores. Para ser elegible un jugador de esta disciplina bajo la jurisdicción de la IWBF, su elegibilidad se determinará utilizando los siguientes criterios:

- a) El jugador de baloncesto debe tener una incapacidad física permanente en los miembros inferiores en un grado en el cual no se pueda correr, pivotar o saltar con

velocidad; ni tampoco poseer el control, la seguridad, la estabilidad y la resistencia de un jugador sin discapacidad.

- b) La incapacidad debe ser tal que pueda ser objetivamente comprobada por investigaciones médicas reconocidas, como Rayos X, resonancia magnética, etc.
- c) Los jugadores que hayan tenido remplazos de cadera y rodilla deberán proporcionar una confirmación de la operación de su médico con el apoyo de rayos X o similar.
- d) En el caso de amputación, el requisito mínimo para elegibilidad es la eliminación total del primer metatarso de un pie.

Una vez cumple con algún criterio para ser elegido jugador, el deportista será observado durante la competición, momento en el cual su clasificación será confirmada. La clase del jugador puede cambiar al final de un partido o a final del torneo. Este proceso solo se realizará en jugadores nuevos, dado que un jugador que haya competido previamente, no tendrá que volver a someterse a esta valoración.

Los factores que determinan la clasificación de un jugador son principalmente la función (entendiendo función como la capacidad de movimiento) del tronco, la función de los miembros inferiores, la función de los miembros superiores y la función de las manos. Para llegar a una clasificación óptima se tiene en cuenta el alcance de la discapacidad, la fuerza y la coordinación como componentes individuales, y posteriormente, la relación entre ellas en situaciones reales de baloncesto. Particularmente, el movimiento y la estabilidad del tronco forman la base para la clasificación de los jugadores y comúnmente se denomina volumen de acción. El volumen de acción de un jugador se describe como el límite al que un jugador puede mover su tronco voluntariamente en cualquier dirección, siendo capaz de volver con control a la posición vertical sin apoyo en la silla de ruedas (Figura 1.1). Además, los jugadores de cada clase tienen diferentes volúmenes de acción y esto es lo que determina la clasificación final (Figura 1.2).

Plano transversal	Plano sagital	Plano frontal
<p>Gira el tronco hacia la izquierda o derecha, mientras mantiene una posición vertical</p>	<p>Flexiona el tronco hacia adelante llegando con las manos hacia los pies y vuelve a la posición vertical</p>	<p>Inclina el tronco hacia la izquierda o la derecha sin movimiento en el plano sagital y vuelve a la posición vertical</p>

Figura 1.1 Diagrama de los planos de movimiento de un jugador sentado en la silla de ruedas. (Adaptado de IWFB, 2014).

Cuando se dan situaciones en que un jugador no parece encajar perfectamente en una clase (presentan características de dos o más clases), aparece la figura del clasificador, que es una persona autorizada por la IFWB, que tiene la función de atribuir medio punto a un jugador cuando no se le puede clasificar en una clase definida, otorgando una clasificación final de 1.5, 2.5 o 3.5 puntos.

Clase 1.0		Clase 2.0

<ul style="list-style-type: none"> • Poco o ningún movimiento controlado en el plano sagital. • Ninguna rotación activa del tronco. • El equilibrio en las direcciones sagital y frontal está significativamente afectado. • Los jugadores necesitan sus miembros superiores para volver a la posición vertical cuando se desequilibran. 		<ul style="list-style-type: none"> • Movimiento del tronco en el plano sagital parcialmente controlado. • Rotación activa de la porción superior del tronco, pero sin función en la porción inferior. • Ningún movimiento controlado del tronco en el plano frontal. 	
Clase 3.0		Clase 4.0

<ul style="list-style-type: none"> • Buen movimiento del tronco en el plano sagital. • Buena rotación del tronco en el plano transversal • Sin movimiento controlado del tronco en el plano frontal. 		<ul style="list-style-type: none"> • Movimientos del tronco normal en los tres planos del espacio, aunque presenta dificultad con el movimiento controlado hacia un lado (plano frontal) debido a limitaciones que presenta en una extremidad inferior. 	
Clase 4.5

<ul style="list-style-type: none"> • Movimientos normales del tronco en todas las direcciones y en todos los planos espaciales. • Capaz de inclinar el tronco hacia un lado u otro sin limitaciones en el plano frontal. 			

Figura 1.2 Diagrama del volumen de acción de las clases funcionales de un jugador de baloncesto en silla de ruedas. (Adaptado de IFWB, 2014).

El sistema de clasificación funcional, con relación a la pelvis, agrupa a los jugadores en dos grupos, estabilidad pélvica activa y estabilidad pélvica pasiva, facilitando de este modo la clasificación funcional de un jugador.

- Aquellos jugadores de las clases 3.0, 3.5, 4.0 y 4.5 se les agrupa dentro de la estabilidad pélvica activa. Este hecho se da cuando un jugador tiene suficiente control muscular en la parte inferior del tronco, pelvis y cadera para mantenerse en una posición sentada cuando mueve su tronco activamente.
- Aquellos jugadores de las clases 1.0, 1.5, 2.0 y 2.5 se les agrupa dentro de la estabilidad pélvica pasiva. Este hecho se da cuando un jugador no tiene suficiente control muscular en la parte inferior del tronco, pelvis y cadera para mantener una posición sentada cuando mueve su tronco activamente en cualquiera de los planos de movimiento.

La capacidad para fijar la pelvis es la que permite a los jugadores tener un mayor volumen de acción.

1.1.3 Variables de rendimiento relacionadas con la clasificación funcional en el baloncesto en silla de ruedas

Como se ha observado, el sistema de clasificación funcional es clave en deportes con jugadores con discapacidad, especialmente, en BSR (Crespo-Ruiz, Del Ama-Espinosa, y Gil-Agudo, 2011; Gil-Agudo et al., 2010). Además, y como hemos visto anteriormente, el actual sistema de clasificación está basado en aspectos funcionales relacionados con la capacidad del jugador y en la observación del clasificador y, aunque está bastante desarrollado y se puso en práctica por primera vez en julio del año 1984 en la primera competición internacional (Strohkendl, 1984), se sigue investigando y mejorando actualmente.

En el BSR, el rendimiento deportivo está basado principalmente en tres factores: el deportista, la silla de ruedas y la interacción entre ambos (Goosey-Tolfrey, 2010). Los niveles

de rendimiento deportivo de los jugadores han mejorado exponencialmente debido a las mejoras en el acondicionamiento físico, la técnica y la táctica deportiva. Sin embargo, también ha habido avances importantes en el diseño y configuración de la silla de ruedas utilizada para este deporte, lo que también es probable que haya contribuido a la mejora del rendimiento (Mason, van der Woude, y Goosey-Tolfrey, 2013). La optimización del rendimiento desde una perspectiva ergonómica requiere un enfoque multidisciplinar. Esto ha dado lugar a investigaciones realizadas en laboratorios en los que se han combinando análisis fisiológicos y biomecánicos (Fliess-Douer, van der Woude, y Vanlandewijck, 2011; Verellen, Meyer, Janssens, y Vanlandewijck, 2012) para evaluar la eficiencia, la salud, la seguridad y la comodidad de los jugadores en las posibles configuraciones de la silla de ruedas. En menor medida, pero con mucha importancia, se han utilizado pruebas de campo para valorar las configuraciones de la silla de ruedas en movimientos específicos relacionadas con situaciones más reales de juego. Es por ello que, una de las acciones más estudiadas en este deporte, haya sido la propulsión de silla de ruedas, analizándose variables cinemáticas y cinéticas para optimizar y mejorar el rendimiento de los jugadores de BSR (Gil-Agudo et al., 2010; Vanlandewijck, Theisen, y Daly, 2001).

Las variables relacionadas con el rendimiento deportivo de los jugadores de BSR en función de la clasificación funcional ha sido un punto de interés y también de controversia por parte de los investigadores y entrenadores desde sus inicios. Uno de los criterios en los que se basan los clasificadores para poder categorizar a un jugador es la estabilidad del tronco, observándose cómo la fuerza muscular del tronco ha presentado diferencias significativas entre las clases 1.0 y 2.0 (grupo con estabilidad de la pelvis pasiva) respecto a las clases 3.0 y 4.0 (grupo con estabilidad de la pelvis activa) siendo mejores los resultados de fuerza en las clases 3.0 y 4.0. Estos resultados apoyan la importancia de valorar la función del tronco en BSR siendo una variable relevante a la hora de jugar (Da Silva Santos, Alonso, y Greve, 2016). Sin

embargo, aunque se espera que la función del tronco sea mejor en jugadores con altos puntos, existen contradicciones con relación a la estabilidad del tronco y las clases funcionales (Saltan y Ankarali, 2017).

Los estudios fisiológicos y biomecánicos han intentado categorizar más en profundidad las clases funcionales de los jugadores de BSR. Revisando en la literatura, los análisis biomecánicos han intentado caracterizar el ciclo de propulsión utilizando la propia silla de competición del jugador a una velocidad determinada en una cinta ergométrica (Crespo-Ruiz et al., 2011). Gracias a este análisis cinemático se ha conseguido comprender que movimientos de los miembros superiores se realizan en cada clase funcional analizándose las características cinemáticas de la propulsión en silla de ruedas (con relación a los miembros superiores; hombro, codo y muñeca) en base a la velocidad de desplazamiento y a la configuración de la silla de ruedas del jugador (Crespo-Ruiz et al., 2011). Además, con relación a acciones técnicas en la mecánica de tiro se observó que, en las clases con mayor capacidad funcional, clase 3.0 y 4.0, realizaron lanzamientos con menos ángulo de salida que las clases 1.0 y 2.0, observándose principalmente esta diferencia por la altura del asiento en la silla de ruedas. A pesar de estas diferencias, las clases 3.0 y 4.0 no presentaron más ventaja ni más beneficio con relación al porcentaje de canastas encestandas (Malone, Gervais, y Steadward, 2002).

Los parámetros aeróbicos y anaeróbicos si están asociados a las clases funcionales de los deportistas, pudiéndose complementar de esta manera el sistema de clasificación funcional asegurando una competencia justa y equitativa entre los jugadores (De Lira et al., 2010). Estos resultados se ajustaron también a los encontrados por van der Woude, Bakker, Elkhuisen, Veeger y Gwinn (1997) encontrando que la potencia anaeróbica mostraba mayores valores según incrementaba la clasificación funcional en los deportistas masculinos. Este hecho siguió concordando con lo analizado por Molik, Laskin, Kosmol, Skucas y Bida (2010) y Molik et al. (2013) donde analizando los mismos parámetros, no se encontraron diferencias significativas

entre las clases 1.0 – 2.5 ni entre las clases 3.0 – 4.5, y sin embargo, si aparecieron cuando se compararon las clases 1.0 – 2.5 con las 3.0 – 4.5, siendo menores los resultados en el grupo con estabilidad pélvica pasiva.

Por todo lo anterior, parece claro que el grado de discapacidad afecta al rendimiento deportivo de los jugadores. De hecho, basándose en las estadística de juego, se ha observado que los jugadores de alta puntuación consiguen mejores resultados que los jugadores con baja puntuación en las variables relacionadas con la calidad del rendimiento en el juego, tanto en jugadores masculinos (Pérez-Tejero y Pinilla-Arbex, 2015), como en jugadoras femeninas (Vanlandewijck et al., 2004).

En base a todo esto, el análisis de la clasificación funcional sigue siendo en la actualidad un punto de interés para muchos investigadores, entrenadores y jugadores. La importancia que ésta representa para la competición necesita de la contribución de datos científicos para poder categorizar con más rigor las variables del BSR, partiendo de metodologías fiables y tecnologías precisas.

1.1.4 Puestos específicos en baloncesto en silla de ruedas y reglamento de juego

Los principales puestos en el juego en BSR coinciden con los puestos del baloncesto "a pie". Según de Witte, Berger, Hoozemans, Veeger y van der Woude (2017) las características de los pivots, aleros y bases son:

- Los pivots: juegan principalmente debajo de la canasta y tienen la posición del asiento alto, colocando prácticamente sus caderas a la misma altura que las rodillas, consiguiendo de esta manera un control óptimo del tronco.
- Los aleros: priorizan la maniobrabilidad y la aceleración teniendo para ello la altura del asiento más baja.

- Los bases: tienen una alta capacidad de maniobrabilidad y excelentes habilidades con el balón manteniendo la altura del asiento más bajo.

Las tareas específicas asociadas con la posición del jugador en el campo se reflejan en el rendimiento de la movilidad. En el aspecto ofensivo, los bases y los aleros son los que realizan más actividades de conducción y los pivots son lo que permanecen más tiempo estáticos para intentar anotar desde la zona de debajo de la canasta (de Witte et al., 2017). De hecho, con relación al tiro, los pivots obtienen mejores resultados, 16 lanzamientos por juego, frente a los aleros, con un promedio de 7.7, y los base, con un total de 5 lanzamientos (Skučas, Stonkus, Molik y Skučas, 2009). En el aspecto defensivo, los jugadores tienden a realizar más acciones de giro (acciones de cambios de dirección superiores a 45°) que en las acciones ofensivas (de Witte et al., 2017). A pesar de ello, las diferencias de la movilidad entre los base, aleros y pivots son mínimas (de Witte et al., 2016).

Como el baloncesto a pie, el BSR es un deporte que premia la altura. Por este motivo, existe una relación entre la clasificación funcional del jugador y su puesto específico durante el juego. Esta relación tiene dos pilares fundamentales que son la clasificación del jugador (basada en el volumen de acción, indicado en el apartado anterior) y las características antropométricas del mismo (Pérez, 2012). A partir de éstas se optimiza la configuración de la silla buscando estabilidad y la máxima altura posible. Estas relaciones se han observado en diversas investigaciones en las que se evidencia que en general, las clases 1.0 y 1.5 juegan como bases, la clase 2.0 y 2.5 como aleros y las clases 4 y 4.5 en la posición de pivot (de Witte, Hoozemans, Berger, van der Woude, y Veeger, 2016; Vanlandewijck et al., 2003; Vanlandewijck et al., 2004). Es por ello por lo que los puestos específicos dependerán mucho de la capacidad funcional del jugador, y por ello, será responsabilidad de los entrenadores y técnicos tener en cuenta este aspecto a la hora de designar los puestos a los jugadores de BSR.

En cuanto al reglamento, el BSR tiene las mismas reglas que el baloncesto practicado “a pie”. Las dimensiones del campo (28 x 15 m), la altura del aro (3.05 m), el tiempo de juego (40 minutos repartido en 4 tiempos de 10 minutos), la línea de 6.75 m de lanzamiento de triple, la eliminación por cinco personales y los tiempos muertos por equipo y periodo se aplican exactamente por igual en el BSR. De hecho, el reglamento del BSR está basado en el reglamento de la Federación Internacional de Baloncesto (FIBA) con sólo unas pequeñas adaptaciones, obligadas por el hecho de que los jugadores se desplazan por el terreno de juego sobre su silla de ruedas:

- La silla de ruedas de baloncesto tiene unas medidas máximas permitidas: la altura del asiento no puede superar los 63 centímetros para las clases 1.0 a 3.0 ni los 58 centímetros para las clases 3.5 a 4.5 y las ruedas grandes han de ser de 69 centímetros de diámetro como máximo. Las sillas pueden tener de tres a cinco ruedas: dos grandes en los laterales, una o dos pequeñas delante, y una pequeña rueda detrás llamada “antivuelco”.
- Ninguna parte de la silla, que no sean las ruedas, puede tocar con la pista cuando el jugador tenga la posesión del balón. Si esto sucede se comete una infracción.
- El jugador no puede levantarse del asiento para ganar ventaja en la lucha por un balón. Cuando esto sucede el jugador comete “falta técnica” (falta antideportiva).
- Si la silla de un jugador que tiene el balón toca o sobrepasa con cualquier rueda cualquiera de las líneas que delimitan el campo, se considerará que el balón ha salido y, por tanto, sacará el equipo contrario.
- Solamente en el lanzamiento de tiros personales y desde la línea de 6.25 m se permite que las ruedas pequeñas toquen o sobrepasen las líneas mencionadas, pero las ruedas grandes no pueden ni siquiera tocarlas.

- El equivalente a la regla de “pasos” se desarrolla en el BSR de la siguiente manera: cuando un jugador está en posesión del balón sólo puede dar dos impulsos a su silla, bien hacia delante, bien hacia atrás, sin botar o pasar el balón. Un tercer impulso supondría una infracción.
- Lucha: el árbitro solamente lanzará el balón entre dos jugadores en el círculo central al inicio de cada periodo (1ª y 2ª parte) y prórrogas si las hubiera. En el resto de las ocasiones, cada vez que se pite “lucha” sacará un equipo alternativamente.

Todas estas reglas son imprescindibles para adaptar el baloncesto en silla a las normas de la FIBA, pero, en líneas generales, se juega en las mismas condiciones que el baloncesto de “a pie”, pero con la dificultad añadida de que los jugadores están sentados y, por tanto, a mayor distancia vertical de la canasta.

1.1.5 Test de campo para valorar el rendimiento de los jugadores de baloncesto en silla de ruedas

El BSR es una actividad intermitente que exige al mismo tiempo varias habilidades necesarias para maniobrar la silla de ruedas (propeler, arrancar, parar, cambiar de dirección...) y manejar la pelota (lanzar a canasta, pasar, driblar, rebotar...) (Wang, Chen, Limroongreungrat, y Change, 2005). En el ámbito deportivo, los test de laboratorio han sido ampliamente utilizados para evaluar el rendimiento físico y fisiológico (Bernardi et al., 2010; Goosey-Tolfrey y Moss, 2005; Leicht, Bishop, y Goosey-Tolfrey, 2012; McGrath, Greene, O'Donovan y Caulfield 2012; Nyland, Robinson, Caborn, Knapp, y Brosky, 1997; Uzun, Pourmoghaddam, Hieronymus, y Thrasher, 2012; Weissland, Faupin, Borel, Berthoin, y Leprêtre, 2015) dado que la valoración de las diferentes habilidades que necesita un jugador de BSR nos indicará los puntos débiles y fuertes de un jugador ayudando a controlar el progreso y la efectividad del entrenamiento (Turbanski y Schmidtbleicher, 2010). A pesar de que la

validez y fiabilidad de estos test de laboratorio han sido ampliamente probada, los test de campo también han sido utilizados para valorar la condición física de los jugadores, siendo los test de campo una forma factible de obtener una indicación estándar del rendimiento deportivo. Además, la utilización de los test de campo puede ser más apropiada dado que presenta una mayor validez ecológica (Yanci, Iturricastillo, Lozano, y Granados, 2015a).

Para valorar las habilidades técnicas de los jugadores de BSR, un total de seis test de campo fueron desarrollados por Vanlandewijck, Daly y Theisen (1999), adaptados de Brasile (1986), para valorar la entrada a canasta, la maniobrabilidad del balón, la velocidad de sprint, el lanzamiento a canasta, la maniobrabilidad de la silla y el pase con precisión. Los test propuestos para valorar estas habilidades fueron los siguientes (Figura 1.3):

- Test 1. *Test Lay-up*. El jugador tendría que realizar entradas a canasta por el lado derecho e izquierdo saliendo de la línea de triple. Tendría que realizar el máximo número de intentos en dos minutos. El dominio del test se basó en el bote de balón, lanzamiento a canasta y la velocidad.
- Test 2. *Test de la figura del ocho con balón*. El jugador tendría que desplazarse entre dos conos separados entre sí 5 metros con bote de balón realizando una figura de un “ocho”. Tendría que realizar las máximas vueltas posibles durante un minuto. El dominio del test se basó en la velocidad y maniobrabilidad del balón.
- Test 3. *Test de 20 metros de sprint*. El jugador tendría que desplazarse durante 20 metros a máxima velocidad. El dominio del test se basó en la velocidad.
- Test 4. *Test de lanzamiento a canasta*. El jugador estaría situado en la línea de tiros libres y tendrá que realizar el mayor número de lanzamientos a canasta y encestarlas durante dos minutos. El dominio del test se basó en el lanzamiento a canasta.
- Test 5. *Test de maniobrabilidad*. Este test es igual que el test 2 pero sin balón. El dominio del test se basó en la velocidad y maniobrabilidad con la silla.

- Test 6. *Test de precisión del pase*. Una marca de 30 centímetros cuadrados en la pared será el objetivo al que los jugadores deberán impactar. Durante dos minutos, los jugadores lanzarán desde una distancia de 4 y de 8 metros. El dominio del test se basó la precisión del pase.

Figura 1.3. Test de campo para valorar las habilidades técnicas (Adaptado de Vanlandewijck et al., 1999).

A partir de este estudio, son varios los autores que crearon diferentes baterías de test para valorar el rendimiento de los jugadores de BSR en situaciones reales de juego realizándolos en la cancha. Durante los últimos años se ha dado mucha importancia a analizar la validez y fiabilidad de los test que se proponen. No solo se debe tener en cuenta si la tecnología empleada (que se verá más adelante en su sección) es válida y fiable, sino que el protocolo y el test que se plantea mide lo que quiere medir. De Groot, Balvers, Kouwenhoven y Janssen (2012) desarrolló una batería de test validándola y otorgando datos de fiabilidad para valorar el rendimiento de los jugadores de BSR. De Groot et al (2012) desarrollaron diez pruebas en las que se encontraban algunas descritas por otros autores (test de precisión de pase, test de maniobrabilidad, test de lanzamiento a canasta, test lay-up y test de 20 m) (Vanlandewijck et al., 1999), y además incorporaron las siguientes:

- Test de 5 metros. El jugador tendría que desplazarse tan rápido como sea posible en 5 metros. El dominio del test se basó en la velocidad.
- Test de 20 metros con balón. Este test fue una adaptación del test de 20 metros de Vanlandewijck et al. (1999) pero utilizando el balón. Para realizar el test, el jugador debería seguir el reglamento según la IFWB. El dominio del test se basó en la velocidad con la maniobrabilidad del balón.
- Test de pase “*maximal pass*”. El jugador debería realizar lanzamientos de balón lo más lejos posible. El dominio del test se basó en la explosividad de lanzamiento.
- Test de slalom. El jugador debería propeler la silla lo más rápido posible realizando un slalom formado por cinco conos separados 1.5 m uno de otro. El jugador tendría que ir y volver. El dominio del test se basó en la velocidad y la maniobrabilidad.
- Test de los suicidios. El jugador realizaría a máxima velocidad varios desplazamientos aprovechando las líneas del campo. Primeramente, iría hasta la línea de tiros libres y regresaría, posteriormente hasta la línea de medio campo y regresaría, luego hasta la línea de tiros libres del siguiente campo, y por último, hasta el final de la línea del otro campo. El dominio del test se basó en la velocidad y la resistencia.

En este estudio, se demostró que cinco de los test propuestos principalmente se focalizaban en la velocidad (De Groot et al., 2012), lo que hace ver la importancia de esta capacidad física en el BSR. Estudios más recientes han seguido esta dinámica de desarrollar y analizar la fiabilidad de test para las habilidades específicas de desplazamiento y giros que se requieren en situaciones reales de juego (de Witte et al., 2018) y de analizar la fiabilidad de un test de agilidad y de resistencia para medir la capacidad física de los jugadores de BSR (Yanci et al., 2015). Los dos test propuestos por Yanci et al. (2015) fueron:

- Test de agilidad “*T-Test*”, que consistió en desplazarse de manera libre tocando la parte superior de los conos y regresar a la línea de salida (Figura 1.4).

- Test de resistencia “Yo-Yo test de 10 m”, que consistió en que un jugador debería recorrer una distancia de 10 m de ida y vuelta marcándose la velocidad de la carrera a través de un sistema de audio previamente programado.

Figura 1.4. Recorrido para el test de agilidad T-Test (Adaptado de Yanci et al., 2015).

Revisando la literatura, varios de estos test han sido utilizados para valorar diferentes habilidades técnicas de los jugadores de BSR y compararlas entre las clases funcionales. En los test de sprint de 5 m y 20 m, de agilidad (utilizando el *T-Test*), y de resistencia (utilizando el *Yo-Yo Test*), se compararon los grupos de la estabilidad pélvica pasiva (clases de 1.0 – 2.5) y los grupos de estabilidad pélvica activa (clase de 3.0 – 4.5) sin apreciarse diferencias entre ambos grupos (Yanci et al., 2015). Aunque, otros autores, si observaron que los jugadores de clase más alta conseguían mejor rendimiento en los test de velocidad, resistencia y agilidad que los de clase la más baja (Gil et al., 2015). El hecho de que algunas investigaciones hayan encontrado diferencias y otras no, puede deberse principalmente a la muestra utilizada, dado que algunas investigaciones han utilizado deportistas de nivel amateur (Granados et al., 2015; Iturricastillo, Granados, y Yanci, 2015) proporcionando un nivel de rendimiento deportivo muy heterogéneo. Al compararse la clasificación funcional entre sí, puede presentar muchas

diferencias en los deportistas, dado que no son jugadores profesionales y por lo tanto no tienen un nivel óptimo de entrenamiento.

La importancia de entrenar la velocidad en BSR es algo necesario y primordial, dado que, como se ha visto anteriormente en la gran mayoría de los test que se proponen, la velocidad está presente. Además, esta capacidad puede influir en el resultado de un partido, observándose como las pruebas de campo de la velocidad en el test 5 m y de 20 m de sprint, realizadas por Cavedon, Zancanaro y Milanese (2015), adaptadas de De Groot et al., (2012), mostraron una correlación significativa con las estadísticas de juego, lo que indica que la capacidad del jugador para moverse y propulsar de manera sostenible la silla de ruedas también está involucrada en la puntuación del juego.

1.1.6 Cualidades del jugador de baloncesto en silla de ruedas

1.1.6.1 La Velocidad en los jugadores de baloncesto en silla de ruedas

En los deportes de silla de ruedas, el deportista y la silla se pueden considerar como una unidad funcional que permite un rendimiento mejorándose mediante el entrenamiento del deportista, la optimización de la silla de ruedas y el perfeccionamiento de la interacción entre ambos (Mason et al., 2013). La capacidad de realizar un sprint tan rápido como sea posible es un factor importante en la mayoría de los deportes que se juegan en la cancha, dado que determina la oportunidad de tomar la iniciativa en la próxima acción (van der Slikke et al., 2016). Además, esta capacidad se verá influenciada por el nivel de discapacidad y la técnica de la propulsión de la silla de ruedas (van der Woude, Bakker, Elkhuisen, Veeger, y Gwinn, 1998).

Durante un test de sprint en una cinta ergométrica, los jugadores de BSR consiguieron el 61% de su velocidad máxima durante el primer impulso, el 73% durante el segundo impulso y el 80% durante el tercero (Coutts 1990). Tal orientación sobre la velocidad máxima es

relevante, porque sabiendo que, si un jugador puede coger a su oponente después de unos pocos metros, éste le podrá cortar su trayectoria (Vanlandewijck et al., 2001). Sin embargo, se debe tener en cuenta que, al optimizar la capacidad de sprint, a menudo se debe compensar con la altura y la estabilidad del jugador en la silla, afectando de este modo a otros factores del rendimiento (Pérez-Tejero, 2012; Vanlandewijck, Verellen, y Tweedy, 2011). Por este motivo, los deportistas y expertos en silla de ruedas a menudo configuran la silla con relación a la capacidad funcional del jugador y en función de su puesto específico en la cancha, dado que los estudios han demostrado como el ángulo de la rueda respecto al eje vertical (Faupin, Campillo, Weissland, y Micallef, 2002; Faupin, Campillo, Weissland, Gorce, y Thevenon, 2004), el aro y el tamaño de la rueda (Mason, van der Woude, Tolfrey, Lenton, y Goosey-Tolfrey, 2012) influyen en la mejora de la velocidad.

Coutts (1992) analizó los movimientos dinámicos durante un partido observando que el 64% del tiempo de juego consiste en actividades propulsivas y el 36% restante en actividades de descanso, concluyendo que en los 40 minutos que dura un partido, aproximadamente cuatro minutos consisten en una actividad de esfuerzo intenso en la propulsión de la silla y la misma cantidad de tiempo en la acción de frenado de la silla. Con relación a esto, en situaciones de campo se observó cómo los jugadores masculinos consiguieron una velocidad máxima de 4.75 m/s y en jugadoras femeninas una velocidad de 4.08 m/s (Coutts, 1994). Se debe tener en cuenta que la habilidad para acelerar la silla de ruedas desde parados puede ser determinada por: la configuración de la silla de ruedas y su resistencia en contacto con el suelo, la relación de la fuerza explosiva y su técnica de propulsión, y el ajuste del jugador (en función de su clasificación funcional) con la silla de ruedas (relación usuario silla) (Vanlandewijck et al., 2001).

A pesar de que la velocidad ha sido analizada en situaciones reales de juego y se afirma la importancia que tiene en el BSR, no se han apreciado estudios ni metodologías que analicen la curva de velocidad en jugadores de BSR para la mejora del rendimiento.

1.1.6.2 La fuerza en los jugadores de baloncesto en silla de ruedas y su relación con la velocidad

La fuerza muscular de los miembros superiores es fundamental en los deportistas, (Wang et al., 2005) y en concreto en nuestro ámbito, para el inicio del movimiento en la silla de ruedas (Tupling, Davis, Pierrynowski, y Shephard, 1986). Por este motivo, tanto los ejercicios de fortalecimiento como los de estiramientos resultan beneficiosos para corregir los desequilibrios de los músculos en las extremidades superiores (Olenik, Laskin, Burnham, Wheeler, y Steadward, 1995).

Se ha observado como el entrenamiento de la fuerza explosiva en los jugadores de BSR puede conducir a adaptaciones neuronales específicas, consiguiendo una mayor tasa de activación de las unidades motoras, lo que contribuiría a una mejora en la capacidad de sprint (Ozmen et al., 2014). Además, en sujetos con lesión en la columna vertebral, se demostró una fuerte asociación entre la fuerza isométrica de los brazos, medido por un dinamómetro, y la capacidad de sprint ($R^2 = 0.75$, realizado en una cinta ergométrica) (Janssen, Van Oers, Hollander, Veeger, y Van der Woude, 1993).

Parece existir una influencia significativa de la masa magra, especialmente del tejido músculo esquelético de los miembros superiores, con el rendimiento deportivo de los jugadores de BSR relacionándolo con el manejo del balón y con la movilización de la silla de ruedas, indicando que el éxito del jugador en la cancha está relacionado con la fuerza de la musculatura de los miembros superiores (Oliveira, Oliveira, Guimarães, y Costa, 2017). Por este motivo, algunos estudios plantearon programas de entrenamiento realizando ejercicios de fuerza en el

bíceps y tríceps braquial, trapecio, deltoides y pectoral mayor (Bergamini et al., 2015; Jiménez, Martín, Abadía, y Herrero, 2007; Ozmen, Yuktasir, Yildirim, Yalcin, y Willems, 2014) realizando diferentes ejercicios de pesas: *press militar*, *press banca*, *curl de bíceps*, *curl de tríceps*, *remo* y *pulldown de pecho*. Los autores han aplicado estos ejercicios a una intensidad de un 40% a un 70% haciendo de 20 a 30 repeticiones (Jiménez et al, 2007), a un 50% de intensidad haciendo de 10 a 12 repeticiones (Ozmen et al., 2014), e incluso utilizando bandas elásticas haciendo de 15 a 20 repeticiones (Bergamini et al., 2015). La resistencia de los ejercicios con bandas elásticas se controló alargando o acortando dicha banda dado que algunos deportistas presentaron espasticidad muscular (Bergamini et al., 2015).

Los estudios citados anteriormente realizaron programas de entrenamiento para mejorar la fuerza en la musculatura más implicada en el ciclo de propulsión en la silla de ruedas. Para valorar esta mejora, los autores realizaron un test de velocidad antes y después del entrenamiento (Bergamini et al., 2015; Jiménez et al, 2007; Ozmen et al., 2014). En todos ellos se observó como el tiempo que tardaron en realizar el sprint mejoró significativamente, indicando la existente relación entre la fuerza muscular y la velocidad de desplazamiento de estos jugadores de BSR. Sin embargo, no se han encontrado estudios que analicen los movimientos específicos en la propulsión en la silla de ruedas que favorezcan un aumento de la velocidad, dado que los estudios anteriormente citados realizaban un entrenamiento global de la musculatura del tronco y miembros superiores.

1.1.7 Tecnología empleada para valorar la velocidad y fuerza de los jugadores de baloncesto en silla de ruedas

El análisis de la velocidad de carrera en el deporte de competición resulta fundamental para la mejora del rendimiento como se ha explicado anteriormente. La cualidad de la velocidad es específica de cada deporte y especialidad (Harrison, Jensen, y Donoghue, 2005). En los

entrenamientos es muy habitual el uso de células fotoeléctricas por parte de técnicos deportivos (Yanci et al., 2015; Yeadon, Kato, y Kerwin, 1999), aunque la fotogrametría ha sido la técnica más utilizada entre los biomecánicos (Floría y Ferro, 2011; Crespo Ruiz et al., 2011; Locatelli y Arsac, 1995). Debido a su importancia, se han propuesto en la bibliografía varios sistemas para obtener la velocidad en carrera. Desde 1927, en que Hill usó una serie de bobinas junto con un imán transportado por el propio corredor para determinar su velocidad (Hill, 1928) hasta la actualidad, se han usado diferentes sistemas que pretenden mejorar la precisión, la fiabilidad y la inmediatez en la salida de los resultados. Recientemente han aparecido los radares (Di Prampero, Fusi, Sepulcri, Morin, Belli, y Antonutto., 2005), los sistemas de posición global (GPS) (Coutts y Duffield, 2010; Xu et al., 2010), sistemas de medida inerciales colocado en la ruedas de las sillas (van der Slikke, Berger, Bregman, Lagerberg, y Veeger, 2015; van der Slikke et al., 2016; van der Slikke, Mason, Berguer y Goosey-Tolfrey, 2017), velocímetros (Goosey-Tolfrey, Mason, y Burkett, 2012) y la tecnología láser (Ferro, Floria, Villacieros, y Aguado-Gomez, 2012; Ferro, Villacieros, Floría, y Graupera, 2014) entre otros.

Con las células fotoeléctricas se mide el tiempo empleado en recorrer una distancia determinada y a partir de éste se calcula la velocidad media. Aunque se trata de una tecnología que proporciona datos inmediatos, ésta no es capaz de proporcionar datos continuos de la evolución de la velocidad durante la prueba (Ferro et al., 2012). Para obtener una medida continua se ha utilizado la fotogrametría. Sin embargo, es necesario recordar que se trata de un sistema de medida indirecto, que precisa de un complejo y laborioso proceso de digitalización y de unas técnicas de filtrado y/o suavizado excesivamente abiertas e intuitivas. Asimismo, la obtención de resultados no es inmediata cuando se trabaja en ciertas condiciones de entorno. Una forma de agilizar el proceso es digitalizar un único marcador, aceptando éste como una representación de la posición del cuerpo completo.

Con el doble objetivo de obtener datos de velocidad inmediatos y continuos, en los últimos años han aparecido nuevas tecnologías como el radar, el GPS, sistemas de medida inerciales, velocímetro o el láser. De entre ellas destaca el láser por su elevada frecuencia de registro, hasta 2000 Hz (Ferro et al., 2012), frente a los 1000 Hz del velocímetro (Gossey-Tolfrey et al., 2012), los 200 Hz de los sistemas de medidas inerciales colocados en las ruedas de la silla de los deportistas (van der Slikke et al., 2016), los 32 Hz del radar (Young, Farrow, Pyne, McGregor, y Handke, 2011) o los 10 Hz del GPS (Varley, Fairweather, y Aughey, 2012). Sin embargo, y pesar del avance en la tecnología, varios autores siguen usando instrumentos arcaicos como un cronómetro digital (Bergamini et al., 2015; De Groot et al., 2012; Vanlandewijck et al., 1999) para medir el tiempo que tardan en recorrer una distancia determinada los jugadores de BSR, aunque hay autores que indican en sus investigaciones que utilizar este sistema de medición es una gran limitación (Bergamini et al., 2015).

La fuerza, como se ha indicado anteriormente, es una capacidad de suma importancia en cualquier deporte y más aún en los usuarios en silla de ruedas. La tecnología SmartWheel™ desarrollada por *Human Engineering Research Laboratory* en Pittsburgh (Asato, Cooper, Robertson, y Ster, 1993) permite registrar las tres fuerzas y los tres momentos aplicados por el usuario en los aros de las ruedas durante la propulsión en la silla. Este hecho ha ayudado y fortalecido el nivel de evidencia de la técnica de propulsión (Sawatzky, Hers y MacGillivray, 2015) y las lesiones musculo esqueléticas (Boninger, Cooper, Robertson, y Shimada, 1997; Boninger, Cooper, Baldwin, Shimada, y Koontz, 1999; Boninger, Baldwin, Cooper, Koontz, y Chan, 2000; Boninger et al., 2002). El funcionamiento de la SmartWheel™ es idéntico a una plataforma de fuerza de la marcha dado que la cinética se mide mediante una combinación de seis células de carga. Estudios han demostrado su uso con protocolos clínicos con una excelente fiabilidad (Lui, MacGillivray, y Sawatzky, 2012) aunque parece ser que la precisión de la rueda equipada con SmartWheel™ se reduce ligeramente cuando las ruedas están inclinadas, y

reduciéndose mucho cuando se propulsa la silla a una velocidad normal (1 m/s), generando errores que pueden alcanzar los 8 N (Chenier, Aissaoui, Gauthier, y Gagnon, 2017). Por este motivo, no se ha encontrado el uso de esta tecnología en la propia silla de competición de los jugadores de BSR, debido a los errores que pueden presentar.

Los dinamómetros isocinéticos son una de las herramientas más utilizadas para calcular la fuerza que puede generar el cuerpo humano y, han sido utilizados, sobre todo, para valorar lesiones en las extremidades superiores de los usuarios en silla de ruedas. Los aparatos isocinéticos permiten prefijar la velocidad angular a la que se va a realizar el movimiento, y una vez que se alcanza dicha velocidad, la máquina ofrece una resistencia ajustable a través de la amplitud de movimiento especificada. Las velocidades son variables dependientes de la máquina y de la marca, aunque el ritmo medio es de 0 a 300° en un segundo, y esto varía en función de la articulación que se está evaluando. En jugadores de BSR esta tecnología ha sido utilizada para valorar la fuerza en los movimientos de hombro (Basar, Ergun, y Bayramlar, 2013; Başar y Ergun, 2012; Nyland et al., 1997), para detectar la fatigabilidad muscular (Uzun et al., 2012), para compararlo con otros deportes en silla de ruedas (Akinoğlu et al., 2017) y para observar la funcionalidad del tronco en función de la clasificación funcional (Da Silva Santos et al., 2016). La literatura reflejó que también se han utilizado dinamómetros manuales, aunque estos instrumentos presentan más limitaciones en su uso (Yanci et al., 2015; Granados et al., 2014).

1.2 JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Tras una exhaustiva revisión bibliográfica, se ha detectado que una de las principales preocupaciones de los investigadores, entrenadores y jugadores, está relacionado con la clasificación funcional y su relación con las posiciones de juego, tanto en aspectos fisiológicos, como biomecánicos y con los relacionados con el rendimiento en el juego. A partir de aquí, valorar el rendimiento de los deportistas a través de diferentes baterías de test y qué tecnología emplear para ello también ha sido un tema de estudio y observación.

En primer lugar, la literatura reflejó como la velocidad puede ser determinante en el resultado de un partido de BSR. El test de sprint de 20 metros ha sido una de las pruebas más utilizada para valorar la velocidad de los jugadores, aunque la tecnología empleada en la mayoría de los casos ha sido un reloj-cronómetro para calcular el tiempo. Este sistema no debería utilizarse dado que depende totalmente de la capacidad del investigador y/o entrenador para detenerlo, pudiendo tener un gran margen de error. En el mejor de los casos se ha visto la utilización de células fotoeléctricas, con el inconveniente de no poder describir con exactitud toda la curva de velocidad que realiza el deportista en la silla. Por este motivo, se debería plantear la necesidad de crear una metodología fiable utilizando un test de velocidad para valorar la capacidad de sprint, utilizando para ello una tecnología más precisa, que permita el análisis de la curva de la velocidad sin tener que colocar diferentes instrumentos de medida en la silla de ruedas del tipo de los sistemas de medida inerciales.

En segundo lugar, en la literatura se ha observado la importancia de la velocidad y la fuerza en los jugadores de BSR, aunque no se han encontrado estudios que relacionen la fuerza muscular de las principales articulaciones de los miembros superiores con la velocidad que consigue el jugador en la silla en condiciones reales de entrenamiento en la cancha. Por este

motivo, se hace necesario el desarrollo de un test fiable con la utilización de una tecnología innovadora, unido a la necesidad de relacionar los momentos de fuerza de las principales articulaciones implicadas en la propulsión de silla de ruedas (hombro y codo) medidos a través de unos dinamómetros isocinéticos y relacionarlo con una batería de test enfocada principalmente al estudio de la velocidad. De este modo, se podría determinar si existe una relación “usuario-silla” y poder mejorar el rendimiento deportivo de dichos jugadores y prevenir futuras lesiones.

En tercer lugar, no se ha tenido en cuenta la aceleración que generan las articulaciones de las muñecas (es la articulación más cercana al aro de la silla de ruedas, y por lo tanto la que más impacto sufre) de los jugadores de baloncesto en el momento de realizar un sprint en la silla de ruedas. Por este motivo se hace necesario diseñar un protocolo colocando sistemas de medias inerciales en las muñecas que pudiese relacionar la aceleración de las articulaciones de las muñecas con la velocidad que consigue el jugador en la silla y detectar las simetrías bilaterales.

En cuarto lugar, se hace necesario el perfeccionamiento de un sistema laser para el registro de la velocidad incluyendo un sistema de visión por computador para mejorar el seguimiento del deportista a través de un test, dado que los deportistas a lo largo de su desplazamiento en línea recta no mantienen la misma posición del cuerpo.

Por este motivo, esta tesis doctoral ha sido desarrollada para describir una metodología utilizando una tecnología precisa para valorar el rendimiento deportivo de jugadores de BSR enfocada principalmente al análisis de la capacidad de sprint, teniendo en cuenta otras variables de rendimiento que puedan afectar a la ganancia de la velocidad.

1.3 OBJETIVOS DE LA TESIS DOCTORAL

1.3.1 Objetivo general

Valorar el rendimiento de los jugadores de BSR con relación a la clasificación funcional y a los puestos específicos en la cancha, a través del análisis de la velocidad en el sprint, de las fuerzas y de las aceleraciones generadas en la propulsión de la silla de ruedas.

Para cumplir con este objetivo, se plantearon unos objetivos que se desarrollaron en tres estudios diferentes unidos entre sí.

1.3.2 Objetivos del primer estudio

- A. Diseñar y describir una metodología para valorar el rendimiento deportivo mediante la capacidad de sprint de los jugadores de BSR en condiciones de entrenamiento utilizando un sistema láser para el registro de la velocidad en tiempo real.
- B. Valorar las variables cinemáticas en el sprint con relación a la clasificación funcional y a los puestos específicos en la cancha a través de la metodología desarrollada.

Con estos dos objetivos se pretendió obtener una metodología fiable con una tecnología precisa que permitiese obtener las variables cinemáticas necesarias para analizar la velocidad en jugadores de BSR en función de su clasificación funcional y sus puestos específicos en la cancha.

1.3.3 Objetivos del segundo estudio

- A. Analizar la relación entre el momento de fuerza muscular en codo y hombro del deportista con la velocidad de desplazamiento en la silla de ruedas cuando el jugador realiza diferentes acciones técnicas específicas del BSR.

- B. Determinar si existen diferencias entre la velocidad y la clasificación funcional, y entre la fuerza y la clasificación funcional de los jugadores de BSR.

Con estos dos objetivos se buscó la relación existente entre los momentos de fuerza en las articulaciones del hombro y del codo con la velocidad máxima que lograban los jugadores y se analizó si existieron diferencias entre la fuerza y la clasificación funcional, y la velocidad y clasificación funcional de los jugadores de BSR.

1.3.4 Objetivos del tercer estudio

- A. Diseñar un método para valorar el rendimiento de los jugadores de BSR utilizando un sistema de medida inercial inalámbrico y un sistema laser de visión por computador.
- B. Valorar la simetría bilateral en el ciclo de propulsión de los jugadores de BSR como indicador de rendimiento y prevención de lesiones.
- C. Analizar si existe relación entre la velocidad de desplazamiento de los jugadores de BSR en el sprint con las aceleraciones triaxiales generadas en las articulaciones de las muñecas en cada ciclo de propulsión.

Con estos tres objetivos, se pretendió mejorar el sistema laser con visión por computador diseñando una metodología con unos sistemas de medidas inerciales. A partir de éste, se buscó valorar las simetrías bilaterales a la hora de desplazarse los jugadores en la silla de ruedas, y analizar si las aceleraciones en las articulaciones de las muñecas se asociaban con la velocidad que generaba el jugador en la silla de ruedas.

1.4 ESTRUCTURA DE LA TESIS

La Tesis está dividida en seis capítulos, de los cuales, los capítulos dos, tres y cuatro están siguiendo la misma estructura (Introducción, Métodos, Resultados, Discusión y Conclusiones). Algunos de los capítulos han sido publicados (Capítulo Dos, Anexo 1) o están actualmente bajo revisión por una revista internacional revisada por pares (Capítulo Tres y Cuatro).

El capítulo Uno ha mostrado una revisión bibliográfica sobre el tema principal de la tesis, haciendo referencia a las investigaciones que se han llevado a cabo hasta la fecha con relación a la velocidad y la fuerza en función de la clasificación funcional y puestos específicos de los jugadores de BSR.

En el capítulo Dos se ha desarrollado y descrito una metodología para valorar el rendimiento de sprint en jugadores de BSR, aplicando un sistema laser para describir la curva de la velocidad en función de la clasificación funcional y puesto específico en el campo. Con este estudio se pretendió desarrollar una metodología fiable para el análisis y valoración de la velocidad describiendo diferentes variables relevantes para mejorar dicho rendimiento en los jugadores de BSR.

En el capítulo Tres se analizaron los momentos de fuerza muscular en el hombro y codo, y la velocidad de desplazamiento de los jugadores en la silla de ruedas para valorar si los movimientos específicos que realizan ambas articulaciones en el ciclo de propulsión guardaron relación con la capacidad de sprint. Además, se observaron si hubo diferencias entre la clasificación funcional de los jugadores de BSR con relación a la fuerza y a la velocidad de desplazamiento.

El capítulo Cuatro se centró en valorar como esas fuerzas, que influyen en la capacidad de sprint, se transmiten al aro de la silla de ruedas en el momento del contacto. Además, se

mejoró la metodología propuesta en el capítulo Dos añadiendo unos sistemas de medida inerciales que pudiesen analizar las simetrías bilaterales y se incorporó la visión por computador en el sistema laser para mejorar la fiabilidad de las mediciones.

El Capítulo Cinco finaliza con las principales conclusiones de los estudios conducidos de esta tesis, describiendo las aplicaciones prácticas de esta investigación, así como el planteamiento de ideas de estudios futuros.

En el Capítulo Seis, se muestran las referencias, y en los anexos se incorporan todos los cuestionarios y formularios de consentimiento utilizados en este estudio y la versión publicada del artículo presentado en el Capítulo Dos.

CAPÍTULO DOS

Aplicabilidad de un sistema laser para describir la curva de velocidad en jugadores de BSR

2.1 INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS DEL ESTUDIO

La dinámica del movimiento en BSR está específicamente relacionada con el manejo de la silla de ruedas, como se indicó con anterioridad, y se puede definir como arrancar, esprintar, frenar, girar (pivotar) y bloquear (Vanlandewijck et al., 2001). La velocidad en BSR juega un papel crucial en este deporte y por ello se hace necesario valorar la capacidad de sprint que tienen los deportistas. Además, la importancia de la velocidad en BSR se indicó en el estudio de De Groot et al. (2012), en el que el análisis factorial mostró que cinco de las diez pruebas de habilidad del BSR se centraron principalmente en la velocidad. Aunque se han utilizado sprints de 20 m en varios estudios sobre esta población para valorar el rendimiento (Brasile, 1986; Bergamini et al., 2015; De Groot et al., 2012; Molik et al., 2013; Vanlandewijck et al., 1999), no se ha observado una metodología que permita obtener la curva de velocidad del jugador y valorar la capacidad del deportista en cubrir rápidamente en pocos metros un espacio determinado en la cancha. Para la valoración de los test de 20 m se hace necesario el uso de sistemas de medición precisos.

En este sentido, para valorar la capacidad de sprint en BSR, se han utilizado diferentes instrumentos de medición. Los cronómetros (Brasile, 1986; De Groot et al., 2012; Vanlandewijck et al., 1999) y las células fotoeléctricas (Yanci et al., 2015) han sido las herramientas más utilizadas. El velocímetro (que registra a una frecuencia de 1000 Hz) parece ser muy útil en los deportes de silla de ruedas para valorar la velocidad (Goosey-Tolfrey et al.,

2012) aunque, presenta algunas limitaciones relacionadas con la calibración manual para cada participante dado que requiere una antena (no permitida en una competición deportiva real), y por tanto la retroalimentación al participante no es inmediata. Por este motivo los datos obtenidos por esos sistemas parecen estar comprometidas.

Desafortunadamente, el uso de la tecnología para valorar el rendimiento de los jugadores de BSR es escasa (Mason, Porcellato, van der Woude y Goosey-Tolfrey, 2010). Dada la discrepancia entre las metodologías observadas en la literatura, según nuestro conocimiento, no se han realizado estudios para describir con precisión la curva de velocidad de los jugadores BSR en el sprint de 20 m. Los sistemas láser, a diferencia de los cronómetros, células fotoeléctricas y velocímetro pueden registrar posiciones y velocidades en tiempo real a alta frecuencia, seleccionando un rango adecuado para medir la cinemática en BSR entre 100 y 2.000 Hz. Esta tecnología ha sido utilizada en diferentes deportes como el atletismo (Adamczewski y Perl, 1997; Brüggemann, Koszewski y Müller, 1999; Delecluse, Roelants, Diels, Koninckx, y Verschueren, 2005; Dickwatch, Hildebrand, y Perl, 1994), fútbol (Ferro et al., 2014) y baloncesto (Zwierko y Lesiakowski, 2007), pero hasta ahora no se han desarrollado estudios en el contexto de los deportes de silla de ruedas.

Por lo tanto, los objetivos que se plantearon en este estudio fueron:

1. Diseñar y describir una metodología para valorar el rendimiento deportivo mediante la capacidad de sprint de los jugadores de BSR en condiciones de entrenamiento utilizando un sistema láser para el registro de la velocidad en tiempo real.
2. Valorar las variables cinemáticas en el sprint con relación a la clasificación funcional y a los puestos específicos en la cancha a través de la metodología desarrollada.

2.2 MATERIAL Y MÉTODOS

2.2.1 Participantes

Doce, varones, jugadores de BSR se dividieron en función de su clasificación funcional de acuerdo con el sistema de la IWBF (IWBF, 2014) y se agruparon en cuatro clases según lo recomendado por Vanlandewijck et al. (2003). Clase I, 1 y 1.5 puntos; Clase II, 2 y 2.5 puntos; Clase III, 3 y 3.5 puntos; Clase IV, 4 y 4.5 puntos y en tres posiciones de juego: aleros, bases y pívots de acuerdo con la categorización del entrenador (Tabla 2.1). Los bases estuvieron formados por un 66.6% de Clase II y un 33.3% de Clase III; los Pívots estuvieron formados por un 25% de clase I, un 50% de clase III y un 25% de clase IV; y los aleros estuvieron formados por un 20% de Clase III y un 80% de Clase IV (Anexo 2).

Tabla 2.1 Características de los participantes.

Clase	n	Edad	Peso (Kg)	Estatura (m)	Experiencia (años)
I	1	22.00	48.00	1.75	12.00
II	2	33.77 ± 3.19	69.75 ± 20.72	1.70 ± 0.30	16.00 ± 1.41
III	4	28.25 ± 6.65	77.13 ± 10.04	1.76 ± 0.06	15.25 ± 0.50
IV	5	35.58 ± 6.90	86.38 ± 11.56	1.77 ± 0.17	17.00 ± 6.04
Posición de juego	n	Edad	Peso (Kg)	Estatura (m)	Experiencia (años)
Bases	3	31.47 ± 4.58	68.27 ± 14.87	1.70 ± 0.22	15.67 ± 1.15
Aleros	5	34.42 ± 8.38	82.58 ± 9.07	1.76 ± 0.17	17.60 ± 5.55
Pívots	4	28.52 ± 7.03	77.55 ± 22.33	1.78 ± 0.06	13.75 ± 2.06

Todos los participantes eran jugadores de elite de BSR (reconocidos por el Consejo Superior de Deportes y el Comité Paralímpico Español) pertenecientes al equipo Nacional Español de BSR, categoría masculina absoluta. En el momento del estudio, todos los participantes pertenecían a la Federación Española de Deportes para Personas con Discapacidad Física (FEDDF). Todos ellos entrenaban 4 o 5 días a la semana, y el estudio se llevó a cabo durante un período competitivo. Ninguno de los participantes experimentó lesiones que podrían haber limitado su capacidad para realizar la tarea de investigación. El Comité de Ética de la Universidad (Anexo 3) aprobó este estudio, que se llevó a cabo de acuerdo con la Declaración de Helsinki para la investigación en humanos (Williams, 2008). Los participantes recibieron voluntariamente información completa sobre el propósito del estudio y dieron su consentimiento informado antes de su participación (Anexo 4). Se les indicó llevar ropa deportiva cómoda y utilizar su propia silla de ruedas deportiva, con su configuración y correas para las pruebas, con el fin de simular las circunstancias en las que la clasificación funcional del jugador es válida (Crespo-Ruiz et al., 2011).

2.2.2 Instrumentación

Se utilizó un sensor láser tipo 1 Jenoptik LDM301 (Jena, Alemania) para medir distancias con un rango de 0.5-300 m en superficies naturales, una precisión de ± 0.06 m para 2 kHz y una resolución de 0.001 m. Las distancias de la prueba se midieron con un láser Stanley TLM160i (Mechelen, Bélgica) calibrado de acuerdo con la norma ISO. Los datos se registraron y procesaron con una rutina, BSR-20m, desarrollada específicamente para este estudio, utilizando el programa de software DasyLab versión 10.0 (Data Acquisition System Laboratory de National Instruments, Mönchengladbach, Alemania). Todos los componentes se integraron en el sistema BioLaserSport® (Ferro, 2012), “*Sistema de análisis cinemático en tiempo real para competiciones deportivas y de entrenamiento*”, patentado por Ferro y Floría (2010). La

validez y fiabilidad de BioLaserSport® se calcularon en un estudio previo con una prueba de 30 m de sprint. Se encontraron altos coeficientes de correlación de 0.962 para la velocidad media (V_m) con respecto a los sistemas de fotocélula y de 0.869 para la velocidad máxima (V_{max}) con respecto a la fotogrametría de alta velocidad, utilizada como *gold standar*. Para la fiabilidad intrasesión, el coeficiente de correlación intraclase (CCI) mostró valores de 0.945 para la V_m y de 0.866 para la V_{max} con intervalos de confianza (IC) del 95% (Ferro et al., 2012).

2.2.3 Registro de datos

Las pruebas se realizaron en una cancha de baloncesto de parquet, en condiciones de entrenamiento. Se les pidió a todos los jugadores que inflaran sus tubos hasta el máximo, como lo hacen habitualmente en la competición. La prueba comenzó con un calentamiento estándar de 15 minutos, que incluyó desplazarse con la silla, ejercicios de movilidad articular, estiramientos estáticos y dinámicos de las extremidades superiores, y tres series progresivas de 20 m hasta que se alcanzara una velocidad submáxima delante del sistema láser consiguiendo que los jugadores se familiarizaran con el entorno. Cada deportista tomó una posición en la línea de salida con las ruedas delanteras de la silla en la línea, pero manteniendo el tronco detrás de ella. Se colocaron dos postes en cada extremo de la línea para asegurarse que el pecho del jugador o la rueda no cruzaran la línea antes del inicio de la prueba. La señal de inicio fue verbal y se utilizaron las palabras "listo" y "cuando quieras" para que los jugadores tuvieran la libertad de llevar a cabo los movimientos preparatorios de manejo con el tronco y comenzar a propulsar la silla hacia adelante cuando estuvieran listos. De esta forma, se evitó incluir los tiempos de reacción de los jugadores para que no influyesen en el cálculo de la velocidad desarrollada por cada jugador en el sprint. Cada jugador realizó tres series de 20 m a la velocidad máxima con un descanso de 5 minutos entre series, utilizándose el promedio de los tres registros para el posterior análisis. El haz láser impactó en la espalda del jugador a una altura de 0.63 m del

suelo habiendo controlado la horizontalidad del haz (Figura 2.1 A). Los datos de posición del deportista se registraron a una frecuencia de muestreo de 2.000 Hz, y se calcularon datos promedio cada 10 Hz, obteniendo gráficos y datos de posiciones y velocidades a 200 Hz en tiempo real (Figura 2.1 B). Los datos se filtraron a una frecuencia de 3 Hz con un segundo filtro de paso bajo de Butterworth. Las siguientes variables se calcularon en cinco secciones, 0-3, 3-5, 5-10, 10-15 y 15-20 m (Figura 2.1 B):

- Tiempo absoluto (T): tiempo del intervalo utilizado en cubrir cada sección (T0-3, T3-5, T5-10, T10-15, T15-20, T0-5, T0-10, T0-15, T0-20) expresado en segundos. Esta variable se usó para calcular los siguientes datos.
- Tiempo relativo (RT): tiempo del intervalo utilizado en cubrir cada sección con relación al tiempo de 20 m (RT0-3, RT3-5, RT5-10, RT10-15, RT15-20, RT0-5, RT0-10, RT0-15, RT0-20). $RT \text{ (sección)} = (T_{\text{sección}} \times 100) / T_{0-20}$, expresado como porcentaje.
- Velocidad media (Vm): valor promedio de la velocidad en cada sección (Vm0-3, Vm3-5, Vm5-10, Vm10-15, Vm15-20), expresada en metros por segundo.
- Velocidad máxima (Vmax): velocidad más alta alcanzada en cada sección (Vmax0-3, Vmax3-5, Vmax5-10, Vmax10-15, Vmax15-20) expresada en metros por segundo.
- Velocidad máxima relativa (RVmax): Porcentaje de velocidad relativa a la velocidad máxima individual alcanzada en los 20 m (RVmax0-3, RVmax0-5, RVmax0-10, RVmax0-15, RVmax0-20). $\text{Sección RVmax} = (\text{sección Vmax} \times 100) / V_{\text{max0-20}}$, expresada en porcentaje.
- Tiempo hasta lograr la velocidad máxima (TVmax): el tiempo para alcanzar la velocidad más alta en cada sección (TVmax0-3, TVmax3-5, TVmax5-10, TVmax10-15, TVmax15-20, TVmax0-5, TVmax0-10, TVmax0-15, TVmax0-20) expresado en segundos.

- Tiempo relativo a la velocidad máxima (RTVmax): Porcentaje de tiempo en alcanzar la velocidad máxima respecto al tiempo total de la prueba (RTVmax0-3, RTVmax0-5, RTVmax0-10, RTVmax0-15, RTVmax0-20). $RTVmax = (TVmax \text{ sección} \times 100) / TVmax0-20$, expresado en porcentaje.
- Distancia necesaria para alcanzar el 90%, 95% y 98% de al Vmax: (DVmax90%, DVmax95%, DVmax98%), expresada en metros.
- Distancia relativa en la que se alcanza el 90%, 95% y 98% de la Vmax en el test de 20 metros (RDVmax90%, RDVmax95%, RDVmax98%). $RDVmax = (DVmax\% \times 100) / 20$, expresada en porcentaje.

2.2.4 Análisis estadístico

Para cada variable, se calcularon los análisis descriptivos ($X \pm SD$) para cada clase funcional y para cada posición de juego. Para la fiabilidad intrasesión, la relación entre los resultados de las variables de estudio en la primera y la segunda serie de los test se analizó utilizando el CCI (2, 1) y con un IC del 95%. La estimación de IC proporciona un rango de valores con una probabilidad específica de incluir la verdadera fiabilidad (Morrow y Jackson, 1993). El error estándar de media (SEM) se calculó como $(SD)\sqrt{1.00 - ICC}$, donde SD fue la desviación estándar de las puntuaciones observadas. El nivel de significación se estableció en $p < 0.05$, y todos los análisis se realizaron con SPSS 21.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA). Debido al tamaño de la muestra, solo se realizaron análisis descriptivos, por lo que no se realizó una comparación estadística entre las clases y las posiciones de juego.

A)

B)

Figura 2.1 (A) Esquema de la prueba de velocidad de 20 m. (B) Curva de velocidad obtenida con BioLaserSport® de un jugador de baloncesto en silla de ruedas de Clase IV durante la prueba de velocidad.

2.3 RESULTADOS

La Tabla 2.2 muestra los datos estadísticos que permiten evaluar la fiabilidad intrasesión correspondiente a la V_m y V_{max} obtenidos en la prueba de 20 m de sprint. No se observaron diferencias significativas entre las series, y los valores promedio del CCI fueron 0.917 para todas las secciones de la V_{max} y de 0.972 para todas las de V_m con un IC del 95%. El SEM fue bajo, 0.02 - 0.09 m/s, en ambas variables (V_{max} y V_m). Los jugadores tardaron 5.19 ± 0.27 s para completar la prueba, y alcanzaron su V_{max} en 4.88 ± 0.25 s (TV_{max}) (Tabla 2.3). La RT de la prueba y el RV_{max} en las cinco secciones en las que se dividió el sprint se pueden observar en la Figura 2.2. Los jugadores lograron el $73.04\% \pm 4.12\%$ de su V_{max} a 5 m desde el inicio usando el $33.88\% \pm 0.79\%$ del tiempo total. El DV_{max} y RDV_{max} en el 90%, 95% y 98% se pueden observar en la Figura 2.3. Los jugadores consiguieron el 90% de su V_{max} en los primeros 12.44 ± 2.06 m, a $62.24\% \pm 10.34\%$ de la distancia total. Los patrones de velocidad a lo largo de la prueba, agrupados por clase funcional y posición de juego, se presentan en las Figuras 2.4 y 2.5, respectivamente. El promedio de V_m y V_{max} para todos los jugadores en la sección de 15 a 20 m fue de 4.83 ± 0.11 y 5.17 ± 0.21 m/s, respectivamente. La RTV_{max} se presenta en la Figura 2.6. Los jugadores necesitaron alrededor del 20% del tiempo total para llegar a su V_{max} en la primera sección (0 - 3 m).

Tabla 2.2 Fiabilidad intrasesión del test de 20 metros obtenida para la Velocidad máxima (V_{max}) y la velocidad media (V_m).

Variable (m/s)	Series 1	Series 2	Diferencias	CCI (95% IC)	SEM (m/s)
V_{max0-3}	3.32±0.21	3.36±0.24	-0.03±0.15	0.879 (0.59-0.96)	0.08
V_{max3-5}	3.70±0.26	3.76±0.20	-0.05±0.17	0.878 (0.57-0.96)	0.09
$V_{max5-10}$	4.45±0.26	4.41±0.28	0.04±0.12	0.945 (0.81-0.98)	0.06
$V_{max10-15}$	4.88±0.32	4.80±0.27	0.07±0.08	0.964 (0.71-0.99)	0.06
$V_{max15-20}$	5.12±0.27	5.06±0.27	0.06±0.15	0.919 (0.72-0.97)	0.07
V_m0-3	2.56±0.17	2.57±0.27	-0.00±0.05	0.978 (0.92-0.99)	0.02
V_m3-5	3.48±0.20	3.45±0.21	0.03±0.09	0.939 (0.79-0.98)	0.05
V_m5-10	3.99±0.22	3.97±0.21	0.02±0.06	0.976 (0.91-0.99)	0.03
V_m10-15	4.53±0.25	4.51±0.25	0.01±0.04	0.990 (0.96-0.99)	0.02
V_m15-20	4.80±0.26	4.81±0.24	-0.00±0.07	0.976 (0.91-0.99)	0.04

CCI: Coeficiente correlación intraclase. IC: Intervalo de confianza. SEM: Error estándar de la media

Tabla 2.3 Tiempo absoluto (T) y tiempo en conseguir la velocidad máxima (TV_{max}) en el sprint de 20 metros relacionado con la clasificación funcional y la posición de juego.

Clase	n	T0-20 (s)	TV _{max} 0-20 (s)
I	1	5.53 ± 0.45	5.44 ± 0.12
II	2	4.90 ± 0.11	4.50 ± 0.19
III	4	5.01 ± 0.19	4.52 ± 0.39
IV	5	5.38 ± 0.16	5.06 ± 0.29
Posición de juego	n	T0-20 (s)	TV _{max} 0-20 (s)
Bases	3	4.98 ± 0.15	4.53 ± 0.24
Aleros	5	5.29 ± 0.30	4.93 ± 0.50
Pivots	4	5.24 ± 0.23	4.89 ± 0.41

	0 - 3 METROS		0 - 5 METROS		0 - 10 METROS		0 - 15 METROS		0 - 20 METROS
RT (%)	22.58 ± 0.68		33.88 ± 0.79		58.23 ± 0.62		79.77 ± 0.36		100
RVmax (%)	64.93 ± 3.92		73.04 ± 4.12		86.74 ± 4.43		94.27 ± 3.56		100

Sección de distancia recorrida por los jugadores
 Sección de distancia no recorrida por los jugadores

Figura 2.2 Tiempo medio relativo (RT) y Velocidad relativa a la máxima (RVmax) en el test de sprint de 20 metros por los jugadores de BSR ($X \pm SD$).

	90% Vmax		95% Vmax		98% Vmax	
DVmax (m)	12.44 ± 2.06		15.42 ± 1.88		17.27 ± 4.50	
RDVmax (%)	62.24 ± 10.34		77.12 ± 9.40		86.39 ± 7.06	

Sección de distancia recorrida por los jugadores
 Sección de distancia no recorrida por los jugadores

Figura 2.3 Distancia absoluta (DVmax) y Distancia relativa (RDVmax) en conseguir el 90%, 95% y 98% de la velocidad máxima de todos los jugadores de BSR ($X \pm SD$).

Figura 2.4 Velocidad media (Vm) por secciones de los jugadores de BSR relacionados con la clasificación funcional y los puestos de juego en el campo ($X \pm SD$).

Figura 2.5 Velocidad máxima (V_{max}) por secciones de los jugadores de BSR relacionados con la clasificación funcional y los puestos de juego en el campo ($X \pm SD$).

Figura 2.6 Tiempo relativo en conseguir la velocidad máxima (RTV_{max}) en las secciones de 20 metros de los jugadores de BSR relacionados con la clasificación funcional y los puestos específicos ($X \pm SD$).

2.4 DISCUSIÓN

Este capítulo presenta una nueva metodología con una herramienta fiable (BioLaserSport®) para las evaluaciones de sprint de los jugadores de BSR en el contexto deportivo. El análisis de la velocidad del jugador con relación a la clasificación funcional (IWBF) es relevante para adquirir conocimiento sobre el rendimiento de los participantes individuales en un equipo y, especialmente, para apoyar el sistema de clasificación con datos objetivos sobre habilidades cruciales de juego durante la competición (Crespo-Ruiz, et al., 2011; Vanlandewijck et al., 2003). En lo referido en la literatura, no se ha encontrado ninguna investigación que permitiera describir la curva de velocidad de los jugadores de BSR en el sprint de 20 m con la posibilidad de obtener la V_{max} en varias secciones hasta lograr la máxima absoluta durante la prueba.

Dado que el objetivo fue proporcionar a los entrenadores y deportistas la interpretación de los datos de velocidad registrados por el sistema laser a través de la metodología propuesta, en este capítulo se calculó la fiabilidad del sistema intrasesión. Los resultados mostraron una excelente fiabilidad test-retest al obtener valores altos del CCI. Con el objetivo de conocer en que medida los valores del CCI influyen en la interpretación de los datos fue necesario calcular variables absolutas que valoren la fiabilidad del sistema laser. Para las variables estudiadas, V_{max} y V_m , el valor del SEM fue bajo (Tabla 2.2). Estos valores aceptables sugieren que BioLaserSport® es una herramienta fiable para medir la velocidad utilizando la metodología propuesta para jugadores de BSR.

Algunos autores han relacionado la clasificación funcional con diferentes parámetros. Vanlandewijck et al. (2004) observaron que las clasificaciones superiores (Clase 3.0-4.5) tuvieron mejores resultados en la cantidad total de acciones realizadas por tiempo jugado (rebotes, tapones, asistencias, faltas personales y lanzamientos). Molik et al. (2010)

demonstraron que los deportistas con control pélvico activo (Clase 3.0-4.5) lograron una mayor producción de potencia máxima y potencia de salida media que el grupo sin control pélvico (1.0-2.5) en una prueba anaeróbica de Wingate. En nuestro estudio, las clasificaciones superiores no obtuvieron los mejores resultados. Las clases II y III mostraron mejores resultados en V_m (Figura 2.4) y V_{max} (Figura 2.5) que las clases I y IV en todas las secciones de la prueba. Entre las clases II y III, los resultados fueron muy similares. Las pequeñas diferencias en V_{max} entre los jugadores con relación a las clasificaciones funcionales y posiciones de juego podrían ser relevantes para el desempeño general del equipo y contribuir a ayudar a los entrenadores en la toma de decisiones. El hecho de que todos los participantes fueran jugadores de elite BSR pertenecientes a la selección española (medalla de bronce en el Campeonato de Europa de 2011) proporciona un valor añadido a nuestro estudio, dado que no se han estudiado con esta metodología previamente jugadores de BSR de élite.

Como se indica a continuación, el promedio de la V_{max} para todos los jugadores en la prueba de sprint de 20 m fue de 5.17 m/s (Figura 2.4). En comparación, Coutts (1994) obtuvo una V_{max} de hasta 4.75 m/s para jugadores de BSR masculinos en una prueba de 35 m en una muestra de BSR no elitista (sin información sobre la clase funcional o la posición de juego). Otro estudio, Pérez-Tejero, Navarro y Sampedro (2005), que utilizó técnicas de fotogrametría, encontró que la velocidad máxima media durante un juego real en 10 jugadores de BSR fue de 5.30 ± 0.6 m/s, siendo valores muy similares a los encontrados en nuestro estudio. Podemos sugerir la validez ecológica adecuada de la metodología e instrumentación presentada al comparar con los datos de la competición real de BSR, teniendo en cuenta que los datos fueron registrados en condiciones de entrenamiento (en cancha de parquet) en una muestra de jugadores de élite en una fase de preparación previa a una competición internacional. Además, las variables de rendimiento deportivo y la pertinencia de la prueba propuesta se acordaron con el personal técnico (entrenador nacional) antes de llevarse a cabo. Y con respecto a la validez,

diferencias en las superficies del suelo afectan fuertemente a la cinética y la velocidad en usuarios de sillas de ruedas (Koontz et al., 2005), influyendo en la resistencia a la rodadura (Vanlandewijck et al. 2001) siendo por ello muy necesarios los análisis en el contexto real.

Un aspecto innovador de esta parte del estudio fue la presentación de datos relativos para las variables estudiadas. Esto proporciona un marco útil para comparar jugadores de BSR por clase, experiencia, posición de juego y nivel de competencia, sabiendo que los datos publicados sobre los estudios de 20 m sprint para jugadores de BSR no pertenecían a un grupo de nivel de élite (Yanci et al., 2015). Esta información es fácilmente comprensible y puede ser muy útil para los entrenadores para ver cómo los jugadores de BSR distribuyen o gestionan su tiempo con respecto a sus resultados generales en el sprint de 20 m. Por otra parte se permite comparar resultados entre participantes y/o diferentes resultados del mismo participante en diferentes períodos del año y, por lo tanto, conocer el porcentaje de ganancia o pérdida experimentado. Los resultados relativos indicaron que las cuatro clases utilizaron el 33.88% del tiempo total para alcanzar el 73.04% de su V_{max} en los primeros 5 m de la prueba (Figura 2.2). Estos resultados podrían compararse con el estudio de Goosey-Tolfrey y Moss (2005), donde los jugadores de tenis en silla de ruedas lograron, en el tercer ciclo de propulsión de la silla, una distancia de 4.49 m y el 63.8% de su V_{max} . Observando los dos deportes, se encontraron diferencias de un 10% de velocidad a favor de los jugadores de BSR en el mismo tramo, en ambos casos, utilizando metodologías precisas similares. Como se indica a continuación, nuestro estudio reveló que el 90% de la V_{max} de los jugadores fue de 4.65 m/s y se alcanzó alrededor de los 12 m, representando el 62% de la distancia total, mostrando la rápida aceleración de los jugadores (Figura 2.3). Estos hallazgos demostraron que los jugadores de BSR de todas las clases y de todas las posiciones de juego gestionaron su velocidad de manera muy similar.

Hay que destacar que no se han encontrado estudios que comparen jugadores en diferentes posiciones de juego con su rendimiento en la prueba de 20 m de sprint en BSR. En la práctica, existe una fuerte relación entre la clasificación funcional de los jugadores y su posición en la cancha (Vanlandewijck et al., 2004). Vanlandewijck et al. (2004) observaron que todas las clases I jugaban como bases, las clases II y III jugaban como aleros, y las clases IV y II jugaban como pívots. En nuestro caso, esta relación no fue la misma. Los bases comprendían clase II y clase III, los pívots clase III y clase IV, y los aleros clases I, III y IV. Es importante tener en cuenta la curva de velocidad de los jugadores al planificar qué posiciones ocuparán en la cancha, dado que, en muchas transiciones rápidas, el rendimiento de juego podría determinarse en base a la velocidad máxima.

Con respecto a la velocidad, los bases lograron valores altos de V_m y V_{max} en todas las secciones (Figuras 2.4 y 2.5), excepto en el V_{max0-3} . Como indicamos anteriormente, en nuestra investigación los dos bases eran jugadores de la clase II, y lograron altos valores de velocidad. Estos resultados no coinciden con estudios previos (Molik et al., 2010; Pérez-Tejero et al., 2005; Vanlandewijck et al., 2004) donde los jugadores de clase IV lograron mejores resultados que el resto. Sin embargo, podría tratarse de una evolución en los últimos años en el BSR de alto nivel, donde el rendimiento de los jugadores de clase II y III está mejorando. Se observó que los aleros obtuvieron su velocidad máxima relativa en el tiempo más corto en los primeros 15 m de la prueba (Figura 2.6). Esto podría explicarse por el hecho de que los aleros, principalmente de clase IV, tuvieron un menor grado de discapacidad por lo que su mayor movilidad del tronco les permitiría obtener estas diferencias en sus tiempos relativos en los primeros metros.

En este capítulo, una limitación fue el número de participantes. Si bien, al tratarse de Deportistas de Alto Nivel, los participantes constituyeron la práctica totalidad de la Selección

Española. Un mayor número de participantes probablemente hubiese permitido describir mejor el perfil de cada clase funcional de BSR y de cada puesto específico en la cancha.

Los resultados de este estudio dan pie a analizar otro aspecto relacionado con la generación de la velocidad como es la fuerza que ejercen los miembros superiores en la propulsión de la silla de ruedas. Mediante variables cinéticas utilizando dinamómetros isocinéticos se podría valorar la relación del momento de fuerza máximo de las articulaciones del codo y hombro, las dos implicadas en la propulsión, con la velocidad máxima de desplazamiento en la silla de ruedas.

Resumidamente, los beneficios de usar la presente metodología es la siguiente: es fiable; se puede usar directamente en el contexto deportivo; tiene una tecnología de interfaz usuario/jugador no invasiva para silla de ruedas; no se necesita calibración para cada participante; los datos son normalizados, se expresan en tiempos relativos, distancias y velocidades con respecto a V_{max} para facilitar el análisis; y, finalmente, proporciona una retroalimentación inmediata al participante y al entrenador.

2.5 CONCLUSIONES

Con relación al objetivo *“Describir y diseñar una metodología para valorar el rendimiento deportivo mediante la capacidad de sprint de los jugadores de BSR en condiciones de entrenamiento utilizando un sistema láser para el registro de la velocidad en tiempo real”*, las conclusiones fueron:

1. El sistema laser resultó fiable presentando unos valores excelentes de la V_{max} y la V_m mostrando un CCI por encima de 0.90 con valores del SEM por debajo de 0.09 m/s.

2. El sistema laser permitió aportar una retroalimentación en tiempo real a entrenadores y jugadores de los resultados obtenidos de V_m y V_{max} en las secciones de 0 - 3 m, 3 - 5 m, 5 - 10 m, 10 - 15 m y 15 - 20 m obtenidos en la prueba de sprint de 20 metros.
3. La metodología e instrumentación presentada sugiere una validez ecológica adecuada para comparar los datos obtenidos en nuestro estudio con los datos de la competición real de BSR. Esto es posible dado que los datos fueron registrados en condiciones de entrenamiento (en cancha de parquet) en una muestra de jugadores de élite en una fase de preparación previa a una competición internacional.

Con relación al objetivo “*Valorar las variables cinemáticas en el sprint con relación a la clasificación funcional y a los puestos específicos en la cancha a través de la metodología desarrollada*”, las conclusiones fueron:

1. Los jugadores tardaron un 22.5% del tiempo total empleado en el test de 20 m para realizar los 3 primeros metros de la prueba logrando un 65% de su V_{max} en ese tramo.
2. Los jugadores consiguieron el 90% de la V_{max} en los primeros 12 m del test, consiguiéndolo en el 62% de la distancia total recorrida.
3. Los jugadores de la clase funcional 2.0 - 2.5 y 3.0 - 3.5 alcanzaron los valores más altos de V_{max} y V_m en todas las secciones del test de 20 m.
4. Los jugadores de la posición de base consiguieron un 6.12% más de V_{max} en el test de 20 m que los jugadores de la posición de alero y de pívot.
5. Las posiciones de los jugadores de BSR presentaron una relación en nuestro estudio diferente a la encontrada en la bibliografía observándose como la posición de base

estuvo formado por la clase II y la clase III, los pivots por la clase III y la clase IV, y los aleros por las clases I, III y IV.

6. Un aspecto innovador del estudio fue la presentación de datos relativos para las variables RT, RVmax, RTVmax y RDVmax. Esto proporciona un marco útil para comparar jugadores de BSR por clase, experiencia, posición de juego y nivel de competencia, sabiendo que esta información es fácilmente comprensible y puede ser muy útil para que los entrenadores puedan observar cómo los jugadores de BSR distribuyen o gestionan su tiempo con respecto a sus resultados generales en el sprint de 20 m. Incluso, también permite comparar resultados entre participantes o diferentes resultados del mismo participante en diferentes períodos del año y, por lo tanto, conocer el porcentaje de ganancia o pérdida experimentado.

CAPÍTULO TRES

La fuerza en las articulaciones del hombro y codo y su relación con la velocidad de desplazamiento en jugadores de baloncesto en silla de ruedas

3.1 INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS DEL ESTUDIO

La cinemática y la cinética de la propulsión manual de sillas de ruedas está muy influenciada por la relación usuario-interfaz de la silla de ruedas (Lin, Lin, Guo y Su, 2011). Por esta razón, la evaluación de la condición física de la parte superior del cuerpo de los jugadores de BSR es relevante para desarrollar programas de ejercicios de fuerza apropiados (Basar et al., 2013) y lograr un rendimiento óptimo de los deportistas con relación a la velocidad de desplazamiento que consiguen en la silla de ruedas . Sin embargo, los entrenamientos de fuerza deben aplicarse con cuidado, dado que hay estudios que han demostrado desequilibrios musculares a nivel del hombro causando dolor y lesiones (abundando la lesión por repetición en la propulsión en la silla) en usuarios en silla de ruedas (Bernard, Codine y Minier , 2004; Fullerton, Borckardt y Alfano, 2003; Nyland et al., 1997; Yildirim, Comert, y Ozengin, 2010).

La fuerza muscular necesaria para la movilización de las diferentes articulaciones del cuerpo han sido principalmente analizada a través de dinamómetros isocinéticos. Se han encontrado diferentes estudios en los cuales se ha valorado la fuerza muscular de los flexores y extensores del codo en jugadores de BSR (Calmels, Berthouze, Barral, Domenach y Minaire, 1992), y también se ha analizado la fuerza en la rotación interna y externa de hombro a través de entrenamientos para mejorar la fuerza (Basar y Ergun, 2012). Sin embargo, aunque la

cinemática y la cinética están muy influenciadas en la propulsión de la silla de ruedas, no se han encontrado evidencias que relacionen los movimientos de las articulaciones que están implicadas en la propulsión en silla de ruedas (hombro y codo) con la velocidad de desplazamiento que consiguen estos jugadores en la silla. De hecho, los movimientos de la rotación interna y la extensión de codo se realizan al comienzo del inicio de la propulsión, y los movimientos de rotación externa y flexión de codo se realizan al final del ciclo de propulsión (Lin, Lin, Su y An, 2009). Por este motivo, es importante conocer si la fuerza que ejercen los músculos en estos movimientos favorece la velocidad de desplazamiento.

Por todo lo anterior, los objetivos que se plantearon en este estudio fueron:

1. Analizar la relación entre el momento de fuerza muscular en codo y hombro del deportista con la velocidad de desplazamiento en la silla de ruedas cuando el jugador realiza diferentes acciones técnicas específicas del BSR.
2. Determinar si existen diferencias entre la velocidad y la clasificación funcional, y entre la fuerza y la clasificación funcional de los jugadores de BSR.

3.2 MATERIAL Y MÉTODOS

3.2.1 Participantes

Un total de 12 jugadores de BSR ,varones, se dividieron en dos categorías considerando la estabilidad pélvica: el grupo A (clases funcionales de 1.0-2.5) con jugadores que presentaban estabilidad pasiva; y el grupo B (clases funcionales de 3.0-4.5) integrado por jugadores que presentaban estabilidad activa de acuerdo con el Sistema de Clasificación de Jugadores de la IWBF (IWFB, 2014). Cinco participantes se incluyeron en el grupo A y siete en el grupo B. Los datos demográficos y descriptivos de los participantes se presentan en la Tabla 3.1 (Anexo 2).

Tabla 3.1 Características de los participantes

Jugador	Edad	Peso (Kg)	Estatura (m)	Discapacidad	IWFB Clasificación	Experiencia (años)
P1	37	87	1.88	Amputación	4	20
P2	32	102	1.80	Amputación	4	17
P3	41	69	1.76	Paraplejia	1	19
P4	39	78	1.84	Paraplejia	1.5	22
P5	23	72	1.75	Paraplejia	2.5	6
P6	23	75	1.86	Amputación	4	5
P7	22	59	1.84	Paraplejia	2.5	5
P8	28	52	1.71	Espina bífida	3	10
P9	23	48	1.75	Paraplejia	1	6
P10	39	90	1.82	Paraplejia	3	21
P11	26	83	1.78	Espina bífida	3	8
P12	26	73	1.70	Espina bífida	3	8
Muestra	29.91±7.27	75.66±13.97	1.79±0.05			12.25±6.90

IWFB = Federación internacional de baloncesto en silla de ruedas

Todos los participantes fueron jugadores de elite de BSR (reconocidos por el Consejo Superior de Deportes y el Comité Paralímpico) pertenecientes al equipo Nacional Español de la categoría masculina absoluta. En el momento del estudio, todos los participantes pertenecían a la FEDDF. Todos ellos entrenaban de 4 a 5 días por semana, y el estudio se llevó a cabo durante el período competitivo previo al campeonato de Europa. Ninguno de los participantes

sufrió lesiones que pudieran haber limitado su capacidad para realizar las tareas de investigación. Al igual que en el capítulo dos, esta investigación fue aprobada por el Comité de Ética de la Universidad (Anexo 3), se proporcionó información sobre el propósito del estudio y se obtuvo el consentimiento informado de todos los deportistas (Anexo 4). Las condiciones de ropa y la configuración de la silla de ruedas también se mantuvieron en las mismas circunstancias reales de competición.

3.2.2 Instrumentación

Se utilizó el sistema BioLaserSport® (Ferro, 2012), que contiene un sensor láser tipo 1 Jenoptik LDM301 (Jena, Alemania) para medir distancias con un rango de 0.5-300 m en superficies naturales, una precisión de ± 0.06 m para 2 kHz y una resolución de 0.001 m. Las distancias de la prueba se midieron con un láser Stanley TLM160i (Mechelen, Bélgica) calibrado de acuerdo con la norma ISO. Los datos se registraron y procesaron con una rutina, BSR-20 m, desarrollada específicamente, utilizando el programa de software DasyLab versión 10.0 (Data Acquisition System Laboratory de National Instruments, Mönchengladbach, Alemania).

La fuerza del hombro y del codo se evaluaron utilizando un dinamómetro isocinético Biodex® Multi-Joint System-PRO (Biodex® Corp., Shirley, NY, EE.UU.). El momento de fuerza máximo (Mmax), o torque, y el trabajo total (TT) se adquirieron usando una PC con el software Biodex®. El dinamómetro isocinético se calibró utilizando un peso certificado antes de la recopilación de datos. Las características de este sistema presenta una velocidad angular en contracción concéntrica de 500°/s y en contracción excéntrica de 300°/s. El momento de fuerza máximo valorable se sitúa entre los 680 Nm y 444 Nm en acciones concéntricas y excéntricas respectivamente.

3.2.3 Diseño y procedimiento

Durante cuatro días consecutivos en la concentración previa al campeonato de Europa, se llevaron a cabo de forma paralela las pruebas de velocidad y fuerza. El hecho de llevarlo a cabo de forma simultánea sirvió para poder buscar la relación existente entre la velocidad que conseguían los jugadores en la silla de ruedas y el momento de fuerza máximo que generaban los jugadores en el dinamómetro isocinético.

La batería propuesta de test se diseñó teniendo en cuenta la opinión y los comentarios de los entrenadores del Equipo Nacional Español masculino, todos ellos contaban con más de 10 años de experiencia en jugadores de elite de BSR y a partir del estudio de De Groot et al (2012).

- Batería de Test de sprint

Los test se realizaron en una cancha de baloncesto de parquet en condiciones de entrenamiento. Se pidió a todos los jugadores que inflaran sus tubos hasta el máximo, como lo hacen normalmente para la competición. La prueba comenzó con un calentamiento estándar de 15 minutos, que incluyó el desplazamiento con la silla, ejercicios de movilidad articular y estiramientos estáticos y dinámicos de las extremidades superiores. Los criterios de la realización de los test fueron los mismos que lo descrito en el capítulo dos, tomando como referencia el test de 20 metros.

Los tests de velocidad que se llevaron a cabo para evaluar la capacidad de sprint con algún componente técnico como el pase, bote y frenada de la silla, fueron los siguientes:

A) *Prueba de velocidad de 5 m.* El participante comenzó desde una posición de parado, con las ruedas delanteras detrás de la línea de salida, propulsando 5 m lo más rápido posible. El desarrollo del test se dividió en cinco secciones (0-1 m, 1-2 m, 2-3 m, 3-4 m y 4-5 m) (Figura 3.1). Con este test se valoró la velocidad de inicio. La fiabilidad de la prueba se evaluó mediante el CCI, mostrando valores 0.88 para Vmax y 0.91 para Vm.

Figura 3.1 Esquema del test de 5 metros.

B) *Prueba de velocidad de 10 m con balón.* El participante comenzó con una pelota desde una posición estacionaria propulsando la silla 10 m lo más rápido posible, siguiendo las reglas de la IWBF. Esta prueba se dividió en cinco secciones (0-2 m, 2-4 m, 4-6 m, 6-8 m y 8-10 m). Con este test se valoró la velocidad junto con el manejo del balón (Figura 3.2). La fiabilidad de la prueba se evaluó con el CCI obteniendo unos valores de 0.81 para V_{max} y 0.87 para V_m .

Figura 3.2 Esquema del test de 10 metros con balón.

C) *Prueba de 5 m de espaldas*. El participante comenzó desde una posición estacionaria propulsando la silla 5 m hacia atrás lo más rápido posible. Esta prueba se dividió en cinco secciones (5-4 m, 4-3 m, 3-2 m, 2-1 m y 1-0 m) (Figura 3.3). Con este test se valoró la velocidad (inicio) hacia atrás. La fiabilidad de la prueba se evaluó con el CCI mostrando unos valores de 0.80 para V_{max} y de 0.88 para V_m .

Figura 3.3 Esquema del test de 5 metros de espaldas.

D) *Prueba de velocidad, pase de balón y frenado (prueba SPB)*. El participante comenzó desde una posición de parado en posesión del balón, con las ruedas delanteras detrás de la línea de salida, propulsando la silla 15 m lo más rápido posible. A los 5 m desde el comienzo, el participante debió frenar y pasar la pelota, después volvió a acelerar hasta los 7.5 m donde frenó nuevamente para recibir el balón de un compañero y, posteriormente debió alcanzar la velocidad máxima hasta 15 m para luego volver a frenar. La prueba se dividió en cinco secciones (0-3 m, 3-5 m, 5-7.5 m, 7.5-15 m y 15-distancia de frenado m). Con este test se valoró

la velocidad, el pase y la capacidad de frenado. La fiabilidad de la prueba se evaluó con el CCI mostrando unos valores de 0.86 para V_{max} y de 0.90 para V_m (Figura 3.4).

Figura 3.4 Esquema del test de velocidad, pase y frenado (SPB).

Las variables que se registraron fueron la V_m y la V_{max} , descritas previamente en el capítulo Dos.

- Test isocinéticos

Después de un calentamiento global, que consistió en 10 minutos con un ergómetro de brazo (SCIFIT-PRO1 Upper Body Exerciser, SCIFIT Corporate Headquarters, Tulsa) y cinco repeticiones a $150^\circ/s$ en el dinamómetro isocinético Biodex® Multi-Joint System-PRO, los participantes realizaron tres repeticiones submáximas en cada velocidad angular en el modo de contracción concéntrica, para la familiarización inicial con el sistema isocinético y el protocolo de la prueba. Los datos se obtuvieron sucesivamente en el modo de contracción concéntrica a $60^\circ/s$ y $180^\circ/s$, con 5 y 10 repeticiones, respectivamente, para los hombros y $60^\circ/s$ y $150^\circ/s$ y

con 5 y 10 repeticiones, respectivamente, para los codos. Cada serie de movimientos estaba separada por 60 segundos de descanso. Los participantes recibieron un estímulo verbal pero no comentarios visuales relativos a la pantalla del ordenador. Cada participante siguió el mismo procedimiento estandarizado.

Los test en el dinamómetro Biodex[®] que se llevaron a cabo fueron los siguientes:

A) Rotación interna y externa del hombro (Figura 3.5a). Se calibró el dinamómetro y los participantes se colocaron en una posición de sedestación con el tronco estabilizado uniformemente con una abducción del hombro de 45° en el plano de la escapula. El húmero se alineó con el eje de rotación del dinamómetro. El codo se situó en 90° de flexión, y el antebrazo y la muñeca se colocó en pronación/supinación neutra. Se colocaron tiras autoadhesivas horizontales en el tórax y la pelvis para estabilizar el tronco en el asiento. Los participantes fueron evaluados a través de un rango de movimiento de 70°.

B) Flexión y extensión del codo (Figura 3.5b). El participante se colocó en una posición de sedestación y el hombro se colocó en abducción a 45°. El codo se situó entre un cojín lateral, que no limitaba la extensión del brazo. El eje articular del movimiento de flexión-extensión del codo estuvo en el eje rotatorio del dinamómetro. Se colocaron tiras autoadhesivas horizontales en el tórax y la pelvis para estabilizar el tronco en el asiento. Los participantes fueron evaluados a través de un rango de movimiento de 80°. El brazo del dinamómetro (móvil durante el movimiento de extensión y de la flexión) presentaba un mango sostenido por el participante en la posición intermedia de pronación-supinación de la muñeca, ajustable con relación a la longitud del antebrazo permitiendo la flexión y extensión total del codo.

El brazo de cada participante se pesó estáticamente en la posición en la que realizó el movimiento a través del dinamómetro Biodex[®], para proporcionar datos de compensación de gravedad e incorporar dichas correcciones en el sistema (Edouard, Calmels, y Degache, 2009).

Los dos hombros y los dos codos, en el lado dominante (DS) y el lado no dominante (NDS), se analizaron en orden aleatorio.

Figura 3.5 Jugadores de BSR realizando rotación interna y externa de hombro en la imagen de la izquierda y flexo-extensión de codo en la imagen de la derecha.

Las variables que se registraron con el dinamómetro isocinético Biodex® fueron los siguientes:

- Momento de fuerza máximo o torque (Mmax): Momento máximo registrado por la articulación en las velocidades de 60°/s y 180°/s para la articulación del hombro, y de 60°/s y 150°/s para la articulación del codo. Esta magnitud se expresó en Newton metro (Nm).
- Trabajo Total (TT): Es el producto del momento de fuerza por la distancia angular de todas las repeticiones realizadas por los movimientos ejecutados por el hombro a las

velocidades de 60°/s y 180°/s, y ejecutados por el codo a las velocidades de 60°/s y 150°/s. Esta magnitud se expresó en Julios (J).

3.2.4 Análisis estadístico

Se realizaron análisis descriptivos de cada prueba. La normalidad de las variables se comprobó con la prueba de Shapiro Wilk. La relación entre Mmax y la Vmax, evaluada en las diferentes pruebas, se examinó utilizando el coeficiente de correlación de Pearson (r). Se aplicó la prueba T de Student para evaluar las posibles diferencias entre DS y NDS entre la rotación externa (ERS) y la rotación interna de los hombros (IRS) y entre la flexión (FE) y la extensión del codo (EE) en Mmax. Se utilizó la prueba T de Student para dos muestras independientes para examinar la diferencia entre las variables de los grupos A y B. Debido al tamaño de la muestra, se calcularon los IC al 95% y los tamaños del efecto se calcularon y corrigieron para muestras pequeñas de acuerdo con la d de Cohen. Los tamaños de efecto (d) mayores que 0.8, entre 0.8 y 0.5, entre 0,5 y 0.2 y menores que 0.2 se consideraron como grandes, moderados, pequeños y triviales, respectivamente. Para detectar correctamente la diferencia entre la media de las dos muestras, un *post hoc* se calculó realizando un análisis de potencia (P) con el software G*Power, versión 3.1.9 (Düsseldor, Alemania). El nivel de significación se determinó a partir de $p < 0.05$. Todos los cálculos se realizaron con el programa de software SPSS, versión 21.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA).

3.3 RESULTADOS

3.3.1 Batería de test de sprint

El grupo B, en la prueba de sprint hacia atrás de 5 m, consiguieron mayores valores de Vmax en Vmax3-2 m ($p < 0.05$, $d = 1.82$, IC = 2.70 – 3.04, $P = 0.80$), Vmax2-1 m ($p < 0.05$, $d = 1.84$, IC = 2.88 - 3.26, $P = 0.80$) y Vmax1-0 m ($p < 0.05$, $d = 1.90$, IC = 2.96 – 3.40, $P = 0.83$) que el grupo A (Figura 3.6) siendo estos resultados estadísticamente significativos. En el resto de las pruebas de velocidad, las diferencias entre los grupos no fueron estadísticamente significativas. Sin embargo, para la Vmax, el grupo B mostró mejores resultados que el grupo A. En la prueba de sprint de 5 m, el grupo B fue 5.22% más rápido que el grupo A (3.83 ± 0.17 vs 3.63 ± 0.32 m/s, respectivamente, $p > 0.05$, $d = 1.23$), en la prueba SPB, el grupo B fue 6.60% más rápido (3.18 ± 0.25 vs 2.97 ± 0.35 m/s, respectivamente, $p > 0.05$, $d = 0.82$), y en el sprint de 10 m con el balón, el grupo B fue 3.36% más rápido (4.02 ± 0.30 vs 4.16 ± 0.28 m/s, respectivamente, $p > 0.05$, $d = 0.48$), siendo los valores de Cohen's grandes en la prueba de sprint de 5 m y SPB, y pequeños en la prueba de sprint de 10 m con balón.

3.3.2 Test isocinéticos

Los resultados mostraron diferencias significativas entre el grupo B y el grupo A para IRS en Mmax a 60°/s en DS ($p < 0.05$, $d = 1.88$, IC = 61.14 – 88.86, $P = 0.82$) y en 180°/s en DS ($p < 0.05$, $d = 1.86$, IC = 53.85 – 83.65, $P = 0.81$) (Figura 3.7a). En cuanto a TT para IRS, hubo diferencias significativas a 60°/s en DS ($p < 0.05$, $d = 1.95$, IC = 281.28 – 429.05, $P = 0.85$) y en 180°/s en DS ($p < 0.05$, $d = 1.71$, IC = 422.77 – 710.89, $P = 0.75$) y NDS ($p < 0.05$, $d = 1.61$, IC = 451.56 – 681.61, $P = 0.70$) (Figura 3.7b). En Mmax y TT en la extensión de codo y en la rotación externa del hombro no hubo diferencias significativas ($p = N.S.$). No se

observaron diferencias significativas entre DS y NDS en la articulación del hombro y en la articulación del codo.

3.3.3 Relación entre la velocidad de sprint y el momento de fuerza máximo

Para la prueba de sprint de 5 m, se encontraron correlaciones significativas a nivel del hombro con IRS en DS a ambas velocidades, 60°/s y 180°/s, y en ERS a 180°/s en NDS (Tabla 3.2), obteniendo mejores resultados para IRS a 60°/s.

Para la prueba de velocidad de 10 m con balón, se encontraron correlaciones significativas con la articulación del codo en los últimos 2 m de la prueba para EE a 150°/s en DS y NDS y para FE en DS a la misma velocidad. En la articulación del hombro, a partir de 2 m, la Vmax mostró una correlación significativa con IRS en DS para ambas velocidades, 60°/s y 180°/s, y con ERS en DS y NDS a 180°/s (Tabla 3.3).

Para SPB, se encontraron correlaciones significativas con la articulación del codo en FE en DS para ambas velocidades, 60°/s y 150°/s y en EE en DS y NDS a 150°/s. Por otra parte se encontraron IRS en DS a ambas velocidades, 60°/s y 180°/s, a excepción de la sección de 3-5 m. IRS en NDS, ERS en DS y NDS a 180°/s también mostraron correlaciones significativas con la velocidad (Tabla 3.4).

Los 5 m de espaldas a sprint solo mostraron correlaciones con IRS en DS a 60°/s en las secciones de 3-2 m y 1-0 m y a 180°/s en la sección de 3-2 m (Tabla 3.5).

Figura 3.6 Velocidad máxima (Vmax) por secciones entre el grupo A y el grupo B en el test de 5 m de espaldas. (* $p < 0.05$)

Figura 3.7 a) Momento de fuerza máximo (M_{max}) a 60°/s y 180°/s, b) Trabajo total (TT) a 60°/s y 180°/s entre el grupo A y el grupo B con relación a la rotación interna del hombro (IRS) en el lado dominante (DS) y lado no dominante (NDS). (* $p < 0.05$)

Tabla 3.2 Correlaciones entre la velocidad máxima en la prueba de sprint de 5 m y el momento de fuerza máximo en el test isocinético de hombro de rotación interna (IRS) y externa (ERS) en lado dominante (DS) y lado no dominante (NDS) a 60°/s y 180°/s.

Secciones de	IRS-60°-DS	IRS-180°-DS	ERS-180°-NDS
Vmax0-1 (m/s)	.672*	.599*	.587*
Vmax1-2 (m/s)	.676*	.557	.484
Vmax2-3 (m/s)	.775**	.689*	.581*
Vmax3-4 (m/s)	.719**	.628*	.562
Vmax4-5 (m/s)	.677*	.579*	.556

Nivel de significación (*p<0.05, **p<0.01)

Tabla 3.3 Correlaciones entre la velocidad máxima en el sprint de 10 m con balón y el momento de fuerza máximo en el test isocinético de hombro de rotación interna (IRS) y externa (ERS) a 60°/s y 180°/s, y flexión (FE) y extensión (EE) de codo a 60°/s y 150°/s en el lado dominante (DS) y lado no dominante (NDS).

Secciones de	FE-150°	EE-150°	EE-150°	IRS-60°	IRS-180°	ERS-180°	ERS- 180°
velocidad	DS	DS	NDS	DS	DS	DS	NDS
Vmax0-2 (m/s)	.408	.280	.256	.574	.510	.375	.364
Vmax2-4 (m/s)	.523	.528	.470	.675*	.648*	.556	.589*
Vmax4-6 (m/s)	.556	.559	.500	.745**	.677*	.606*	.641*
Vmax6-8 (m/s)	.545	.556	.560	.749**	.731**	.640*	.650*
Vmax8-10 (m/s)	.644*	.683*	.634*	.673*	.643*	.619*	.635*

Nivel de significación (*p<0.05, **p<0.01)

Tabla 3.4 Correlaciones entre la velocidad máxima en el test SPB y el momento de fuerza máximo en el test isocinético de hombro de rotación interna (IRS) y externa (ERS) a 60°/s y 180°/s, y flexión (FE) y extensión (EE) de codo a 60°/s y 150°/s en el lado dominante (DS) y lado no dominante (NDS).

Secciones de	FE	FE	EE	EE	IRS	IRS	IRS	ERS	ERS
velocidad	60°	150°	150°	150°	60°	180°	180°	180°	180°
Vmax0-3 (m/s)	.594*	.505	.475	.553	.707*	.638*	.583*	.584*	.654*
Vmax3-5 (m/s)	.462	.405	.416	.507	.478	.443	.575	.495	.635*
Vmax5-7.5 (m/s)	.580*	.582*	.582*	.536	.650*	.601*	.522	.547	.574
Vmax7.5-15 (m/s)	.742**	.660*	.675*	.719**	.744**	.777**	.659*	.656*	.668*

Nivel de significación (*p<0.05, **p<0.01)

Tabla 3.5 Correlaciones entre la velocidad máxima en la prueba de sprint de 5 m de espaldas y el momento de fuerza máximo en el test isocinético de hombro de rotación interna (IRS) en lado dominante (DS) y lado no dominante (NDS) a 60°/s y 180°/s.

Secciones de velocidad	IRS-60°-DS	IRS-180°-NDS
Vmax5-4 (m/s)	.411	.481
Vmax4-3 (m/s)	.485	.443
Vmax3-2 (m/s)	.646*	.610*
Vmax2-1 (m/s)	.579*	.509
Vmax1-0 (m/s)	.621*	.490

Nivel de significación (*p<0.05)

3.4 DISCUSIÓN

Las principales contribuciones del presente estudio fueron las correlaciones significativas halladas entre la Vmax logradas por los jugadores de BSR en pruebas de campo específicas y el Mmax obtenido en movimientos específicos de la propulsión en la silla (IRS, ERS, EE y FE) utilizando un dinamómetro isocinético, así como el perfil del rendimiento físico en diferentes jugadores de BSR (considerando estabilidad pélvica, IWBF, 2014) con respecto a las variables estudiadas. Hay que destacar por un lado, una batería de test de campo recientemente desarrollada analizó la velocidad del rendimiento del sprint individual, y por otro lado, la prueba isocinética analizó los Mmax y TT en articulaciones de hombro y codo. Según nuestro conocimiento, este estudio fue el primero en correlacionar el momento máximo fuerza a nivel de la articulación con movimientos específicos de propulsión de BSR (en este caso, rotación interna y externa del hombro y flexión y extensión del codo) con la velocidad (capacidad de desplazamiento) en una muestra de jugadores de élite de BSR, valorando si hubo una relación positiva dentro del interfaz “usuario - silla de ruedas”.

En este estudio se encontraron diferencias significativas con respecto a la velocidad máxima en la prueba de sprint de 5 m de espaldas entre los grupos A y B, con mejores resultados obtenidos en el grupo B en los últimos tres metros (Figura 3.6). Estas diferencias podrían explicarse por las diferencias en Mmax en IRS en DS, para las cuales también se encontraron diferencias entre los grupos B y A (Figura 3.7a), y las relaciones entre IRS y los últimos tres metros con Vmax en la prueba de 5 m sprint de espaldas. Para profundizar en estos resultados, se calculó el análisis de potencia obteniendo un valor superior a 0.8, siendo el valor mínimo recomendado en los estudios biomédicos. Aunque, en las otras pruebas, no hubo diferencias apreciablemente significativas, los jugadores con la capacidad de estabilizar su tronco activamente (grupo B) obtuvieron los mejores resultados. Nuestros resultados estuvieron en

línea con los hallazgos previos, en los cuales las clases superiores del BSR (clases 3 a 4.5) tuvieron mejores resultados en la cantidad total de acciones realizadas por tiempo jugado (Vanlandewijck et al., 2004). Se debe tener en cuenta que el tamaño de la muestra varía el tamaño del efecto, y en nuestro caso, la muestra fue reducida.

En la mayoría de los deportes de silla de ruedas, el entrenamiento de fuerza general y específico es un componente crítico para el éxito en la competición (Turbanski y Schmidtbleicher, 2010). Por lo tanto, es lógico creer que el rendimiento en BSR depende de la fuerza y de la potencia en las extremidades superiores (Granados et al., 2014). Sin embargo, con respecto a la clasificación funcional, los estudios previos no observaron diferencias en el Mmax entre las clases 1, 2 y 3 en la rotación interna y externa (Nyland et al., 1997). Estos resultados difieren de los obtenidos en nuestro estudio, en el que se observaron diferencias significativas entre el grupo B y el grupo A para IRS en relación con Mmax y TT. Al igual que en las pruebas de velocidad, el análisis de potencia se calculó obteniendo valores superiores a 0.8, aunque en TT a 180°/s se obtuvo un valor superior a 0.70, por lo tanto, estos resultados deben interpretarse con precaución. En otro estudio, Granados et al., (2014) encontraron que la fuerza absoluta y la explosividad de los músculos de la extremidad superior fueron mayores en el equipo de primera división que en el equipo de tercera división, lo que indica que los valores altos de fuerza y explosividad muscular podrían ser requeridos para un rendimiento deportivo exitoso en BSR de alto nivel. En este sentido, las relaciones entre Mmax (en la rotación interna y externa del hombro y en la flexo-extensión del codo) con la Vmax se observaron en nuestro estudio.

En la prueba de sprint de 5 m, con la cual se evaluó la capacidad de propulsarse sin ninguna acción técnica, se notó principalmente que la rotación interna del DS presentó una relación en cada sección con la Vmax cuando se trabajaba a 60°/s de acuerdo con el dinamómetro isocinético (valores superiores a $r = 0.672$), sugiriendo que este movimiento

estuvo muy involucrado en el transcurso de la prueba de 5 m. Esta relación de fuerza y velocidad en la silla de ruedas parece lógica, considerando que la rotación interna comienza al inicio de la fase de propulsión (Rao, Bontrager, Gronley, Newsam y Perry, 1996). Probablemente, la contribución del balance y la extensión del tronco en los jugadores del grupo B de BSR también podrían explicar estas diferencias.

Durante la prueba de 10 m con balón, el IRS en DS para ambas velocidades de acuerdo con el dinamómetro isocinético mostró correlaciones significativas en cada sección de la prueba, excepto en el primer tramo. Esto podría explicarse porque, al comienzo de la prueba, los jugadores tuvieron que lanzar el balón para liberar sus manos y propulsarse en la silla de ruedas, mientras que botaban la pelota y trataban de no perder la capacidad de sprint en los primeros metros de la prueba. Esta situación no ocurrió en la prueba de sprint de 5 m en la que no se utilizó el balón. El ERS en DS y NDS a 180°/s también mostraron relaciones en todas las secciones de la prueba, excepto en los primeros dos metros, lo que podría explicar las diferencias entre realizar un camino recto con balón y sin balón porque al manejar la pelota (botar con una mano mientras se propulsa con la otra, por ejemplo) implica un mayor número de movimientos. En nuestra opinión, debido a esta participación, FE y EE se correlacionaron a una velocidad de 150°/s con la Vmax (excepto FE en NDS) en la última sección, coincidente con alcanzar su Vmax, debido a la necesidad de mover el balón y la silla de ruedas al mismo tiempo.

Para la prueba SPB, durante la sección en la que los jugadores frenaron (3-5 m), se perdió la relación entre IRS en DS para ambas velocidades, 60°/s y 180°/s. Al igual que en la prueba anterior, este movimiento en DS nuevamente fue influido probablemente por la ganancia de velocidad. La IRS en NDS y la ERS en ambos lados también mostró correlaciones significativas a 180°/s, lo que podría explicarse, al igual que el movimiento alterno del codo de

flexo-extensión a 150°/s, que ambos movimientos están influidos por el uso de implementos (como el balón) y acciones (como el frenado) de la silla de ruedas y el pase del balón.

En este capítulo, el número de participantes fue reducido. Si bien, al tratarse de Deportistas de Alto Nivel, los participantes constituyeron la práctica totalidad de la Selección Española. Por este motivo, se realizaron cálculos estadísticos con la intención de atribuir más consistencia a nuestros resultados, como el análisis de los IC y el análisis de potencia. Se propone que estudios futuros deben mejorar el sistema de medición de la velocidad, aportando un mecanismo que permita el registro de modo automático, con la intención de mejorar la fiabilidad del sistema BioLaserSport®. Además, las siguientes investigaciones deberían centrarse en valorar las simetrías bilaterales a la hora de propulsarse en la silla de ruedas, al igual que valorar como esas fuerzas que se han valorado en este capítulo, y que influyen en la capacidad de sprint, se transmiten al aro de la silla de ruedas en el momento del contacto. De esta manera, podría tenerse una valoración más completa sobre la relación existente entre la fuerza, la aceleración y la velocidad que realiza un jugador de BSR al desplazarse a máxima velocidad con la silla de ruedas.

3.5 CONCLUSIONES

Con relación al objetivo *“Analizar la influencia del momento de fuerza muscular en codo y hombro del deportista en la velocidad de desplazamiento en la silla de ruedas cuando el jugador realiza diferentes acciones técnicas específicas del BSR”*, las conclusiones fueron:

1. El momento de fuerza ejercido en la rotación interna de hombro del lado dominante influyó más en la capacidad de sprint que la rotación externa y la flexo-extensión del codo cuando los jugadores de BSR propulsaron la silla de ruedas en línea recta

2. El momento de fuerza ejercido en la rotación externa e interna de hombro y en la flexo-extensión del codo influyeron en la capacidad de sprint cuando los jugadores utilizaron el balón realizando diferentes habilidades técnicas en los test de 10 m con bote de balón y en el test de SPB.

Con relación al objetivo “*Determinar si existen diferencias entre la velocidad y la clasificación funcional, y entre la fuerza y la clasificación funcional de los jugadores de BSR*”, las conclusiones fueron:

3. El momento de fuerza máximo en la rotación interna de hombro en el grupo con mayor control pélvico fue de un 34% mayor en el lado dominante que en el grupo con menos control pélvico trabajando a 60°/s.
4. El momento de fuerza máximo en la flexo-extensión de codo no mostró diferencias entre grupo con mayor control pélvico y el grupo con menor control pélvico.
5. No se apreciaron diferencias entre el DS y NDS con relación al momento de fuerza máximo en la rotación interna y externa del hombro y de la flexo-extensión del codo.
6. En el test de 5 metros de espaldas, los jugadores con mayor control pélvico fueron un 12.5% más rápidos en los últimos tres metros del test que el grupo con menor control pélvico
7. En el resto de las pruebas de velocidad no se apreciaron diferencias significativas aunque en la prueba de sprint de 5 m, SPB y sprint de 10 m con balón, el grupo con mayor control pélvico fue 5.22%, 6.60% y 3.36% más rápido que el grupo con menor control pélvico.

CAPÍTULO CUATRO

La aceleración de las muñecas en la propulsión de baloncesto en silla de ruedas y su relación con la velocidad de desplazamiento

4.1 INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS DEL ESTUDIO

En BSR la aplicación de nuevas tecnologías es importante para el avance y mejora del rendimiento de los deportistas. Mason et al. (2010) identificaron cuatro áreas importantes que consideraron primordiales para el éxito del rendimiento deportivo en BSR: estabilidad, aceleración inicial, maniobrabilidad y carrera de velocidad. La importancia del sprint ha quedado ya evidenciada en los capítulos anteriores donde se analizaron variables de rendimiento indicando específicamente la importancia que tienen la fuerza del hombro y del codo en el ciclo de propulsión para la ganancia de velocidad. Sin embargo, según Faupin, Borel, Meyer, Gorce y Watelain (2013) se hace necesario profundizar más en la cualidad de la velocidad y analizar que otras variables podrían mejorar el rendimiento de los jugadores. En este sentido el valorar si la propulsión en la silla de ruedas se hace de forma sincronizada (la más eficiente) o no sincronizada resulta relevante (Faupin et al., 2013; Lenton, van der Waude, Fowler y Goosey-Tolfrey, 2009).

De acuerdo con Rao et al. (1996), la articulación de la muñeca participa muy activamente en ciclo de propulsión desde la extensión y aducción, a la flexión y abducción. De hecho, la articulación de la muñeca es la primera que contacta directamente con el aro de la silla de ruedas, por lo que el análisis de su movimiento a través de la aceleración permite valorar

si los jugadores realizan una buena simetría bilateral en el ciclo de propulsión (Bergamini et al., 2015).

El análisis de la aceleración ha sido estudiada a través de los sistemas de medida inerciales (IMUs) habiéndose valorado su fiabilidad y validez (Bergamini et al., 2014; Mason, Rhodes, y Goosey-Tolfrey, 2014; van der Slikke et al., 2015). Esta tecnología permite monitorizar sistemáticamente los movimientos del cuerpo humano y ha sido aplicada a los deportes de competición (Fulton, Pyne y Burkett, 2009; Pansiot, Zhang y Yang, 2011; van der Slikke et al., 2016;) y obtener una orientación en 3D de los segmentos corporales (Bergamini et al., 2014). Bergamini et al. (2015) presentó un método para cuantificar las características de los jugadores de BSR en un test de 20 metros de sprint utilizando IMUs. De hecho, los resultados (Bergamini et al., 2015) confirmaron la importancia de la simetría de empuje como un valor de indicador relacionado con el rendimiento y las lesiones de los deportistas. Por otra parte, cabe destacar que esta simetría de empuje como indicador ha sido estudiado también por otros autores (De Groot, Veeger, Hollander y van der Woude, 2002; Lalumiere et al., 2013). Sin embargo, Bergamini et al. (2015) utilizó un sistema de medición de velocidad poco preciso, dado que lo realizó con un cronómetro digital, y no describió con exactitud la fiabilidad de los datos obtenidos a través de la utilización de los IMUs.

Debido a lo explicado anteriormente, se ha observado que no se han realizado estudios suficientes que analicen cómo la capacidad de aceleración podría influir en la generación de la velocidad en el sprint de los jugadores de BSR. Por este motivo consideramos que serían necesarios estudios que indicasen la fiabilidad y precisión, tanto de los instrumentos utilizados, como de las metodologías propuestas para valorar el rendimiento utilizando los IMUs. Derivado de estas observaciones surgen los objetivos de este estudio:

1. Diseñar un método para valorar el rendimiento de los jugadores de BSR utilizando un sistema de medida inercial inalámbrico y un sistema laser de visión por computador.
2. Valorar la simetría bilateral en el ciclo de propulsión de los jugadores de BSR como indicador de rendimiento y prevención de lesiones.
3. Analizar si existe relación entre la velocidad de desplazamiento de los jugadores de BSR en el sprint con las aceleraciones triaxiales generadas en las articulaciones de las muñecas en cada ciclo de propulsión.

4.2 MATERIAL Y MÉTODOS

4.2.1 Participantes

Diez jugadores de BSR (ocho hombres y dos mujeres) participaron en este estudio. En la temporada en la que se realizó el estudio, el equipo “ILUNION” quedó campeón de Liga, campeón de la Copa del Rey y campeón de la Copa de Europa, consiguiendo el “triple” (ganó las tres competiciones de la temporada), y hasta siete de los jugadores participantes fueron medallistas en Rio de Janeiro (Juegos Paralímpicos 2016). Todos fueron clasificados mediante el sistema de clasificación de jugadores (IWFB, 2014) (Tabla 4.1). Los participantes tenían 30.80 ± 7.54 años, con 14.26 ± 3.52 años de experiencia competitiva. Su peso fue de 77.60 ± 14.18 kg y la estatura fue de 1.78 ± 0.11 m. La estatura se midió en un estadiómetro (DKSH Switzerland Ltd., Suiza) con una precisión de 0.1 cm en posición de pie, en la que se determinó el peso corporal en una escala calibrada (Kern MWS, Twister Medical, Barcelona, España) con una precisión de 0.1 kg en ropa mínima. Los participantes primero se pesaron en sus sillas de

ruedas; posteriormente, la silla se pesó sin el participante, y el peso de la silla de ruedas se restó del peso combinado.

Tabla 4.1 Características de los participantes

Jugador	Edad	Peso (Kg)	Estatura (m)	Discapacidad	IWFB Clasificación	Experiencia (años)
P1	28	75	1.86	Amputation	4.0	8
P2	33	74	1.80	Amputation	4.5	20
P3	26	83	1.78	Spina Bifida	3	8
P4	39	75	1.86	Amputation	4.0	22
P5	17	60	1.84	Amputation	3.5	5
P6	30	55	1.50	Paraplegia	1	18
P7	39	90	1.82	Paraplegia	4.0	21
P8	23	72	1.75	Paraplegia	2.5	6
P9	40	90	1.82	Spina Bifida	3	10
P10	33	102	1.80	Paraplegia	1	17
Muestra	30.80±7.54	77.60±14.18	1.78±0.11			13.50±6.70

Todos los jugadores entrenaban cuatro días por semana. El estudio se llevó a cabo durante el período competitivo de la Liga Nacional. Ninguno de los participantes sufrió lesiones que pudieran haber limitado su capacidad para realizar las pruebas exigidas en la investigación. La investigación fue aprobada por el Comité de Ética de la Universidad (Anexo 3). Se

proporcionó información sobre el propósito del estudio a los jugadores y se les solicitó la firma de un consentimiento informado (Anexo 4). La indumentaria deportiva y la configuración de la silla de ruedas fueron las mismas que en condiciones reales de competición.

4.2.2 Instrumentación

Se utilizaron dos multisensores, con sendas unidades inalámbricas de medición inercial WIMUs v. 1.6., (Sistema Realtrack Systems, Almería, España) y un sistema laser, BioLaserSport®, con un sistema de visión por computador.

1. Multisensores

Se utilizaron dos multisensores WIMU (v. 1.6., Sistema Real track, Almería, España). Estos dispositivos tienen incorporados un procesador Intel Atom 2 a 1 GHz conteniendo las siguientes características:

- Dos acelerómetros triaxiales, uno a 16 g con un rango de 1000 Hz para recoger datos de inclinación y caída libre y otro a 400 g con un rango de 1000 Hz para recoger datos de aceleración y de impactos. Proporcionan las 3 componentes de la aceleración y la resultante de la suma vectorial de aceleraciones lineales gravitacionales e inerciales a lo largo de los ejes de un sistema de coordenadas (Figura 4.1).
- Un sistema GPS (sistema de posición global) a 10 Hz.
- Un giroscopio en tres dimensiones (3D) a 1000Hz con un registro de hasta 8000 grados por segundo para la velocidad angular.
- Un magnetómetro en 3D a 100 Hz.
- Un barómetro a 120 kpa para conocer la presión barométrica.

Figura 4.1 WimU en posición vertical. Eje longitudinal X, eje transversal Y, y eje anteroposterior Z.

2. Sistema laser con visión por computador

Se utilizó el sistema BioLaserSport® que contiene un sensor láser tipo 1 Jenoptik LDM301 (Jena, Alemania) para medir distancias con un rango de 0.5-300 m en superficies naturales, una precisión de ± 0.06 m para 2 kHz y una resolución de 0.001 m. Las distancias de la prueba se midieron con un láser Stanley TLM160i (Mechelen, Bélgica) calibrado de acuerdo con la norma ISO. Los datos se registraron y procesaron con una rutina, BSR-20 m, desarrollada específicamente, utilizando el programa Labview 13.0 (National Instruments, Mönchengladbach, Alemania). Además, al sistema BioLaserSport® (Ferro, 2012), se le incorporó un sistema de visión por computador para seguir de manera automática al deportista. Para ello, se planteó el desarrollo de un algoritmo de visión artificial que permitiera realizar el seguimiento en dos dimensiones (2D) del deportista.

4.2.2.1 Desarrollo del algoritmo

El desarrollo del algoritmo se realizó utilizando la biblioteca OpenCV desarrollada para el lenguaje de programación en C++. Esta biblioteca reconoció automáticamente las cámaras conectadas a cualquier puerto de la computadora, y una vez obtenidos los marcos (espacio en el cual se generan unas coordenadas x e y), se llevó a cabo un filtro de paso bajo llamado Blur (Siegwart, Nourbakhsh y Scaramuzza, 2011).

La adquisición de la imagen fue necesaria y para ello, los pasos requeridos para implementar la visión por computador en el sistema laser fueron:

El primer paso fue procesar la imagen utilizando la función *ctvColour*. Al afectar la iluminación la intensidad de los píxeles, dado que trabajar en un espacio de color *RGB* (rojo, verde, azul) es poco beneficioso debido a que todos los canales comparten la información de intensidad, se trabajó en un espacio *HSV* (matiz, saturación, valor) que permitió obtener la información sobre el brillo a través de un solo canal, el canal *V*. Los otros dos canales únicamente contuvieron información sobre el color, donde *H* representó el tono real y *S* representó su saturación.

El segundo paso fue calcular el histograma de una imagen o región seleccionada dentro de la misma utilizando la función *CalcHist* (que es una poderosa herramienta que representó la distribución del color dentro de una imagen). Este paso es fundamental dado que las características de color se obtienen para llevar a cabo el seguimiento continuo del deportista.

El tercer paso, una vez obtenido el histograma, fue normalizar los valores. Los colores tienen valores numéricos y lo que conseguimos con esta función fue eliminar los extremos de las barras de color, dejándonos solo con los valores de la parte central de las barras.

El cuarto paso, a través de la función *CalcbckProject*, se creó una imagen en blanco y negro, donde el blanco fue el color que se seleccionó de la imagen inicial (Figura 4.2). Esta

característica nos permitió que el color seleccionado, que es el blanco en la pantalla, detectara colores que son similares, dado que el color negro actúa como una protección (como si fuese una pantalla) que evitase la pérdida de color y la pérdida del seguimiento del deportista.

Figura 4.2 Imagen de seguimiento del deportista mediante el sistema de visión por computador.

4.2.2.2 Control de los motores

Para controlar los motores, fue necesario obtener la referencia de la ubicación del marcador. El algoritmo aportó las coordenadas del centro del objeto que se estuvo rastreando en la imagen y determinó el error de posición relativo al centro total de la imagen. Una vez calculados estos errores, los motores se desplazaron para hacer coincidir las coordenadas del centro de la imagen con el centro del objeto seleccionado. En concreto la operación se basó en analizar la información de video que proporcionó la configuración 2D expresada en forma de

coordenadas (x, y) donde el desplazamiento físico del sistema actuó directamente sobre las coordenadas "x" de la imagen y el motor vertical de rotación actuó sobre las coordenadas "y" de la imagen (Figura 4.3).

Figura 4.3 Cálculo del error $x - y$ para el movimiento de los motores del sistema laser.

4.2.2.3 Sincronización al sistema BioLaserSport®

Para implementar la visión por computador al sistema laser, BioLaserSport® se utilizó una biblioteca arduino escrita en lenguaje C++ acoplada al algoritmo de seguimiento para el control de los motores a través de la computadora obteniendo valores PWM (modulación de ancho de pulso). El controlador proporcional-integral se implementó para controlar los motores componiéndose de tres señales. *Input*: las coordenadas de la posición central del marcador. *Set point*: las coordenadas del centro de la imagen. *Output*: fue la diferencia entre *Input* y *Set point* obteniendo el PWM que controló la velocidad de rotación de los motores.

4.2.3 Registro de datos

Se realizó un test de 20 metros de sprint en una superficie de madera (parquet) de la cancha de baloncesto de entrenamiento, en el que se pidió a todos los jugadores que inflaran sus tubos hasta el máximo, como lo hacen normalmente para la competición. La metodología del calentamiento y el procedimiento fue exacto al descrito previamente (capítulo Dos). Las variables que se registraron fueron la V_m y la V_{max} .

Las dos unidades inerciales inalámbricas (WIMUs) se fijaron en las articulaciones de las muñecas derecha e izquierda utilizando unas bandas elásticas. El dispositivo se colocó en posición vertical localizándose en las apófisis estiloides cubital y radial quedándose apoyado en todo momento en el antebrazo. Esta colocación nos permitió que la articulación de la muñeca tuviera total libertad de movimiento en la propulsión de la silla de ruedas. Para eliminar el ruido aleatorio, la frecuencia de corte óptima se estableció utilizando un filtro de paso bajo para velocidades superiores a 1.8 m/s (Cooper, DiGiovine, Boninger y Shimada, 2002). En nuestro caso, las aceleraciones se filtraron utilizando un filtro de paso bajo con una frecuencia de corte de 12 Hz, filtro Butterworth de cuarto orden previamente descrito (Bergamini et al., 2015). La calibración de los acelerómetros se verificó al comienzo de la sesión experimental. Se colocaron dos cámaras de vídeo a alta velocidad a 240 Hz (Exilim EX-ZR1000, Tokio, Japón) a cada lado de la prueba de velocidad a 5 metros de distancia en perpendicular a la prueba (Figura 4.4). Cada jugador realizó dos series de sprint de 20 m. Durante dichas series las imágenes se sincronizaron con los WIMUs con objeto de detectar los ciclos de propulsión de cada jugador de BSR. Antes de colocar y de fijar los WIMUs al deportista, se realizaron unas marcas en los WIMUs al mismo tiempo que se les filmaba con las cámaras de vídeo para poder sincronizar los movimientos.

Con el software Quiko v.882 (Realtrack Systems, Almería, España), primeramente, se llevó a cabo el filtrado de los datos, como se explicó anteriormente (Figura 4.5). Posteriormente se sincronizó la grabación de video del sprint de los jugadores con los datos de aceleración a través de unas marcas previamente registradas en los WIMU'S. Al realizar dichas marcas con los WIMUs, éstos parpadeaban con una luz blanca intermitente que se registró con la cámara de vídeo. Con el software Quiko, se llevó a cabo la sincronización haciendo coincidir la marca de los WIMUs con la luz blanca intermitente. Una vez sincronizado este sistema, se detectaron las curvas de la aceleración resultante, determinadas por la suma vectorial de las tres componentes, x, y z de la aceleración. Las curvas de las aceleraciones máximas coincidieron con en el momento en que los jugadores impactaban con sus muñecas en los aros de las sillas de ruedas (Figura 4.6), pudiéndose de esta manera calcular la duración de cada ciclo de propulsión en cada jugador. A partir de esta sincronización, y basados en las sugerencias del entrenador del equipo, se analizaron las siguientes variables:

Figura 4.4 Esquema de la prueba de velocidad de 20 m con la incorporación de dos cámaras de alta velocidad para sincronización con los WIMUs.

Figura 4.5 Filtrado de los datos a través del software Quiko v.882. En color azul los datos en bruto y en rojo los datos con el filtro aplicado.

Figura 4.6 Sincronización del video con los datos de aceleración del WIMU. Se asocia cada curva de aceleración al impacto de la muñeca con el aro de la silla de ruedas.

- Aceleración total máxima del ciclo (AcelTp): la aceleración resultante máxima que realiza el deportista en cada ciclo de propulsión al impactar las articulaciones de las muñecas con el aro de la silla de ruedas. Esta variable se expresó en g. Se registraron únicamente los nueve primeros ciclos de propulsión de cada deportista, dado que algunos jugadores sólo necesitaron propeler durante nueve veces consecutivas para recorrer la distancia preestablecida de los 20 m.
- Aceleración total máxima de la sección (AcelTmax): la aceleración resultante máxima que realizó el deportista en diferentes secciones del test (0-3 m, 3-5 m, 5-10 m, 10-15 m y 15-20 m) al impactar las articulaciones de las muñecas con el aro de la silla de ruedas. Esta variable se expresó en g.

La diferencia entre AcelTmax y AcelTp es que la primera es la aceleración máxima en cada sección y la segunda es de cada ciclo de propulsión.

- Aceleración total media de la sección (AcelTm): la aceleración resultante media que realizó el deportista en diferentes secciones del test (0-3 m, 3-5 m, 5-10 m, 10-15 m y 15-20 m) al impactar las articulaciones de las muñecas con el aro de la silla de ruedas. Esta variable se expresó en g.
- Simetría bilateral (sym): parámetro asociado con la simetría entre el brazo dominante y brazo no dominante propulsando la silla de ruedas considerando la máxima aceleración medida con los WIMUs localizados en las articulaciones de las muñecas. La sym entre el DS y el NDS se calculó a partir de AcelTp en cada ciclo de propulsión de acuerdo con Bergamini et al. 2015. El cálculo se llevó a cabo utilizando el siguiente algoritmo:

$$sym = [acelTp\ dominante / (acelTp\ dominante + acelTp\ no\ dominante)] \times 100$$

Este parámetro se calculó para averiguar si los DS y NDS presentaban aceleraciones máximas similares (Bergamini et al., 2015). Un valor que varía entre 45% y 55% indicaría una buena simetría, mientras que un valor inferior al 45% o superior al 55% reflejaría mayores aceleraciones para el DS o NDS, respectivamente (Lalumiere et al., 2013).

4.2.4 Análisis estadístico

Se realizaron análisis descriptivos de cada prueba. Para la fiabilidad intrasesión se utilizaron los valores de AcelTp, y la relación entre los resultados del primer y segundo test se analizó utilizando el CCI (2,1) y el IC del 95%. La estimación de IC proporciona un rango de valores con una probabilidad específica de incluir la verdadera fiabilidad (Morrow y Jackson, 1993). El error estándar de medición (SEM) se calculó como $SEM = (SD) \sqrt{(1,00 - CCI)}$. La relación entre AcelTm y Vm, y AcelTmax y Vmax se examinaron usando el coeficiente de correlación de Pearson (r). Antes del análisis de correlación, los datos se transformaron logarítmicamente para reducir el sesgo de las distribuciones no uniformes detectadas a través de la prueba de Shapiro Wilk. La simetría bilateral se calculó mediante la fórmula anteriormente indicada realizando un análisis descriptivo sin estudiar ninguna comparación. El nivel de significación se determinó en $p < 0.05$. Todos los cálculos se realizaron con el programa de software SPSS, versión 21.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA).

4.3 RESULTADOS

4.3.1 Fiabilidad intrasesión de los sistemas WIMU'S en el test de 20 m.

La Tabla 4.2 y la Tabla 4.3 muestran los datos estadísticos que permitieron valorar la fiabilidad intrasesión correspondiente a AcelTp en cada ciclo de propulsión obtenido en la prueba de sprint de 20 m. Los valores promedio de CCI fueron de 0.90 para WIMU 1 en el lado NDS y 0.85 para el WIMU 2 en el DS con IC del 95%.

Tabla 4.2 *Fiabilidad intrasesión del test de 20 metros obtenida para la aceleración total (AcelTp) en el WimU 1.*

Variable	Test 1	Test 2	CCI (95% IC)	SEM (g)
AcelTp 1 (g)	10.03 ± 2.02	9.69 ± 1.87	0.796 (0.393-0.944)	0.84
AcelTp 2 (g)	12.10 ± 2.52	11.89 ± 2.65	0.770 (0.304-0.938)	1.20
AcelTp 3 (g)	13.15 ± 3.48	12.64 ± 3.13	0.854 (0.432-0.950)	1.20
AcelTp 4 (g)	14.12 ± 3.98	13.96 ± 4.26	0.959 (0.846-0.990)	0.81
AcelTp 5 (g)	14.76 ± 4.29	14.81 ± 5.10	0.961 (0.850-0.990)	0.85
AcelTp 6 (g)	15.70 ± 5.15	15.04 ± 5.83	0.962 (0.858-0.990)	1.00
AcelTp 7 (g)	16.18 ± 5.22	15.87 ± 5.68	0.944 (0.796-0.986)	1.24
AcelTp 8 (g)	17.42 ± 6.10	16.20 ± 5.99	0.924 (0.709-0.981)	1.65
AcelTp 9 (g)	17.94 ± 6.37	16.30 ± 6.09	0.930 (0.483-0.985)	1.61

AcelTp: Aceleración total máxima del ciclo. CCI: Coeficiente correlación intraclase. IC: Intervalo de confianza. SEM: Error estándar de la media

Tabla 4.3 *Fiabilidad intrasesión del test de 20 metros obtenida para la aceleración total (AcelTp) en el Wimu 2.*

Variable	Test 1	Test 2	CCI (95% IC)	SEM (g)
AcelTp 1 (g)	9.22 ± 1.65	9.49 ± 1.95	0.772 (0.327-0.938)	0.79
AcelTp 2 (g)	10.83 ± 2.19	10.44 ± 1.88	0.772 (0.304-0.937)	0.90
AcelTp 3 (g)	11.62 ± 3.10	11.83 ± 3.02	0.855 (0.519-0.962)	1.15
AcelTp 4 (g)	12.39 ± 3.18	12.40 ± 3.08	0.869 (0.446-0.968)	1.11
AcelTp 5 (g)	13.69 ± 4.27	13.30 ± 3.63	0.866 (0.371-0.970)	1.33
AcelTp 6 (g)	13.45 ± 4.34	13.36 ± 3.76	0.884 (0.516-0.972)	1.28
AcelTp 7 (g)	14.39 ± 4.96	13.90 ± 3.84	0.855 (0.410-0.964)	1.46
AcelTp 8 (g)	14.76 ± 5.16	14.19 ± 4.61	0.863 (0.446-0.966)	1.71
AcelTp 9 (g)	14.47 ± 4.65	14.68 ± 4.76	0.904 (0.602-0.976)	1.44

AcelTp: Aceleración total máxima del ciclo. CCI: Coeficiente correlación intraclase. IC: Intervalo de confianza. SEM: Error estándar de la media

4.3.2 Fiabilidad intrasesión del sistema laser con visión por computador en el test de 20 m.

La Tabla 4.4 muestra los datos estadísticos que permitió valorar la fiabilidad intrasesión para la Vmax obtenida en la prueba de velocidad de 20 m. Los valores promedio de CCI fueron de 0.97 para todas las Vmax con IC del 95%. El SEM fue bajo, inferior a 0.05 m/s en todas las secciones.

Tabla 4.4 *Fiabilidad intrasesión del test de 20 metros obtenida para la Vmax utilizando la visión por computador.*

Variable	Test 1	Test 2	CCI (95% IC)	SEM (m/s)
Vmax 0-3 (m/s)	3.41 ± 0.27	3.44 ± 0.28	0.962 (0.851-0.981)	0.05
Vmax 3-5 (m/s)	3.97 ± 0.21	4.01 ± 0.16	0.962 (0.862-0.990)	0.04
Vmax 5-10 (m/s)	4.65 ± 0.22	4.75 ± 0.29	0.958 (0.851-0.989)	0.05
Vmax 10-15 (m/s)	5.05 ± 0.26	5.09 ± 0.32	0.976 (0.913-0.994)	0.05
Vmax 15-20 (m/s)	5.30 ± 0.29	5.33 ± 0.29	0.970 (0.885-0.992)	0.05

4.3.3 Simetría bilateral a partir de la AcelTp

La Figura 4.7 muestra la simetría bilateral entre el DS y el lado NDS al propulsar la silla de ruedas. Se observó que dos jugadores estaban fuera del rango del 45% y el 55%, rango en el cual se considera una simetría bilateral adecuada.

Figura 4.7 Simetría bilateral en jugadores de BSR.

4.3.4 Relación entre la velocidad de sprint y la aceleración total

Se encontraron correlaciones significativas en el DS en 0-3, 3-5, y 5-10 m entre la V_m y la $AcelT_m$ (Figura 4.8) ($p < 0.05$). Entre las $AcelT_{max}$ y V_{max} no se encontraron correlaciones significativas.

Figura 4.8 Correlaciones entre la velocidad media y la aceleración media del DS en las secciones de 0-3 m, 3-5 m y 5-10 m. ($*p < 0.05$, $**p < 0.01$)

4.4 DISCUSIÓN

Este capítulo ha mejorado la metodología propuesta utilizando tecnología fiable (WIMUs y BioLaserSport® con visión por computador) para las valoraciones de sprint de los jugadores de BSR en el contexto deportivo. El análisis de la velocidad del jugador con relación a la aceleración en las articulaciones de las muñecas fue relevante para adquirir conocimiento sobre el rendimiento deportivo de los deportistas en un equipo de BSR. Hasta donde se ha observado en la literatura, no se ha encontrado ninguna investigación que relacione las aceleraciones en las articulaciones de las muñecas con la velocidad de desplazamiento alcanzada por el jugador en la silla de ruedas.

En primer lugar, y tras la revisión realizada, verificamos la fiabilidad de los sistemas en el test de 20 metros usando el Sistema laser y los WIMUs. En el test de 20 metros se siguió el método utilizado en el capítulo dos con la variante de utilizar un sistema de visión por computador, lo que reflejó un CCI de 0.965 en la Vmax en el test y un SEM menor de 0.05 m/s. Comparando este análisis con los datos obtenidos del capítulo dos, la utilización del sistema laser con visión por computador mejoró la fiabilidad del cálculo de la velocidad de desplazamiento en la silla de ruedas. Con relación al uso de los WIMUs, siguiendo a Bergamini et al. (2015), su protocolo propuesto no se concretó en el estudio. La colocación de sus IMUs en la articulación de la muñeca no se especificó bien y tampoco se aportaron datos de fiabilidad de sus datos obtenidos. En nuestro estudio si se describió la colocación de los dos WIMUs y se aportó los datos de fiabilidad mostrando un CCI de 0.90 y de 0.85 en ambos dispositivos y un SEM entre 0.79 y 1.71 g. En consecuencia, los datos de aceleración de nuestro estudio se pudieron interpretar como fiables. Este se puede considerar como el hallazgo más importante de esta parte de la investigación. Es necesario que las tecnologías empleadas en el análisis del

rendimiento de los deportistas sean fiables como es el caso de los WIMUs y el sistema laser por visión por computador utilizados en esta investigación. Encontramos estudios que para analizar el rendimiento de la velocidad en los jugadores de BSR utilizan sistemas menos fiables como un cronómetro digital (Bergamini et al., 2015; Brasile, 1986; De Groot et al., 2012; Vanlandewijck et al., 1999), siendo esto una limitación.

Con relación a la simetría bilateral, encontramos artículos que la analizaron y no encontraron diferencias entre el DS y lado NDS (Bergamini et al., 2015; De Groot et al., 2002;). En nuestro estudio, dos participantes si mostraron diferencias entre el DS y NDS (Figura 4.7) dado que obtuvieron una relación por debajo del 45% (Lalumiere et al., 2013). En uno de los casos, el jugador 1 (Figura 4.7), se observó que las diferencias fueron muy justas, sin embargo, la gran precisión de los dispositivos utilizados, y la fiabilidad de los sistemas propuestos, pudieron detectarlo. Por este motivo, es necesario hacer hincapié en la importancia de utilizar metodologías con instrumentación fiable para poder valorar el rendimiento y/o prevenir lesiones en deportistas de alto nivel, dado que otros protocolos de otras investigaciones pueden ser dudosos.

En base a mejorar el rendimiento de los jugadores con relación a la velocidad, no se han encontrado en la literatura estudios que relacionen la importancia de la articulación de la muñeca con la velocidad que consigue el jugador en la silla. En nuestro estudio se valoraron las aceleraciones totales de las articulaciones de las muñecas de ambos lados y se observó una correlación entre la V_m de desplazamiento y la $AcelT_m$ en la muñeca del DS de los jugadores en las secciones de 0-3 m, 3-5 m y de 5-10 m (Figura 4.5). Se observó que la relación fue más fuerte a principio del test, en el tramo de 0-3 m que en el de 5-10 m. Podríamos concluir que la aceleración que produce la articulación de la muñeca del DS es importante al inicio de un sprint. Sin embargo, estos datos deben tratarse con precaución debido al número limitado de

participantes, escaso para el tratamiento estadístico empleado. Encontramos estudios que han analizado la velocidad en los primeros metros de un sprint (Couts, 1990), lo que sugiere la importancia de esta capacidad en los primeros metros, con la intención de facilitar al jugador conseguir una velocidad muy temprana para poder cortar la trayectoria a su oponente durante las acciones de un partido de BSR (Vanlandewijck et al., 2001).

Si bien, se ha de considerar que una importante limitación fue el número de participantes, ha de resaltarse que los datos pueden servir de referencia, tanto para el conocimiento y aprovechamiento de los deportistas que fueron objeto de estudio como para estudios posteriores, en los que se podría aplicar la metodología que ha sido puesta a punto en este estudio. Al tratarse de Deportistas de Alto Nivel, campeones de los tres trofeos de la temporada, la Liga Nacional, la Copa de Europa y la Copa del Rey, y, además, siete de los participantes fueron medallistas olímpicos, los resultados del estudio cobran especial relevancia.

4.5 CONCLUSIONES

Con relación al objetivo *“Diseñar un método para valorar el rendimiento de los jugadores de BSR utilizando un sistema de medida inercial inalámbrico y un sistema laser con visión por computador”*, las conclusiones fueron:

1. El diseño del test permitió valorar, de manera sincronizada, las aceleraciones totales de las articulaciones de las muñecas con la velocidad de desplazamiento en la silla de ruedas en el ciclo de propulsión.

2. Los WIMUs mostraron una fiabilidad excelente, con un CCI cercana al 0.90 y valores del SEM bajos.
3. El sistema laser (BioLaserSport®) con visión por computador, mostró una excelente fiabilidad, cuyos valores mejoraron un 8% respecto al sistema sin esta, mostrando un CCI en la velocidad máxima de 0.97 y valores del SEM por debajo de 0.05 m/s.
4. La excelente fiabilidad de los WIMUs permitió obtener una metodología precisa para el análisis de la simetría bilateral a través de la variable de la AcelTp.

Con relación al objetivo, *“Evaluar la simetría bilateral en el ciclo de propulsión de los jugadores de BSR como indicador de rendimiento y como factor para la prevención de lesiones”* la conclusión fue:

5. Dos jugadores no presentaron una adecuada simetría bilateral en el ciclo de propulsión a máxima velocidad dado que los valores de aceleración no se representaron dentro de los rangos establecidos.
6. El resto de los jugadores de BSR presentaron una adecuada simetría bilateral en el ciclo de propulsión al obtener valores de aceleración similares en ambas articulaciones cuando realizaron el test de 20 m a máxima velocidad.

Con relación al objetivo *“Analizar si existe relación entre la velocidad de desplazamiento de los jugadores de BSR en el sprint con las aceleraciones triaxiales generadas en las articulaciones de las muñecas en cada ciclo de propulsión”*, las conclusiones fueron:

7. La aceleración total media que produce la articulación de la muñeca dominante en la silla de ruedas durante el ciclo de propulsión influyó en la ganancia de la velocidad media en los primeros 10 metros del test.

CAPÍTULO CINCO

Conclusiones

En este capítulo se presentan las conclusiones globales de la tesis doctoral, seguido de las posibles aplicaciones prácticas, y de las futuras líneas de investigación que podrían llevarse a cabo.

5.1 CONCLUSIONES GLOBALES DE LA TESIS

La principal contribución de esta tesis ha sido el diseño de una metodología consistente en la integración de diferentes sistemas de registro y análisis que han permitido valorar distintas variables cinéticas y cinemáticas relacionadas con el rendimiento de los jugadores de BSR. Dicho rendimiento se ha valorado a través del análisis de la velocidad de desplazamiento de los jugadores así como el analizar su relación con los momentos de fuerza generados en las articulaciones del hombro y codo y con las aceleraciones con la que se propulsan en la silla de ruedas, teniendo en cuenta la clasificación funcional a la que pertenecen y a los puestos que desempeñan en el terreno de juego.

1. La metodología desarrollada con el sistema láser permitió obtener una curva de velocidad precisa para el análisis pormenorizado de una batería de test de campo, que sirvieron para valorar la velocidad de los jugadores de BSR cuando realizan diferentes habilidades y en función de su clasificación funcional.
2. Mediante el sistema laser desarrollado y el dinamómetro isocinético se puso de manifiesto cómo el momento de fuerza máximo de rotación interna del hombro del lado

dominante, se relacionó con la velocidad máxima en todas las secciones del sprint en las que se produjo propulsión en la silla de ruedas.

3. El resultado del momento de fuerza máximo concuerda con los valores de aceleración total media registrada en la muñeca dominante en la propulsión de la silla de ruedas en los primeros 10 metros del sprint.
4. La metodología de visión por computador desarrollada para el sistema láser, para la valoración de la velocidad del sprint como un indicador de rendimiento del jugador de BSR y la sincronización con los sistemas de acelerometría y fotogrametría, permitió poner de manifiesto cómo la aceleración de las articulaciones de las muñecas del jugador sobre el aro de la silla de ruedas tuvo influencia en la ganancia de la velocidad.
5. El conocimiento de la velocidad medida por el sistema láser con visión por computador, del momento de la fuerza medida por el dinamómetro isocinético y las aceleraciones medidas por los sistemas inerciales, permitieron una valoración más precisa del rendimiento del jugador, de la calidad de su velocidad y su interpretación: cuánto (V_{max} , RV_{max}), dónde (DV_{max} , RDV_{max}), cuándo (TV_{max} , RTV_{max}) y cómo (M_{max} , $AcelTm$) se consigue generar la velocidad, y si la propulsión en la silla de ruedas fue simétrica.

5.2 APLICACIONES PRÁCTICAS DE LOS HALLAZGOS DE LA TESIS

Para mejorar el rendimiento de los jugadores de BSR, los siguientes aspectos deberían ser considerados:

- Entrenadores, personal técnico y científicos deberían utilizar test fiables para valorar el rendimiento de la velocidad de los jugadores en BSR utilizando los test propuestos en esta investigación.
- La velocidad de los jugadores con relación a la clasificación funcional y puestos específicos en el campo son importantes y los entrenadores podrían tenerlo en cuenta a la hora de realizar las tácticas y estrategias de los encuentros en las competiciones oficiales.
- Las variables novedosas analizadas en esta investigación (V_{max} , DV_{max} , RTV_{max}), pueden aportar un mayor conocimiento acerca de la curva de la velocidad ayudando al personal técnico a comprender las características individuales de cada jugador.
- Las variables analizadas en valor absoluto y en valor relativo permitirá a entrenadores y jugadores comparar sus resultados entre su clase funcional, experiencias de juego, posición ocupada en el campo y su nivel de competición.
- El entrenamiento específico de la fuerza muscular en las articulaciones del hombro y codo durante una temporada competitiva pueden contribuir a la mejora de la capacidad de sprint en los jugadores.
- Sería recomendable enfocar un trabajo específico que mejore la aceleración que producida en las articulaciones de las muñecas en los primeros metros de un sprint dado que es una variable relevante para conseguir una velocidad máxima en muy pocos metros.

Con relación a la instrumentación utilizada en el proyecto:

- El sistema laser con visión por computador ayudaría al personal técnico a no tener que mover el láser de manera manual ni a calibrarlo en línea recta pudiendo obtener variables muy relevantes de cara al análisis de la velocidad que con otros instrumentos de medida menos precisos.
- El dinamómetro isocinético es una herramienta útil y objetiva para valorar la fuerza en los jugadores de BSR obteniendo datos cuantitativos de la capacidad muscular. Con este sistema se podría valorar la fuerza de grupos musculares agonistas y antagonistas que puedan ser relevantes para la propulsión en la silla de ruedas, obteniendo valores de momento de fuerza, potencia, trabajo, etc.
- Los sistemas de medida inerciales (WIMUs) son una herramienta muy versátil por su tamaño dado que permite adaptarse en cualquier parte del cuerpo y obtener datos muy concretos. Además, la posibilidad de tener 3 acelerómetros, barómetro, GPS, sensor de frecuencia cardiaca, etc., puede aportar mucha información a los entrenadores y técnicos a la hora de realizar investigaciones y entrenamientos.

5.3 FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

1. Valorar el rendimiento de los jugadores de alto rendimiento de las categorías inferiores utilizando los test propuestos en esta investigación para valorar rendimiento con relación a la velocidad, y tener una comparativa de su evolución a lo largo de los años con relación a su clasificación funcional y puesto específico en el campo.
2. Plantear algún entrenamiento de fuerza específico en las articulaciones del hombro y del codo y observar que resultado tienen en la ganancia de la velocidad. Aunque hay estudios que han planteado un entrenamiento de fuerza y han realizado un test de sprint de 20 metros para valorarlo (Bergamini et al., 2015), la tecnología empleada no fue la adecuada, por lo que deja un poco en controversia la fiabilidad de los datos. A la hora de plantear los ejercicios de fuerza, sobre todo en el hombro, se debería tener en cuenta el historial médico de lesiones, debido a que esta articulación es muy propensa a lesionarse o a estar lesionada.
3. Todos los estudios deberían plantearse en el baloncesto femenino dado que no se encuentran suficientes estudios que permitan comparar a las jugadoras de BSR femenino con variables relevantes de rendimiento.

CAPÍTULO SEIS

Referencias

- Adamczewski, H., y Perl, B. (1997). Run-up velocities of female and male pole vaulting and some technical aspects of women's pole vault. *New Studies in Athletics*, 12, 63-76.
- Akınoğlu, B., Kocahan, T., Yıldırım, N. Ü., Soylu, Ç., Apur, U., y Hasanoğlu, A. (2017). A comparison of wrist isokinetic muscle strength in wheelchair table tennis and wheelchair basketball players. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(2_suppl2), 2325967117.
- Asato, K. T., Cooper, R. A., Robertson, R. N., y Ster, J. F. (1993). SMART/sup Wheels: development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 40(12), 1320-1324.
- Saltan, A., y Ankarali, H. (2017). The Role of Trunk Stabilization in Functional-Classification Levels in Wheelchair Basketball. *Journal of sport rehabilitation*, 26(4), 287-293.
- Basar, S., Ergun, N., y Bayramlar, K. (2013). A comparative study of muscle strength and anaerobic power of the young national and national junior wheelchair basketball players. *Turkiye Fiziksel Tip Ve Rehabilitasyon Dergisi-Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 59(4), 325-329.
- Başar, S., y Ergun, N. (2012). Isokinetic training of the shoulder rotator musculature in wheelchair basketball athletes. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 17(6), 23-26.

- Bergamini, E., Ligorio, G., Summa, A., Vannozzi, G., Cappozzo, A., y Sabatini, A. M. (2014). Estimating orientation using magnetic and inertial sensors and different sensor fusion approaches: Accuracy assessment in manual and locomotion tasks. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(10), 18625-18649.
- Bergamini, E., Morelli, F., Marchetti, F., Vannozzi, G., Polidori, L., Paradisi, F., . . . Delussu, A. S. (2015). Wheelchair propulsion biomechanics in junior basketball players: A method for the evaluation of the efficacy of a specific training program. *BioMed Research International*, 2015, 1-10.
- Bernard, P. L., Codine, P., y Minier, J. (2004). Isokinetic shoulder rotator muscles in wheelchair athletes. *Spinal Cord*, 42(4), 222-229.
- Bernardi, M., Guerra, E., Di Giacinto, B., Di Cesare, A., Castellano, V., y Bhambhani, Y. (2010). Field evaluation of paralympic athletes in selected sports: Implications for training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(6), 1200.
- Boninger, M. L., Baldwin, M., Cooper, R. A., Koontz, A., y Chan, L. (2000). Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(5), 608-613.
- Boninger, M. L., Cooper, R. A., Baldwin, M. A., Shimada, S. D., y Koontz, A. (1999). Wheelchair pushrim kinetics: Body weight and median nerve function. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(8), 910-915.
- 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 and 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.
- Brasile, F. (1984). A wheelchair basketball skill test. *Sports 'n'Spokes*, , 36-39.
- Brüggemann, G., Koszewski, D., y Müller, H. (1999). Biomechanical research project: Athens 1997: Final report: Report on the biomechanical research project at the 6th world championships in athletics, athens 1997, sponsored by the international athletic foundation Meyer und Meyer Sport.
- Calmels, P., Berthouze, S., Barral, F. G., Domenach, M., y Minaire, P. (1992). A comparative study of the muscle strength and mass of the arm flexors and extensors in paraplegic and in non paraplegic basketball players. *Paraplegia*, 30(7), 509-516.
- Cavedon, V., Zancanaro, C., y Milanese, C. (2015). Physique and performance of young wheelchair basketball players in relation with classification. *Plos One*, 10(11), e0143621.
- Chenier, F., Aissaoui, R., Gauthier, C., y Gagnon, D. (2017). Wheelchair pushrim kinetics measurement: A method to cancel inaccuracies due to pushrim weight and wheel camber. *Medical Engineering y Physics*, 40, 75-86.
- Cooper, R. A., DiGiovine, C. P., Boninger, M. L., y Shimada, S. D. (2002). Filter frequency selection for manual wheelchair biomechanics. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 39(3), 323-336.
- Coutts, A. J., y Duffield, R. (2010). Validity and reliability of GPS devices for measuring movement demands of team sports. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(1), 133-135.

- Coutts, K. D. (1990). Kinematics of sport wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 27(1), 21-26.
- Coutts, K. D. (1994). Drag and sprint performance of wheelchair basketball players. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 31(2), 138-143.
- Coutts, K. D. (1992). Dynamics of wheelchair basketball. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(2), 231-234.
- 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.
- Da Silva Santos, S., Alonso, A. C., y Greve, J. M. D. (2016). Quantitative evaluation of trunk muscle strength in wheelchair basketball players. *Motriz.Revista De Educacao Fisica*, 22(2), 69-72.
- De Groot, S., Balvers, I. J. M., Kouwenhoven, S. M., y Janssen, T. W. J. (2012). Validity and reliability of tests determining performance-related components of wheelchair basketball. *Journal of Sports Sciences*, 30(9), 879-887.
- De Groot, S., Veeger, D. H. E. J., Hollander, A. P., y van der Woude, L. H. V. (2002). Wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 wk of practice. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(5), 756-766.
- De Lira, C. A. B., Vancini, R. L., Minozzo, F. C., Sousa, B. S., Dubas, J. P., Andrade, M. S., . . . Da Silva, A. C. (2010). Relationship between aerobic and anaerobic parameters and functional classification in wheelchair basketball players. *Scandinavian Journal of Medicine y Science in Sports*, 20(4), 638-643.

- de Witte, A. M. H., Berger, M. A. M., Hoozemans, M. J. M., Veeger, D. H. E. J., y van der Woude, L. H. V. (2017). Effects of offense, defense, and ball possession on mobility performance in wheelchair basketball. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 34(4), 382-400.
- de Witte, A. M., Hoozemans, M. J., Berger, M. A., van der Slikke, R. M., van der Woude, L. H. V., y Veeger, D. (2018). Development, construct validity and test–retest reliability of a field-based wheelchair mobility performance test for wheelchair basketball. *Journal of sports sciences*, 36(1), 23-32.
- de Witte, A. M. H., Hoozemans, M. J. M., Berger, M. A. M., van der Woude, L. H. V., y Veeger, D. (. E. J. (2016). Do field position and playing standard influence athlete performance in wheelchair basketball? *Journal of Sports Sciences*, 34(9), 811-820.
- Delecluse, C., Roelants, M., Diels, R., Koninckx, E., y Verschueren, S. (2005). Effects of whole body vibration training on muscle strength and sprint performance in sprint-trained athletes. *International Journal of Sports Medicine*, 26(08), 662-668.
- Di Prampero, P. E., Fusi, S., Sepulcri, L., Morin, J. B., Belli, A., y Antonutto, G. (2005). Sprint running: A new energetic approach. *Journal of Experimental Biology*, 208(14), 2809-2816.
- Dickwatch, H., Hildebrand, F., y Perl, B (1994). A laser velocity measuring device. the determination of velocity courses in the jumping events with the use of the LAVEG measuring device. *New Studies Athletics*, 9(4), 31-40.
- Edouard, P., Calmels, P., y Degache, F. (2009). The effect of gravitational correction on shoulder internal and external rotation strength. *Isokinetics and Exercise Science*, 17(1), 35-39.

- Faupin, A., Campillo, P., Weissland, T., y Micallef, J. (2002). Effect of the wheel camber of a wheelchair on the linear speed and on the speed of turning of the basketball player. *Cinesiologie*, , 4-6.
- Faupin, A., Borel, B., Meyer, C., Gorce, P., y Watelain, E. (2013). Effects of synchronous versus asynchronous mode of propulsion on wheelchair basketball sprinting. *Disability and Rehabilitation. Assistive Technology*, 8(6), 496.
- Faupin, A., Campillo, P., Weissland, T., Gorce, P., y Thevenon, A. (2004). The effects of rear-wheel camber on the mechanical parameters produced during the wheelchair sprinting of handibasketball athletes. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(3B), XVIII.
- Ferro, A., Floría, P., Villacieros, J., y Aguado-Gómez, R. (2012). Validez y fiabilidad del sensor láser del sistema BioLaserSport® para el análisis de la velocidad de la carrera. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 8(30).
- Ferro, A. (2012). Biolasersport. Marca Nacional nº3019808/9. *Boletín Oficial de la Propiedad Industrial (BOPI)*. Fecha de Publicación, 12, 2012.
- Ferro, A., y Floría, P. (2010). Sistema de análisis cinemático en tiempo real para entrenamientos y competiciones deportivas. Patente ES2331170A1 (A61B 5/11-G01S 11/00). *Boletín Oficial de la Propiedad Industrial*.
- Ferro, A., Garrido, G., Villacieros, J., Perez, J., y Grams, L. (2017). Nutritional habits and performance in male elite wheelchair basketball players during a precompetitive period. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 34(3), 295-310.

- Ferro, A., Villacieros, J., Floría, P., y Graupera, J. L. (2014). Analysis of speed performance in soccer by a playing position and a sports level using a laser system. *Journal of Human Kinetics*, 44(1), 143-153.
- Fliess-Douer, O., van der Woude, L. H. V., y Vanlandewijck, Y. C. (2011). Development of a new scale for perceived self-efficacy in manual wheeled mobility: A pilot study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 43(7), 602-608.
- Floría, P., y Ferro, A. (2011). Análisis del rendimiento en competición entre corredores de 100 metros lisos de diferente nivel. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 7(26), 408-416.
- Fullerton, H. D., Borckardt, J. J., y Alfano, A. P. (2003). Shoulder pain: A comparison of wheelchair athletes and nonathletic wheelchair users. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(12), 1958-1961.
- Fulton, S. K., Pyne, D. B., y Burkett, B. (2009). Validity and reliability of kick count and rate in freestyle using inertial sensor technology. *Journal of Sports Sciences*, 27(10), 1051-1058.
- Gil, S. M., Yanci, J., Otero, M., Olasagasti, J., Badiola, A., Bidaurreazaga-Letona, I., . . . Granados, C. (2015). The functional classification and field test performance in wheelchair basketball players. *Journal of Human Kinetics*, 46(1), 219-230.
- Gil-Agudo, A., Del Ama-Espinosa, A., y Crespo-Ruiz, B. (2010). Wheelchair basketball quantification. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 21(1), 141-156.

- Goosey-Tolfrey, V. L., Mason, B. S., y y Burkett, B. (2012). The role of the velocometer as an innovative tool for paralympic coaches to understand wheelchair sports training and interventions to help optimise performance. *Sports Technology*, 5(1-2), 20-28.
- Goosey-Tolfrey, V. L., y Moss, A. D. (2005). Wheelchair velocity of tennis players during propulsion with and without the use of racquets. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 22(3), 291-301.
- Goosey-Tolfrey, V. L. (2010). *Wheelchair sport: A complete guide for athletes, coaches, and teachers*. Champaign, Illinois: Human Kinetics.
- Granados, C., Yanci, J., Badiola, A., Iturricastillo, A., Otero, M., Olasagasti, J., . . . Gil, S. M. (2015; 2014). Anthropometry and performance in wheelchair basketball. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(7), 1812-1820.
- Harrison, A. J., Jensen, R. L., y Donoghue, O. (2005). A comparison of laser and video techniques for determining displacement and velocity during running. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 9(4), 219-231.
- Hill, A. V. (1928). The air-resistance to a runner. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing Papers of a Biological Character*, 102(718), 380-385.
- International Wheelchair Basketball Federation. (2014). *International wheelchair basketball federation official player classification manual*. Winnipeg: International Wheelchair Basketball Federation.
- Iturricastillo, A., Granados, C., y Yanci, J. (2015). Changes in body composition and physical performance in wheelchair basketball players during a competitive season. *Journal of Human Kinetics*, 48(1), 157-165.

- Janssen, T. W. J., Van Oers, C. A. J. M., Hollander, A. P., Veeger, H. E. J., y van der Woude, L. H. V. (1993). Isometric strength, sprint power, and aerobic power in individuals with a spinal cord injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25(7), 863-870.
- Jiménez, B., Martín, J., Abadía, O., y Herrero, J. A. (2007). Entrenamiento de fuerza del miembro superior en usuarios de silla de ruedas. *International Journal of Medicine and Science of Physical Activity and Sport*, 7(27), 232-240.
- Koontz, A., Cooper, R., Boninger, M., Yang, Y., Impink, B., y van der Woude, L. H. V. (2005). A kinetic analysis of manual wheelchair propulsion during start-up on select indoor and outdoor surfaces. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42(4), 447-458.
- Krempien, J. L., y Barr, S. I. (2011). Risk of nutrient inadequacies in elite canadian athletes with spinal cord injury. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, 21(5), 417-425.
- Lalumiere, M., Gagnon, D., Routhier, F., Desroches, G., Hassan, J., y Bouyer, L. J. (2013). Effects of rolling resistances on handrim kinetics during the performance of wheelies among manual wheelchair users with a spinal cord injury. *Spinal Cord*, 51(3), 245-251.
- Leicht, C. A., Bishop, N. C., y Goosey-Tolfrey, V. L. (2012). Submaximal exercise responses in tetraplegic, paraplegic and non spinal cord injured elite wheelchair athletes. *Scandinavian Journal of Medicine y Science in Sports*, 22(6), 729-736.
- Lenton, J. P., van der Woude, L. H. V., Fowler, N., y Goosey-Tolfrey, V. L. (2009). Effects of arm frequency during synchronous and asynchronous wheelchair propulsion on efficiency. *International Journal of Sports Medicine*, 30(4), 233-239.

- Lin, C., Lin, P., Su, F., y An, K. (2009). Biomechanics of wheelchair propulsion. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 9(2), 229-242.
- Lin, P., Lin, C., Guo, L., y Su, F. (2011). Prediction of applied forces in handrim wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 44(3), 455-460.
- Locatelli, E., y Arsac, L. (1995). The mechanics and energetics of the 100m sprint. *New Studies in Athletics*, 10, 81-81.
- Lui, J., MacGillivray, M. K., y Sawatzky, B. J. (2012). Test-retest reliability and minimal detectable change of the smartwheel clinical protocol. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(12), 2367-2372.
- Malone, L. A., Gervais, P. L., y Steadward, R. D. (2002). Shooting mechanics related to player classification and free throw success in wheelchair basketball. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 39(6), 701-710.
- Martín, J., Jiménez, B., Herrero, J. A., y Abadia, O. (2007). Entrenamiento de fuerza del miembro superior en usuarios de silla de ruedas. *Revista Internacional De Medicina y Ciencias De La Actividad Física y Del Deporte*, 7 (27), 232-240.
- Mason, B. S., van der Woude, L. H. V., Tolfrey, K., Lenton, J. P., y Goosey-Tolfrey, V. L. (2012). Effects of wheel and hand-rim size on submaximal propulsion in wheelchair athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(1), 126-134.
- Mason, B. S., Porcellato, L., van der Woude, L. H. V., y Goosey-Tolfrey, V. L. (2010). A qualitative examination of wheelchair configuration for optimal mobility performance in wheelchair sports: A pilot study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 42(2), 141-149.

- Mason, B. S., van der Woude, L. H. V., 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.
- Mason, B. S., Rhodes, J., y Goosey-Tolfrey, V. L. (2014). Validity and reliability of an inertial sensor for wheelchair court sports performance. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(2), 326-331.
- McGrath, D., Greene, B. R., O'Donovan, K. J., y Caulfield, B. (2012). Gyroscope-based assessment of temporal gait parameters during treadmill walking and running. *Sports Engineering*, 15(4), 207-213.
- Molik, B., Laskin, J. J., Kosmol, A., Marszałek, J., Morgulec-Adamowicz, N., y Frick, T. (2013). Relationships between anaerobic performance, field tests, and functional level of elite female wheelchair basketball athletes. *Human Movement*, 14(4), 366-371.
- Molik, B., Laskin, J. J., Kosmol, A., Skucas, K., y Bida, U. (2010). Relationship between functional classification levels and anaerobic performance of wheelchair basketball athletes. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 81(1), 69-73.
- Morrow, J. R., y Jackson, A. w. (1993). How “Significant” is your reliability? *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 64(3), 352-355.
- Nyland, J., Robinson, K., Caborn, D., Knapp, E., y Brosky, T. (1997). Shoulder rotator torque and wheelchair dependence differences of national wheelchair basketball association players. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(4), 358-363.
- Olenik, L. M., Laskin, J. J., Burnham, R., Wheeler, G. D., y Steadward, R. D. (1995). Efficacy of rowing, backward wheeling and isolated scapular retractor exercise as remedial strength

- activities for wheelchair users: Application of electromyography. *Paraplegia*, 33(3), 148-152.
- Oliveira, L., Oliveira, S., Guimarães, F., y Costa, M. (2017). Contributions of body fat, fat free mass and arm muscle area in athletic performance of wheelchair basketball players. *Motricidade*, 13(2), 36-48.
- Ozmen, T., Yuktasir, B., Yildirim, N., Yalcin, B., y Willems, M. (2014). Explosive strength training improves speed and agility in wheelchair basketball athletes. *Revista Brasileira De Medicina do Esporte*, 20(2), 97-100.
- Pansiot, J., Zhang, Z., Lo, B., y Yang, G. Z. (2011). WISDOM: Wheelchair inertial sensors for displacement and orientation monitoring. *Measurement Science and Technology*, 22(10), 105801.
- Pérez-Tejero, J. (2012). Baloncesto en silla de ruedas. En *Deportistas sin adjetivos: el libro de la FEDDF*. Federación Española de Deportes para Personas con Discapacidad Física, CSD, CPE: Madrid. 303 – 353.
- Perez-Tejero, J., Navarro, E., y Sampedro, J. (2005). Distance covered and velocity during wheelchair basketball related players' functional classification. *Zbornik Prispjevov 15th Int. Symposium Adapted Physical Activity*. Verona Italija. Str. , 18
- Pérez-Tejero, J., y Pinilla Arbex, J. (2015). Rendimiento del jugador de baloncesto en silla de ruedas según la estadística de juego/Wheelchair basketball player performance by game statistics. *Cuadernos De Psicología Del Deporte*, 15(3), 231-236.

- Rao, S. S., Bontrager, E. L., Gronley, J. K., Newsam, C. J., y Perry, J. (1996). Three-dimensional kinematics of wheelchair propulsion. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 4(3), 152-160.
- Rastmanesh, R., Taleban, F. A., Kimiagar, M., Mehrabi, Y., y Salehi, M. (2007). Nutritional knowledge and attitudes in athletes with physical disabilities. *Journal of Athletic Training*, 42(1), 99-105.
- Saltan, A., y Ankarali, H. (2017). The role of trunk stabilization in functional-classification levels in wheelchair basketball. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26(4), 287-293.
- Sawatzky, B., Hers, N., y MacGillivray, M. K. (2015). Relationships between wheeling parameters and wheelchair skills in adults and children with SCI. *Spinal Cord*, 53(7), 561-564.
- Sherrill, C. (1999). Disability sport and classification theory: A new era. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 16(3), 206-215.
- Siegwart, R., Nourbakhsh, I. R., y Scaramuzza, D. (2011). *Introduction to autonomous mobile robots*. MIT press.
- Skučas, K., Stonkus, S., Molik, B., y Skučas, V. (2009). Evaluation of wheelchair basketball skill performance of wheelchair basketball players in different game positions. *Education Physical Training.Sport*, 75(4), 65-69.
- Strohkendl, H. (1986). The new classification system for wheelchair basketball. *Sport and disabled athletes*, 101-112.

- Tupling, S. J., Davis, G. M., Pierrynowski, M. R., y Shephard, R. J. (1986). Arm strength and impulse generation: Initiation of wheelchair movement by the physically disabled. *Ergonomics*, 29(2), 303-311.
- Turbanski, S., y Schmidtbleicher, D. (2010). Effects of heavy resistance training on strength and power in upper extremities in wheelchair athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(1), 8-16.
- Uzun, S., Pourmoghaddam, A., Hieronymus, M., y Thrasher, T. A. (2012). Evaluation of muscle fatigue of wheelchair basketball players with spinal cord injury using recurrence quantification analysis of surface EMG. *European Journal of Applied Physiology*, 112(11), 3847-3857.
- van der Slikke, R. M. A., Berger, M. A. M., Bregman, D. J. J., Lagerberg, A. H., y Veeger, H. E. J. (2015). Opportunities for measuring wheelchair kinematics in match settings; reliability of a three inertial sensor configuration. *Journal of Biomechanics*, 48(12), 3398-3405.
- van der Slikke, R. M. A., Berger, M., Bregman, D. J. J., Veeger, H. E. J., van der Helm, F., y Jansen, A. (2016). Push characteristics in wheelchair court sport sprinting. Paper presented at the , 147, 730-734.
- van der Slikke R. M. A., Mason, B. S., Berger, M., y Goosey-Tolfrey, V. L. (2017). Speed profiles in wheelchair court sports; comparison of two methods for measuring wheelchair mobility performance. *Journal of Biomechanics*, 65, 221-225.

van der Woude, L. H. V., Bakker, W. H., Elkhuisen, J. W., Veeger, H. E. J., y Gwinn, T. (1997).

Anaerobic work capacity in elite wheelchair athletes. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(5), 355-365.

van der Woude, L. H. V., Bakker, W. H., Elkhuisen, J. W., Veeger, H. E. J., y Gwinn, T. (1998).

Propulsion technique and anaerobic work capacity in elite wheelchair athletes: Cross-sectional analysis. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(3), 222-234.

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. M., y Daly, D. J. (2001). Wheelchair propulsion biomechanics. *Sports medicine*, 31(5), 339-367.

Vanlandewijck, Y. C., Evaggelinou, C., Daly, D. J., Van Houtte, S., Verellen, J., Aspeslagh, V., . . . Zwakhoven, B. (2003). Proportionality in wheelchair basketball classification. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 20(4), 369-380.

Vanlandewijck, Y. C., Evaggelinou, C., Daly, D. J., Verellen, J., Van Houtte, S., Aspeslagh, V., . . . Zwakhoven, B. (2004). The relationship between functional potential and field performance in elite female wheelchair basketball players. *Journal of Sports Sciences*, 22(7), 668-675.

- Vanlandewijck, Y. C., Verellen, J., y Tweedy, S. (2011). Towards evidence-based classification in wheelchair sports: Impact of seating position on wheelchair acceleration. *Journal of Sports Sciences*, 29(10), 1089-1096.
- Varley, M. C., Fairweather, I. H., y Aughey1, 2., Robert J. (2012). Validity and reliability of GPS for measuring instantaneous velocity during acceleration, deceleration, and constant motion. *Journal of Sports Sciences*, 30(2), 121-127.
- Verellen, J., Meyer, C., Janssens, L., y Vanlandewijck, Y. C. (2012). Peak and submaximal steady-state metabolic and cardiorespiratory responses during arm-powered and arm-trunk-powered handbike ergometry in able-bodied participants. *European Journal of Applied Physiology*, 112(3), 983-989.
- Wang, Y., Chen, S., Limroongreungrat, W., y Change, L. (2005). Contributions of selected fundamental factors to wheelchair basketball performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(1), 130-137.
- Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the sem. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231-240.
- Weissland, T., Faupin, A., Borel, B., Berthoin, S., y Leprêtre, P. (2015). Effects of modified multistage field test on performance and physiological responses in wheelchair basketball players. *BioMed Research International*, 2015, 1-7.
- Williams, J. R. (2008). The declaration of helsinki and public health. *Bulletin of the World Health Organization*, 86(8), 650-651.

- Xu, H., Chua, J. C., Burton, M., Zhang, K., Fuss, F. K., y Subic, A. (2010). Development of low cost on-board velocity and position measurement system for wheelchair sports. Paper presented at the , 2(2) 3121-3126.
- Yanci, J., Granados, C., Otero, M., Badiola, A., Olasagasti, J., Bidaurreazaga-Letona, I., . . . Gil, S. (2015). Sprint, agility, strength and endurance capacity in wheelchair basketball players. *Biology of Sport*, 32(1), 71-78.
- Yanci, J., Iturricastillo, A., Lozano, L., y Granados, C. (2015a). Análisis de la condición física de jugadores nacionales de baloncesto en silla atendiendo a la clasificación funcional. *RICYDE. Revista Internacional De Ciencias Del Deporte*, 11(40), 173-185.
- Yeadon, M. R., Kato, T., y Kerwin, D. G. (1999). Measuring running speed using photocells. *Journal of Sports Sciences*, 17(3), 249-257.
- Yildirim, N. U., Comert, E., y Ozengin, N. (2010). Shoulder pain: A comparison of wheelchair basketball players with trunk control and without trunk control. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 23(2), 55-61.
- Young, W., Farrow, D., Pyne, D., McGregor, W., y Handke, T. (2011). Validity and reliability of agility tests in junior australian football players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(12), 3399-3403.
- Zwierko, T., y Lesiakowski, P. (2007). Selected parameters of speed performance of basketball players with different sport experience levels. *Studies in Physical Culture y Tourism*, 14, 307-312.

Anexo Uno

Adapted Physical Activity Quarterly, 2016, 33, 358-373
<http://dx.doi.org/10.1123/APAQ.2015-0067>
© 2016 Human Kinetics, Inc.

Sprint Performance of Elite Wheelchair Basketball Players: Applicability of a Laser System for Describing the Velocity Curve

Amelia Ferro, Jorge Villacieros, and Javier Pérez-Tejero
Technical University of Madrid

The purpose of this study was to develop a methodology to accurately analyze sprint performance of elite wheelchair basketball (WB) players in their own training context using a laser system and to analyze the velocity curve performed by the players regarding their functional classification and their playing position. Twelve WB players, from the Spanish men's national team, took part in an on-court 20-m-sprint test. BioLaserSport® was used to obtain time, mean velocities (V_m), maximum velocities (V_{max}), and distances at 90%, 95%, and 98% of their V_{max} . V_m and V_{max} reached high values in Classes II and III and in the guard playing position. The protocol developed with the laser system makes it possible to obtain a precise velocity curve in short sprints and allows easy analysis of decisive kinematic performance variables in WB players, showing immediate feedback to coaches and players. The normalized data allow an interpretation of how much, where, and when V_{max} occurs along the test.

Keywords: 20 m-test, kinematics, player position, functional classification

Wheelchair basketball (WB) is one of the most popular disability sports (Crespo-Ruiz, Del Ama-Espinosa, & Gil-Agudo, 2011). The main differences compared with conventional basketball are the use of a specific manual wheelchair and a sport-specific functional classification, with defined eligibility criteria from the International Wheelchair Basketball Federation (IWBF; 2010), classification systems being a key element in sports for athletes with disabilities and, specifically, in WB (Gil-Agudo, Del Ama-Espinosa, & Crespo-Ruiz, 2010).

In this regard, it would be interesting to explore the players' skill with objective and accurate data to support the classification system (Crespo-Ruiz et al., 2011). The classifier requires quantitative information to analyze the key movements on which they focus when classifying players. This information is crucial for coaches and players, especially when skills are evaluated in the sport context. As acceleration from a standstill is key in WB (Vanlandewijck, Theisen, & Daly, 2001); detailed information from the performance during the test should be provided to steer power

The authors are with the Faculty of Physical Activity and Sport Sciences, Technical University of Madrid, Madrid, Spain. Address author correspondence to Amelia Ferro at amelia.ferro@upm.es

training and to enhance sprint capacity. In addition, the use of descriptive kinematic data would allow characterization of functional classes and player-position profiling.

The importance of speed in WB (and other wheelchair games) is indicated in the study by De Groot, Balvers, Kouwenhoven, and Janssen (2012) in which the factor analysis showed that five of the ten WB skill tests focused mainly on speed. In addition, in this sport the ability to accelerate quickly from a standstill is considered more important than sprinting (Vanlandewijck et al., 2001). Movement dynamics in WB are specifically related to handling the wheelchair and can be defined as starting, sprinting, braking, turning (pivoting), and blocking (Vanlandewijck et al., 2001). Although 20-m sprints have been used in several studies on this population (Brasile, 1986; De Groot et al., 2012; Molik et al., 2013; Vanlandewijck, Daly, & Theisen, 1999), the ability to cover the first few meters from standstill up to top speed as quickly as possible is probably a crucial ability for WB players, as well as the different sections in a 20-m-sprint test. However, one area that has not yet been fully investigated is fast acceleration, to explain where, when, and how much maximum velocity is reached by a given player. Following Gil-Agudo et al. (2010), biomechanical analysis may have much to offer in the generation of objective data on the characteristics of each class. However, little quantitative research has been completed to describe the mechanics of WB (Malone, Gervais, & Steadward, 2002), especially in a sample of elite WB players.

In this regard, to assess WB sprint capacity on the court, different instruments and methodologies have been used. Coutts (1994) studied WB players in a training camp using a wheelchair instrumented with a magnetic reed switch and two magnets. He obtained maximum velocities of up to 4.75 m/s and 4.08 m/s for male and female WB players, respectively, in a 35-m test. In that study no information was provided regarding functional classification of the players or information on the protocol used to administer the start signal. Other studies, dealing with sprint performance of club- or national-level WB players, used a 5-m- (De Groot et al., 2012) or 20-m-sprint test (Brasile, 1986; Vanlandewijck et al., 1999) on the court with a stopwatch to calculate the time to cover the given distance. In addition, photocells have been used on court in nonelite WB players (Yanci et al., 2015) during a 20-m-sprint test, yielding data from first photocell at 0.5 m from start position so that players were measured already in movement, not from standstill. Accuracy and validity of the data seem to be compromised. Moreover, SmartWheel technology has been used to assess propulsion parameters (Sawatzky, Hers, & MacGillivray, 2015) being a reliable method in manual-wheelchair users (Lui, MacGillivray, & Sawatzky, 2012). However, neither maximum sprint velocity nor basketball performance has been measured using this device.

Maximum velocities of up to 4.39 ± 0.74 m/s have been reported using a 20-m test measured with a velocimeter in other wheelchair sports like tennis (Goosey-Tolfrey & Moss, 2005). This velocimeter seems to be very useful in wheelchair sports to assess speed, acceleration, sprint performance, and intrapush profile (Goosey-Tolfrey, Mason, & Burkett, 2012). However, it presents some limitations related to the manual calibration for each participant, such as its weight on the wheelchair-user interface, as it requires an antenna (not allowed in real sport competition) and the feedback to the participant is not immediate. Unfortunately, data using this technology for WB are very sparse (Mason, Porcellato, Woude, & Goosey-Tolfrey, 2010), and no information has been inferred regarding functional

classification. Given the discrepancy between protocols in the cited studies, and also the differences in sport level and training status of the samples, to our knowledge no studies have been done to accurately describe the velocity curve of WB players in the 20-m sprint.

Laser systems can record positions and velocities in real time at a high frequency, selecting a range suitable for measuring WB kinematics between 100 and 2,000 Hz and achieving optimal conditions of accuracy. This technology has been used in different sports like athletics (Adamczewski & Perl, 1997; Brüggemann, Koszewski, & Müller, 1999; Delecluse, Roelants, Diels, Koninckx, & Verschueren, 2005; Dickwatch, Hildebrand, & Perl, 1994), soccer (Ferro, Villacieros, Floria, & Graupera, 2014), and basketball (Zwierko & Lesiakowski, 2007), but until now, no studies have been developed in the context of wheelchair sports. Some studies have been carried out to probe the validity of the laser systems, with photogrammetry techniques and photocell chronometers demonstrating good inter- and intrasession results (Ferro, Floria, Villacieros, & Aguado, 2012; Harrison, Jensen, & Donoghue, 2005).

Thus, the aim of the current study were to develop a methodological protocol to objectively evaluate sprint performance in elite WB players in their own training context using a laser system and to describe kinematics variables regarding the functional classification and playing position with the velocity curve recorded in a 20-m-sprint test.

Method

Participants

Twelve male WB players were divided into functional classification levels according to the IWBF player-classification system (IWBF, 2010) and grouped into four main classes as recommended by Vanlandewijck et al. (2003)—Class I, 1 and 1.5 points; Class II, 2 and 2.5 points; Class III, 3 and 3.5 points; and Class IV, 4 and 4.5 points—and playing position—forwards, guards, and centers according to the coach's categorization (Table 1): guards 66.6% Class II and 33.3% Class III;

Table 1 Participant Characteristics, *M* ± *SD*

	<i>n</i>	Age (years)	Weight (kg)	Height (m)	Experience (years)
Class					
I	1	22.00	48.00	1.75	12.00
II	2	33.77 ± 3.19	69.75 ± 20.72	1.70 ± 0.30	16.00 ± 1.41
III	4	28.25 ± 6.65	77.13 ± 10.04	1.76 ± 0.06	15.25 ± 0.50
IV	5	35.58 ± 6.90	86.38 ± 11.56	1.77 ± 0.17	17.00 ± 6.04
Playing position					
guard	3	31.47 ± 4.58	68.27 ± 14.87	1.70 ± 0.22	15.67 ± 1.15
forward	5	34.42 ± 8.38	82.58 ± 9.07	1.76 ± 0.17	17.60 ± 5.55
center	4	28.52 ± 7.03	77.55 ± 22.33	1.78 ± 0.06	13.75 ± 2.06

centers 25% Class I, 50% Class III, and 25% Class IV; and forwards, 20% Class III and 80% Class IV.

All participants were elite WB players (recognized by the Spanish High Council of Sport and Paralympic Committee) from the Spanish national wheelchair basketball team. At the time of the study, all participants belonged to the Spanish Sports Federation for People with Physical Disabilities (FEDDF). All of them trained 4 or 5 days/week, and the study was carried out during a competitive period. None of the participants were experiencing injuries that could have potentially constrained their ability to perform the research task. The university ethics committee approved the study, which was undertaken according to the Helsinki Declaration for research on humans (Williams, 2008). The volunteer participants were given full information about the purpose of the study and gave their informed consent before taking part. All of them wore comfortable sport gear and used their own sport wheelchair, wheelchair configuration, and strapping for the tests, as these are the circumstances in which player functional classification is valid (Crespo-Ruiz et al., 2011).

Instrumentation

A laser sensor type 1 Jenoptik LDM301 (Jena, Germany) was used to measure distances with a range of 0.5–300 m on natural surfaces, an accuracy of ± 0.06 m for 2 kHz, and a resolution of 0.001 m. The test distances were measured with a laser Stanley TLM160i (Mechelen, Belgium) calibrated according to the ISO standard. The data were recorded and processed with a routine, BSR-20m, developed for this study, using DasyLab version 10.0 software program (Data Acquisition System Laboratory of National Instruments, Mönchengladbach, Germany). All components were integrated into a kinematic-analysis system in real time for training and sports competitions patented by Ferro and Floría (2010), BioLaserSport® (Ferro, 2012). The validity and reliability of the BioLaserSport were calculated in a previous study using a 30-m-sprint test. High correlation coefficients of .962 for mean velocity (V_m) with respect to the photocell systems and .869 for maximum velocity (V_{max}) with respect to the high-speed photogrammetry were found. For intrasession reliability, the intraclass correlation coefficient (ICC) showed values of .945 for V_m and .866 for V_{max} with 95% confidence intervals (CI; Ferro et al., 2012).

Data Collection

The tests were performed on the wooden surface of the training basketball court, and all players were asked to inflate their tubes up to the maximum, as they normally do for competition. The test started with a standard 15-min warm-up, which included continuous wheeling, joint mobility, static and dynamic stretching of the upper limbs, and three progressive series of 20 m increasing velocity until a submaximum velocity was reached. Each athlete took up a position at the starting line with the front wheels of the wheelchair on the line but the trunk behind it. Two posts were placed at each end of the line to make sure that the player's chest or the wheel did not cross the line before the start of the test. The starting signal was verbal and used the words "ready" and then "when you like" so that the players were free to carry out preparatory driving movements with the trunk and start propelling the chair forward when they were ready. In this way, undesirable effects of player

reaction times on sprint performance were avoided. Each player performed three series of 20 m wheeling at maximum speed with a 5-min rest between series. The laser beam had to hit the player's back at a height of 0.63 m from the ground with the horizontality of the beam being controlled (Figure 1[B]). Position data were recorded at a sampling frequency of 2,000 Hz, and average data were calculated for each 10 Hz, obtaining plots and data for positions and velocities to 200 Hz in real time (Figure 1[A]). The data were filtered at a frequency of 3 Hz with a second-order Butterworth low-pass filter. The following variables were calculated in five sections, 0–3, 3–5, 5–10, 10–15, and 15–20 m (Figure 1[B]):

Figure 1 — (A) Velocity curve obtained with BioLaserSport® of one wheelchair basketball player from Class IV during the sprint test. (B) Diagram of the 20-m-sprint test.

- *Absolute time (T)*: Interval time taken to cover each section (T0–3, T3–5, T5–10, T10–15, T15–20, T0–5, T0–10, T0–15, T0–20) expressed in seconds. This variable was used to calculate the following data.
- *Relative time (RT)*: Interval time taken to cover each section relative to the time over 20 m (RT0–3, RT3–5, RT5–10, RT10–15, RT15–20, RT0–5, RT0–10, RT0–15, RT0–20). $RT(\text{section}) = (T_{\text{section}} \times 100) / T_{0-20}$, expressed as a percentage.
- *Mean velocity (Vm)*: Average value for the velocity over each section (Vm0–3, Vm3–5, Vm5–10, Vm10–15, Vm15–20), expressed in meters per second.
- *Maximum velocity (Vmax)*: Maximum velocity reached in each section (Vmax0–3, Vmax3–5, Vmax5–10, Vmax10–15, Vmax15–20) expressed in meters per second.
- *Relative maximum velocity (RVmax)*: Percentage of velocity relative to the maximum velocity reached over 20 m (RVmax0–3, RVmax0–5, RVmax0–10, RVmax0–15, RVmax0–20). $RV_{\text{max section}} = (V_{\text{max section}} \times 100) / V_{\text{max0-20}}$, expressed as a percentage.
- *Time to maximum velocity (TVmax)*: The time to reach the maximum velocity in each section (TVmax0–3, TVmax3–5, TVmax5–10, TVmax10–15, TVmax15–20, TVmax0–5, TVmax0–10, TVmax0–15, TVmax0–20) expressed in meters per second. From this variable, the following was calculated.
- *Relative time at maximum velocity (RTVmax)*: Percentage of time during which the maximum velocity is reached in the total test (RTVmax0–3, RTVmax0–5, RTVmax0–10, RTVmax0–15, RTVmax0–20). $RTV_{\text{max}} = (TV_{\text{max section}} \times 100) / TV_{\text{max0-20}}$, expressed as a percentage.
- *Distance at percentage of maximum velocity (DVmax)*: Distance needed to reach 90%, 95%, and 98% of Vmax: (DVmax90%, DVmax95%, DVmax98%), expressed in meters.
- *Relative distance at percentage of maximum velocity (RDVmax)*: Percentage of distance in which 90%, 95%, and 98% of the maximum velocity is reached in the test (RDVmax90%, RDVmax95%, RDVmax98%). $RDV_{\text{max}} = (DV_{\text{max}} \% \times 100) / 20$, expressed as a percentage.

Statistical Analysis

For each variable, descriptive analyses ($M \pm SD$) were computed for each functional class and for each playing position. For intrasession reliability, the relationship between results of the study variables in the first and the second test series was analyzed using the ICC(3, 1) and CI of 95%. CI estimation provides a range of values with a specific probability of including the true reliability (Morrow & Jackson, 1993). The standard error of measurement (SEM) was calculated as $(SD)\sqrt{1.00 - ICC}$, where SD was the standard deviation of the observed scores. The level of significance was set at $p < .05$, and all analyses were made with SPSS 21.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Due to the small group size, only descriptive analyses were made, so no statistical comparison between classes and playing position was performed.

Results

Table 2 shows the statistical data to allow assessment of intrasession reliability corresponding to the Vm and Vmax obtained in the 20-m-sprint test. No significant differences were observed between series, and average ICC values were .917 for all Vmax and .972 for all Vm with 95% CI. SEM was low, 0.02–0.09 m/s, in both variables (Vmax and Vm). The players used 5.19 ± 0.27 s to complete the test, and they achieved their Vmax (TVmax) in 4.88 ± 0.25 s (Table 3). RT of the test and the RVmax in the five sections into which the sprint was divided can be seen in Table 4. Players achieved $73.04\% \pm 4.12\%$ of their Vmax at 5 m from start using $33.88\% \pm 0.79\%$ of the total time. The DVmax and RDVmax in 90%, 95%, and 98% Vmax can be seen in Table 5. Players performed 90% of Vmax at the first 12.44 ± 2.06 m, at $62.24\% \pm 10.34\%$ of the total distance. The patterns of velocity throughout the test per functional class and playing position are presented in Figures 2 and 3, respectively. The average Vm and Vmax for all the players in the 15- to 20-m section were 4.83 ± 0.11 and 5.17 ± 0.21 m/s, respectively. RTVmax is presented in Figure 4. Players needed around 20% of the total time to reach Vmax in the first section (0–3 m).

Discussion

This study is original in the sense that it presents new methodology and a reliable tool (BioLaserSport) for WB players' sprint assessments in the sport context. The analysis of player speed in relation to the IWBF functional classification is important to acquire knowledge about the performance of the individual participants in a team and, especially, to support the classification system with objective data on crucial playing skills during competition (Crespo-Ruiz, et al., 2011; Vanlandewijck et al., 2003). To our knowledge, this is the first study to

Table 2 Intrasession Test Reliability Obtained for Maximum Velocity (Vmax) and Mean Velocity (Vm)

Variable (m/s)	Series 1	Series 2	Differences	ICC (95% CI)	SEM (m/s)
Vmax0–3	3.32 ± 0.21	3.36 ± 0.24	-0.03 ± 0.15	.879 (.59–.96)	0.08
Vmax3–5	3.70 ± 0.26	3.76 ± 0.20	-0.05 ± 0.17	.878 (.57–.96)	0.09
Vmax5–10	4.45 ± 0.26	4.41 ± 0.28	0.04 ± 0.12	.945 (.81–.98)	0.06
Vmax10–15	4.88 ± 0.32	4.80 ± 0.27	0.07 ± 0.08	.964 (.71–.99)	0.06
Vmax15–20	5.12 ± 0.27	5.06 ± 0.27	0.06 ± 0.15	.919 (.72–.97)	0.07
Vm0–3	2.56 ± 0.17	2.57 ± 0.27	-0.00 ± 0.05	.978 (.92–.99)	0.02
Vm3–5	3.48 ± 0.20	3.45 ± 0.21	0.03 ± 0.09	.939 (.79–.98)	0.05
Vm5–10	3.99 ± 0.22	3.97 ± 0.21	0.02 ± 0.06	.976 (.91–.99)	0.03
Vm10–15	4.53 ± 0.25	4.51 ± 0.25	0.01 ± 0.04	.990 (.96–.99)	0.02
Vm15–20	4.80 ± 0.26	4.81 ± 0.24	-0.00 ± 0.07	.976 (.91–.99)	0.04

Note. ICC = intraclass correlation coefficient; CI = confidence interval; SEM = standard error of measurement.

Table 3 Absolute Time (T) and Time to Maximum Velocity (TVmax) in a 20- Sprint Test Related to Functional Classification and Playing Position, $M \pm SD$

	<i>n</i>	T0–20 (s)	TVmax0–20 (s)
Class			
I	1	5.53 $\pm$ 0.45	5.44 $\pm$ 0.12
II	2	4.90 $\pm$ 0.11	4.50 $\pm$ 0.19
III	4	5.01 $\pm$ 0.19	4.52 $\pm$ 0.39
IV	5	5.38 $\pm$ 0.16	5.06 $\pm$ 0.29
Playing position			
guard	3	4.98 $\pm$ 0.15	4.53 $\pm$ 0.24
forward	5	5.29 $\pm$ 0.30	4.93 $\pm$ 0.50
center	4	5.24 $\pm$ 0.23	4.89 $\pm$ 0.41

Table 4 Relative Time (RT) and Relative Maximum Velocity (RVmax) in the 20-m-Sprint Test for All the Wheelchair Basketball Players, $M \pm SD$

	0–3 m	0–5 m	0–10 m	0–15 m	0–20 m
RT (%)	22.58 $\pm$ 0.68	33.88 $\pm$ 0.79	58.23 $\pm$ 0.62	79.77 $\pm$ 0.36	100
RVmax (%)	64.93 $\pm$ 3.92	73.04 $\pm$ 4.12	86.74 $\pm$ 4.43	94.27 $\pm$ 3.56	100

Table 5 Absolute Distance (DVmax) and Relative Distance (RDVmax) to Reach 90%, 95%, and 98% of Maximum Velocity for All the Wheelchair Basketball Players, $M \pm SD$

	90% Vmax	95% Vmax	98% Vmax
DVmax (m)	12.44 $\pm$ 2.06	15.42 $\pm$ 1.88	17.27 $\pm$ 4.50
RDVmax (m)	62.24 $\pm$ 10.34	77.12 $\pm$ 9.40	86.39 $\pm$ 7.06

describe the velocity curve of WB players in the 20-m sprint with the possibility of obtaining the Vmax in several sections and ascertaining how it is reached during the test, using biomechanical analysis techniques to compare the functional classifications in this sport.

As we aimed to provide coaches and athletes interpretation of the velocity data recorded by protocol, in this study we calculated absolute and relative intra-session reliability. The protocol showed excellent test–retest reliability, obtaining high ICC values. To analyze the influence of ICC values on data interpretation, it was necessary to calculate absolute data for studied variables, obtaining low SEM values (Table 2). These acceptable values suggest that BioLaserSport as a reliable tool to measure velocity using the proposed protocol for WB players.

Figure 2 — Mean velocity (Vm) by sections of wheelchair basketball players related to functional classification and playing position ($M \pm SD$).

Figure 3 — Maximum velocity (Vmax) by sections of wheelchair basketball players related to functional classification and playing position ($M \pm SD$).

Figure 4 — Relative time at maximum velocity (RTVmax) in 20-m sections of wheelchair basketball players related to functional classification and playing position ($M \pm SD$).

Several authors have related functional classification with different parameters. Vanlandewijck et al. (2004) observed that the upper classifications (Class 3–4.5) had better results in total amount of actions performed per time played. Molik, Laskin, Kosmol, Skucas, and Bida (2010) showed that athletes with active pelvic control (Class 3.0–4.5) demonstrated greater peak power output and mean power output than the group without control (1.0–2.5) in an anaerobic Wingate test. In our study, the upper classifications did not obtain the best results. Classes II and III showed better results in V_m (Figure 2) and V_{max} (Figure 3) than Classes I and IV in all sections of the test. Between Classes II and III, the results were very similar. The minimum detectable change (MDC), which can be defined as the difference needed between separate measures on a subject for the difference in the measures to be considered real (Weir, 2005), in the velocity value, measured by BioLaserSport to ensure an improvement of the performance and not an error of the system, was 0.14 m/s for V_m and 0.29 m/s for V_{max} (Ferro et al., 2012). However, the limited number of players participating in the study did not permit us to generalize our results to other populations. The fact that all the participants were elite WB players belonging to the Spanish national team (bronze medal at the European Championships) provides an added value to our study, as no elite-level WB players have been studied previously using this methodology. The slight differences in V_{max} among players relating to functional classifications and positions could be relevant for the overall performance of the team and contribute to helping coaches in their decision making.

As indicated following, the average V_{max} for all players in the 20-m-sprint test was 5.17 m/s (Figure 2). In comparison, Coutts (1994) obtained a V_{max} of up to 4.75 m/s for male WB players in a 35-m test on a sample of nonelite WB (with no information regarding functional class or playing position). In another study, Pérez-Tejero, Navarro, and Sampedro (2005), using photogrammetry techniques, found a mean peak velocity during a real game in 10 WB players of 5.3 ± 0.6 m/s, values very similar to those found in this study. We can suggest adequate ecological validity of the presented methodology and instrumentation when comparing with those data from real WB competition, taking in consideration that data were collected in on-court (wooden surface) situations on a sample of elite-level players in their preparation for international competition. In addition, validity and pertinence of the proposed test were agreed on with technical staff (national coach) before administration. Moreover, regarding validity, differences in floor surfaces strongly affects kinetics and velocity in wheelchair users (Koontz et al., 2005), influencing rolling resistance (Vanlandewijck et al., 2001), so regarding elite WB players performance, wooden surfaces (real court) are strongly needed for real context analysis.

An innovative aspect of the current study is the presentation of relative data for the studied variables. This provides a useful framework to compare WB players by class, experience, playing position, and competition level, knowing that sometimes the samples studied in 20-m-sprint studies in this population are not elite level (Yanci et al., 2015). This easily understandable information may be very useful for coaches to see how WB players distribute their time with regard to their overall results for the 20-m sprint. It also makes it possible to compare results among participants or different results of the same participant at different periods of the year and, thus, to find out the percentage gain or loss experienced. The relative results indicate that four classes used 33.88% of the total time to reach 73.04% of their V_{max} in

the first 5 m of the test (Table 4). These results could be compared with the study by Goosey-Tolfrey and Moss (2005), where in the third push (mean = 4.49 m) tennis players were able to achieve 63.8% of their V_{max} , showing the differences between these two wheelchair sports but using similar precise methodologies. As indicated following, our study revealed that 90% of the players' average V_{max} of 4.65 m/s was reached in around 12 m, representing 62% of the total distance, showing the rapid acceleration of the players (Table 5). These findings demonstrate that all classes and all playing positions managed their velocity in a very similar way.

No studies comparing players assigned to different positions with their performance in the 20-m-sprint test have been found in WB. In practice, a strong relationship exists between players' functional classification and their position on the court (Vanlandewijck et al., 2004). Vanlandewijck et al. (2004) observed that all Class I played as guards, Classes II and III played as forwards, and Classes IV and II played as centers. In our case, this relationship was not the same. The guards comprised Class II and Class III, the centers Class III and Class IV, and the forwards Classes I, III, and IV. It is important to consider the velocity curve of the players when planning positions on the court because in many fast transitions performance could be determined by maximum velocity.

Regarding velocity, the guards achieved high values of V_m and V_{max} in all sections (Figures 2 and 3), except in the V_{max0-3} . As we indicate herein, in our investigation the two guards were players from Class II, and as was previously noted, they achieved high values of velocity. These results contrast with previous studies (Molik et al., 2010; Pérez-Tejero et al., 2005; Vanlandewijck et al., 2004) where Class IV players achieved better results than the rest. However, it may be an evolution in the recent years in top-level WB, where performance of Class II and III players is improving. The forwards were seen to get their relative maximum velocity in the shortest time in the first 15 m of the test (Figure 4). This could be explained by the fact that the forwards, mainly of Class IV, had a minor degree of disability, their greater trunk mobility allowing them to obtain these differences in their relative times in the first meters.

We can summarize the benefits of using the present protocol as follows: It is reliable; it can be used directly in the sport context; it has noninvasive wheelchair user/player interface technology; it does not use equipment that could disturb players; no calibration is needed for each participant; its normalized data are expressed in relative times, distances, and velocities with regard to V_{max} to facilitate analysis; and, finally, it provides immediate feedback to the participant and coach.

In our study, one limitation was the small sample size. A larger sample would probably allow better profiling of every WB class. In addition, another limitation is that push movement was not assessed in this investigation, so in our view, the laser system methodology could be complemented with kinematic parameters of WB players' propulsion using a two- and three-dimensional photogrammetry or Smart-wheel technology in future research.

In conclusion, we propose an alternative methodology to assess sprint velocity as a WB player's performance indicator. Speed at key moments of the game is a very important factor in performance and therefore should be evaluated as part of the technical components. Furthermore, knowledge of maximum velocity, measured by the laser system, and the normalized kinematic data permits a more accurate assessment of the quality of the velocity and its interpretation: how much

(Vmax, RVmax), where (DVmax, RDVmax), and when (TVmax, RTVmax). Using a 20-m-sprint test may be useful to assess performance and provide adequate screening in elite WB players. We suggest the use of the presented protocol and laser system for further research in WB and in other wheelchair sports.

Acknowledgments

Thanks to the High Council for Sport (CSD) for their support, to the Ministry of Economy and Competitiveness (MINECO) for the project funding by the National Plan R&D&I (DPS2012-38785), and to the Spanish Sports Federation for People with Physical Disabilities (FEDDF) and their wheelchair basketball players for participating in the study.

References

- Adamczewski, H., & Perlt, B. (1997). Run-up velocities of female and male pole vaulting and some technical aspects of women's pole vault. *New Studies in Athletics*, 12(1), 63–76.
- Brasile, F.M. (1986). Wheelchair basketball skills proficiencies versus disability classification. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 3(1), 6–13. doi:10.1123/apaq.3.1.6
- Brüggemann, G.P., Koszewski, D., & Müller, H. (1999). *Biomechanical research project, Athens 1997. Final report*. Aachen, Germany: Meyer & Meyer Sport.
- Coutts, K.D. (1994). Drag and sprint performance of wheelchair basketball players. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 31(2), 138–143. PubMed
- Crespo-Ruiz, B.M., Del Ama-Espinosa, A.J., & Gil-Agudo, A.M. (2011). Relation between kinematic analysis of wheelchair propulsion and wheelchair functional basketball classification. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 28(2), 157–172. PubMed doi:10.1123/apaq.28.2.157
- De Groot, S., Balvers, I.J.M., Kouwenhoven, S.M., & Janssen, T.W. (2012). Validity and reliability of tests determining performance-related components of wheelchair basketball. *Journal of Sports Sciences*, 30(9), 879–887. PubMed doi:10.1080/02640414.2012.675082
- Delecluse, C., Roelants, M., Diels, R., Koninckx, E., & Verschueren, S. (2005). Effects of whole body vibration training on muscle strength and sprint performance in sprint-trained athletes. *International Journal of Sports Medicine*, 26(8), 662–668. PubMed doi:10.1055/s-2004-830381
- Dickwatch, H., Hildebrand, F., & Perlt, B. (1994). A laser velocity measuring device. The determination of velocity courses in the jumping events with the use of the LAVEG measuring device. *New Studies Athletics*, 9(4), 31–40.
- Ferro, A. (2012, June 12). BioLaserSport®. Trademark n° 3019808/9. *Official Bulletin of Industrial Property*.
- Ferro, A., & Floría, P. (2010, December 22). Kinematic analysis system in real time for training and sports competitions. Patent ES2331170A1 (A61B 5/11-G01S 11/00). *Official Bulletin of Industrial Property*.
- Ferro, A., Floría, P., Villaceros, J., & Aguado, R. (2012). Validity and reliability of the laser sensor of BioLaserSport system for the analysis of the running velocity. *Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 8(30), 357–370. doi:10.5232/ricyde2012.03005
- Ferro, A., Villaceros, J., Floría, P., & Graupera, J.L. (2014). The analysis of speed performance in soccer by playing position and competitive level using a laser system. *Journal of Human Kinetics*, 44, 143–153. PubMed doi:10.2478/hukin-2014-0120
- Gil-Agudo, A., Del Ama-Espinosa, A.J., & Crespo-Ruiz, B. (2010). Wheelchair basketball quantification. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 21(1), 141–156. PubMed doi:10.1016/j.pmr.2009.07.002

- Goosey-Tolfrey, V.L., Mason, B., & Burkett, B. (2012). The role of the velocometer as an innovative tool for Paralympic coaches to understand wheelchair sporting training and interventions to help optimise performance. *Sports Technology*, 5(1-2), 20–28. doi:10.1080/19346182.2012.686503
- Goosey-Tolfrey, V.L., & Moss, A.D. (2005). Wheelchair velocity of tennis players during propulsion with and without the use of racquets. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 22(3), 291–301. doi:10.1123/apaq.22.3.291
- Harrison, A.J., Jensen, R.L., & Donoghue, O. (2005). A comparison of laser and video techniques for determining displacement and velocity during running. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 9(4), 219–231. doi:10.1207/s15327841mpee0904_2
- International Wheelchair Basketball Federation. (2010). *International wheelchair basketball federation official player classification manual*. Winnipeg, Canada: Author.
- Koontz, A.M., Cooper, R., Boninger, M.L., Yang, Y., Impink, B.G., & Woude, L.H.V. (2005). A kinetic analysis of manual wheelchair propulsion during start-up on select indoor and outdoor surfaces. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42(4), 447–458. PubMed doi:10.1682/JRRD.2004.08.0106
- Lui, J., MacGillivray, M., & Sawatzky, B. (2012). Test–retest reliability and minimal detectable change of the SmartWheel clinical protocol. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(12), 2367–2372. PubMed doi:10.1016/j.apmr.2012.07.008
- Malone, L.A., Gervais, P.L., & Steadward, R.D. (2002). Shooting mechanics related to player classification and free throw success in wheelchair basketball. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 39(6), 701–709. PubMed
- Mason, B.S., Porcellato, L., Woude, L.H.V., & Goosey-Tolfrey, V.L. (2010). A qualitative examination of wheelchair configuration for optimal mobility performance in wheelchair sports: A pilot study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 42(2), 141–149. PubMed doi:10.2340/16501977-0490
- Molik, B., Laskin, J.J., Kosmol, A., Marszalek, J., Morgulec-Adamowicz, N., & Frick, T. (2013). Relationships between anaerobic performance, field tests, and functional level of elite female wheelchair basketball athletes. *Human Movement*, 14(4), 366–371. doi:10.2478/humo-2013-0045
- Molik, B., Laskin, J.J., Kosmol, A., Skucas, K., & Bida, U. (2010). Relationship between functional classification levels and anaerobic performance of wheelchair basketball athletes. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 81(1), 69–73. PubMed doi:10.1080/02701367.2010.10599629
- Morrow, J.R., & Jackson, A.W. (1993). How significant is your reliability? *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 64, 352–355. PubMed doi:10.1080/02701367.1993.10608821
- Pérez-Tejero, J., Navarro, E., & Sampedro, J. (2005, July). *Distance covered and velocity during wheelchair basketball related players' functional classification*. Paper presented at the 15th International Symposium of Adapted Physical Activity (ISAPA), Verona, Italy.
- Sawatzky, B., Hers, N., & MacGillivray, M.K. (2015). Relationships between wheeling parameters and wheelchair skills in adults and children with SCI. *Spinal Cord*, 53(7), 561–564. PubMed doi:10.1038/sc.2015.29
- Vanlandewijck, Y.C., Daly, D.J., & Theisen, D.M. (1999). Field test evaluation of aerobic, anaerobic, and wheelchair basketball skill performances. *International Journal of Sports Medicine*, 20(8), 548–554. PubMed doi:10.1055/s-1999-9465
- Vanlandewijck, Y.C., Evagelinou, C., Daly, D.D., Van Houtte, S., Verellen, J., Aspeslagh, V., . . . Zwakhoven, B. (2003). Proportionality in wheelchair basketball classification. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 20(4), 369–380. doi:10.1123/apaq.20.4.369
- Vanlandewijck, Y.C., Evagelinou, C., Daly, D.J., Verellen, J., Van Houtte, S., Aspeslagh, V., . . . Zwakhoven, B. (2004). The relationship between functional potential and field performance in elite female wheelchair basketball players. *Journal of Sports Sciences*, 22(7), 668–675. PubMed doi:10.1080/02640410310001655750

- Vanlandewijck, Y.C., Theisen, D., & Daly, D. (2001). Wheelchair propulsion biomechanics: Implications for wheelchair sports. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 31(5), 339–367. PubMed doi:10.2165/00007256-200131050-00005
- Weir, J.P. (2005). Quantifying test–retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231–240. PubMed
- Williams, J.R. (2008). The Declaration of Helsinki and public health. *Bulletin of the World Health Organization*, 86(8), 650–652. PubMed doi:10.2471/BLT.08.050955
- Yanci, J., Granados, C., Otero, M., Badiola, A., Olasagasti, J., Bidaurreazaga-Letona, I., . . . Gil, S. (2015). Sprint, agility, strength and endurance capacity in wheelchair basketball players. *Biology of Sport*, 32(1), 71–78. PubMed doi:10.5604/20831862.1127285
- Zwierko, T., & Lesiakowski, P. (2007). Selected parameters of speed performance of basketball players with different sport experience levels. *Studies in Physical Culture and Tourism*, 14, 307–312.

Anexo Dos

Ficha de datos personales de los jugadores de baloncesto en silla de ruedas

FICHA DE DATOS PERSONALES			
						FECHA	
DATOS PERSONALES							
CODIGO ORD.				COD. REFEREN.			
NOMBRE				APELLIDOS			
FECHA DE NACIMIENTO		EDAD		SEXO			
TELEFONO CONTACTO		E-MAIL					
PROVINCIA NACIMIENTO		PROVINCIA RESIDENCIA ACTUAL					
PESO		ESTATURA					
DEPORTE							
DEPORTE							
ESPECIALIDAD							
COMPETICION							
SI / NO	SI	AÑO DE INICIO					
CATEGORIA ACTUAL							
NIVEL MAXIMO ALCANZADO				AÑOS			
LESIONES							
LESIONES ACTUALES	SI / NO		INDICAR				
LESIONES ANTERIOES (Ultimos dos años)	SI / NO		INDICAR				
OTROS DATOS DE INTERÉS							
DIAMETRO RUEDA							
LADO DOMINANTE							

Anexo Tres

Informe positivo del Comité de Ética de la Universidad Politécnica de Madrid

CAMPUS
DE EXCELENCIA
INTERNACIONAL

INFORME QUE EMITE EL COMITÉ DE ÉTICA DE LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

A petición del Vicerrector de Investigación de la Universidad Politécnica de Madrid, D. Roberto Prieto López, de un dictamen sobre los aspectos éticos del

Proyecto "Desarrollo de un sistema integrado para el análisis biomecánico y evaluación del rendimiento en condiciones de entrenamiento. Aplicación al Baloncesto en silla de ruedas de alto nivel", cuyo investigador principal es D^a Amelia Ferro Sánchez, del departamento de Deporte/Deportes rendimiento de la Facultad de Ciencias de la actividad física y del deporte (INEF), tras los pertinentes análisis, estudios y consultas, la Comisión emite el siguiente informe:

El objetivo del estudio es el desarrollo de un sistema integrado para el análisis biomecánico de gestos deportivos orientado a la mejora del rendimiento en entrenamiento y competición. El sistema integra 3 aspectos:

- 1.- Análisis biomecánico para el estudio de la velocidad, utilizando un sistema BiolaserSport inocuo para la salud.
- 2.- Estudio del estado nutricional del deportista, que incluye un análisis de la composición de la dieta. Para este estudio se firmará un consentimiento informado específico.
- 3.- Suplemento nutricional con ayuda ergogénica (bicarbonato/caféina) permitidas por la WADA, en dosis seguras e inocuas. También se firmará un consentimiento informado específico

Los datos personales son estrictamente confidenciales, y el consentimiento para participar es voluntario, pudiendo ser revocado en cualquier momento.

Por tanto, no hay inconveniente en **informar favorablemente la propuesta**, recomendando el efectivo cumplimiento de los compromisos declarados.

Y para que así conste, firmo el presente informe en Madrid a 04 de febrero de dos mil quince.

La Presidenta del Comité

D^a Ernestina Menasalvas

La Secretaria del Comité

D^a Berta Gámez

Anexo Cuatro

Consentimiento informado por los jugadores

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE- INEF.
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

CONSENTIMIENTO INFORMADO para la participación en la investigación titulada:
"DESARROLLO DE UN SISTEMA INTEGRADO PARA EL ANÁLISIS BIOMECÁNICO Y
EVALUACIÓN DEL RENDIMIENTO EN CONDICIONES DE ENTRENAMIENTO.
APLICACIÓN AL BALONCESTO EN SILLA DE RUEDAS DE ALTO NIVEL"

El abajo firmante Don/Doña _____ mayor de edad,
actuando en _____ con DNI núm. _____ y domiciliado en
_____ de _____ provincia de _____, en
presencia del testigo Don/Doña _____, mayor de edad con DNI
núm. _____, manifiesta haber recibido de Amelia Ferro Sánchez,
investigadora responsable del proyecto de investigación y profesora de la
Universidad Politécnica de Madrid, la información que a continuación se detalla:

1. Las pruebas a realizar forman parte de un proyecto de investigación titulado "**Desarrollo de un Sistema Integrado para el Análisis Biomecánico y Evaluación del Rendimiento en condiciones de entrenamiento. Aplicación al Baloncesto en Silla de ruedas de alto nivel**", financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad, del Plan Nacional I+D+I 2012-2015.
2. La prueba consistirá en realizar tres test de velocidad: test de sprint de 20 m, test de sprint de 10 m con bote de balón y test de sprint de 15 m con recogida, pase de balón y frenada. Los test serán registrados con el sistema *BioLaserSport®* que posee un sensor laser tipo I inocuo para la salud. Cada test se realizará dos veces. Para evitar lesiones, se realizará un calentamiento previo de unos 30 minutos. No se podrá realizar la prueba si se tiene alguna molestia o lesión.
3. Los datos registrados serán analizados para obtener las variables cinemáticas relacionadas con las velocidades, tiempos y distancias. Los datos serán tratados como confidenciales y se disociarán los nombres de los registros tomados utilizando para ello un código.
4. Los investigadores van a seguir todos los protocolos éticos establecidos por la Universidad Politécnica de Madrid en estudios biomédicos con seres humanos, en lo dispuesto en la Declaración de Helsinki enmendada en la 59ª Asamblea General de la AMM en Seúl, octubre 2008, la Ley 14/2007, de 3 de julio, de Investigación biomédica, Convenio de Oviedo relativo a los Derechos Humanos y la Biomedicina (1997) y la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, sobre la Protección de Datos de Carácter Personal, el R. D. 1720/2007, de 21 de diciembre, por el que se aprueba el Reglamento de desarrollo de la Ley Orgánica 15/1999.

Y declara:

He sido informado/a de la prueba a realizar y han sido respondidas todas mis preguntas de forma satisfactoria. Por tanto, **doy mi consentimiento** para realizar la citada prueba.

Por otra parte, y en el marco del proyecto de investigación:

1. **AUTORIZO** a los investigadores del proyecto citado anteriormente a difundir la información y las imágenes que se deriven de estas pruebas siempre con voluntad e interés docente y científico y **EXIJO** que se salguarde mi identidad e intimidad en todo momento.
2. Los investigadores del proyecto conservarán todos los registros realizados por medios mecánicos, electrónicos, magnéticos, grabaciones o por cualquier otro medio, así como la información que se derive de la misma, en los términos legalmente previstos.

Madrid, _____ de _____ de _____

Nombre persona:

Nombre testigo:

Nombre del informador:

Firma: _____

Firma: _____

Firma: _____