

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA

INFLUENCIA DE VARIABLES BIOMECÁNICAS Y
FISIOLÓGICAS SOBRE EL RENDIMIENTO DEPORTIVO DE
ATLETAS EN SILLA DE RUEDAS. OPTIMIZACIÓN DEL
RENDIMIENTO DE UN ATLETA DE ELITE MUNDIAL

MIGUEL POLO RUBIO

UNIVERSITAT DE VALENCIA
Servei de Publicacions
2007

Aquesta Tesi Doctoral va ser presentada a València el dia 27 de Març de 2007 davant un tribunal format per:

- D. Enrique J. Sanchis Peris
- D. Xavier Aguado Jódar
- D. Marcos Gutiérrez Dávila
- D. Francisco Javier Miranda Alonso
- D. Carlos Pablos Abella

Va ser dirigida per:
D. Gabriel Brizuela Costa

©Copyright: Servei de Publicacions
Miguel Polo Rubio

Depòsit legal:
I.S.B.N.:978-84-370-6825-1
Edita: Universitat de València
Servei de Publicacions
C/ Artes Gráficas, 13 bajo
46010 València
Spain
Telèfon: 963864115

VNIVERSITAT Đ VALÈNCIA

Facultat de Ciències de l'Activitat Física i l'Esport



TESIS DOCTORAL

**"INFLUENCIA DE VARIABLES BIOMECÁNICAS
Y FISIOLÓGICAS SOBRE EL RENDIMIENTO
DEPORTIVO DE ATLETAS EN SILLA DE RUEDAS.
OPTIMIZACIÓN DEL RENDIMIENTO DE UN
ATLETA DE ELITE INTERNACIONAL"**

Presentada por:

D. MIGUEL POLO RUBIO

Dirigida por:

Dr. GABRIEL BRIZUELA COSTA

Valencia, febrero de 2007



VNIVERSITATIS VALÈNCIA

D. Gabriel Brizuela Costa, Doctor por la Universidad de Valencia y profesor en el departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Valencia,

HACE CONSTAR:

Que la presente Tesis Doctoral titulada: **"Influencia de variables biomecánicas y fisiológicas sobre el rendimiento deportivo de atletas en silla de ruedas. Optimización del rendimiento de un atleta de elite internacional"** cuyo autor es **D. Miguel Polo Rubio**, ha sido realizada bajo su dirección y reúne, a su juicio, las condiciones requeridas para que pueda optar al grado de Doctor.

Y para que así conste, firmo el presente documento en Valencia a 7 de febrero de 2007.

Prof. Dr. Gabriel Brizuela Costa

“El saber es la parte más considerable de la felicidad”

Sófocles

“Cuanto más se sabe, tanto más se necesita aprender todavía. Con el saber crece en el mismo grado el no-saber, o mejor el saber del no-saber”.

Friederich Schlegel

“El hombre de ciencia, dedicado a verdades establecidas y acostumbrado a considerar las cosas no investigadas como cosas que alguna vez habrán de investigarse, olvida demasiado fácilmente que los conocimientos, por extensos que sean, no pueden dar satisfacción nunca al espíritu de investigación”.

Spencer

“A todos los que habéis hecho posible esta

TESIS DOCTORAL”

AGRADECIMIENTOS

En el desarrollo de la presente Tesis Doctoral han participado y colaborado una serie de personas y entidades sin las cuales hubiera sido mucho más difícil de realizar. A todos y cada uno de ellos deseo expresar desde aquí mi más profundo y sincero agradecimiento:

- A mi director de Tesis, el Dr. Gabriel Brizuela, por su enorme colaboración, asesoramiento y aliento en el desarrollo de todo el trabajo. A él, en primer lugar, debo agradecer el camino recorrido, durante el cual me ha demostrado su calidad como investigador y, sobre todo, su valía como persona. Puedo estar orgulloso de haber tenido un excelente director de Tesis. Espero que en el futuro, pase lo que pase, siga teniendo en él a un gran amigo.
- A Santiago Sanz, por confiar en mí y en este trabajo. Por emplear tanto de su tiempo en ayudarme. Por entregarse al máximo en todo momento. Por ser un ejemplo de esfuerzo y superación. Porque sin él, esta Tesis Doctoral no hubiera sido posible.
- A mis compañeros del Departamento de Ingeniería Electrónica de la "Universitat de València", el Dr. Enrique Sanchis y el Dr. Julio Martos, por su imprescindible aportación con la construcción del ergómetro, así como por el continuo apoyo que me han brindado.
- A la Federación de Deportes Adaptados de la Comunidad Valenciana (FESA), por poner a nuestro alcance los recursos económicos necesarios para desarrollar un ergómetro específico para atletas en silla de ruedas, aportando incesantemente su granito de arena en favor del deporte adaptado.

- Al Vicerrectorado de Deportes de la Universidad Politécnica de Valencia, en especial a su Vicerrector, el Excmo. Sr. D. Ángel Benito, y a la Directora Técnica, la Dra. Alicia López, por su apoyo a esta investigación. En sus instalaciones deportivas se han realizado muchos de los experimentos de esta Tesis, durante los cuales han puesto a nuestra entera disposición todos los medios con los que cuentan.
- Al Dr. Luis García del Moral, por abrirnos las puertas de su centro médico y colaborar plenamente en cada una de las propuestas que le hicimos.
- A Marcos Álvarez, compañero de trabajo y amigo, por prestarme su ayuda siempre que la he necesitado.
- A mis amigos de promoción, en especial a Mario López y a Bibià Ortí, con los cuales he compartido tantos buenos momentos, experiencias y aprendizajes.

Con cariño y muy especialmente:

A mis padres, Jesús y Amalia, y a mi hermana M^a Jesús; A mis abuelos, ("iaia, iaio, gràcies per tot") y a Lilia, mi pareja y mejor amiga. A vosotros, GRACIAS POR TODO.

RESUMEN

La investigación en el ámbito del deporte adaptado ha ido aumentando considerablemente en los últimos años, sin embargo, apenas existe conocimiento científico que se pueda aplicar a la mejora del rendimiento deportivo de los atletas en silla de ruedas, en especial cuando se trata de optimizar el rendimiento de un atleta del más alto nivel internacional.

El objetivo general del presente trabajo fue generar conocimiento científico específico sobre la propulsión en una silla de ruedas de atletismo, desarrollar metodología para valoración biomecánica y fisiológica de atletas en silla y, finalmente, optimizar el rendimiento deportivo de un atleta de elite internacional.

De este modo se llevó a cabo un estudio dirigido a obtener conocimiento específico sobre:

- La evolución de la frecuencia de embolada y del tiempo de contacto de la mano con el aro de propulsión, en función de la Velocidad de traslación de la silla de ruedas y del diámetro del aro.
- El efecto del diámetro del aro de propulsión sobre la Eficiencia Mecánica de la propulsión.
- El efecto de equipamientos deportivos fundamentales como el casco y la propia silla de ruedas, sobre la eficiencia aerodinámica del conjunto atleta-silla.

Se pretendía además, conocer la respuesta fisiológica al ejercicio físico de los atletas en silla de ruedas de alto nivel, a través de la medición de variables de gran aplicación al entrenamiento deportivo como la intensidad del umbral anaeróbico y el consumo máximo de oxígeno, tanto en laboratorio como en la pista de atletismo.

De modo complementario, se trabajó en el desarrollo de un ergómetro específico para realizar la valoración biomecánica y fisiológica de los atletas en silla de ruedas en condiciones controladas de laboratorio, reproduciendo el gesto biomecánico específico de la propulsión en silla de ruedas y montados sobre sus propias sillas de competición.

Los primeros resultados obtenidos evidencian que la frecuencia de embolada aumenta y el tiempo de contacto disminuye, a medida que aumenta la velocidad de traslación. Sin embargo, la reducción del diámetro del aro de propulsión (de 38 a 34 cm) provoca, a su vez, una disminución de la frecuencia de embolada y un aumento del tiempo de contacto en cada ciclo, con el consiguiente aumento de la eficiencia mecánica en la propulsión.

En relación con estos hallazgos se puede concluir que, a medida que se incrementa la velocidad de desplazamiento, sería necesario utilizar aros de menor diámetro para mantener la máxima eficiencia mecánica. Así mismo, se puede concluir que la optimización del diámetro del aro de propulsión es un aspecto clave en la mejora del rendimiento deportivo de los atletas en silla de ruedas.

Respecto al efecto de diferentes elementos sobre la aerodinámica, se pudo confirmar que el uso de un casco de contrarreloj proporciona cierta ventaja frente a un casco convencional ventilado, mientras que la construcción de un carenado que rodee el cuadro de la silla no genera ninguna ventaja apreciable.

Finalmente, el ergómetro específico desarrollado resultó sumamente útil para la valoración fisiológica del atleta en laboratorio y, mediante su calibración con la pista de atletismo, es posible hacer corresponder los valores obtenidos en ambas situaciones.

ÍNDICE GENERAL

1. INTRODUCCIÓN.....	8
1.1. Origen del trabajo	10
1.2. Objetivos generales de la Tesis	12
1.3. Estado del arte.....	13
1.3.1. Discapacidad y deporte adaptado	13
1.3.2. Investigación en deporte adaptado	26
1.3.3. Valoración de los deportistas.....	28
1.3.4. Carreras de fondo y parámetros aeróbicos.....	35
1.3.5. Valoración de los deportistas en silla de ruedas.....	43
1.3.6. Fisiología del deporte en silla de ruedas	46
1.3.7. Biomecánica del deporte en silla de ruedas.....	51
1.3.8. Aspectos pendientes de estudio.....	68
1.4. Aportaciones que se pretenden con esta Tesis.....	70
1.5. Plan de trabajo	72
2. MATERIAL Y MÉTODO	75
2.1. Revisión bibliográfica	75
2.2. Estudio descriptivo de la propulsión	77
2.2.1. Muestra analizada	77

2.2.2.	Variables buscadas	78
2.2.3.	Instrumentos de medida	79
2.2.4.	Diseño y desarrollo de los experimentos.....	80
2.2.5.	Tratamiento de datos	82
2.3.	Desarrollo de un ergómetro para sillas de ruedas.....	84
2.3.1.	Diseño de las especificaciones del ergómetro.....	84
2.3.2.	Validación y calibración del ergómetro	89
2.4.	Optimización del rendimiento de un atleta de elite	95
2.4.1.	Valoración del metabolismo aeróbico	95
2.4.2.	Optimización del aro de propulsión	101
2.4.3.	Optimización aerodinámica.....	104
3.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	107
3.1.	Estudio descriptivo de la propulsión	107
3.1.1.	Frecuencia cardíaca y velocidad	107
3.1.2.	Frecuencia de embolada, tiempo de contacto, velocidad y diámetro del aro.....	110
3.2.	Desarrollo de un ergómetro para sillas de ruedas.....	114
3.2.1.	Diseño de las especificaciones del ergómetro.....	114
3.2.2.	Validación y calibración del ergómetro	119
3.3.	Optimización del rendimiento de un atleta de elite	126

3.3.1. Valoración del metabolismo aeróbico	126
3.3.2. Optimización del aro de propulsión	131
3.3.3. Optimización aerodinámica.....	136
3.4. Discusión global de los resultados.....	138
4. CONCLUSIONES	143
4.1. Conclusiones metodológicas.....	144
4.2. Conclusiones derivadas de los resultados	146
4.3. Futuras líneas de investigación	150
5. BIBLIOGRAFÍA	152
5.1. Bibliografía citada.....	152
5.2. Otra bibliografía consultada.....	162
6. ANEXOS	171
6.1. Anexo I: Enfermedad de Charcot Marie Tooth	171
6.2. Anexo II: Curriculum deportivo de Santiago Sanz Quinto	173
6.3. Anexo III: Nota de prensa del Comité Paralímpico Español	177

1. INTRODUCCIÓN

Actualmente, para alcanzar la elite internacional de casi cualquier deporte y luchar por las medallas en las competiciones más importantes del mundo, los atletas deben cuidar numerosos aspectos de su vida diaria, especialmente los relacionados con su salud y con su entrenamiento. Del mismo modo, para intentar ser el mejor de su especialidad deportiva, no sólo deben cuidarse dichos aspectos, además, se debe trabajar continuamente en la optimización de pequeños detalles que marcan la diferencia entre el mayor éxito o una buena clasificación.

La valoración del rendimiento del "motor humano" es fundamental y, en el caso del atletismo en silla de ruedas, debe estudiarse además el conjunto atleta-silla, dedicando un esfuerzo importante a los componentes de la silla y en particular, a aquellos elementos relacionados con la eficiencia mecánica, es decir con el aprovechamiento de la energía mecánica que es capaz de producir, gran parte de la cual se pierde y otra pequeña parte consigue transmitirse a las ruedas y propulsar al atleta (Dallmeijer y cols., 2005; Abbott y Wilson, 1995).

Sin embargo, apenas existen datos científicos en el ámbito del atletismo en silla de ruedas. La valoración biomecánica y fisiológica de los atletas en silla de ruedas ha estado siempre condicionada por la falta de métodos e instrumentos específicos, por lo que aún hoy en día, son casi nulas las referencias que aporten datos o modelos, con los cuales comparar las principales variables que determinan el rendimiento deportivo del atleta en silla de ruedas que pretendemos apoyar.

Un elemento que dificulta aún más el trabajo en la mejora del rendimiento de un atleta en silla de ruedas, al intentar compararle con los deportistas del máximo nivel, es que aún perteneciendo a la misma categoría de competición, las discapacidades o los niveles de disfunción nunca son idénticos y pueden afectar precisamente a variables fundamentales como la impulsión sobre el aro de

propulsión, o el control de la posición del tronco, en el caso del atletismo en silla de ruedas.

De este modo, al abordar el apoyo científico a un deportista con discapacidad, en este caso un atleta en silla de ruedas, el primer paso puede suponer una valoración inicial compleja, basada en el trabajo de otros investigadores, aunque siempre obligado a investigar aquellas variables que se ven afectadas por las características más individuales del deportista o aquellas otras que todavía no han sido estudiadas. Esto supone, muchas veces, tener que comenzar con una investigación muy básica e individualizada.

1.1. ORIGEN DEL TRABAJO

Al finalizar los estudios correspondientes a la Licenciatura en Educación Física en julio de 2001, el Profesor Dr. Gabriel Brizuela Costa me ofreció la posibilidad de colaborar en las líneas de investigación que estaba desarrollando dentro de la Unidad de Investigación del Rendimiento Físico y Deportivo (UIRFIDE), del Departamento de Educación Física y Deportiva, de la Universidad de Valencia.

Los temas en los que inicialmente comencé a trabajar estaban relacionados con deportes individuales como el ciclismo, el triatlón y el atletismo en silla de ruedas, decantándome por esta última línea de trabajo y centrando mis esfuerzos en el asesoramiento técnico y biomecánico de Santiago Sanz Quinto, un atleta en silla de ruedas de elite internacional (por aquel entonces, medalla de plata en 800 m y medalla de bronce en 5000 m en los Juegos Paralímpicos de Sydney 2000) muy próximo al grupo, por ser compañero de nuestra Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (FCAFE).

Actualmente Santiago Sanz Quinto está considerado el mejor atleta en silla de ruedas del mundo, como así lo acredita su primera posición en la clasificación final de las "World Series", una serie de pruebas por todo el mundo (Estados Unidos, Canadá, Suiza y Australia) en las que participan atletas en silla de ruedas de todas las categorías y en las que se establece un ranking general a partir de los resultados de cada deportista en cada una de las pruebas.

En definitiva, se dieron una serie de razones y condiciones favorables que me llevaron a vincularme con esta línea de trabajo y desarrollar esta Tesis Doctoral:

- Una excelente relación personal y profesional con el Profesor Dr. Gabriel Brizuela Costa, cuyo trabajo de investigación siempre me ha atraído.

- El apoyo de la Federación de Deportes Adaptados de la Comunidad Valenciana (en adelante FESA), especialmente promoviendo el desarrollo de un ergómetro específico para silla de ruedas y financiando su desarrollo.
- La posibilidad de utilizar las instalaciones deportivas de la Universidad Politécnica de Valencia, incluyendo la pista de atletismo y diferente tipo de recursos materiales.
- La colaboración establecida con el Departamento de Ingeniería Electrónica de la Universidad de Valencia, a través del grupo de investigación liderado por el Profesor Dr. Enrique Sanchis Peris, especialmente durante el desarrollo del ergómetro.
- El interés personal que siempre he tenido por la valoración biomecánica y fisiológica en el deporte de rendimiento.
- La escasa producción literaria de carácter científico existente, relacionada con el ámbito del rendimiento deportivo en el atletismo en silla de ruedas. "Es contradictorio el hecho de que el deporte adaptado cada vez sea más conocido, practicado, uno de ellos el atletismo adaptado, y no se trate con mucha más profundidad" (Doll-Tepper, 1994; Potter, 1994). "Apenas existe literatura que de información, estudie o profundice en este tema, aunque en los diez últimos años haya aumentado la investigación" (Cumellas, 2000).
- Mi amistad personal con Santiago Sanz Quinto, atleta en silla de ruedas de elite internacional.

1.2. OBJETIVOS GENERALES DE LA TESIS

Los objetivos generales de la presente Tesis Doctoral han sido los siguientes:

- Aportar conocimiento de carácter científico sobre la propulsión en una silla de ruedas de atletismo.
- Desarrollar metodología para la valoración biomecánica y fisiológica de los atletas en silla de ruedas, incluyendo un instrumento específico que permita realizar valoraciones en condiciones de laboratorio.
- Respaldar científicamente la optimización del rendimiento deportivo de un atleta en silla de ruedas de elite internacional.



Figura 1: Atleta en silla de ruedas de elite internacional (Santiago Sanz Quinto)

1.3. ESTADO DEL ARTE

En el siguiente apartado se pretende reflejar cual es el estado actual de conocimientos de carácter científico, relacionados estrechamente con los aspectos que se abordarán en el presente trabajo, todos ellos relacionados con el deporte adaptado.

1.3.1. DISCAPACIDAD Y DEPORTE ADAPTADO

1.3.1.1. Definición de discapacidad¹

Definir de forma rigurosa la discapacidad es algo más complejo de lo que a primera vista pudiera parecer. En lenguaje coloquial, los términos minusvalía y discapacidad aparecen muchas veces como sinónimos que se pueden utilizar para definir la misma situación, sin embargo el significado es diferente y la trascendencia para la persona puede ser radicalmente distinta. Conviene pues, diferenciar entre ambos términos y precisar la terminología.

Al enfrentarse al fenómeno de la discapacidad, la OMS (1980) distinguía en su Clasificación Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalías (CIDDM) tres niveles claramente diferenciados:

- **Deficiencia:** Se entiende como cualquier pérdida o anomalía de un órgano o función anatómica, fisiológica o psicológica. Hace referencia a la alteración de la condición normal de la persona y se produce como consecuencia de una malformación congénita, una enfermedad adquirida, una lesión accidental, por el propio envejecimiento, etc. Esta pérdida o anomalía puede ser temporal o permanente e incluye el defecto de un órgano, la pérdida de un miembro, la alteración de las

¹ Este apartado reproduce parcialmente el documento de trabajo correspondiente a la memoria del proyecto "Ergochair" (Polo y cols., 2003).

funciones mentales, etc. Existen deficiencias auditivas, visuales, esqueléticas, intelectuales, etc.

- **Discapacidad:** Debida a una deficiencia, hace referencia a la restricción o ausencia de la capacidad para realizar una actividad en la forma habitual para un ser humano. Se trata, pues, de una limitación funcional o una restricción de ciertas aptitudes que poseen la mayoría de las personas y refleja una alteración a nivel individual. Puede afectarse la capacidad para hablar, escuchar, ver, moverse, comportarse, etc.
- **Minusvalía:** Es una situación de desventaja como consecuencia de una deficiencia o discapacidad para un individuo determinado. Se produce cuando existe algo que limita o impide el desempeño de una función que sería normal para ese individuo, según su edad, sexo y factores sociales y culturales. Es un concepto asociado a las consecuencias sociales de la deficiencia y pueden producirse situaciones de minusvalía de independencia física, de orientación, de movilidad, de autosuficiencia económica, de ocupación, etc.

A modo de ejemplo, un traumatismo de columna vertebral puede producir como deficiencia la paraplejia (parálisis de los miembros inferiores), como discapacidad la limitación en la deambulación y como minusvalía los problemas asociados al uso de una silla de ruedas para desplazarse (dificultad de acceso al transporte público, al puesto de trabajo, etc.).

Estas definiciones se centran en el individuo y sus limitaciones, es decir, en las consecuencias de las enfermedades, ofreciendo soluciones médicas (prevención o cura/adaptación) pero sin contemplar soluciones sociales (aceptación de la diferencia, igualdad de derechos, etc.).

Hoy en día, esta situación está cambiando y está comenzando a considerarse que cualquier discapacidad es parte y ejemplo de la propia diversidad

de la humanidad. Es por ello que la Clasificación Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalías ha sido revisada y sustituida por la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud (OMS, 2001).

En esta nueva clasificación desaparece el término "minusvalía" por su marcado carácter peyorativo, el cual es sustituido por la expresión "restricciones en la participación", que hace referencia a los problemas que puede experimentar un individuo para implicarse en situaciones vitales, las cuales vienen determinadas por la comparación de la participación de esa persona con la participación esperable de una persona sin discapacidad en esa cultura o sociedad.

La deficiencia se sigue definiendo como la anormalidad o pérdida de una estructura corporal o de una función fisiológica (incluyendo las funciones mentales), pero se matiza que con "anormalidad" se hace referencia, estrictamente, a una desviación significativa respecto a la norma estadística establecida y que sólo debe usarse en este sentido.

La discapacidad se define ahora como un término genérico que incluye déficits, limitaciones en la actividad (dificultades que un individuo puede tener para realizar actividades) y restricciones en la participación.

Para comprender la magnitud del fenómeno de la discapacidad en la sociedad actual, se han revisado estudios publicados en España por el Instituto Nacional de Estadística sobre el porcentaje de personas con discapacidad respecto de la población española total. Según la Encuesta Nacional de Salud 2003 (INE, 2004), en España, el 3,3% de la población de entre 16 a 64 años, son personas con alguna discapacidad.

Sobre el número de usuarios de silla de ruedas no se dispone de datos concretos, sin embargo, a partir del número de personas con capacidad de desplazamiento limitada en España (INE, 2002) se puede estimar en aproximadamente unos 300.000 los usuarios de silla de ruedas.

1.3.1.2. Deporte adaptado a personas con discapacidad

Se entiende por deporte adaptado aquella práctica deportiva que es susceptible de ser modificada para posibilitar la participación de las personas con alguna discapacidad. El deporte adaptado engloba las prácticas deportivas de personas con diferentes discapacidades, sea intelectual, física, sensorial o de otro tipo.

El presente trabajo se centra en el estudio de un único caso, Santiago Sanz Quinto, un deportista con discapacidad física, es decir, una limitación de las funciones motrices del individuo, ya sea por enfermedad (como en este caso), deficiencia a nivel músculo esquelético o como consecuencia de un daño del sistema nervioso (Atero, 2005). El abanico de enfermedades, síndromes, deficiencias congénitas o secuelas de accidentes que pueden originar una discapacidad física es muy amplio, desde las más frecuentes como lesiones medulares o amputaciones, hasta otras menos conocidas como la enfermedad de Charcot Marie Tooth² que es la que afecta a Santiago Sanz.

Las personas con discapacidad física, especialmente si les afecta a los miembros inferiores, deben recurrir frecuentemente a una silla de ruedas para poder desplazarse. Sin embargo, siguiendo los criterios que se establezcan para cada caso particular, casi todas las personas pueden encontrar alguna modalidad de actividad física o práctica deportiva adaptada a sus capacidades.

Origen del deporte adaptado

El origen del deporte en las personas con discapacidad se remonta al ejercicio terapéutico y la rehabilitación física aunque con el tiempo se ha ido

² Ver Anexo I.

convirtiéndose en una actividad recreativa y de competición que se ha ido desligando de su sentido terapéutico original.

En el deporte adaptado de competición, las personas con discapacidad practican los mismos deportes que las personas sin discapacidad, con dos particularidades:

- Adaptación de los reglamentos, de las pruebas o de los útiles necesarios para su práctica, en función de la discapacidad.
- Necesidad de una clasificación funcional previa, para agrupar a los deportistas con el mismo grado de discapacidad y evitar la competición desigual.

El máximo exponente del deporte adaptado de competición lo representan los Juegos Paralímpicos los cuales se realizaron por primera vez en el año 1960, en la ciudad de Roma, aunque no fue hasta el año 1988, con la VIII Paralimpiada de Seúl (Corea), cuando los Juegos Paralímpicos se celebraron en las mismas instalaciones y con el mismo rango que los Juegos Olímpicos.

El número de atletas participantes en los Juegos Paralímpicos se ha incrementado desde los 400 atletas (de 23 países), en Roma 1960, hasta los 3806 atletas (136 países) en Atenas 2004.

A nivel internacional existen varias organizaciones que gestionan y organizan el deporte adaptado de competición. El máximo organismo internacional es el Comité Paralímpico Internacional (IPC), el cual integra deportes adaptados a personas con diferentes tipos de discapacidad (física, sensorial e intelectual). A nivel europeo es el Comité Paralímpico Europeo (EPC) y a nivel estatal el Comité Paralímpico Español (CPE).

En el caso concreto del deporte adaptado a personas con discapacidad física existen también varias organizaciones internacionales que lo gestionan,

como son la Federación Internacional de Deportes para Personas con Discapacidad Física (ISOD) y la Federación Internacional de Deportes en silla de ruedas de Stoke Mandeville (ISMWSF) en las cuales está afiliada la Federación Española de Deportes de Minusválidos Físicos (FEDMF).

Las personas que se desplazan en silla de ruedas suelen competir utilizando sillas deportivas en deportes como el atletismo, el baloncesto, el tenis, el tenis de mesa, la esgrima, el fútbol o el hockey en silla de ruedas, por citar algunos, aunque también pueden practicar otros deportes sin utilizar obligatoriamente la silla de ruedas, como por ejemplo el voleibol, el handcycling, la halterofilia o la natación.

Las personas con discapacidad física que practican atletismo en silla de ruedas tienen su propia federación internacional (IWAS Athletics), la cual colabora a nivel técnico y respalda en sus objetivos al Comité Paralímpico Internacional (IPC), por ejemplo en la elaboración de las normativas que rigen todas las competiciones de Atletismo del IPC ("IWAS, Reglas Oficiales para Atletismo") de aplicación en eventos como los Juegos Paralímpicos.

1.3.1.3. Atletismo en silla de ruedas

En 1952, algunos veteranos de la II Guerra Mundial, fueron los primeros en participar en una carrera en silla de ruedas que organizó para ellos el hospital Stoke Mandeville.

Desde los primeros Juegos Paralímpicos (Roma 1960) el atletismo en silla de ruedas forma parte del programa de competición. En los últimos Juegos Paralímpicos (Atenas 2004) formaron parte del programa de competición del atletismo en silla de ruedas las siguientes pruebas:

- Carreras:
 - Individuales en pista de atletismo: 100 m, 200 m, 400 m, 800 m, 1500 m, 5000 m y 10000 m (en categoría masculina)
 - Por equipos en pista de atletismo: 4x100 m relevos y 4x400 m relevos
 - Carretera: Maratón
- Pruebas combinadas:
 - Pentatlón
- Concursos:
 - Lanzamiento de disco
 - Lanzamiento de peso
 - Lanzamiento de jabalina
 - Lanzamiento de club³

A continuación se exponen algunas de las reglas específicas que rigen las carreras para silla de ruedas según las Reglas Oficiales para Atletismo (Versión 2006-2007) de la "IWAS Athletics" ("Internacional Wheelchair and Amputee Sports Federation") las cuales se deberán tener en cuenta a lo largo del presente trabajo, antes de abordar la optimización de los componentes de la silla, o incluso del equipamiento específico:

³ Artefacto de madera de una altura entre 35 y 39 cm, una anchura entre 5 y 6 cm de diámetro y un peso entre 397 y 425 gr.

Regla 159 Para 1:

- a) Las sillas deben tener un mínimo de 2 ruedas grandes y 1 pequeña.
- b) Ninguna parte de la silla debe sobresalir por delante del eje de la rueda frontal y su ancho no debe exceder el interior de los ejes de las dos ruedas traseras. La altura máxima desde el suelo hasta el cuerpo principal de la silla debe ser de 50 cm.
- c) El máximo diámetro de la rueda grande incluyendo el inflado no debe exceder de 70 cm.
- d) El diámetro máximo de la rueda pequeña incluido el inflado no debe exceder de los 50 cm.
- e) Se permite sólo un aro tipo estándar, sencillo y redondo para cada rueda grande.
- f) No se permitirán engranajes mecánicos o palancas que puedan ser usados para impulsar la silla.
- g) Solamente estará permitido el desplazamiento mediante el empuje del corredor sobre las ruedas o los aros de propulsión.
- h) En carreras de más de 800 m el atleta deberá ser capaz de girar la silla manualmente, de frente, a la derecha y a la izquierda.
- i) No está permitido el uso de espejos retrovisores en carreras en pista ni en carretera.
- j) Ninguna parte de la silla podrá sobresalir por detrás del plano vertical del borde posterior de las ruedas traseras.

Regla 143 - Para 10: Es obligatorio el uso de casco en todas las carreras en pista, individuales o en equipo, de 800 m y superiores, incluida la prueba de 4x400 m relevos, y en todas las carreras en carretera.

1.3.1.4. Clasificación funcional

El objetivo de cualquier sistema de clasificación es el de agrupar a atletas que tengan una capacidad de movimiento aproximadamente similar con el objetivo de evitar la competición desigual.

La capacidad de movimiento se define como el potencial para contraer los músculos que da lugar al movimiento activo de las extremidades y del tronco.

A partir de los reglamentos de las federaciones internacionales de deporte adaptado se han establecido diferentes clasificaciones funcionales para cada grupo de discapacidad, es decir, existe una clasificación por discapacidad. Además, la clasificación de un deportista también depende del deporte o de la prueba que realice. Dentro del atletismo adaptado existen diferentes clasificaciones funcionales (la de ISOD, la de ISMWSF), sin embargo, el Manual de Clasificación Médico-Funcional para las Pruebas de Atletismo del Comité Paralímpico Internacional (IPC) establece un sistema de identificación de la clasificación que reúne en un único documento las diferentes clasificaciones funcionales, lo que simplifica su comprensión.

Este proceso de clasificación se aplica a todas las Competiciones de Atletismo del IPC incluyendo Juegos Paralímpicos y Campeonatos del Mundo de Atletismo del IPC.

Según el Manual de Clasificación Médico-Funcional para las Pruebas de Atletismo del Comité Paralímpico Internacional 2004-2005, para las carreras de atletas en silla de ruedas existen las siguientes clases⁴:

- T51 (equivale a la clase T₁ de ISMWSF y a la clase antigua IA completa):

Son funcionales los flexores de codo (doblan los codos con normalidad) pero no son funcionales los extensores de codo. Pueden tener los hombros con una capacidad débil. Son funcionales los flexores dorsales de muñeca (doblan las muñecas hacia atrás) pero no son funcionales los flexores palmares de muñeca (no doblan las muñecas hacia delante). No hay movimientos de dedos. No hay función en tronco. No hay función en piernas.

Técnica: Utilizan los flexores de codo para arrancar, la mano está en contacto con el aro de la silla de ruedas, realizando la fuerza con la flexión del codo. La vieja técnica consiste en usar las palmas de las manos empujando en la parte superior del aro, en dirección hacia delante.

- T52 (equivale a la clase T₂ de ISMWSF y a las clases antiguas IB y IC completas):

Buena función de codos. Buena función de hombros. También son funcionales los músculos pectorales. Tiene movimientos limitados en los dedos y una buena función de muñeca. No hay función en tronco. No hay función en piernas.

Técnica: Utilizan los flexores de codo para arrancar, pero también los extensores del codo. La fuerza de movilización de los aros les viene de los

⁴ Cuanto superior es la clase, menor es la discapacidad.

extensores del codo, junto con los dorsiflexores de la muñeca y la musculatura superior del tórax (técnica de "Matson").

- T53 (equivale a la clase T₃ de ISMWSF y a las clases antiguas IC incompleta, II y III superior)

Poseen una función normal o casi normal en las extremidades superiores, pero no poseen movimientos activos del tronco (no poseen musculatura abdominal y los extensores de columna vertebral son débiles). No hay función en piernas.

Técnica: Para arrancar, colocan el tronco estirado sobre las extremidades inferiores. La posición del tronco puede facilitar la arrancada de la silla de ruedas. Normalmente utilizan la técnica de balanceo de la mano para arrancar (técnica de "Fiction"). Los hombros facilitan el tomar las curvas, pero la posición de arrancada con el tronco extendido sobre las extremidades superiores puede dificultar la acción de frenado.

- T54 (equivale a la clase T₄ de ISMWSF y a las clases antiguas III inferior, IV, V y VI)

Buena función de codos. Buena función de hombros. Tienen una función normal de brazos y manos. La función de tronco oscila entre alguna y normal. Poseen una buena extensión de la columna facilitada por la musculatura extensora tanto superior como inferior del tronco. Poseen una buena rotación de tronco, gracias a una musculatura abdominal funcional. Puede tener alguna función de pierna.

Técnica: Pueden realizar movimientos forzados del tronco y también algunos de rotación. Utilizan el tronco para tomar las curvas y estabilizarse. No es necesario que cambien de posición al tomar las curvas. Al frenar el

tronco es activo y se coloca en posición erguida para facilitar la acción. También utilizan los abdominales para impulsarse y para frenar.

1.3.1.5. ATLETAS EN SILLA DE RUEDAS

Según la Federación Española de Deportes de Minusválidos Físicos durante el año 2005 se federaron en Atletismo un total de 59 deportistas, de los cuales 32 eran atletas en silla de ruedas, cifra que puede parecer escasa pero representa la realidad del atletismo en silla de ruedas español.

Cabe destacar que ha sido a finales del año 2005 cuando, por primera vez, se ha reconocido que los deportistas paralímpicos merecen optar a una beca "ADO" (en este caso "ADOP"), del mismo modo que el resto de deportistas olímpicos. Sin embargo, los medallistas paralímpicos españoles están todavía demasiado lejos de las ayudas que se les da a los olímpicos del mismo nivel y la cuantía de sus becas rondan apenas el 10% de lo que perciben estos últimos.

A pesar de las dificultades señaladas, España cuenta con varios atletas en silla de ruedas que luchan por estar en lo más alto del atletismo en silla a nivel internacional:

- Santiago Sanz Quinto: Categoría: T52. Doble medallista Paralímpico en Sydney 2000 y en Atenas 2004. Cuádruple medallista de oro en el Campeonato del Mundo 2006. Ganador de las World Series 2006.
- Rafael Botello Jiménez: Categoría: T54. Plata en Copa del Mundo Indoor 2006.
- Ramón Pla Casablanca: Categoría: T52. Bronce en Campeonato de Europa de EPC 2003; Paralímpico en Atenas 2004 en 1500m y en maratón.

- Roger Puigbó Verdaguer: Categoría: T53. Finalista en Campeonato del Mundo de IPC 1998; Paralímpico en Atenas 2004 en 400m, 800m y maratón.
- José Vicente Arzo Diago: Categoría: T54. Paralímpico en Atenas 2004 en 100m, 400m y Maratón.
- Jordi Madera Jiménez: Categoría: T54. Elite nacional

1.3.1.6. SANTIAGO SANZ QUINTO

Santiago Sanz Quinto es el único atleta en silla de ruedas español que, de momento, ha sido medallista Paralímpico. A nivel internacional, se encuentra entre los mejores atletas de categoría masculina, de la Clase T52, para las pruebas de medio fondo y fondo, pudiendo destacar además al siguiente grupo de atletas:

- Toshihiro Takada (Japón); Thomas Geierpichler (Austria); Tomoya Ito (Japón); Rick Clayton Reelie (Canadá); Per Vesterlund (Suecia); Theodore Bridis (USA); Herbert Burns (USA); Lachlan Jones (Australia);

Datos personales y deportivos:

- Santiago Sanz Quinto
- Fecha de nacimiento: 18/9/1980
- Altura: 176 cm; Peso: 52 kg.
- Clase: T52
- Años de entrenamiento: 13 años
- Profesión: Atleta
- Origen de su discapacidad: enfermedad de Charcot Marie Tooth (ver Anexo I)



En el Anexo II puede verse el Currículum deportivo de Santiago.

1.3.2. INVESTIGACIÓN EN DEPORTE ADAPTADO

La investigación en el deporte adaptado se desarrolló fundamentalmente en EEUU y Europa, a partir de la década de 1930, desarrollándose principalmente las líneas de investigación relacionadas con la medicina y la rehabilitación (Pyfer, 1986). El estudio del rendimiento deportivo es un área de investigación relativamente nueva que surgió a partir de los años 70 (Broadhead, 1981) que actualmente supone el trabajo de un conjunto formado por diferentes especialistas en ciencias del deporte y especialistas en los diferentes deportes adaptados. En España, el deporte y la actividad física adaptada se comenzó a desarrollar dentro del marco de las ciencias del deporte, a partir de la década de los 90, coincidiendo con el éxito de los Juegos Paralímpicos de Barcelona (Pérez, 2003)

A modo de ejemplo, biomecánicos y profesionales del deporte adaptado aúnan esfuerzos en el estudio de deportistas en silla de ruedas centrándose principalmente en la optimización de los patrones de impulsión con el fin de prevenir las lesiones de hombro asociadas a la propulsión en silla de ruedas (Burnham y cols., 1993; Boninger y Robertson, 1996).

Sin embargo, la investigación con deportistas discapacitados tiene algunas particularidades metodológicas que la hacen muy compleja y que se deben tener en cuenta tanto a la hora de generar investigación como a la hora de interpretar los resultados obtenidos.

Uno de los principales problemas con que se encuentra el investigador es la disponibilidad de una cantidad suficiente de personas con discapacidad como muestra. Muchas veces éstas no son suficientes debido a que los potenciales sujetos tienen el mismo diagnóstico médico pero difieren en el grado de afectación de su patología, regiones corporales afectadas, discapacidades secundarias, o complicaciones médicas posteriores e incluso diferentes tipos de medicación que

afectan a su estado. Ante esta situación, no es raro observar durante la recolección de los datos grandes variaciones que hacen que las desviaciones estándar se vuelvan enormes (Buffard, 1993).

Cuando los investigadores combinan sujetos con la misma clasificación funcional, pero diferentes cuadros clínicos, la generalización de los hallazgos puede verse afectada. Por ejemplo, las respuestas fisiológicas al ejercicio físico en personas con paraplejia respecto de otras con otro tipo de afectación física (amputación, polio, etc.) hacen necesario crear diferentes grupos. Así mismo, el porcentaje de abandono de las personas con discapacidad en estudios de entrenamiento y práctica deportiva es otro tema que afecta al tamaño final de la muestra. Por ello, y debido a la poca disponibilidad de utilización de grandes muestras, se deben encontrar métodos de investigación alternativos, como son los diseños de un solo sujeto o el estudio de casos. Algunos investigadores (Lavay y Lasko-McCarthy, 1992) consideran que el diseño de investigación por grupos puede resultar inapropiado.

La falta de disponibilidad comercial de tests e instrumentos desarrollados específicamente para personas con discapacidad presenta otro problema añadido a la hora de buscar la calidad en las diferentes investigaciones. Por ejemplo, a la hora de estudiar la adaptación de personas con discapacidad al ejercicio de brazos, existe toda una variedad de instrumentación que hace difícil la generalización de los resultados obtenidos. (Pérez, 2003).

En resumen, se puede decir que la investigación en los deportes en silla de ruedas está aumentando pero que todavía existe un largo camino por recorrer, como la necesidad de generar un consenso respecto a las estrategias y la metodología de la investigación, la estandarización de los instrumentos de valoración, etc.

1.3.3. VALORACIÓN DE LOS DEPORTISTAS⁵

La evaluación objetiva de las capacidades de un sujeto para realizar una actividad física o deportiva se denomina valoración funcional o fisiológica. Para ello, es preciso que el sujeto realice una prueba de esfuerzo con la que se pueda cuantificar una o más variables fisiológicas o físicas.

“El objetivo de las pruebas de esfuerzo es someter al organismo a un estrés físico que se pueda valorar mediante la determinación de parámetros biológicos como la frecuencia cardíaca, el consumo de oxígeno o la tensión arterial, así como otros parámetros mecánicos como la potencia, la velocidad o las revoluciones por minuto” (González y Villegas, 1999).

De modo general, su aplicación permite obtener información relevante sobre los siguientes aspectos:

- La efectividad de un programa de entrenamiento, la adaptación a las cargas de entrenamiento o el estado de fatiga, al poder comparar los resultados en una prueba determinada con sus resultados anteriores.
- El estado de salud de un sujeto, permitiendo prescribir la no-contraindicación deportiva.
- La aptitud física de un sujeto.
- La potencialidad de un sujeto para rendir en determinadas actividades físicas en el futuro.

En este sentido, la valoración mediante pruebas de esfuerzo permite controlar y optimizar el proceso de entrenamiento, al ofrecer datos de base para

⁵ Este apartado reproduce parcialmente el documento de trabajo correspondiente a la memoria del proyecto “Ergochair” (Polo y cols., 2003).

la prescripción de un programa individual de entrenamiento. Proporciona un conocimiento sobre aquellas áreas específicas en las que se aprecia una cierta desventaja y sobre las que habrá que diseñar un programa específico de entrenamiento. Además, la valoración fisiológica permite al deportista adquirir un conocimiento más profundo sobre su cuerpo y sobre el deporte que practica.

Para que una prueba de esfuerzo sea efectiva, debe reunir las siguientes características:

- Las variables que se evalúen deben ser importantes en ese deporte.
- Deben ser válidas y fiables, es decir, deben medir lo que afirma medir y los resultados deben ser consistentes y reproducibles.
- El tipo de ejercicio realizado en las pruebas debe ser específico al deporte o actividad.
- La prueba debe realizarse con absoluta rigidez, de forma constante y coherente. Se debe estandarizar todo el proceso de valoración, así como las instrucciones que se den a los deportistas, el calentamiento, los ejercicios (orden, características, etc.) las condiciones ambientales (temperatura, humedad, presión atmosférica), los equipos, el procedimiento de calibración, etc. Debe considerarse, además, otros aspectos que puedan afectar a los resultados de la prueba, como el periodo de entrenamiento en el que se encuentra el deportista, las cargas de entrenamiento en los días previos a la prueba, la hora en relación con las pruebas anteriores, estado nutricional, horas de sueño, lesiones o enfermedades, medicación, hidratación, ansiedad, etc.
- Se deben respetar los derechos humanos del deportista, explicarle el objetivo de la prueba y los riesgos que implica. Los resultados serán confidenciales.

- Las pruebas deben llevarse a cabo periódicamente para poder valorar la evolución en el tiempo y así poder controlar la efectividad del entrenamiento.
- Los resultados de las pruebas deben comunicarse al deportista y a su preparador con prontitud de tal modo que sobre la base de esa información puedan modificar los programas de entrenamiento para incorporar las estrategias adecuadas.

Las pruebas de esfuerzo se desarrollan en condiciones estandarizadas y utilizando unos instrumentos o aparatos que permiten cuantificar y dosificar las cargas físicas de trabajo. Estos instrumentos se denominan **ergómetros**.

1.3.3.1. Principios generales de ergometría

“Ergometría es el conjunto de métodos cuantitativos de medición de la capacidad de trabajo físico (del griego “ergon”, trabajo, y “metros”, medida)”. “Los ergómetros son los aparatos o instrumentos que permiten cuantificar y dosificar las cargas físicas de trabajo aplicables en una prueba de esfuerzo, oponiendo al sujeto una resistencia perfectamente cuantificable por medio de pesos, muelles, rozamientos, fuerzas electromagnéticas u otros sistemas mecánicos o electromecánicos, u obligando al deportista a realizar un movimiento determinado, a una velocidad, pendiente o ritmo prefijado.” (González y Villegas, 1999).

Como se ha comentado anteriormente, una de las características básicas exigibles a un sistema efectivo de valoración fisiológica, es que las pruebas y protocolos utilizados sean lo más específicos posibles en relación con la actividad que realiza el sujeto. En este sentido, el ergómetro debería reproducir en lo posible el gesto biomecánico específico de la actividad o de la modalidad deportiva practicada (Dal Monte, 1988). Del mismo modo, la realización de la prueba no debería requerir ninguna habilidad especial, con el objeto de que todos los

practicantes de una misma actividad o deporte puedan realizarla con una eficiencia mecánica similar. Para asegurar la correcta magnitud de las cargas la calibración del ergómetro debería ser sencilla y realizarse con la suficiente frecuencia.

1.3.3.2. Antecedentes en ergometría

El desarrollo de los ergómetros ha estado íntimamente ligado al progreso tecnológico, permitiendo avanzar en el conocimiento de la fisiología del ejercicio. El primer ingenio que se aproxima a lo que hoy conocemos como ergómetro, fue la "treadwheel", una especie de rueda de molino que se instaló en la prisión de Brixton, en Londres, mediante la cual, Edward Smith, a mitad del siglo XIX, intentó medir el anhídrido carbónico para poder determinar el gasto energético.

Las primeras referencias sobre la investigación en fisiología del ejercicio mediante la utilización de ergómetros, datan de finales del siglo XIX, cuando Speck, en 1893, desarrolló un ergómetro de manivela para sus estudios.

Los primeros ergómetros se basaban en sistemas de freno mecánico regulado por un tornillo, cuya presión sobre el eje de manivela era graduable. Los siguientes ergómetros, también con sistemas de freno mecánico, fueron desarrollados durante los últimos años del siglo XIX por investigadores como Gaertner, Fick, o Johansson. El principal inconveniente que presentaban era su deficiente sistema de calibración, por lo que Kalinka en 1935, y Fleisch, en 1936, desarrollaron modelos más sofisticados que optimizaban su calibración y el ajuste de las cargas.

En el año 1907, Atwater y Benedict, empezaron a desarrollar ergómetros con sistemas de freno eléctrico controlado por una dinamo, es decir, los denominados ergómetros electromagnéticos.

En 1931, Krogh desarrolló, basándose en el aparato de Benedict, una bicicleta ergométrica que ya podía ser calibrada con suficiente precisión.

En 1951, Yu y sus colaboradores utilizaron el tapiz rodante por primera vez. El sistema era básico y permitía ajustar la inclinación hasta el 20%.

En 1953 y a partir de los criterios de Astrand, la firma Monark desarrolló un cicloergómetro que permitía la lectura directa del esfuerzo, equipo que aún hoy se sigue utilizando en algún laboratorio.

En 1954, Holmgren y Mattsson construyeron el primer cicloergómetro con freno electrodinámico que permitía mantener la carga de trabajo independientemente de la cadencia de pedalada. En la actualidad los ergómetros permiten trabajar con revoluciones de pedaleo tanto dependientes como independientes de la carga.

Con el tiempo, los ergómetros han evolucionado mucho. Por ejemplo, en la actualidad podemos encontrar algunos ergómetros de cinta con velocidad regulable hasta 40 km/h y pendientes incluso negativas (cuesta abajo), que permiten programar diferentes cargas y tipos de esfuerzo. Los más modernos utilizan el microprocesador como sistema de control, además de incorporar sensores dinamométricos que permiten simultanear el análisis cinético durante las pruebas de esfuerzo.

1.3.3.3. Algunos ejemplos de ergometría

Hasta que la corriente deportiva no se interesó por la ergometría los tipos de ergómetros se reducían a los de manivela, los cicloergómetros y los "treadmill", o tapices rodantes. Sin embargo, como la evaluación de un atleta no puede limitarse a pruebas genéricas, deben idearse métodos de estudio que subrayen las características funcionales mostradas por los diversos órganos y sistemas durante

la práctica de cada deporte de competición a fin de proporcionar datos y teorías fiables y útiles a los investigadores y atletas (Dal Monte y cols., 1996).

El hecho de tener que considerar las características del deporte como la posición específica de trabajo, el tipo de movimiento desarrollado, la frecuencia de movimiento, el tipo de trabajo (potencia y tipo de tensiones) o la duración de la prueba, ha provocado el desarrollo de ergómetros específicos, adaptados a cada deporte.

Como panorámica de los ergómetros para aplicaciones específicas, se enumeran brevemente algunos de los equipos desarrollados.

- Cicloergómetros. En función del método empleado para producir el frenado, se distinguen cuatro tipos, los de fricción mecánica, los de resistencia eléctrica o electromagnética, los de resistencia por el aire y los de resistencia de fluido hidráulico.
- Ergómetros de remo. Se pueden encontrar varios tipos de ergómetros: propiamente de remo, de kayak, de canoa, etc.
- Ergómetro para esquí nórdico. Se trata de una cinta rodante de dos pistas, una a cada lado, sobre las que se ponen los esquís y unas barras por las que se deslizan los bastones. La fuerza realizada es registrada por una serie de transductores que miden la fuerza lineal. La resistencia es proporcionada por freno mecánico. Este ergómetro permite que durante la prueba el sujeto esté "esquiando".
- Ergómetro de natación. Hay dos clases de ergómetros de natación: los utilizados en seco (por ejemplo el banco de natación con poleas) y los ergómetros donde el sujeto realiza la prueba en el agua (por ejemplo el ergómetro de brida o natación estática o el canal de natación o corriente de agua sin fin).

- Ergómetro de silla de ruedas. Existen dos configuraciones básicas: Los que permiten el uso de la propia silla de ruedas y los que incluyen una silla de ruedas especial, que es parte del ergómetro. En el apartado correspondiente a la valoración biomecánica y fisiológica de los deportistas en silla de ruedas se explican los diferentes tipos de ergómetros de silla de ruedas. El principal problema de los ergómetros de silla de ruedas desarrollados hasta el momento es que no existe ningún modelo estándar que permita realizar mediciones y clasificaciones fiables, generalizables y comparables entre los distintos grupos de investigación.

1.3.3.4. Características esenciales que debe reunir un ergómetro

Además de simular el gesto biomecánico de la actividad o modalidad deportiva practicada de la forma más específica posible, un ergómetro debe cuidar aspectos como el ruido, la durabilidad y la seguridad, además de reunir las siguientes características (Duncan y cols., 2000):

- El mecanismo de carga debe poder ajustarse durante la operación.
- La estructura física del equipo debe ser ajustable para que lo puedan utilizar deportistas de cualquier tipo de complexión con seguridad y comodidad.
- Las características de protección y el entorno del equipo deben dar confianza tanto al sujeto como al operador.
- El mecanismo de calibración debe ser de fácil manejo.
- El aparato debe estar diseñado de modo que los sujetos puedan utilizar sus estilos de rendimiento habituales.

1.3.4. CARRERAS DE FONDO Y PARÁMETROS AERÓBICOS

Las carreras de fondo del atletismo en silla de ruedas son aquellas que van desde los 5000 m hasta el Maratón. La duración de este tipo de pruebas oscila entre unos 15 minutos (5000 m) hasta algo menos de 2 horas (maratón), en las cuales existe un predominio del metabolismo aeróbico.

La valoración del metabolismo aeróbico supone la medición de una serie de variables entre las que destacan el Consumo Máximo de Oxígeno (VO_2 máx.) y el Umbral Anaeróbico, variables íntimamente relacionadas con el rendimiento deportivo, y fundamentales durante la planificación, el seguimiento y el control del entrenamiento de un atleta de fondo.

1.3.4.1. Consumo máximo de oxígeno (VO_2 máx.)

En la valoración aeróbica de los deportistas, la medición directa del consumo máximo de oxígeno mediante una ergoespirometría (prueba de esfuerzo con análisis de gases), es una excelente herramienta que ofrece la oportunidad de valorar la eficiencia de la adaptación ventilatoria, circulatoria, metabólica, energética y la capacidad máxima de esfuerzo de un sujeto.

La capacidad máxima de un individuo para consumir oxígeno está en estrecha relación con la capacidad de desarrollar un trabajo de alta intensidad durante un espacio de tiempo prolongado. La potencia aeróbica máxima se define como la intensidad de ejercicio que es capaz de desarrollar mediante las prestaciones del consumo máximo de oxígeno. Cuanto mayor sea la potencia aeróbica máxima, más energía podrá obtener el deportista mediante procesos aeróbicos. En función de la potencia aeróbica máxima y de la eficiencia de cada corredor (técnica de carrera y ahorro energético), variará la máxima velocidad de desplazamiento que éste podrá obtener mediante procesos aeróbicos (velocidad aeróbica máxima).

En los deportes de fondo se considera un importante factor de éxito un consumo máximo de oxígeno elevado, pero también, una buena economía de esfuerzo con bajo consumo de oxígeno para una determinada carga de trabajo es muy importante en el rendimiento.

A pesar de que existen analizadores de gases portátiles que se pueden utilizar en pruebas de campo, para la determinación del consumo máximo de oxígeno mediante métodos directos es conveniente realizar las pruebas en condiciones de laboratorio, controlando los factores que afectan a la determinación del volumen de los gases, como la temperatura, la presión o la humedad. No se debe interferir la termorregulación y el ergómetro debe ser lo más adaptado posible a la actividad que practica el sujeto. Además, se debe tener en cuenta que el protocolo a seguir puede influir en los datos que se obtengan. Duncan y cols., (2000) recomiendan seguir los siguientes criterios a la hora de elaborar un protocolo para la valoración del metabolismo aeróbico:

- Los ritmos de trabajo iniciales serán de una intensidad suficientemente baja como para servir de calentamiento y, además, permitir que la producción de energía oxidativa pueda alcanzar un ritmo máximo, sin que la acumulación de lactato u otros factores obliguen antes al deportista a detener el ejercicio.
- Los incrementos de trabajo progresivos deben ser lo suficientemente pequeños como para evitar incrementos excesivos de lactato y fatiga muscular local, pero lo suficientemente grandes como para que la prueba no se alargue hasta un punto en que la depleción de substratos, la temperatura corporal, la ansiedad, malestar físico o aburrimiento impidan al deportista continuar en su progresión hasta alcanzar la potencia aeróbica máxima. Se recomiendan como mínimo 4 etapas de intensidad creciente, con una duración global de 8 minutos de ejercicio como mínimo, sin que exceda en ningún caso los 14 minutos.

- Para que los criterios de duración y de estabilización se puedan cumplir, la selección de la intensidad de trabajo inicial y sus incrementos serán diferentes de unos deportistas a otros. La mayoría de protocolos empleados suelen ser máximos (hasta el agotamiento) con incrementos de carga progresivos y continuos (protocolo en rampa). Normalmente son suficientes intervalos de 1 minuto de duración, para pequeños incrementos de trabajo. Es difícil prescribir una carga de trabajo común para una etapa determinada del ejercicio, pues cada tipo de ergómetro especializado es, esencialmente, un aparato hecho a medida que utiliza un sistema de carga diferente. A pesar de ello, puede resultar útil aplicar la regla general de utilizar una carga inicial que produzca entre el 25% y el 40% de la potencia máxima y progresar entre un 10% y un 15% en cada etapa.
- Los incrementos de la carga de trabajo no deben forzar a cambiar el modo de ejercicio durante el transcurso de la prueba, hasta el punto de alterar su eficiencia o los grupos musculares implicados.
- El ejercicio realizado deber ser representativo de la actividad competitiva del individuo, con respecto al ritmo, resistencia, masa muscular utilizada y amplitud de movimiento. De lo contrario se mediría la potencia aeróbica en tejidos que no son utilizados o que son usados de un modo diferente al de competición, arrojando resultados relativos en vez de valores específicos.

La medición directa del consumo máximo de oxígeno es una excelente herramienta en la valoración aeróbica de los deportistas, sin embargo, en lo relativo a la aplicación al entrenamiento deportivo está bastante limitada a la evaluación y el seguimiento de los efectos del entrenamiento sobre la capacidad aeróbica de los deportistas.

La prescripción de las cargas idóneas de entrenamiento no alcanzará su mejor expresión basándose en los valores obtenidos a partir de la medición directa del consumo máximo de oxígeno. Para determinar las intensidades precisas a las que se debe entrenar se han desarrollado una serie de métodos para calcular el umbral anaeróbico.

1.3.4.2. Umbral anaeróbico

Dada la controversia existente en cuanto a la definición exacta del concepto de umbral anaeróbico, en el presente trabajo se hace referencia a este término como aquel que indica un máximo estado estable para el lactato en sangre, es decir, la máxima intensidad de ejercicio teóricamente soportable durante periodos prolongados de tiempo. Actualmente se da por sentado que el rendimiento en el ejercicio de resistencia se relaciona directamente con la intensidad de esfuerzo a la cual la concentración de lactato comienza a acumularse de forma exponencial en la sangre (Farrell y cols., 1979). En los corredores de resistencia, cuanto mayor sea la intensidad (expresada como potencia, velocidad, etc.) correspondiente al umbral anaeróbico, mayor será su rendimiento.

El umbral anaeróbico se puede detectar utilizando diferentes metodologías, todas ellas válidas, en función de la instrumentación disponible y de la experiencia del investigador. Los métodos más empleados en la determinación del umbral anaeróbico se basan en el análisis de gases (método ventilatorio), el análisis de lactato, y/o el análisis de la frecuencia cardíaca.

Por su relación con el presente trabajo, a continuación se describen las principales características de los métodos para la determinación del umbral anaeróbico basados en el análisis de gases (umbral ventilatorio 2, VT_2) y en el análisis de la frecuencia cardíaca.

Umbral anaeróbico por el método ventilatorio

Según Chicharro y Legido (1991), dentro de los cambios ventilatorios que ocurren durante un ejercicio incremental, se ha de distinguir un primer cambio (umbral ventilatorio 1 ó VT_1) de aumento no lineal de la ventilación, también evaluado por el incremento del equivalente ventilatorio para el oxígeno (VE/VO_2), sin un concomitante aumento del equivalente ventilatorio para el dióxido de carbono (VE/VCO_2), y un segundo cambio (umbral ventilatorio 2 ó VT_2), producido a mayores intensidades de trabajo, que además coincidiría con el incremento del equivalente ventilatorio para el dióxido de carbono (VE/VCO_2).

De una manera más pormenorizada, los cambios que se producen con las intensidades de trabajo correspondientes al umbral ventilatorio 2 ó VT_2 con respecto al umbral ventilatorio 1 ó VT_1 son las siguientes: un aumento todavía más marcado de la ventilación (VE), de la presión de oxígeno del aire final de la respiración (PET_{O_2}), de la concentración fraccional de oxígeno en el aire espirado (FE_{O_2}) y del equivalente ventilatorio para el oxígeno (VE/VO_2). Por el contrario tanto la presión de dióxido de carbono del aire final de la respiración (PET_{CO_2}) como la concentración fraccional de dióxido de carbono en el aire espirado (FE_{CO_2}) van disminuyendo y hay un incremento del equivalente ventilatorio del dióxido de carbono (VE/VCO_2).

Según Chicharro y Legido (1991) es fundamentalmente en los tests incrementales con cortos escalones donde mejor se objetiva un segundo cambio en la respuesta ventilatoria (VT_2), tanto con respecto al consumo de oxígeno como a la producción de dióxido de carbono.

Los cambios que se producen en la respuesta ventilatoria correspondiente al umbral ventilatorio 2 ó VT_2 se han asociado con el concepto de umbral anaeróbico (Skinner-McLellan, 1980). El umbral ventilatorio 2 ó VT_2 correspondería al inicio del acúmulo de lactato en sangre.

Según Chicharro y Legido (1991) numerosos estudios han examinado la validez de la determinación no invasiva del umbral anaeróbico (Davis, 1986; Green, 1983; Hughes, 1982; Reinhard, 1979) encontrando una buena correlación entre los métodos de determinación invasivos (lactato) y los no invasivos (ventilación). La principal crítica a la aplicación en la evaluación vendría de la subjetividad del método.

Umbral anaeróbico a partir del análisis de la frecuencia cardíaca

Conconi y cols., (1982) presentaron un método indirecto y no invasivo para determinar el umbral anaeróbico mediante el análisis de la relación entre la velocidad de carrera y la frecuencia cardíaca, definiendo el umbral anaeróbico en el punto en el que dicha relación pierde su carácter lineal. Según estos autores, la frecuencia cardíaca de una persona que realiza un trabajo de intensidad linealmente progresiva aumenta de una manera también lineal en relación con el trabajo realizado, hasta un punto en el que pierde dicha linealidad aunque el trabajo progresivo siga aumentando de forma lineal. El punto en el que la frecuencia cardíaca pierde la linealidad ("punto de deflexión") correspondería, según estos autores, al umbral anaeróbico. Este método se ha popularizado con el nombre de "test de Conconi".

Muchos autores han estudiado la validez de la determinación del umbral anaeróbico por medio del test de Conconi. Autores como Ribeiro y cols., (1985), Kuipers y cols., (1988), Francis y cols., (1989), Heck y cols., (1989), Tiberu y cols., (1989) o Tokmakidis y Leger (1992) han cuestionado la validez de la determinación no invasiva del umbral por una deflexión de la frecuencia cardíaca, argumentando que no siempre es posible detectar una inflexión en el aumento de la frecuencia cardíaca frente a un trabajo progresivo y/o argumentando una gran variabilidad de los resultados obtenidos, en función de la persona que evalúa el "punto de deflexión".

Según Hofmann y cols., (1997) el fenómeno del "punto de deflexión" puede ser interesante en el control del entrenamiento, pero esta aplicación es limitada porque el "punto de deflexión" no se puede encontrar en todos los casos. Concretamente, el 6,2% de los sujetos no mostraron ningún "punto de deflexión".

Sin embargo, otros estudios han demostrado la utilidad y fiabilidad del test de Conconi como método para detectar el umbral anaeróbico (Carey, 2002, Vachon y cols., 1999, Droghetti y cols., 1985; Cellini y cols., 1986, Ballarin y cols., 1989).

Según Chicharro y Legido (1991), el test de Conconi como método para detectar el umbral anaeróbico, a pesar de estar sujeto a controversia, es muy utilizado en algunos deportes como el atletismo o el ciclismo en pista. Tiene la ventaja de no ser invasivo y de desarrollarse en el lugar de entrenamiento del deportista, sin requerir grandes y costosos aparatos de laboratorio. La realización de este test sólo precisa de un sistema fiable de medición de la frecuencia cardíaca y un medio por el que el deportista pueda mantener y aumentar de manera lineal la carga de trabajo. Este test se suele realizar con la ayuda de señales acústicas que van marcando el ritmo y la progresión exacta al atleta, pues pequeñas alteraciones en la velocidad o en el aumento progresivo y lineal del ritmo modificaría mucho los resultados. En corredores a pie los aumentos de velocidad se suelen hacer de 0,5 Km/h cada 200 m. Según Bodner y Rhodes (2000), el ángulo del "punto de deflexión" dependerá en gran medida del tipo de protocolo empleado.

La importancia de la determinación del umbral anaeróbico radica en que se trata del parámetro submáximo de los que se han venido utilizando para evaluar la condición física más sensible a los cambios producidos por el entrenamiento. Según Davis y cols. (1983) y Pette (1984) la determinación del umbral anaeróbico en tests incrementales de ejercicio representa el mejor método para evaluar la capacidad de resistencia. El umbral anaeróbico permite predecir de alguna manera

la máxima intensidad que puede ser mantenida durante períodos prolongados de tiempo. Según Coyle (1983) el umbral anaeróbico presenta una mayor correlación con la predicción de rendimiento en pruebas de larga distancia que el propio consumo máximo de oxígeno.

Entre las aplicaciones del umbral anaeróbico al entrenamiento deportivo, se pueden destacar las siguientes:

- Prescripción de cargas de trabajo basados en los datos de umbral anaeróbico, con el objetivo de controlar más científicamente el entrenamiento deportivo. Por ejemplo, Lenzi (1986) mostró un esquema de aplicación de cargas de trabajo basados en los datos de umbral anaeróbico obtenidos a través del test de Conconi.
- Evaluación de los efectos del entrenamiento de resistencia, mediante la observación de la evolución de los valores de umbral anaeróbico, acercándose o alejándose de su consumo máximo de oxígeno.
- Caracterización de atletas de resistencia, los cuales poseen elevados valores de umbral anaeróbico.
- Predicción del rendimiento en pruebas de resistencia. Por ejemplo, Petit y cols., (1997) validaron un modelo matemático a partir de los datos de umbral anaeróbico obtenidos a través del test de Conconi que permitía predecir el rendimiento en una carrera a pie de 10km.

1.3.5. VALORACIÓN DE LOS DEPORTISTAS EN SILLA DE RUEDAS

La valoración de la condición física de cualquier deportista, normalmente se lleva a cabo para el posterior asesoramiento en su preparación. Suele planificarse comenzando por las variables que van a medirse, para posteriormente definir el método a emplear, incluyendo instrumentos, protocolos, materiales, incluso el sitio donde se va a realizar la prueba.

Las alternativas para el sitio de realización son el campo (la pista) o el laboratorio. En la pista de atletismo se cuenta con las condiciones reales e idénticas a la competición, sin embargo es muy complicado controlar las condiciones experimentales (el viento, por ejemplo, puede estar presente) y puede reducirse la fiabilidad de las pruebas. Sin embargo la validez de estos resultados será la más alta, por lo que se podrán extrapolar al entrenamiento con mayor facilidad. Este tipo de estudios son los que mejor reproducen la realidad.

En laboratorio se debe recurrir a la utilización de algún tipo de ergómetro o de tapiz rodante, donde el deportista pueda reproducir su gesto deportivo. En este caso la fiabilidad de los resultados aumenta pero lo que se puede reducir, en mayor o menor grado, será la validez de los resultados, ya que lo que se está valorando no es exactamente a un atleta rodando con la silla de ruedas por la pista, sino una simulación en el laboratorio. La evaluación en el laboratorio debe considerarse una ayuda para el entrenamiento, una información complementaria que confirme la información ya disponible acerca de rendimientos reales y observaciones sobre el terreno. Los instrumentos de valoración que se han utilizado en las pruebas de laboratorio son los siguientes:

- Tapices rodantes adaptados
- Ergómetros de manivela para los miembros superiores

- Ergómetros de silla de ruedas con freno mecánico o electromagnético
- Simulador de silla de ruedas
- Sillas equipadas con ruedas instrumentadas

La utilización de los tapices rodantes adaptados ha sido muy frecuente en las investigaciones con deportistas en silla de ruedas, puesto que permiten reproducir de una manera real la propulsión en silla de ruedas (incluso la inercia, el rozamiento con el suelo, etc.) Sin embargo la ausencia de rozamiento con el aire reduce su validez. Otro inconveniente que tiene su utilización es que no permite determinar la potencia desarrollada directamente, sino que es preciso, por ejemplo, realizar cálculos matemáticos a partir de las fuerzas de rozamiento, etc. para obtener esos valores, los cuales pueden verse afectados por pequeñas oscilaciones del tronco, de los brazos, de las manos, etc. que no pueden ser controladas.

El ergómetro de manivela (Figura 2) ha sido frecuentemente utilizado en los estudios con personas en silla de ruedas, sin embargo, debido a la mayor eficiencia del ejercicio en el ergómetro de manivela en comparación con el ergómetro específico para silla de ruedas, se obtienen mayores valores de potencia desarrollada (W), mientras que los valores de consumo máximo de oxígeno no se ven afectados (Woude y cols., 2000).



Figura 2: Ergómetro de manivela.

Los ergómetros de silla de ruedas (Figura 3) desarrollados hasta ahora utilizan frenos mecánicos con ajuste eléctrico o con freno electromagnético que permiten reproducir altamente las condiciones de las pruebas y con los que se pueden realizar perfectamente valoraciones fisiológicas (particularmente cuando permite medir la potencia desarrollada), sin embargo, estos ergómetros no permiten simular la inercia del conjunto atleta-silla de ruedas, lo que limita el estudio de la propulsión en silla de ruedas (Woude y cols., 2000).



Figura 3: Ergómetro de silla de ruedas.

Como se ha comentado anteriormente, existen dos configuraciones básicas para los ergómetros de silla de ruedas: los que permiten el uso de la propia silla de ruedas (Devillard y cols., 2001) y los que incluyen una silla de ruedas especial que es parte del ergómetro, la cual puede ir instrumentada con transductores de fuerza (asiento, respaldo, ruedas, etc.) para permitir realizar mediciones de fuerza (Niesing y cols., 1990).

Entre los equipos que incluyen la silla de ruedas existen unos simuladores controlados por ordenador capaces de simular parámetros como la resistencia de rodadura, la resistencia aerodinámica, la velocidad del viento, la pendiente y la inercia del conjunto atleta-silla de ruedas. Además permiten ajustar la configuración del asiento. La mayoría de estos sistemas permiten medir el momento o par de fuerzas en cada instante, la velocidad y así la potencia desarrollada (McLaurin y Brubaker, 1991; Traut y Schmauder, 1993) y algunas veces permiten medir las fuerzas aplicadas por las manos en el aro de propulsión

en tres dimensiones (Niesing y cols. 1990). Este aparato suele utilizarse para medir las fuerzas de propulsión y la actividad muscular en la silla de ruedas.

Por último, cabe señalar que en casi todos los aparatos anteriores (excepto en el ergómetro de manivela) se puede utilizar una silla equipada con ruedas instrumentadas (Wu y cols., 1998) que permite realizar un estudio tridimensional de las fuerzas de propulsión así como de la frecuencia de propulsión, el tiempo de empuje, etc. Además, las sillas equipadas con ruedas instrumentadas "3D" también se pueden utilizar en pruebas de campo

1.3.6. FISIOLOGÍA DEL DEPORTE EN SILLA DE RUEDAS

El estudio de la fisiología del ejercicio en silla de ruedas no sólo está obstaculizado por la gran variedad de métodos de investigación, sino también por la heterogeneidad de la población discapacitada. Por este motivo muchas investigaciones en este ámbito se realizan con sujetos sin discapacidad o con grupos formados por sujetos con diferentes grados de discapacidad, deporte de procedencia, nivel de entrenamiento, etc. (Woude y cols., 2000).

Al igual que ocurre con el ejercicio de piernas, en la valoración de la población deportiva en silla de ruedas se realizan tanto pruebas aeróbicas máximas como anaeróbicas, sin embargo, la gran variabilidad de este tipo de población obliga a que las pruebas sean flexibles y provoca que estén poco estandarizadas.

Valoración del metabolismo aeróbico en deportistas en silla de ruedas

En la valoración del metabolismo aeróbico de deportistas en silla de ruedas los valores de potencia máxima desarrollada ($W_{m\acute{a}x.}$) varían según la discapacidad de los sujetos entre 20 W (sujetos con lesión medular alta o parálisis cerebral) y 100 W (sujetos con menor grado de discapacidad, amputados o con lesión medular baja). Los valores de consumo máximo de oxígeno oscilan entre

menos de 1 l/min hasta más de 3 l/min (Woude y cols., 2000). Debe añadirse que algunas variaciones en los valores de potencia desarrollada pueden ser debidas al tipo de instrumento de medición utilizado (ergómetro de manivela, ergómetro específico de silla de ruedas, etc.), o el tipo de prueba física realizada.

Son pocos los resultados publicados que hacen referencia a valoraciones correspondientes a deportistas en silla de ruedas de la misma clase funcional que Santiago Sanz. Solamente en un trabajo de Woude y cols., (no publicado) se han encontrado referencias de la potencia desarrollada por deportistas en silla de ruedas (4 hombres) de la clase T₂ (lesionados medulares altos, C6-C7) en una prueba de valoración del metabolismo aeróbico, en el que se utilizó un simulador de silla de ruedas controlado por ordenador, obteniendo valores de potencia máxima desarrollada de 51 W +/-17 W y de consumo máximo de oxígeno de 1,30 l/min +/-0,33 l/min.

Cabe destacar que tanto el consumo máximo de oxígeno como la potencia máxima desarrollada por los deportistas paralímpicos en silla de ruedas varían según el deporte practicado. Los deportistas con mayores consumos máximos de oxígeno suelen ser los corredores en silla de ruedas de pista y carretera con discapacidades menos severas que alcanzan valores de hasta 2,86 l/min y 44,9 ml/kg/min. Por el contrario, los deportistas que presentan menor consumo máximo de oxígeno suelen ser los tiradores al plato con valores de 1,32 l/min y 16,3 ml/kg/min. Finalmente destacar que las mayores potencias desarrolladas (96,8 W) fueron medidas a jugadores de baloncesto en silla (Veeger y cols., 1991a).

Woude y cols., (2002) evaluaron la capacidad aeróbica de sesenta y ocho deportistas en silla de ruedas participantes en Campeonatos del Mundo de diferentes categorías sobre un simulador de silla de ruedas. La potencia media máxima desarrollada fue de 72,2 +/-36,7 W. Aparte del sexo, su clasificación funcional y el nivel de entrenamiento tuvieron una gran influencia sobre la

capacidad aeróbica y quienes obtuvieron los mayores valores fueron los deportistas amputados.

Campbell y cols., (2004) estudió la respuesta fisiológica de atletas en silla de ruedas de diferentes clases funcionales (T54, T53, T52) durante ejercicios prolongados. Los atletas de la clase T52 estudiados (n=3) eran lesionados medulares altos (C6/C7: tetraplégicos). Los resultados mostraron que los atletas de fondo eran capaces de mantener velocidades equivalentes a la intensidad relativa correspondiente al 75% del consumo máximo de oxígeno durante periodos prolongados de tiempo independientemente del nivel de su lesión.

Valoración del metabolismo anaeróbico en deportistas en silla de ruedas

En la valoración del metabolismo anaeróbico en deportistas en silla de ruedas también ocurre que existe una gran variabilidad entre los diferentes estudios, debido no solamente a la heterogeneidad de la población (valores menores en sujetos con parálisis cerebral o lesión medular alta), sino también al tipo de instrumento de medición utilizado (valores mayores con ergómetros de manivela que con ergómetros de silla de ruedas) y el protocolo empleado. Normalmente se calcula la potencia media desarrollada en un sprint máximo de 30 segundos y/o de 5 segundos. Los valores medios de potencia máxima desarrollada en una prueba de valoración del metabolismo anaeróbico de este tipo no excede los 200 W (Woude y cols., 2000)

Woude y cols., (1997, 1998) han calculado la potencia media desarrollada por corredores de diferentes clases funcionales, entre ellos 4 hombres de la clase T₂ (lesionados medulares altos, C6-C7) sobre un simulador controlado por ordenador en un sprint máximo de 30 segundos y en un sprint máximo de 5 segundos. La potencia media desarrollada por los corredores de la clase T₂ en el sprint máximo de 30 segundos fue de 68 +/-9 W y en el sprint máximo de 5 segundos fue de 89 +/-12 W. Los valores más altos encontrados corresponden a

la potencia media desarrollada por 23 sujetos (hombres) de la clase T₄ en un sprint máximo de 5 segundos, con valores de 178 +/-34 W.

Podría concluirse que la capacidad de trabajo es muy variable entre los deportistas en silla de ruedas de elite dependiendo fundamentalmente de la discapacidad y la disciplina deportiva, y está fuertemente condicionada por su clase funcional, las horas de entrenamiento y el sexo del atleta.

Se ha observado además, que en atletas parapléjicos el nivel neurológico de la lesión influye mucho en su rendimiento físico y quienes mejores adaptaciones al ejercicio presentan son los lesionados medulares torácicos bajos (Bernat y cols., 1999, 2000). Comparando como influyen varios tipos de discapacidad en la respuesta cardíaca durante el ejercicio se han observado diferencias de hasta 12 pulsaciones por minuto en función del tipo de discapacidad (Barfield y cols., 2005).

La enfermedad de Charcot Marie Tooth y el ejercicio físico

Existen muy pocos trabajos de investigación sobre ejercicio físico en personas con la enfermedad de Charcot Marie Tooth y los que existen están orientados desde una perspectiva de la terapia física y no del rendimiento deportivo. La terapia física y ocupacional incluye el ejercicio para prevenir o reducir las deformidades comunes que resultan de una acción no uniforme del músculo sobre los huesos, y ejercicio aeróbico moderado que ayude a mantener una buena condición cardiovascular y una buena salud en general (Chetlin y cols., 2004a, 2004b). Sin embargo, sí que existen algunos estudios más específicos sobre la fisiología del ejercicio en corredores en silla de ruedas con lesión medular (Vinet y cols., 1997; Bhambhani, 2002). En cualquier caso, cada enfermedad debería ser estudiada por separado (Florence y Hagberg, 1984).

Diferencias en la respuesta fisiológica al ejercicio entre personas con discapacidad y personas sin discapacidad

Tampoco existen muchos trabajos de investigación que estudien las diferencias en la respuesta fisiológica al ejercicio entre personas con discapacidad y personas sin discapacidad, a pesar de ello, se han encontrado algunas referencias. Florence y Hagberg, (1984) han observado que en pacientes con enfermedades neuromusculares (entre los que se encontraban dos con Charcot Marie Tooth), el efecto del entrenamiento sobre las adaptaciones al ejercicio no fue diferente al de las personas sin discapacidad con el mismo entrenamiento. En el mismo sentido, Vinet y cols., (1997), señalan que los valores absolutos correspondientes al umbral ventilatorio obtenidos con atletas parapléjicos con lesión medular son comparables con los obtenidos durante el mismo ejercicio por sujetos sin discapacidad. Sin embargo, autores como Bhambhani (2002) señalan que los atletas con lesión medular tienen cambios únicos en los sistemas cardiorrespiratorio, metabólico, neuromuscular y termorregulador que reducen su capacidad fisiológica total, en contraste con atletas con otras discapacidades como por ejemplo los amputados, que no hacen frente a tales limitaciones inherentes. Las principales diferencias en la respuesta fisiológica al ejercicio entre atletas con lesión medular y atletas sin discapacidad podrían resumirse en que los atletas con lesión medular tienen afectada la capacidad de termorregulación y por ello son más susceptibles de sufrir las consecuencias del calor que los atletas sin discapacidad y que los atletas con lesión medular obtienen menores valores de consumo máximo de oxígeno durante el ejercicio incremental debido a alteraciones en los factores centrales y periféricos que determinan el consumo de oxígeno. Sin embargo, si que se observa una relación lineal entre la frecuencia cardíaca y el consumo de oxígeno en atletas con lesión medular similar a la que se observa en atletas sin discapacidad.

1.3.7. BIOMECÁNICA DEL DEPORTE EN SILLA DE RUEDAS

El inicio de la investigación en los deportes en silla de ruedas se centró en aspectos puramente mecánicos, orientada al estudio de los mejores materiales, la durabilidad de sus componentes y, en general, a la seguridad de las sillas de ruedas, para comenzar más tarde, a estudiarse en mayor grado aspectos vinculados a la fisiología del ejercicio, fundamentalmente los aspectos energéticos ligados a la propulsión de la silla.

Al igual que en otros deportes, durante las últimas décadas han empezado a tener mayor relevancia las investigaciones centradas en aspectos biomecánicos (Woude y cols., 2000), dedicadas principalmente a dos grandes áreas:

- La prevención de lesiones, motivado por el hecho de que la propulsión en silla de ruedas supone una gran carga para las extremidades superiores lo que se relaciona con lesiones de los brazos y de los hombros (Burnham y cols., 1993; Boninger y Robertson, 1996).
- La mejora del rendimiento deportivo, (Veeger y cols., 1992)

El estudio del rendimiento de los atletas en silla de ruedas podría abordarse atendiendo a tres elementos básicos cuya combinación resulta crucial:

- El atleta: Quien produce la energía en forma de Potencia de propulsión o expresado en términos mecánicos, el Motor Humano.
- La silla de ruedas: El elemento que demanda la Potencia en función de sus características técnicas, de sus componentes y del rendimiento que se le exige.
- La interacción atleta-silla: La relación entre la energía que genera el "motor humano" y el resultado que se obtiene en términos de rendimiento o de velocidad de desplazamiento.

De estos tres elementos, ya se ha estudiado al "atleta", por lo que queda abordar el estudio de los otros dos elementos, "la silla de ruedas" y "la interacción atleta-silla":

Las sillas de ruedas

Existen muchos tipos de silla de ruedas; manuales, eléctricas, a motor, etc. Centrándose en las manuales, se puede observar que también existen varios modelos, las cuales se diferencian unas de otras por el tipo de uso que se les va a dar (ocasional, habitual, específico, etc.) y el tipo de usuario que las va a necesitar (adulto o niño, con mayor o menor grado de discapacidad, etc.). Además, unas permiten más ajustes que otras, son más estables, manejables, ligeras, rígidas, están mejor acabadas, disponen de más accesorios, son más fáciles de transportar y almacenar, permiten montar y salir de la silla con más facilidad, etc., lo que pone de manifiesto la diversidad de modelos que se pueden encontrar; de transporte, estándar, ligeras, ultraligeras, titanio, plegables, reclinables, resistentes, inclinables, pediátricas, todo terreno y deportivas.

En la siguiente tabla se presentan las dimensiones de los modelos de sillas de ruedas más habituales (incluidas las deportivas de atletismo específicas para carreras):

ANCHURA	52 – 82 cm
LONGITUD	65 – 200 cm

Tabla 1: Dimensiones de las sillas de ruedas más habituales.

- Sillas de ruedas deportivas:

Cada deporte en silla de ruedas, como por ejemplo el baloncesto en silla de ruedas, el hockey en silla de ruedas, el tenis en silla de ruedas, el quad-rugby, etc., tiene su propio tipo de silla de ruedas. En el atletismo en silla de ruedas existen unas sillas específicas para lanzamientos y otras para carreras.

Una buena silla de ruedas de atletismo específica para carreras está construida en aluminio y titanio, teniendo en cuenta el peso, la estatura y la envergadura del deportista, como la que utiliza actualmente Santiago Sanz Quinto, construida por la marca Eagle Sportschairs (USA) a su medida. La silla tiene dos ruedas traseras lenticulares de fibra de carbono de 64 cm de diámetro cada una (66 cm con el neumático) y una rueda delantera pequeña de 44 cm de diámetro (46 cm con el neumático). Los neumáticos que monta son unos tubulares (700C) de 18 mm de anchura. Cada una de las ruedas posteriores lleva montado un aro de propulsión, cuyo diámetro puede variar entre 34 y 38 cm normalmente. La longitud total de la silla de ruedas es de 188 cm (aunque en este tipo de sillas la longitud total puede oscilar entre los 170 cm y 200 cm). El peso de la silla de ruedas es de 9,1 Kg. Su precio final se estima en unos 3200 euros.



Figura 4: Silla de ruedas de atletismo específica para carreras.

La interacción atleta-silla: la propulsión en la silla de ruedas

El rendimiento del "motor humano" (su potencia y su resistencia, en particular) podría considerarse fundamental, pero en el caso del atletismo en silla de ruedas, debe estudiarse además el rendimiento del conjunto atleta-silla, dedicando un esfuerzo importante al estudio de los componentes de la silla y en particular, a aquellos elementos relacionados con la eficiencia mecánica, es decir con el aprovechamiento de la energía mecánica que es capaz de producir este motor humano, gran parte de la cual se pierde y otra pequeña parte consigue

transmitirse a las ruedas y propulsar al atleta (Dallmeijer y cols., 2005; Abbott y Wilson, 1995).

Eficiencia mecánica

En las pruebas de resistencia de deportes como la natación, las carreras de fondo en atletismo (incluyendo el atletismo en silla de ruedas) o el ciclismo, existe una relación muy importante entre la eficiencia mecánica y el rendimiento deportivo que obtiene el deportista. El motor humano aporta la potencia motriz y en definitiva la fuerza que es aplicada de modo repetido al medio en el que se desplaza (normalmente el suelo, el pavimento deportivo, el agua...) bien con los pies, las manos o algún ingenio mecánico como una bicicleta o una silla de ruedas.

Para estudiar la calidad de los diferentes medios de propulsión, o incluso cuando se intenta optimizar el rendimiento de un deportista, se profundiza en el estudio de dos variables denominadas Eficiencia Mecánica y Economía de Movimiento.

La Eficiencia Mecánica se expresa como la relación entre el Trabajo Mecánico realizado y el Gasto de Energía Química producido. Para ello, el Trabajo Mecánico se mide normalmente mediante un ergómetro o algún otro dispositivo electromecánico que permite conocer la Potencia entregada (Trabajo Mecánico por unidad de tiempo). Paralelamente, el consumo energético puede medirse (en una prueba submáxima, dentro de los rangos de esfuerzo aeróbico) como el Consumo de Oxígeno mediante la recolección de los gases espirados durante el esfuerzo.

De acuerdo a lo expuesto anteriormente, tendrá mayor Eficiencia Mecánica aquel deportista que entregue más cantidad de Trabajo Mecánico (o mayor Potencia Mecánica durante un tiempo determinado) con similar o menor gasto energético (consumiendo una cantidad menor de Oxígeno, si el ejercicio es aeróbico).

La medición de la potencia desarrollada en pruebas en silla de ruedas, combinada con la medición de variables fisiológicas informa del nivel de condición física de la persona, pero también es preciso calcular la eficiencia del conjunto atleta-silla de ruedas. La eficiencia mecánica bruta (GME) se define como el ratio entre la energía externa producida (potencia desarrollada, P_o) y la energía interna consumida (E_n) (por ejemplo, consumo de oxígeno en condiciones submáximas). De tal modo que: $GME = (P_o/E_n) \times 100(\%)$.

Si, en lugar de medir la Potencia entregada se midiese la Velocidad de traslación conseguida para un determinado Gasto Energético, se estaría hablando de Economía de Movimiento. Esta variable está más próxima al rendimiento real del deportista en competición ya que mide directamente el resultado final, la velocidad que es capaz de generar o mantener corriendo, nadando o rodando en la silla de ruedas.

Queda claro que lo deseable en las pruebas de resistencia es conseguir la mayor Eficiencia Mecánica o Economía de Movimiento posibles, ya que de este modo se estará aprovechando en mayor grado la potencia y la capacidad del motor humano. Aquel deportista que consiga mayor velocidad de desplazamiento con un consumo energético similar tendrá claramente más posibilidades de triunfo.

Entrando en mayor detalle, la Economía de Movimiento es influenciada, en mayor o menor medida, por diferentes factores como la resistencia aerodinámica, el peso del deportista y de su equipamiento, la frecuencia de movimiento de sus segmentos corporales y algunas otras variables que, cuando se optimizan, pueden contribuir a incrementar lo que se denomina Ahorro Energético. Resulta evidente que la energía gastada en vencer un excesivo rozamiento con el aire, por ejemplo, podría estar utilizándose en desplazarse a mayor velocidad o en ir más relajado.

Técnica de propulsión

La propulsión convencional en una silla de ruedas se realiza mediante el contacto de las manos con un aro de propulsión, el cual está fijado a las ruedas grandes y comprende una primera fase de empuje y una segunda fase de recobro. Durante la fase de empuje las manos contactan con los aros de propulsión y el deportista aplica la fuerza, mientras que durante la fase de recobro la mano no se encuentra en contacto con ningún elemento de la silla, simplemente vuelve a la posición de partida para iniciar un nuevo ciclo.

Desde una perspectiva mecánica la propulsión en silla de ruedas utilizando el aro de propulsión es un gesto muy poco eficiente. Mientras que con un sistema de propulsión por manivela, equivalente al pedaleo en una bicicleta, se obtienen rendimientos próximos al 15% (Sawka, 1986), la eficiencia mecánica utilizando el aro de propulsión se encuentra entre un 2% y un 10% (Woude y cols., 1986).

Este amplio rango de eficiencia se explica porque la técnica de propulsión y los parámetros de rendimiento son muy variables entre atletas en silla de ruedas, dependiendo de la clase funcional y de las horas de entrenamiento dedicadas (Ridway y cols., 1988; Woude y cols., 1998).

La propulsión en silla de ruedas se estudia frecuentemente como un patrón de movimiento cíclico (Woude y cols., 1986; Ingen Schenau, 1988) en el cual el movimiento de propulsión se repite durante el tiempo con una determinada Frecuencia (f), para una determinada Velocidad (v) (si no cambian las condiciones), lo que implica que en cada embolada el atleta produce más o menos la misma cantidad de Trabajo Mecánico (A). Las ventajas de esta aproximación es que permite relacionar las variables fisiológicas con las variables biomecánicas. El producto de la Frecuencia de Propulsión por el Trabajo Mecánico producido da como resultado la Potencia desarrollada (P_o) medida en vatios (W), de tal modo que $P_o = f \cdot A$ (Woude y cols., 2000).

El trabajo mecánico producido en cada embolada equivale a la integral del Momento instantáneo (M), aplicado por la mano en el aro durante un desplazamiento angular más o menos fijo y generalmente limitado a un ángulo de 70-80°, donde el Momento es el producto de la Fuerza Tangencial (de ambas manos) aplicada sobre el aro, por el radio del aro. (Woude y cols., 2000).

Goosey y cols., (1997) ha estudiado la técnica de propulsión en corredores en silla de ruedas de 800 m de diferentes clases funcionales y categorías (sénior masculino y femenino y júnior masculino). Observaron que los corredores de la categoría sénior masculino alcanzaban mayores velocidades (7,3+/-0,3 m/s) debido a que lograban una mayor distancia en cada ciclo de empuje (embolada). Además, relacionan el menor rendimiento de los corredores júnior masculino (5,9+/-1 m/s) con una posición más erguida (5°) y un menor tiempo de contacto con el aro de propulsión (25%) que los corredores sénior.

Conforme aumenta la velocidad de desplazamiento la duración total de cada ciclo de embolada disminuye significativamente, principalmente como resultado de la disminución del tiempo de la fase de empuje (Woude y cols., 1989a; Veeger y cols. 1989). Sin embargo el rendimiento en pruebas de resistencia depende en gran medida del ángulo total de empuje y de la duración de esta fase. Con fases de empuje de mayor duración se conseguiría un mayor rendimiento (Okawa y cols., 1999; Chow y cols., 2001).

En función de los resultados hallados, frecuencias de ciclo menores, tiempos de empuje mayores y más cantidad de Trabajo Mecánico por ciclo supondrían una mejor técnica de propulsión y una mayor eficiencia mecánica (De Groot y cols., 2002) y las técnicas de propulsión más eficientes parecen ser las que generan un movimiento semicircular de la mano cuando pasa por debajo del aro, ya que evidencian una disminución de la cadencia, un aumento del tiempo empleado en el empuje y en definitiva una mayor eficiencia en la propulsión (Boninger y cols., 2002).

Frecuencia de embolada

Diferentes estudios sobre la frecuencia de embolada demuestran que las cadencias más eficientes resultan ser las escogidas libremente por los deportistas. Cuando se fuerzan frecuencias menores o mayores, aumenta el coste energético un 10% a 11%. Estos valores afectan a la frecuencia cardíaca, produciendo un ligero aumento, mientras que producen un aumento lineal de la lactacidemia (Woude y cols., 1989b; Goosey y cols., 2000).

A pesar de que la frecuencia de movimiento ideal no es universal y varía para cada tipo de ejercicio e individuo, puede concluirse que frecuencias de movimiento de brazos o de piernas más altas implican un mayor coste energético. En este mismo sentido puede afirmarse que durante la propulsión en silla de ruedas, las frecuencias de ciclo más bajas incrementan la economía de movimiento (Goosey y Kirk, 2003).

El aro de propulsión

A pesar del escaso rendimiento mecánico, en el 99% de los deportes en silla de ruedas se utilizan aros de propulsión convencionales, montados en cada una de las ruedas traseras (Woude y cols., 2000).

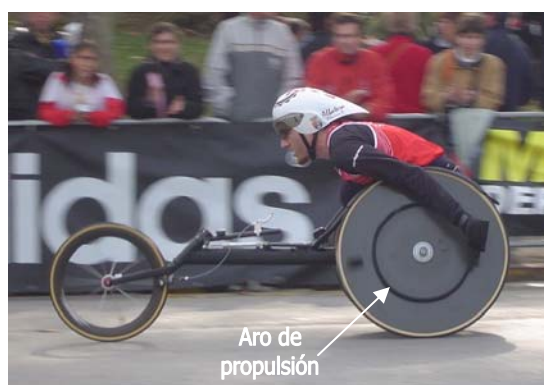


Figura 5: Detalle del aro de propulsión en una silla de ruedas de atletismo.

Sin embargo, y a pesar de su gran relevancia desde una perspectiva biomecánica, existen muy pocos estudios que analicen la influencia del aro de

propulsión sobre la eficiencia de la propulsión y en definitiva sobre el rendimiento deportivo.

Las evidencias apuntan a que el empleo de aros de menor diámetro incrementa la eficiencia mecánica, a pesar de ser menos ventajosos a nivel mecánico por tener menor radio y menor brazo de palanca (Vegeer y cols., 1992). Sin embargo, si se trata de aplicar grandes pares de fuerza, por ejemplo para subir cuestas o producir rápidos incrementos de velocidad, un aro de propulsión de mayor diámetro resulta más eficaz, debido a que incrementa la fracción de fuerza efectiva (Morrow y cols., 2003).

Los "aros de propulsión" pueden ser de aluminio, acero, titanio, etc. y en las sillas de ruedas de carreras se suelen recubrir por ejemplo con neumáticos reciclados (tubulares, cubiertas, etc.) para que el agarre sea firme y que la mano no resbale al realizar la propulsión. Con el objetivo de conseguir un mayor agarre en el empuje y una mejor aplicación de la fuerza sobre el aro de propulsión, la mayoría de los corredores en silla de ruedas utilizan unos guantes especiales adaptados a las características y/o gustos de cada corredor.



Figura 6: Modelo de guantes utilizados por gran número de atletas de las clases T52 y T51.

La mayor o menor separación del aro de propulsión a la rueda también depende de las características o preferencias del atleta.

El tamaño del aro de propulsión es el equivalente para la silla de ruedas a la "marcha" o el "desarrollo" en la bicicleta. Aros de propulsión más pequeños suponen, en teoría, aplicar mayores niveles de fuerza muscular pero a una velocidad menor de la mano (para una velocidad de desplazamiento determinada), por tanto es lógico pensar que diferentes condiciones requerirán diferentes diámetros de aros de propulsión. Los sujetos de mayor nivel pueden requerir "desarrollos" que les permitan desplazarse a mayores velocidades, mientras que los sujetos de menor condición física requerirán "desarrollos" menores (Woude y cols., 2000). Autores como McLaurin y Brubaker, (1991); Veeger y cols., (1992a); Traut y Schmauder, (1993) resaltan la importancia del diámetro del aro de propulsión en la silla de ruedas.

Veeger y cols., (1992a) muestran que para una misma potencia submáxima, los aros de 43 cm presentan una gran ventaja mecánica frente a los de 87 cm. La mayor velocidad de la mano, necesaria para propulsar con un aro de mayor diámetro (debido a su mayor velocidad tangencial), conduce a una mayor respuesta cardiorrespiratoria pero al mismo tiempo a una disminución en la fuerza de propulsión.

De este modo, la elección del diámetro del aro dependerá de la potencia y velocidad a desarrollar. Es por esto que en las carreras en silla de ruedas los atletas individualizan la elección tanto del diámetro de los aros de propulsión como del diámetro del tubo del aro y su perfil. (Woude y cols., 2000).

Woude y cols., (1988b) realizaron un experimento con deportistas en silla de ruedas utilizando cinco diámetros de aros de propulsión (desde 30 a 56 cm) y velocidades de hasta 4,2 m/s. Los resultados mostraron que los aros más grandes implican un mayor esfuerzo físico y menores niveles de eficiencia. La frecuencia cardíaca mostró una diferencia media del 20% (10-20 ppm) entre los aros pequeños y los grandes. La velocidad lineal de la mano volvió a ser un factor

limitante del rendimiento y cinco de los ocho deportistas no pudieron mantener la velocidad de 4,2 m/s.

Guo y cols., (2006) estudiaron el efecto del tamaño del aro de propulsión (54cm, 43cm y 32cm) sobre la energía mecánica y sobre la potencia entregada durante la propulsión en silla de ruedas. Encontraron que tanto la energía cinética y potencial, como la energía mecánica total entregada por la extremidad superior aumentaban si se incrementaba el tamaño del aro de propulsión. El trabajo mecánico generado durante un ciclo completo de propulsión con los aros de mayor tamaño es significativamente mayor que utilizando un aro más pequeño ($P < 0,05$). El aumento de energía cinética, potencial y mecánica total fue debido al incremento de la velocidad lineal y de la más elevada posición de las extremidades superiores.

La optimización de la silla de ruedas

La configuración de la silla de ruedas, especialmente los mecanismos de propulsión, la altura del asiento y las diferencias individuales en la técnica de propulsión, puede afectar a la eficiencia mecánica (Woude y cols., 1988a, 1988b, 1989a, 1995; Brown y cols., 1990), por lo que resulta necesario estudiar el efecto de diferentes configuraciones de los componentes de las sillas de ruedas a la interacción del conjunto atleta-silla de ruedas y por consiguiente al rendimiento deportivo.

Según Woude y cols. (2000) aspectos como la resistencia por rodadura, las fricciones internas entre los componentes de la silla de ruedas o la resistencia del aire pueden suponer mayores o menores pérdidas de energía (necesaria para mantener una determinada velocidad de desplazamiento) en función de que la configuración de los componentes de la silla de ruedas contribuya o no a minimizar esas pérdidas. Por ejemplo, la resistencia por rodadura es menor con ruedas de mayor diámetro y neumáticos de menor perfil inflados a mayor presión.

La superficie sobre la que se desarrolle la carrera en silla de ruedas también influye en la resistencia por rodadura. En una superficie que produce menor resistencia por rodadura (lisa y dura) en principio, mejora el rendimiento, siempre que la resistencia por rodadura no sea tan pequeña que impida controlar bien la silla de ruedas debido a deslizamientos, etc.

Otro elemento importante es el denominado ángulo de camber. En la gran mayoría de sillas de ruedas deportivas las ruedas traseras no son perpendiculares al suelo, por el contrario, forman un ángulo que se denomina "camber" y se define como el ángulo que forman las ruedas respecto a la vertical. Este ángulo otorga mayor estabilidad a la silla, fundamentalmente a la hora de girar. Si las ruedas forman un ángulo positivo (mayor anchura en la base) la silla mantendrá mejor su dirección, será más estable y los brazos propulsarán más cerca del cuadro de la silla, por lo que además, la propulsión será más eficiente. Un ángulo negativo (menor anchura en la base) obliga a propulsar con los brazos más separados además de perderse estabilidad durante los giros.



Figura 7: Vista posterior de una silla de ruedas de atletismo. Detalle del ángulo de camber.

Paralelamente existen algunos efectos secundarios, originados por el incremento del ángulo de camber. Algunos investigadores afirman que el aumento de este ángulo produce un incremento del rozamiento por rodadura (Weege, 1985), sin embargo si se adopta un camber comprendido entre los 6º y los 12º podrían minimizarse estos problemas (Woude y cols., 2000). Lo que si está claro

es que un aumento en el ángulo de camber aumenta la anchura total de la silla, lo cual no suele ser muy problemático, al menos pensando en sillas deportivas.

Además del camber, las ruedas de las sillas de atletismo definen un segundo ángulo (visto en planta, desde arriba) que acerca la parte anterior de las dos ruedas posteriores y aleja las partes traseras. Este ángulo se denomina de "alineación" de las ruedas y tiene por objetivo facilitar el mantenimiento de la dirección recta.



Figura 8: Vista inferior de una silla de ruedas de atletismo. Detalle del ángulo de "alineación".

Este ángulo se define entre el plano de cada rueda y el eje imaginario que une ambas ruedas (90° implica que las ruedas están paralelas), por lo que a menor valor mayor será el efecto denominado "de cuña", mayor será la resistencia por rodadura, pero más fácil será dirigir la silla en línea recta. Por el contrario, un ángulo mayor (próximo a 90°) genera menor resistencia por rodadura pero dificulta el control de la dirección de la silla de ruedas. La tendencia actual es a reducir la cuña (se recomienda un ángulo de alineación mayor de 80°), pero se hace necesario equipar la silla de ruedas de carreras con un mecanismo amortiguador para el control de la dirección.

En las carreras en silla de ruedas la resistencia del aire es de lejos el factor más importante de pérdida de energía. A velocidades bajas la importancia de la resistencia del aire es menor, pero a velocidades de desplazamiento altas y/o del viento, se convierte en la principal fuente de resistencia. (Woude y cols., 2000).

La resistencia aerodinámica total (medida en newtons) creada por el conjunto atleta-silla de ruedas en movimiento, depende del coeficiente aerodinámico de resistencia (C_x), de la superficie frontal (S), de la densidad del aire (ρ) y de la velocidad relativa del flujo de aire respecto al atleta-silla de ruedas (V), según la siguiente fórmula:

$$F_x = \frac{1}{2}\rho V^2 SC_x$$

Y el coeficiente aerodinámico de resistencia es:

$$C_x = \frac{F_x}{\frac{1}{2}\rho V^2 S}$$

Sin embargo, para comparar la diferencia "real" en cuanto a eficacia aerodinámica de dos conjuntos atleta-silla de ruedas, no se utiliza el C_x , sino el SC_x (que en ocasiones también se puede encontrar como $C_x S$).

$$SC_x = C_x \cdot S$$

Por lo que el SC_x es función de la superficie frontal del atleta-silla de ruedas y se mide en m^2 en el Sistema Internacional de Unidades.



Figura 9: Vista frontal de un atleta en posición de competición-silla de ruedas

La razón de que el coeficiente que realmente se debe utilizar para comparaciones sea el SC_x es que si se tiene un conjunto atleta-silla de ruedas "1"

y un conjunto atleta-silla de ruedas "2" y se quiere comparar en igualdad de condiciones, se considera ante todo que tanto la densidad del fluido que les rodea, ρ , como la velocidad a la que circulan, V , son las mismas para ambos. Es decir que la resistencia aerodinámica en igualdad de condiciones de cada uno ellos, depende únicamente de su C_x y su superficie frontal y de ahí que para comparar las resistencias aerodinámicas baste con el SC_x , cuya utilización es mucho más cómoda que la utilización de fuerzas.

Obviamente, la superficie frontal depende de la postura del atleta. Aunque se han realizado experimentos en el túnel del viento (Coe, 1979) no se han publicado recientemente artículos sobre la relación entre la postura del atleta o su técnica de propulsión y la resistencia aerodinámica. A pesar de ello, muchos avances en esta materia han sido aplicados a las carreras en silla de ruedas aprovechando el conocimiento desarrollado en otros deportes como el ciclismo o el patinaje de velocidad. Además de la reducción de la superficie frontal, la adaptación de la posición de sentado, la orientación de los segmentos corporales y la utilización de prendas ajustadas influyen en la resistencia aerodinámica total (Woude y cols., 2000).

En comparación a las pérdidas por resistencia aerodinámica, las pérdidas de energía debidas a la fricción interna entre los componentes de la silla de ruedas (como ejes, bujes o rodamientos) son despreciables, mientras están bien lubricados (Frank y Abel, 1993).

El peso del conjunto atleta-silla también tiene cierta influencia sobre la pérdida de rendimiento. Si bien en condiciones normales, sobre una buena pista de competición o sobre el asfalto de las carreteras, la resistencia por rodadura no resulta determinante, sí puede serlo cuando hay que subir cuestas (en las carreras en carretera) o acelerar rápidamente (salidas, cambios de ritmo, etc.). En ambos casos, a mayor peso del conjunto atleta-silla de ruedas, peor rendimiento. Por lo que podría ser una ventaja la utilización de sillas de ruedas más ligeras.

Sin embargo, con sillas ultraligeras puede aparecer un nuevo problema que origina importantes pérdidas de energía, que la estructura del cuadro no sea lo suficientemente rígida y se deforme durante la fase de empuje, aunque lo contrario tampoco es bueno, una silla excesivamente rígida puede resultar incómoda en carretera al no absorber los impactos. Todos estos aspectos deben ser contemplados por los fabricantes de sillas y tenidos en cuenta por los atletas al momento de adquirir una silla de competición.

Beekman y cols., (1999) han comparado la propulsión entre sillas de ruedas estándar y ultraligeras con personas lesionados medulares de diferentes niveles. Las sillas ultraligeras mejoran la eficiencia de propulsión de los sujetos testados, mayor velocidad, mayor distancia recorrida y menor consumo de oxígeno en los sujetos con paraplejia y mayor velocidad y mayor distancia recorrida en los sujetos con tetraplejia.

En cuanto a la distribución del peso entre la rueda delantera y las traseras ocurre que a mayor peso sobre la rueda delantera más estable es la silla, pero aumenta el rozamiento, por eso en las sillas de carreras, el peso se distribuye aproximadamente así: un 80% sobre las ruedas traseras y un 20% sobre la delantera, lo que hace que ruede mejor que una estándar (distribución del peso 50/50%) pero que sea menos estable.

Si se desplaza el centro de gravedad hacia abajo y hacia delante, la silla gana en estabilidad pero es más difícil de manejar.

Una distancia larga entre ejes (rueda delantera-ruedas traseras) permite mantener mejor el rumbo (por eso las sillas de carreras son muy alargadas). Una distancia entre ejes corta resulta más suave y fácil de manejar (por eso las sillas de baloncesto tienden a tener esta distancia más corta).

Como se puede observar, es difícil conjugar el binomio estabilidad-propulsión, puesto que si se modifican determinados parámetros de una silla

buscando mayor estabilidad, en algunos casos, puede ser a costa de perder eficacia en la propulsión.

Altura del asiento

Woude y cols., (1989c) estudiaron el efecto de la altura del asiento de la silla de ruedas sobre el sistema cardiorrespiratorio y sobre variables cinemáticas encontrando que la eficiencia mecánica bruta es mayor con menores alturas del asiento, mientras que con alturas de asiento mayores, aumenta el consumo de oxígeno y disminuye el recorrido de empuje, lo que se traduce en una disminución del tiempo de la fase de empuje y en un menor rendimiento. En este mismo sentido Masse y cols. (1992) y Richter (2001) observaron que una posición media-baja del asiento se correspondía con una menor frecuencia de embolada en la propulsión, debido a que la menor distancia desde el centro de la rueda al hombro aumenta el ángulo de empuje.



Figura 10: Vista lateral de un atleta en la silla de ruedas.

1.3.8. ASPECTOS PENDIENTES DE ESTUDIO

A pesar de que la investigación en el ámbito del deporte adaptado ha ido aumentando en los últimos años, apenas existe conocimiento de carácter científico que se pueda aplicar directamente a la mejora del rendimiento deportivo de los atletas en silla de ruedas, en especial cuando se trata de optimizar el rendimiento de un atleta del más alto nivel internacional, especializado en carreras de medio fondo y fondo, y perteneciente a una determinada clase funcional.

Si además se intenta extrapolar estos escasos resultados publicados a un atleta con una enfermedad neuromuscular concreta, como el "Charcot Marie Tooth" es necesario casi empezar de cero.

Los estudios biomecánicos desarrollados hasta el momento con deportistas en silla de ruedas se han centrado principalmente en el estudio de la técnica de propulsión desde una perspectiva de la prevención de lesiones de los miembros superiores, así como del diseño ergonómico de las sillas de ruedas (Vanlandewijck y cols., 2001) y apenas existe investigación biomecánica centrada en la optimización del rendimiento deportivo. Por ejemplo, casi no existen estudios que analicen la influencia del aro de propulsión sobre la eficiencia mecánica en la propulsión y en definitiva, sobre el rendimiento deportivo. Además, la mayoría se han realizado con jugadores de baloncesto o de rugby, incluso con personas sedentarias o en rehabilitación y ninguno se centra en atletas de alto nivel.

Existen muy pocos trabajos de investigación sobre ejercicio físico en personas con la enfermedad de Charcot Marie Tooth, y los que existen están centrados desde la perspectiva de la terapia física y no del rendimiento deportivo.

La mayoría de los estudios abordados desde la fisiología del ejercicio en el ámbito del deporte en silla de ruedas, se centran principalmente en personas con lesión medular (Bhambhani, 2002), o conforman muestras heterogéneas en las que combinan sujetos con diferentes cuadros clínicos y/o clases funcionales y/o

deportes de procedencia y/o nivel deportivo, por lo que la generalización de los hallazgos puede verse muy afectada. Además, en el caso de los estudios con lesionados medulares, los distintos grados de lesión medular de los sujetos tienen un impacto significativo en las respuestas fisiológicas que dificulta interpretar los resultados.

Uno de los principales motivos por los que existe tan poca investigación en el ámbito de la valoración biomecánica y fisiológica de atletas en silla de ruedas es, probablemente, por la falta de disponibilidad comercial de instrumentos desarrollados específicamente para deportistas con discapacidad. Los instrumentos que existen son variados (tapices rodantes adaptados, ergómetro de manivela, ergómetros de silla de ruedas o simuladores controlados por ordenador) pero se encuentran en unos pocos laboratorios y/o presentan algunos inconvenientes importantes. El tapiz rodante adaptado no mide la potencia entregada por el deportista, ni permite aplicar un modo de funcionamiento a potencia constante. El ergómetro de manivela no reproduce exactamente el gesto específico de la propulsión en silla de ruedas. Los ergómetros de silla de ruedas desarrollados hasta el momento no permiten simular la inercia del conjunto atleta-silla de ruedas. Los simuladores controlados por ordenador no permiten utilizar la propia silla de ruedas del atleta.

1.4. APORTACIONES QUE SE PRETENDEN CON ESTA TESIS

La presente Tesis Doctoral pretende, de modo general, aportar conocimiento de carácter científico aplicable al estudio del rendimiento deportivo de los atletas en silla de ruedas de alto nivel, concretamente atletas de medio fondo y fondo, de la clase funcional T52 y con una enfermedad de tipo neuromuscular (Charcot Marie Tooth). Para ello, se hace necesario desarrollar o adaptar previamente la metodología que permita realizar su valoración biomecánica y fisiológica.

De modo específico, se pretende obtener conocimientos básicos sobre tres aspectos fundamentales, relacionados todos ellos con la eficiencia mecánica de la propulsión en una silla de ruedas:

- Evolución de la Frecuencia de Embolada y del Tiempo de Contacto de la mano con el aro de propulsión, en función de la Velocidad de traslación de la silla de ruedas y del Diámetro del aro de propulsión.
- Efecto del diámetro del aro de propulsión sobre la Eficiencia Mecánica en la propulsión.
- Efecto de diferentes equipamientos fundamentales como el casco y la propia silla sobre la Resistencia Aerodinámica del conjunto atleta-silla.

De modo complementario y debido a la nula oferta comercial de instrumentos adecuados, se pretende desarrollar un ergómetro específico que permita realizar una valoración biomecánica y fisiológica de los atletas en silla de ruedas en condiciones controladas de laboratorio, reproduciendo el gesto biomecánico específico de la propulsión en silla de ruedas y montados sobre sus propias sillas de competición. El diseño y la construcción del equipo se encargarán

al Departamento de Ingeniería Electrónica de la Universidad de Valencia mientras que será nuestra aportación el diseño de las especificaciones y las tareas de validación y calibración del mismo.

Se pretende además, conocer la respuesta fisiológica al ejercicio físico de los atletas en silla de ruedas de alto nivel (especialmente con la enfermedad de Charcot Marie Tooth), midiendo tanto en la pista de atletismo como en el laboratorio, variables de gran aplicación al entrenamiento deportivo como la intensidad del umbral anaeróbico y el consumo máximo de oxígeno y relacionándolo con las variables biomecánicas más relevantes.

Finalmente, se pretende aplicar, tanto la metodología como los conocimientos generados durante este trabajo, a la optimización del rendimiento deportivo de Santiago Sanz Quinto, deportista paralímpico, máximo exponente español del atletismo en silla de ruedas y uno de los mejores atletas del mundo de su especialidad.

1.5. PLAN DE TRABAJO

A continuación se muestra una tabla que representa de una forma gráfica las diferentes fases de la investigación, mostrándose en el orden en que fueron llevadas a cabo. En color se marca el tiempo (aproximado) en trimestres que ocuparon:

Año	2002				2003				2004				2005			
Trimestre	1º	2º	3º	4º	1º	2º	3º	4º	1º	2º	3º	4º	1º	2º	3º	4º
Revisión Bibliográfica	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●
Estudio FC-VS			●	●	●	●										
Estudio FE-TC-VS-D							●									
Desarrollo del ergómetro			●	●	●	●										
Validación del ergómetro							●	●	●							
Pruebas de esfuerzo										●	●			●		
Tests MP3												●	●	●	●	●
Optimización del aro de propulsión									●							
Optimización aerodinámica																●
Año	2006															
Trimestre	1º	2º	3º	4º												
Discusión global	●															
Conclusiones		●														

Los primeros meses de trabajo se dedicaron fundamentalmente a realizar una profunda revisión bibliográfica sobre la literatura existente relacionada con la investigación en deporte adaptado, prestando especial atención a aquellos estudios centrados en la valoración biomecánica y fisiológica de atletas en silla de ruedas. Aunque la revisión bibliográfica tuvo lugar durante los primeros meses de

trabajo, se ha continuado revisando artículos, revistas y libros mientras ha durado la investigación, incluso durante la redacción final de esta Tesis.

El siguiente paso fue realizar un estudio descriptivo en la pista de atletismo para conocer cómo evoluciona la frecuencia cardíaca del sujeto estudiado en función de la velocidad de traslación de la silla de ruedas.

Al mismo tiempo se comenzó a desarrollar (en colaboración con el Departamento de Ingeniería Electrónica de la Universidad de Valencia) un ergómetro específico que permitiera realizar una valoración biomecánica y fisiológica a deportistas en silla de ruedas, en condiciones de laboratorio. En una primera fase, nuestra aportación se centró en el diseño de las especificaciones que debía reunir el ergómetro. Posteriormente, se llevaron a cabo las tareas de validación y calibración del mismo; por un lado, se estudió si los incrementos lineales en la potencia demandada por el ergómetro producían incrementos igualmente lineales en la frecuencia cardíaca del atleta estudiado. Por otro lado, se realizó una calibración entre el ergómetro y la pista de atletismo, con el objetivo de relacionar la potencia entregada en el ergómetro con la velocidad de traslación de la silla de ruedas en la pista.

Paralelamente se desarrollaron otros dos estudios en la pista de atletismo. El primero para conocer como evoluciona la frecuencia de embolada y el tiempo de contacto de la mano con el aro de propulsión, en función de la velocidad de traslación de la silla de ruedas y del diámetro del aro utilizado. El segundo estudio se centró en determinar el efecto del diámetro del aro de propulsión sobre el rendimiento.

El siguiente paso fue realizar varias pruebas de esfuerzo en laboratorio. Las primeras para probar diferentes protocolos y la última para determinar el consumo máximo de oxígeno y la frecuencia cardíaca de umbral anaeróbico del atleta estudiado.

En la parte final de la investigación se realizaron en la pista de atletismo varias pruebas basados en el test de Conconi y cols., (1982) con el objetivo de determinar la frecuencia cardíaca de umbral anaeróbico del sujeto estudiado. Además, se hizo coincidir uno de estos tests con la última prueba de esfuerzo, con el objetivo de comparar los valores de frecuencia cardíaca de umbral anaeróbico obtenidos en la pista de atletismo y en el laboratorio.

El último estudio que se llevó a cabo se centró en determinar el efecto de equipamientos deportivos fundamentales como el casco y la propia silla de ruedas, sobre la eficiencia aerodinámica del conjunto atleta-silla.

Finalmente, se realizó un análisis y discusión global de los resultados y se obtuvieron las conclusiones a la presente Tesis Doctoral.

2. MATERIAL Y MÉTODO

A continuación se describe la metodología seguida para llevar a cabo el presente trabajo de Tesis Doctoral, detallándola para cada uno de los apartados desarrollados.

2.1. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

La búsqueda bibliográfica se inició a principios de 2002 y durante ese año se realizaron la mayoría de las revisiones, a pesar de ello, se ha mantenido una búsqueda, aunque algo menos intensa, hasta finales del año 2005.

La búsqueda bibliográfica se realizó empleando fundamentalmente las bases de datos SPORT DISCUS, MEDLINE y PUBMED, y recurriendo al Servicio de Información Bibliográfica de la Universidad de Valencia para su localización física y adquisición en formato de papel o electrónico.

La revisión principal se centró en la búsqueda de trabajos relacionados con la valoración biomecánica y fisiológica de los deportes en silla de ruedas, aunque también se hicieron dos revisiones más específicas, una centrada en la enfermedad de Charcot Marie Tooth, en relación al ejercicio físico, y otra sobre el "test de Conconi" para la determinación del umbral anaeróbico a través de la frecuencia cardíaca.

Para la revisión principal, las palabras clave utilizadas han sido varias: elite wheelchair, anaerobic wheelchair, wheelchair racing, wheelchair efficiency, wheelchair propulsion, hand rim, hand rim size, hand rim diameter, contact time wheelchair, push frequency wheelchair, heart rate wheelchair, seleccionando

aquellos trabajos que contuvieran palabras como: exercise, sport, training, performance, hand rim, physi*⁶, biomech*, athle*.

Para la búsqueda centrada en la enfermedad de Charcot Marie Tooth y ejercicio físico las palabras claves utilizadas fueron: Charcot Marie Tooth and – exercise, training, performance, wheelchair, aerobic, anaerobic, athle*

Finalmente, para llevar a cabo la búsqueda bibliográfica centrada en el “test de Conconi”, se utilizaron las siguientes palabras clave: Conconi test, Conconi´s method, heart rate threshold, heart rate deflection, inflection heart rate, anaerobic threshold, lactate threshold.

Los límites establecidos para las búsquedas bibliográficas realizadas comprenden desde 1995 hasta finales de 2005 que se hicieron las últimas revisiones. Para las búsquedas centradas en el “test de Conconi” y en la enfermedad de “Charcot Marie Tooth y ejercicio físico” los límites se ampliaron desde el año 1980 hasta finales del 2005.

De todos los artículos encontrados se hizo una primera preselección de aquellos que más relación tenían con el presente trabajo, de los cuales se obtuvieron los correspondientes resúmenes de las propias bases de datos. Una vez revisados los resúmenes, se solicitaron los artículos completos de mayor interés, para proceder a su lectura en detalle.

⁶ El asterisco indica que incluye cualquier terminación de esa palabra.

2.2. ESTUDIO DESCRIPTIVO DE LA PROPULSIÓN

El objetivo de este primer estudio fue conocer cómo evolucionan una serie de variables fisiológicas y biomecánicas básicas, a medida que se modifica la velocidad de desplazamiento de la silla de ruedas sobre la pista de atletismo.

Para ello se midió la frecuencia cardíaca, la frecuencia de embolada y el tiempo de contacto (de la mano con el aro de propulsión) durante un ejercicio incremental, realizando dos estudios diferentes. El primero de ellos analizó la evolución de la frecuencia cardíaca en función de la velocidad de traslación, mientras que el segundo se centró en la evolución de la frecuencia de embolada y del tiempo de contacto de la mano con el aro de propulsión, también en función de la velocidad de traslación, utilizando además, aros de propulsión de diferente diámetro.

2.2.1. MUESTRA ANALIZADA

Todos los estudios de la presente Tesis Doctoral han sido realizados con un único sujeto de ensayo, el atleta en silla de ruedas Santiago Sanz Quinto, español, de 26 años de edad, clasificación médico-funcional T52, ganador de 4 medallas olímpicas en pruebas de medio fondo y fondo en los Juegos Paralímpicos de Sydney 2000 y Atenas 2004, y Campeón del Mundo 2006 (ver Anexo II).

Las particularidades metodológicas de la investigación en el deporte adaptado plantea la necesidad de utilizar métodos de investigación alternativos como son los diseños de un solo sujeto. Investigadores como Lavay y Lasko-Mccarthey (1992), consideran que el diseño de investigación por grupos puede resultar inapropiado ya que el principal problema con el que se encuentra el investigador en el deporte adaptado es la gran heterogeneidad de la población de personas discapacitadas (diferentes diagnósticos médicos, grado de afectación de la patología, regiones corporales afectadas, etc.).

Del mismo modo, incluso sujetos con la misma clasificación funcional pueden presentar diferentes cuadros clínicos (amputación, lesión medular, enfermedad neuromuscular, etc.) por lo que la generalización de los resultados puede no ser correcta.

Santiago Sanz Quinto no sólo es el atleta en silla de ruedas español de mayor nivel y uno de los mejores del mundo, sino además el único atleta de nivel internacional, de la categoría T52 con la enfermedad de Charcot Marie Tooth, por lo que incluirlo en una muestra homogénea es literalmente imposible.

Finalmente, la silla de ruedas que se ha utilizado en todos los estudios de la presente Tesis Doctoral ha sido siempre similar, con las mismas características, tal y como se describe en el apartado 1.3.7., siendo el aro de propulsión el único elemento que se ha ido cambiando tal y como se describe en los apartados correspondientes al diseño y desarrollo de cada uno de los estudios.

2.2.2. VARIABLES BUSCADAS

Las variables buscadas han sido:

FC: Frecuencia cardíaca medida durante el esfuerzo como indicador de la intensidad del ejercicio en la pista de atletismo, expresada en pulsaciones por minuto (ppm ó 1/min).

FE: Frecuencia de embolada expresada en emboladas por minuto (1/min). La frecuencia de embolada es la frecuencia con la que se repite el movimiento de impulsión durante la propulsión.

TC: Tiempo de contacto de la mano con el aro de propulsión durante el movimiento de impulsión, expresada en segundos (s).

VS: Velocidad de traslación de la silla de ruedas sobre la pista de atletismo, expresada en m/s ó Km/h.

D: Diámetro del aro de propulsión utilizado en la silla de ruedas expresado en centímetros (cm).

2.2.3. INSTRUMENTOS DE MEDIDA

Para medir la Frecuencia Cardíaca (FC) se utilizó un pulsómetro Polar® XTrainer Plus junto con una Polar® Interface Plus (POLAR ELECTRO OY Finlandia) y la aplicación Polar Training Advisor versión 1.10.021, para volcar los datos al ordenador. El registro de la FC se efectuó con una frecuencia de muestreo de 0,2Hz (1 muestra cada 5 s).

Para medir la Frecuencia de Embolada (FE) se utilizó un sistema de video formado por un camascopio Panasonic® DGP800 y un magnetoscopio Panasonic® AG-7700 con lector de código de tiempos, usado como sistema de cronometraje óptico-electrónico, consiguiendo una resolución temporal de 0,02 s.

Para medir el Tiempo de Contacto (TC) se utilizó una cámara de video de alta velocidad (Redlake Imaging Series Motion Scope® modelo PCI 1000S) con una resolución espacial de 480 X 420 pixels x 8 bit de profundidad de color y una velocidad máxima de de grabación de 1000 fotogramas por segundo (f/s).



Figura 11: Montaje de la cámara de alta velocidad en la silla de ruedas.

Para la retroalimentación y control de la Velocidad de Traslación (VS) por parte del sujeto se utilizó un velocímetro Sigma® BC 1106, montado en la propia silla de ruedas, con una resolución de 0,1 Km/h, mientras que como sistema de

medición y control de la VS por parte del investigador se utilizó el mismo sistema de video utilizado para medir la FE, controlando el tiempo de paso en cada vuelta de 400 m.

2.2.4. DISEÑO Y DESARROLLO DE LOS EXPERIMENTOS

Se desarrollaron dos estudios, uno para analizar la evolución de la frecuencia cardíaca en función de la velocidad de traslación de la silla de ruedas en la pista de atletismo (*estudio FC-VS*) y otro para estudiar la evolución de la frecuencia de embolada y del tiempo de contacto de la mano con el aro de propulsión en función de la velocidad de traslación de la silla de ruedas en la pista de atletismo y del diámetro del aro de propulsión utilizado (*estudio FE-TC-VS-D*).

Estudio de la Frecuencia Cardíaca y la Velocidad de traslación de la silla (FC- VS)

El estudio desarrollado para estudiar la evolución de la frecuencia cardíaca en función de la velocidad de traslación de la silla de ruedas, consistió en la realización de una prueba en la pista de atletismo que se repitió en diferentes ocasiones durante diferentes momentos de la temporada a lo largo de la primera parte del trabajo, empleando un protocolo incremental continuo escalonado máximo (basado en el método de Conconi y cols., 1982). La prueba comenzaba con un calentamiento previo de 12 minutos a una velocidad que suponía una frecuencia cardíaca inferior a 120 ppm. A continuación el atleta realizaba una vuelta de lanzamiento en la que progresivamente alcanzaba la velocidad de inicio (12 Km/h). Una vez comenzada la prueba, la velocidad se incrementaba en 1 Km/h cada minuto. La prueba finalizaba cuando el atleta ya no podía mantener la velocidad correspondiente.

Durante la prueba el atleta llevaba colocado el pulsómetro para el registro y posterior tratamiento y análisis de los datos y la velocidad se controlaba de

acuerdo a los dispositivos explicados en el apartado correspondiente a los instrumentos de medición.

Todas las pruebas se realizaron utilizando un aro de propulsión de 38 cm de diámetro.

Estudio de la Frecuencia de Embolada y el Tiempo de Contacto en función de la Velocidad de la silla y del Diámetro del aro de propulsión (FE-TC-VS-D)

El estudio desarrollado para estudiar la evolución de la frecuencia de embolada y el tiempo de contacto, en función de la velocidad de traslación de la silla de ruedas y del diámetro del aro de propulsión utilizado, consistió en la realización de dos pruebas en la pista de atletismo, en un mismo momento de la temporada, empleando en ambos casos un protocolo incremental discontinuo máximo, comenzando a una velocidad de 12 Km/h y finalizando a 24 Km/h. Cada velocidad se mantenía durante 1 vuelta a la pista de atletismo (400 m) durante la cual se registraban los datos. Dicha vuelta se realizaba mediante una salida lanzada unos 200 m, durante los cuales el atleta alcanzaba progresivamente la velocidad predeterminada y los descansos entre cada repetición fueron de 3 minutos.

En el primer test los incrementos de velocidad fueron de 2 en 2 Km/h y se utilizaron aros de propulsión de 38 cm de diámetro. En el siguiente test los incrementos de velocidad fueron de 3 en 3 Km/h (con el objetivo de reducir la duración de la prueba) y se utilizaron aros de propulsión de 36 cm de diámetro.

Para el control de la velocidad de traslación se instaló el camascopio en las gradas de la pista de atletismo, desde donde se podía filmar al atleta sin interrupción.

Para la captura de imágenes con la cámara de alta velocidad, el atleta era seguido con una moto de cuatro ruedas (ATV o quad) a lo largo de la pista de

atletismo, en cuyo remolque iba montado el equipo informático necesario para utilizar la cámara de video de alta velocidad. La cámara se fijó a la propia silla de ruedas, dispuesta de tal modo que registrara en primer plano toda la fase de contacto de la mano con el aro de propulsión. La grabación se hizo a una frecuencia de 500 Hz (500 imágenes/s).



Figura 12: Seguimiento del atleta con un vehículo motorizado para la captura de imágenes con la cámara de alta velocidad.

2.2.5. TRATAMIENTO DE DATOS

Estudio FC- VS

Una vez obtenidos los datos de frecuencia cardíaca y almacenados en el pulsómetro se volcaron al ordenador mediante la interfase y la aplicación de software Polar[®] descritas en el apartado correspondiente a los instrumentos de medición.

Los datos de frecuencia cardíaca se exportaron al programa de estadística Statgraphics Plus 5.1 mediante el cual se calcularon los valores medios y el error estándar de frecuencia cardíaca correspondientes a cada intervalo de velocidad constante. Con estos datos se representó de modo gráfico la relación entre la frecuencia cardíaca y la velocidad de traslación.

Estudio TC-FE-VS-D

Para obtener los valores de frecuencia de embolada correspondientes a cada velocidad se reprodujeron las imágenes de video grabadas con el camascopio (datos primarios) y, utilizando el lector de código de tiempos del magnetoscopio, se midió el tiempo empleado en completar entre 5 y 10 emboladas completas, a cada velocidad. Finalmente se realizaron los cálculos correspondientes para expresar la variable en términos de frecuencia (1/min). Debe destacarse que todos los cálculos de frecuencia de embolada se llevaron a cabo en las rectas de la pista de atletismo.

Para obtener los valores correspondientes al tiempo de contacto de la mano con el aro de propulsión, partiendo de los datos primarios obtenidos con la cámara de video de alta velocidad, se midió el número de fotogramas en que estaba en contacto la mano con el aro de propulsión y se realizaron los cálculos correspondientes para expresarlo en segundos (s).



Figura 13: Fotograma obtenido con la cámara de alta velocidad.

Con ambos datos se representó de modo gráfico la evolución de la frecuencia de embolada y del tiempo de contacto de la mano con el aro de propulsión en función de la velocidad de traslación, para los diferentes aros de propulsión empleados.

2.3. DESARROLLO DE UN ERGÓMETRO PARA SILLAS DE RUEDAS

Con el objetivo de desarrollar un ergómetro específico que permitiera realizar una valoración biomecánica y fisiológica en laboratorio, de deportistas usuarios de sillas de ruedas, montados sobre sus propias sillas, se involucró a un equipo humano multidisciplinar que incluye personal docente e investigador de los Departamentos de Educación Física y Deportiva y del Departamento de Ingeniería Electrónica.

A los miembros del Departamento de Ingeniería Electrónica les correspondió buscar la solución tecnológica más adecuada para cada especificación o problema planteado, como queda reflejado en la Tesis Doctoral del profesor Dr. Julio Martos Torres (Martos, 2003).

La Federación de Deportes Adaptados de la Comunidad Valenciana (FESA) fue promotor fundamental del desarrollo del ergómetro haciéndose cargo, además, de financiar el proyecto.

2.3.1. DISEÑO DE LAS ESPECIFICACIONES DEL ERGÓMETRO⁷

El diseño del ergómetro comenzó basándose en las especificaciones de otros ergómetros existentes a las que se pretendían añadir otras especificaciones adicionales que se indican a continuación:

- Dimensiones reducidas.
- Ligero y transportable.

⁷ Este apartado reproduce parcialmente el documento de trabajo correspondiente a la memoria del proyecto "Ergochair" (Polo y cols., 2003).

- Accesibilidad autónoma para usuarios en silla de ruedas.
- Utilización de la propia silla de ruedas.
- Comunicación con PC para una programación, control, almacenamiento y tratamiento de datos en entorno amigable.
- Posibilidad de utilización de protocolos prediseñados o personalizados.
- Medición precisa de las variables biomecánicas y fisiológicas de interés.
- Modos de funcionamiento variados.
- Coste razonable.
- El ergómetro debe permitir simular el efecto de la masa de inercia del usuario más la silla, para transmitir la misma sensación en el ergómetro que en la pista de atletismo. Para ello es necesario incluir una masa de inercia que almacene en forma de energía cinética parte de la energía transmitida por el usuario, de tal modo que si el usuario deja de impulsar, el movimiento de las ruedas de la silla no se detenga instantáneamente.

A partir de estas características generales y de los estudios previos, se fijaron las características mecánicas, eléctricas y funcionales que debería cumplir el ergómetro, las cuales fueron desarrolladas por los miembros del Departamento de Ingeniería Electrónica.

De este modo, en primer lugar se estudiaron cuáles eran las variables biomecánicas y fisiológicas de interés que el ergómetro debía medir y qué rangos de medida eran los más adecuados.

En segundo lugar se dedujeron cuáles eran los modos de funcionamiento que se querían implementar para configurar las pruebas de valoración. Se

pretendía que fueran variados y que permitieran efectuar cualquier prueba de esfuerzo adaptada a los usuarios de silla de ruedas.

2.3.1.1. Variables que se necesitan medir

A partir del estudio de la bibliografía específica referente a la valoración fisiológica de los deportistas mediante pruebas de esfuerzo, se ha podido conocer cuáles son las variables que se necesitan medir y/o controlar por el ergómetro a desarrollar.

Las variables que se suelen medir y/o controlar en las pruebas de esfuerzo que se realizan habitualmente con deportistas son la velocidad, la potencia, la pendiente y la frecuencia cardíaca. La base de cualquier prueba ergométrica reside en la posibilidad de controlar esas tres variables y monitorizar la frecuencia cardíaca. Lógicamente, las funciones de medición de las variables biomecánicas deberán realizarse con precisión, y el control de las condiciones de test deberá ser flexible y robusto.

De las variables a medir, la potencia, la velocidad y la pendiente deberían ser programables antes de ejecutar la prueba y controlables durante la realización de la misma, de tal modo que permita ajustar la carga de trabajo durante el test. La frecuencia cardíaca es la variable dependiente y representa la respuesta orgánica al esfuerzo, por lo que debe ser registrada sin posible control.

Evidentemente, el ergómetro es el instrumento que permite obligar al sujeto a realizar un esfuerzo físico perfectamente controlado y, salvo la medición de la frecuencia cardíaca, la medición de cualquier otra variable biomecánica, fisiológica o bioquímica que se quiera registrar, obligará a contar con el equipo específico (equipos de fotogrametría, analizador de gases, analizador de lactato, etc.).

Los rangos para cada una de esas magnitudes se han extraído a partir de diversas fuentes; tablas de marcas deportivas en pruebas paralímpicas, los límites fisiológicos fijados por la bibliografía o a partir de estudios específicos con usuarios de sillas de ruedas (Higgs, 1986; Poveda, 2001; Vanlandewijck y cols., 2001; Woude y cols., 1998).

En la siguiente tabla se presentan valores medidos para la potencia (Pot.) y la frecuencia cardíaca (FC) en atletas en silla de ruedas de elite (Woude y cols., 1998). Se resumen los datos correspondientes a atletas de ambos sexos, de distintas clases funcionales y a diferentes tipos de pruebas:

Sujetos	Clase	Sexo	Edad	Pot. Aeróbica (W)	Pot. 30s (W)	Pot. 5s (W)	Pot. pico (W)	FC (1/min)
3	T-51	H	30,7±8	22±9	23±4	32±10	84±38	112±8
4	T-52	H	29,5±7	51±17	68±9	89±12	211±39	126±4
8	T-53	H	31,4±3	86±21	100±16	127±19	283±38	162±16
23	T-54	H	27,0±5	106±16	138±2	178±34	396±83	171±12
4	T-52	M	46,0±4	30±7	38±10	53±15	120±29	134±34
3	T-53	M	26,0±5	64±11	77±17	94±21	195±44	162±11
3	T-54	M	23,0±3	61±13	76±5	101±10	206±21	179±17

Tabla 2: Valores de potencia y frecuencia cardíaca correspondientes a atletas en silla de ruedas (Woude y cols., 1998).

Aunque los valores medios de potencia máxima desarrollada en las pruebas de sprint de 30 segundos y 5 segundos no excede de los 200 W, si que se registraron picos de potencia de hasta 396 +/-83 W, mientras que la frecuencia cardíaca máxima registrada fue de 179 +/-17 ppm.

Los valores de velocidad más altos que se puede alcanzar en silla de ruedas oscilan alrededor de los 31 Km/h (8,61 m/s), que corresponden al récord del mundo de la prueba de 800 m para los atletas de la clase funcional T54.

2.3.1.2. Modos de funcionamiento

Los modos de funcionamiento que había que implementar debían ser variados, de tal modo que permitan efectuar cualquier tipo de prueba de esfuerzo. A partir de la revisión realizada en el estado del arte sobre las pruebas de esfuerzo más habituales y las condiciones de prueba que requieren, se estudiaron las diferentes formas de aplicar las cargas de trabajo durante una prueba en ergómetro. Las cuestiones más importantes se resumen a continuación:

De los métodos directos de medición del metabolismo aeróbico se deduce que uno de los modos de trabajo que hay que implementar es a **potencia constante**. El operador fijará el valor de potencia que el usuario debe entregar y el sistema de control debe ajustar el par resistente adecuado para obligar al usuario a desarrollar la potencia deseada.

De las pruebas isocinéticas se deduce que la forma de implementar éstas sobre el ergómetro es diseñar un modo de trabajo a **velocidad constante**, esto permitirá conocer el par máximo que es capaz de ejercer el usuario a lo largo del ciclo de impulso. Este modo de trabajo permitiría la posibilidad de valorar la potencia desarrollada a diferentes velocidades constantes.

Por otra parte, un escenario habitual para el desplazamiento en silla de ruedas es sobre rampas, por ejemplo en las carreras en silla de ruedas por carretera. Este escenario corresponde a realizar el esfuerzo físico a **par constante**. Por lo tanto, también se debe implementar un modo de trabajo que simule el desplazamiento sobre una pendiente de valor fijo. En este modo de trabajo, para desarrollar la misma velocidad que en horizontal, habrá que aplicar una potencia extra, calculada a partir del peso del usuario y de la pendiente fijada.

Por último, se ha considerado interesante incluir un modo de funcionamiento denominado **asistido**. En este modo el usuario no debe realizar

esfuerzo físico más que para mover sus brazos y las ruedas se mueven por sí solas a una velocidad establecida.

Finalmente, se realizó un proceso de calibración independiente para cada una de las variables que mide el ergómetro según detalla Martos (2003), en su trabajo de Tesis Doctoral.

2.3.2. VALIDACIÓN Y CALIBRACIÓN DEL ERGÓMETRO

Uno de los objetivos por los que se ha desarrollado el ergómetro era conseguir inducir al organismo incrementos lineales de esfuerzo. En el presente apartado se estudia si efectivamente un incremento lineal en la potencia demandada por el ergómetro produce incrementos igualmente lineales en la frecuencia cardíaca del deportista durante esfuerzos aeróbicos submáximos (mientras la energía se obtenga fundamentalmente mediante procesos aeróbicos, tal y como describen diversos autores (Hollmann y Hettinger, 1990; Conconi y cols., 1982) para personas sin discapacidad).

Además, se ha realizado una calibración adicional del equipo. Se ha comparado la respuesta del organismo en el ergómetro con la que se produce en la pista de atletismo para un ejercicio de similares características de duración e intensidad. Se ha estudiado la relación entre la potencia medida en el ergómetro y la velocidad de traslación de la silla de ruedas en la pista de atletismo (calibración ergómetro-pista), con el objetivo de poder aplicar los resultados obtenidos en el ergómetro al entrenamiento en la pista de atletismo y/o poder predecir a partir de pruebas hechas en laboratorio el rendimiento en la pista de atletismo.

2.3.2.1. Variables buscadas

Las variables buscadas han sido:

FC: Frecuencia cardíaca medida durante el esfuerzo como indicador de la intensidad del ejercicio, expresada en pulsaciones por minuto (ppm ó 1/min).

Pot: Potencia demandada por el ergómetro y entregada por el deportista, expresada en vatios (W)

VS: Velocidad de traslación de la silla de ruedas en la pista de atletismo, expresada en m/s ó Km/h.

FE: Frecuencia de embolada expresada en emboladas por minuto (1/min).

Lac30: Lactacidemia en sangre capilar tomada del lóbulo de la oreja a los 30 s de finalizar cada intensidad de ejercicio, expresada en mmol/l.

Se midieron las dos variables FC y Lac30 para comprobar cual de ellas es mejor indicador de la relación que hay entre la potencia medida en el ergómetro (Pot) con la velocidad medida en la pista de atletismo (VS) al comportarse de manera similar en el ergómetro y en la pista de atletismo, para permitir la calibración.

2.3.2.2. Instrumentos de medición

El instrumento utilizado para medir la FC y para volcar los datos al ordenador, así como para la retroalimentación y control de la VS por parte del sujeto son los mismos que los descritos en el apartado 2.2.3.

Como sistema de medición y control de la VS por parte del investigador se utilizó un cronómetro manual para medir el tiempo de paso en cada vuelta a la pista de atletismo (400 m).

Para la medición de la variable Pot se utilizó el ergómetro específico desarrollado.

Para el control de la FE se cronometró manualmente el tiempo que tardaba en hacer 10 emboladas completas para cada intensidad. Precisión del método 0,1 s lo que para frecuencias de embolada de 100/min supone un error relativo de 1% aproximadamente.

Para la medición de la Lac30 se utilizó un analizador portátil de lactato marca LACTATE-PRO®

2.3.2.3. Diseño y desarrollo de los experimentos

Estudio de la linealidad Pot-FC

Para estudiar si efectivamente un incremento lineal en la potencia demandada por el ergómetro producía incrementos igualmente lineales en la frecuencia cardíaca del deportista durante esfuerzos aeróbicos submáximos, se realizaron cuatro pruebas en diferentes momentos de la temporada y de condición física:

Para tres de esas pruebas se diseñó un protocolo incremental continuo escalonado submáximo siempre en modo a potencia constante (intervalos de 1 minuto) obligando al sujeto a mantener una frecuencia de embolada similar a la que utiliza en la pista de atletismo a las velocidades a las que normalmente entrena y compite (entre 90 y 100 emboladas por minuto). La potencia inicial fue de 6 W para el test 1 y el test 2, y de 5 W para el test 3. Cada minuto transcurrido el ergómetro aplicaba un freno tal que exigía al sujeto generar 3 W más para mantener la velocidad de ejecución. La prueba finalizaba cuando el sujeto sobrepasaba una frecuencia cardíaca de 170 ppm (próxima al umbral anaeróbico).

Además se hizo otra prueba (test 4) con una silla de ruedas estándar (no deportiva) a velocidades muy bajas (entre 0,8 y 1m/s) que nada tiene que ver con las velocidades a las que normalmente entrena y compite. La potencia inicial fue de 10 W y los incrementos de potencia fueron de 5 W cada minuto.

Calibración ergómetro-pista

Con el objetivo de poder comparar la respuesta del organismo en el ergómetro, con la que se produce en la pista de atletismo para un ejercicio de similares características de duración e intensidad, se diseñó un protocolo incremental discontinuo de 6 intensidades diferentes con una duración de 6 minutos en cada intensidad (durante el primer minuto se alcanzaba progresivamente la velocidad establecida, la cual se mantenía constante durante el resto del tiempo) y 5 minutos de recuperación entre cada una de ellas. Las intensidades en el ergómetro fueron 7, 14, 21, 28, 35 y 42 W con una frecuencia de embolada similar a la que utiliza en la pista de atletismo a las velocidades a las que normalmente entrena y compite (entre 90 y 100 emboladas por minuto). En la pista de atletismo las intensidades fueron 15, 17, 19, 21, 23 y 25 Km/h.

Ambas pruebas se hacían el mismo día, se realizaron en dos ocasiones y en meses consecutivos del periodo competitivo, reproduciendo el mismo protocolo y en el mismo orden.

El aro de propulsión utilizado en estas pruebas fue el de 36 cm de diámetro.

2.3.2.4. Tratamiento de datos

Estudio de la linealidad Pot-FC

Una vez obtenidos los datos primarios de FC y almacenados en el pulsómetro se volcaron al ordenador mediante la interfase y la aplicación descritas en el apartado correspondiente a los instrumentos de medición.

Los datos de frecuencia cardíaca se exportaron al programa de estadística Statgraphics Plus 5.1 mediante el cual se calcularon los valores medios de frecuencia cardíaca correspondientes a cada intensidad o intervalo de potencia. Los datos que estaban por encima de una frecuencia cardíaca de 170 ppm

(intensidad aproximada de umbral anaeróbico del atleta estudiado según valoraciones realizadas) y por debajo de 120 ppm fueron eliminados.

Se calculó la correlación (Pearson) entre las medias de la frecuencia cardíaca y la potencia medida en el ergómetro, fijando un nivel de significación $\alpha=0,05$.

Calibración ergómetro-pista

Para la calibración ergómetro-pista se estudiaron las curvas de frecuencia cardíaca y lactacidemia en función tanto de la velocidad de traslación de la silla de ruedas en la pista de atletismo como de la potencia demandada por el ergómetro.

Una vez obtenidos los datos primarios (frecuencia cardíaca en el ergómetro y en la pista de atletismo) y almacenados en el pulsímetro, se volcaron al ordenador mediante la interfase y la aplicación descritas. Los datos de frecuencia cardíaca se exportaron al programa de estadística Statgraphics Plus 5.1 mediante el cual se calcularon los valores medios de frecuencia cardíaca correspondientes a cada intensidad (una vez eliminados los valores correspondientes al primer minuto) a partir de los cuales se elaboraron las curvas de frecuencia cardíaca.

Las curvas de lactacidemia se elaboraron a partir de los valores obtenidos con el analizador portátil de lactato (un único valor para cada intensidad) en el ergómetro y en la pista de atletismo.

Las curvas obtenidas sirvieron para determinar mediante comparación que variable dependiente (FC ó Lac30) mostraba un comportamiento más similar entre el ergómetro y la pista de atletismo, para las intensidades a las que se realizaron las pruebas.

Una vez seleccionada la variable dependiente de referencia se estudió que tipo de regresión se ajustaba mejor al comportamiento de dicha variable frente tanto a la potencia medida en el ergómetro como a la velocidad de traslación de la

silla de ruedas en la pista de atletismo, por medio de regresiones simples (lineal y exponencial).

A partir de las ecuaciones anteriores (de las que mejor se ajustaban) se obtuvo una tercera ecuación que permite calcular la velocidad de traslación en silla de ruedas en la pista de atletismo a partir de la potencia medida en el ergómetro, es decir, la velocidad de traslación que correspondería en la pista de atletismo para determinados valores de potencia medidos en el ergómetro.

2.4. OPTIMIZACIÓN DEL RENDIMIENTO DE UN ATLETA DE ELITE

Una vez realizado un primer estudio descriptivo y desarrollado un ergómetro específico para la valoración biomecánica y fisiológica de atletas en silla de ruedas, se abordaron una serie de estudios dirigidos a la optimización del rendimiento deportivo del atleta Santiago Sanz Quinto.

En primer lugar se llevó a cabo una valoración del metabolismo aeróbico del atleta, tanto en el laboratorio (utilizando el ergómetro desarrollado) como en la pista de atletismo. En segundo lugar se desarrolló un estudio dirigido a determinar el efecto del diámetro del aro de propulsión sobre el rendimiento. Por último, se realizó un estudio con el objetivo de mejorar la aerodinámica del conjunto silla-atleta.

2.4.1. VALORACIÓN DEL METABOLISMO AERÓBICO

Una vez desarrollado el ergómetro específico, se realizaron 3 pruebas de esfuerzo con análisis de gases en laboratorio. De modo paralelo, se diseñó un test denominado "MP3", basado en el test de Conconi y cols., (1982) pero mucho más progresivo, con el objetivo de determinar el umbral anaeróbico en la pista de atletismo a partir de la evolución de la frecuencia cardíaca y la velocidad de traslación.

2.4.1.1. Variables buscadas

FC: Frecuencia cardíaca durante el esfuerzo como indicador de la intensidad del ejercicio, expresada en pulsaciones por minuto (ppm ó 1/min).

UanFC: Umbral anaeróbico determinado a través de la frecuencia cardíaca, expresado en pulsaciones por minuto (ppm ó 1/min) y/ó en velocidad (m/s ó Km/h).

Pot: Potencia demandada por el ergómetro y entregada por el deportista, expresada en vatios (W)

VS: Velocidad de traslación en la pista de atletismo, expresada en m/s ó Km/h.

VO₂: Consumo de oxígeno como indicador de la intensidad del ejercicio en el laboratorio, expresado en l/min ó en ml/min (valores absolutos) y/ó en ml/kg/min (valores relativos al peso corporal).

VCO₂: Volumen de dióxido de carbono en el aire espirado, expresado en ml/min.

VE: Ventilación, expresado en l/min.

VT₂: Umbral ventilatorio 2, calculado a partir de los valores espirométricos obtenidos con el analizador de gases, expresado en valores de potencia en vatios (W) y/ó frecuencia cardíaca en pulsaciones por minuto (ppm ó 1/min).

FE: Frecuencia de embolada expresada en emboladas por minuto (1/min).

2.4.1.2. Instrumentos de medición

Para la medición de la FC y la estimación del UanFC se utilizaron los mismos instrumentos descritos en el apartado 2.2.3., excepto en la primera prueba preliminar en la que se utilizó un electrocardiógrafo (que no dio buen resultado, debido a la posición del sujeto en la silla de ruedas y a los movimientos de propulsión).

Para la medición de la Pot se utilizó el ergómetro específico desarrollado.

La VS se controló mediante un sistema de retroalimentación basado en un dispositivo portátil de sonido (reproductor MP3), unas marcas visuales colocadas en la pista de atletismo cada 50m (conos) y la reproducción de un archivo de sonido digital (MP3) previamente editado, que indicaba el ritmo a seguir.

La medición del VO_2 , del VCO_2 y de la VE se realizó en dos laboratorios diferentes. En el laboratorio del Centro de Medicina Deportiva de Chestre (Valencia), donde se realizaron las dos primeras pruebas, se utilizó un analizador de gases SensorMedics Vmax29c, y en el Instituto de Medicina Deportiva del Complejo Deportivo Municipal de la Petxina (Valencia), donde se realizó la tercera prueba, se utilizó un equipo Jaeger Oxicon Alpha.

El cálculo del VT_2 se realizó a partir de las mediciones anteriores.

Para el control de la FE se cronometró manualmente el tiempo que tardaba en hacer 10 emboladas completas para cada intensidad. Precisión del método 0,1s lo que para frecuencias de embolada de 100/min supone un error relativo de 1% aproximadamente.

2.4.1.3. Diseño y desarrollo de los experimentos

Pruebas de esfuerzo en laboratorio

Se realizaron 3 pruebas de esfuerzo con análisis de gases en laboratorio, dos "preliminares" en el Centro de Medicina Deportiva de Chestre (Valencia) y otra "final" en el Instituto de Medicina del Deporte del Complejo Deportivo Municipal de la "Pexina" (Valencia). En todas ellas el atleta iba montado en su propia silla de ruedas y se utilizó el ergómetro desarrollado.



Figura 14: Santiago Sanz durante una de las pruebas de esfuerzo en laboratorio.

Uno de los principales objetivos de las dos pruebas preliminares fue determinar cual era el incremento de potencia ideal para llevar a cabo una prueba de valoración del metabolismo aeróbico que permitiera determinar del modo más preciso el consumo máximo de oxígeno (VO_2 máx.) y el umbral ventilatorio 2 (VT_2). Su duración debería oscilar entre los 8 y los 14 minutos (Duncan y cols., 2000).

De este modo se decidió realizar la primera prueba con incrementos de 2 W y la segunda con incrementos de 3 W, potencia con la que finalmente se realizaría la prueba definitiva.

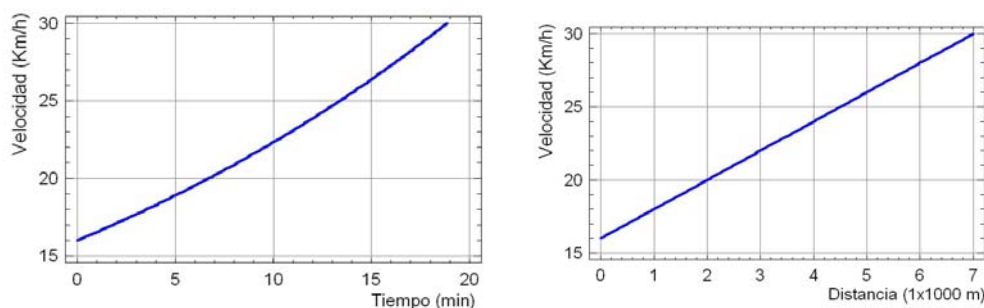
En ambos casos se diseñó un protocolo incremental continuo escalonado máximo a modo de potencia constante, partiendo de una potencia inicial de 6 W, con escalones de 1 minuto de duración. El sujeto debía mantener una frecuencia de embolada similar a la que utiliza en la pista de atletismo a las velocidades a las que normalmente entrena y compite (entre 90 y 100 emboladas por minuto) y el análisis de gases se efectuó "respiración a respiración", bajo condiciones ambientales estándar y controladas.

La tercera prueba de esfuerzo ya se realizó en periodo competitivo (máximo estado de forma), en el Instituto de Medicina del Deporte del Complejo Deportivo Municipal de la "Petxina" (Valencia). El protocolo empleado fue el mismo que el de las pruebas preliminares, con incrementos de 3 W, pero comenzado a partir de una potencia inicial de 8 W.

Pruebas en la pista de atletismo: Test "MP3"

Para llevar a cabo estas pruebas se diseñó un test de campo que se denominó "MP3", basado en el de Conconi y cols., (1982) pero intentando hacerlo mucho más progresivo, con el objetivo de determinar la intensidad de umbral anaeróbico en la pista de atletismo a partir de la relación entre la frecuencia cardíaca y la velocidad de traslación. Estas pruebas se realizaron en diferentes momentos de la temporada, incluyendo uno que se hizo al día siguiente de realizar la última prueba de laboratorio, por lo que se han podido comparar ambos resultados, los del laboratorio con los de la pista.

Los Test MP3 se realizaron con el sujeto montado en su propia silla de ruedas, en una pista de atletismo marcada mediante un cono cada 50 m. El sujeto debía seguir el ritmo marcado por un dispositivo portátil de sonido (MP3) que reproducía un archivo de sonido digital previamente editado, alcanzando los conos al mismo tiempo que sonaba la señal. En el momento de empezar el test se accionaba simultáneamente el pulsómetro y el "play" del dispositivo MP3. Desde ese momento el sujeto disponía de 10 segundos para progresivamente alcanzar la velocidad inicial de comienzo del test, justo al pasar por la línea de meta. Se diseñó un protocolo incremental continuo en rampa máximo, en el que se comenzaba a una velocidad de 16Km/h y cada 50m (cada cono) se incrementaba 0,1 Km/h su velocidad.



Gráfica 1: Evolución de la velocidad de traslación según el protocolo del Test MP3 en función del tiempo o de la distancia recorrida.

En la Gráfica 1 se muestra cómo evoluciona la velocidad de traslación en función del tiempo o de la distancia recorrida durante el Test MP3.

2.4.1.4. Tratamiento de datos

Pruebas de esfuerzo en laboratorio

Para todas las pruebas de esfuerzo realizadas en laboratorio se obtuvo un archivo con los datos completos extraídos del analizador de gases y del ergómetro. El equipo médico de cada centro elaboró un informe valorando el consumo máximo de oxígeno y el umbral anaeróbico por el método ventilatorio.

Para los datos de la tercera prueba se calculó (mediante Statgraphics Plus 5.1) el valor medio de consumo de oxígeno correspondiente a cada intervalo de potencia constante a partir de los valores de consumo de oxígeno medidos respiración a respiración, con el objetivo de estudiar la relación entre la evolución del consumo de oxígeno y la potencia demandada por el ergómetro.

También se calculó el valor medio de frecuencia cardíaca correspondiente a cada intervalo de potencia constante a partir de los datos primarios almacenados en el pulsómetro, con el objetivo de estudiar la relación entre la frecuencia cardíaca y la potencia demandada por el ergómetro.

Test MP3 (pista)

Para los datos de frecuencia cardíaca se realizó el mismo tratamiento que en el apartado anterior, calculando, además de los valores medios de frecuencia cardíaca, el error estándar de frecuencia cardíaca correspondiente a cada nivel de velocidad representado.

Se obtuvo una gráfica frecuencia cardíaca-velocidad, representando la media de frecuencia cardíaca, con su intervalo de error estándar, para cada intervalo de velocidad (VS). A continuación se trazó una recta que une los valores

medios de frecuencia cardíaca, pasando a una distancia inferior al error estándar, y determinando de modo gráfico el punto de deflexión de esa recta, el cual corresponde según Conconi y cols., (1982) al umbral anaeróbico. El trazado de la recta se inició en todos los casos a partir de una frecuencia cardíaca de 120/min (comienzo de la relación lineal entre la frecuencia cardíaca y la velocidad, según los resultados del estudio descriptivo y diversos autores como Hollmann y Hettinger, 1990; Conconi y cols., 1982; Bravo y cols., 1998, Hegedüs, 1996).

2.4.2. OPTIMIZACIÓN DEL ARO DE PROPULSIÓN

Según se ha detallado en apartados anteriores, el aro de propulsión es uno de los elementos cuyas características podrían resultar fundamentales en relación a la eficiencia con la que el atleta transmite su fuerza a las ruedas y la elección de su diámetro podría afectar directamente a variables como la frecuencia de embolada, la frecuencia cardíaca, la lactacidemia y, en definitiva, al rendimiento deportivo.

De este modo, esta parte del trabajo se centró en la determinación del efecto del diámetro del aro de propulsión de la silla de ruedas de atletismo sobre la frecuencia cardíaca y la lactacidemia que se produce a velocidades de competición.

2.4.2.1. Variables buscadas

FC: Frecuencia cardíaca medida durante el esfuerzo como indicador de la intensidad del ejercicio en la pista de atletismo, expresada en pulsaciones por minuto (ppm ó 1/min).

Lac30: Lactacidemia en sangre capilar tomada del lóbulo de la oreja a los 30s de finalizar cada periodo de ejercicio, expresada en mmol/l.

VS: Velocidad de traslación de la silla de ruedas en la pista de atletismo, expresada en m/s ó Km/h.

2.4.2.2. Instrumentos de medición

El instrumento utilizado para medir la FC y para volcar los datos al ordenador, así como para la retroalimentación y control de la VS por parte del sujeto son los mismos que los descritos en el apartado 2.2.3.

Para la medición de la lactacidemia (Lac30) también se utilizó un analizador portátil de lactato marca LACTATE-PRO®.

2.4.2.3. Diseño y desarrollo de los experimentos

Se diseñó un experimento dirigido a determinar el nivel de Estrés Físico, en términos de Frecuencia Cardíaca y Lactacidemia (Janssen, Dallmeijer y Woude, 2001) que ocasionaría el empleo de tres aros de propulsión diferentes a tres velocidades de desplazamiento distintas.

En primer lugar el atleta realizó su calentamiento habitual consistente en un rodaje de 15 minutos, sesión de estiramientos suaves y algunas progresiones hasta 22 Km/h y 24 Km/h, velocidades que alcanzaría en el test.

De inmediato se comenzó con un total de 9 series de 5 minutos de rodaje a velocidad mantenida, distribuidas de modo aleatorio, alternando 3 aros de propulsión diferentes, de 34 cm, 36 cm y 38 cm de diámetro respectivamente (éste último es el que utilizan la mayor parte de corredores en silla de ruedas) y 3 velocidades distintas, 20 Km/h, 22 Km/h y 24 Km/h.



Figura 15: Cambio de aros durante el estudio de la optimización del aro de propulsión.

Cabe destacar que dos de las velocidades estudiadas suponían un esfuerzo de intensidad inferior a su umbral anaeróbico (intensidad de ejercicio teóricamente soportable durante periodos prolongados de tiempo) y la tercera velocidad suponía un esfuerzo de intensidad superior a dicho umbral, para el momento de la temporada en que se llevó a cabo el estudio (según las referencias facilitadas por su entrenador).

El atleta comenzó cada serie con una aceleración suave durante 200 m, antes de alcanzar la velocidad exigida en cada serie, con el objetivo de evitar un esfuerzo demasiado explosivo que podría generar mayor lactacidemia de la correspondiente al esfuerzo demandado.

El tiempo de recuperación entre las series fue de entre 10 y 11 minutos, con el fin de dar tiempo al aclarado del ácido láctico generado y al cambio de los aros de propulsión.

2.4.2.4. Tratamiento de datos

Con los datos de frecuencia cardíaca obtenidos se realizó un Análisis de Varianza Multifactor (ANOVA) buscando diferencias significativas en la Frecuencia Cardíaca según el factor de clasificación Velocidad (niveles: 20 Km/h, 22 Km/h y 24 Km/h) y Diámetro de Aro (niveles: 34 cm, 36 cm, 38 cm), así como la interacción entre ambos factores. Se fijó un nivel de significación $\alpha=0,05$.

Los datos de lactacidemia obtenidos (un único valor para cada serie) se utilizaron para contrastar los resultados obtenidos de frecuencia cardíaca y analizar el efecto del diámetro de aro sobre la actividad muscular desarrollada.

2.4.3. OPTIMIZACIÓN AERODINÁMICA

En búsqueda de la optimización de los componentes de la silla de ruedas y los equipamientos, se construyó un carenado que mejoraría la aerodinámica de la silla de ruedas y se adquirió un casco de contrarreloj (el uso de un casco es obligatorio). De este modo, y con el objetivo de comprobar la eficiencia aerodinámica tanto del carenado como del nuevo casco se llevaron a cabo una serie de pruebas según se describe a continuación:

2.4.3.1. Variables buscadas

VSmáx: Velocidad máxima de traslación de la silla de ruedas alcanzada durante el test, expresada en km/h.

VV: Velocidad del viento expresado en m/s

2.4.3.2. Instrumentos de medición

Para la medición de la VSmáx se utilizó un sistema de cronometraje electrónico por fotocélulas marca Sportmetrics, modelo ChronoMaster, con una precisión de 0,001 s.

Para la medición de la VV se utilizó un anemómetro digital marca MONDO® modelo RS232.

2.4.3.3. Diseño y desarrollo de los experimentos

Se buscó una zona de carretera sin tráfico de uso exclusivo de ciclistas (término de Olocau, Valencia) con buen asfalto en la que hubiera una cuesta recta de pendiente bastante constante y que permitiera, en unos 200 m, alcanzar una velocidad final próxima a los 40 Km/h.

La salida se efectuaba de parado, desde una señal colocada al comienzo de la cuesta, partiendo siempre de la misma posición (con las manos en el manillar, en postura aerodinámica de descenso). Al soltar el freno comenzaba el deslizamiento y al final de la cuesta (tras recorrer 209 m) se midió, mediante dos barreras de fotocélulas, el tiempo empleado en recorrer los últimos 10 m.



Figura 16: Medición de la velocidad durante un descenso sin carenado y con casco de contrarreloj.

Se realizaron un total de 20 descensos, los primeros 10 con carenado y el resto sin carenado, alternando el tipo de casco utilizado en cada lanzamiento de forma aleatoria (se probó un casco de contrarreloj marca Bell® modelo Meteor II y un casco ventilado marca Giro® modelo Atmos). Los descensos con y sin carenado no se pudieron aleatorizar debido a que el carenado estaba construido con un material termoadhesivo que requiere un proceso de varias horas de construcción. De este modo se optó por hacer primero los descensos con el carenado y luego romperlo, limpiarlo bien, antes de realizar los descensos restantes.



Figura 17: Detalle del carenado construido y de los cascos (de contrarreloj y ventilado) analizados.

De modo complementario, se midió la velocidad del viento en cada repetición para poder estudiar el posible efecto de este factor ambiental.

2.4.3.4. Tratamiento de datos

Para estudiar el efecto del casco de contrarreloj se realizó un Análisis de Varianza (ANOVA) para la variable $V_{Sm\acute{a}x}$ en función del factor de clasificación Casco (casco ventilado o casco de contrarreloj) e incluyendo como covariante la variable VV .

Para estudiar el efecto del carenado se realizó un Análisis de Varianza (ANOVA) para la variable $V_{Sm\acute{a}x}$ en función del factor de clasificación Carenado (con carenado o sin carenado) e incluyendo como covariante la variable VV .

Para todos los tratamientos se fijó un nivel de significación de $\alpha=0,05$

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

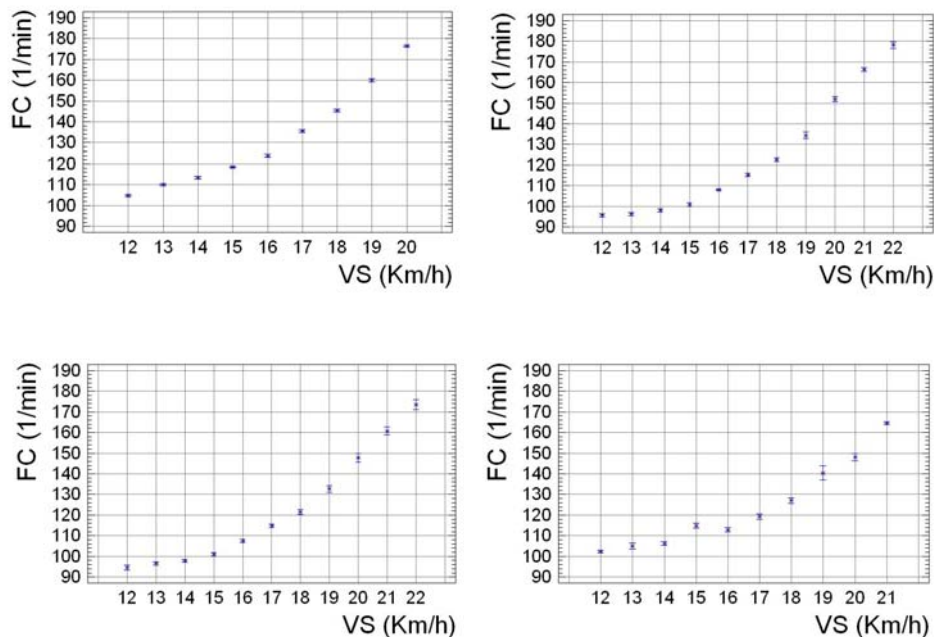
A continuación se detallan y discuten los resultados obtenidos en cada uno de los estudios llevados a cabo durante el desarrollo de la presente Tesis Doctoral.

3.1. ESTUDIO DESCRIPTIVO DE LA PROPULSIÓN

En este primer apartado se analizan los resultados correspondientes al estudio descriptivo realizado sobre la pista de atletismo y dirigido a estudiar la evolución de la frecuencia cardíaca, la frecuencia de embolada y el tiempo de contacto de la mano con el aro de propulsión, en función de la velocidad de traslación de la silla de ruedas.

3.1.1. FRECUENCIA CARDÍACA Y VELOCIDAD

En primer lugar se confirma que la frecuencia cardíaca aumenta con el incremento de la velocidad aunque su comportamiento no es totalmente lineal.



Gráfica 2: Evolución de la frecuencia cardíaca en función de la velocidad de traslación para las cuatro pruebas realizadas.

A velocidades bajas presenta una pendiente muy suave hasta que se produce un primer cambio de pendiente sobre las 120 ppm, a partir del cual se mantiene una relación lineal hasta aproximadamente las 170 ppm.

DISCUSIÓN

Estos resultados concuerdan con lo que mantienen diferentes autores como Hollman y Hettinger (1990), Conconi y cols. (1982), Bravo y cols. (1998) y Hegedüs (1996), quienes confirman que para deportes como la carrera a pie, la evolución de la frecuencia cardíaca es lineal a partir de una determinada intensidad, mientras la energía se obtenga fundamentalmente mediante procesos aeróbicos.

Sin embargo, cuando se intentó determinar la intensidad de umbral anaeróbico a través de la relación entre la frecuencia cardíaca y la velocidad de traslación de la silla de ruedas, basándose en el método de Conconi y cols. (1982), no se pudo detectar el "punto de deflexión" que correspondería a dicha intensidad, obteniéndose incluso un disparo en lugar de un descenso en la pendiente.

Las causas de este hallazgo podrían ser varias. En primer lugar, el protocolo podría no ser el adecuado, quizás debido a una velocidad inicial demasiado baja o incrementos demasiado grandes de la carga. Esto motivó que se realizaran pruebas posteriores con un nuevo protocolo menos estándar y diseñado especialmente para el presente estudio, con aumentos muy progresivos de la velocidad (Test MP3).

En segundo lugar se podría estar detectando una importante pérdida de eficiencia mecánica en la propulsión, a medida que aumenta la velocidad de traslación de la silla de ruedas, o al sobrepasar ciertos niveles.

Este último hecho podría explicarse satisfactoriamente si se admite la comparación del atletismo en silla de ruedas con otros deportes como el ciclismo, donde el deportista puede modificar el desarrollo (relación de transmisión) en función de la velocidad, para mantener una frecuencia de pedaleo más o menos constante u óptima.

Sin embargo, un atleta en silla de ruedas no puede cambiar de "marcha" y, para aumentar su velocidad de traslación, la única opción que tiene es aumentar su frecuencia de embolada o conseguir aplicar un impulso mecánico mayor en cada golpeo. El problema es que, a su vez, la aplicación de un impulso mecánico algo mayor supone aplicar una fuerza mucho mayor durante tiempos de contacto cada vez menores, lo cual presenta irremediamente un límite físico infranqueable. El aumento de la velocidad de propulsión, o la capacidad de mantener velocidades elevadas, se convierte en un tema íntimamente relacionado con la eficiencia de la propulsión.

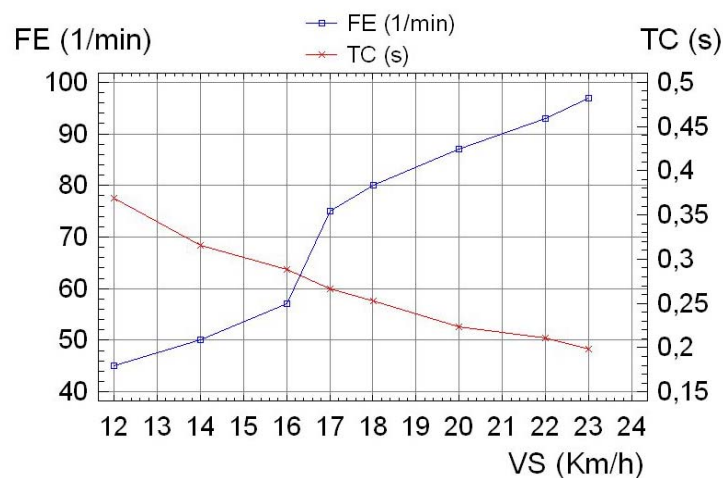
Finalmente, aunque el atleta en silla de ruedas no puede "cambiar de marcha", sí puede elegir previamente el diámetro del aro de propulsión más adecuado a su nivel de rendimiento y más concretamente para las velocidades a las que tiene previsto desplazarse.

De acuerdo a todo lo expuesto resulta evidente que el siguiente paso en el presente estudio era probar aros de propulsión de diferentes diámetros para estudiar como se modifica la Eficiencia Mecánica, a través de las variables Frecuencia de Embolada y Tiempo de Contacto y de este modo obtener criterios para seleccionar el diámetro de aro más adecuado.

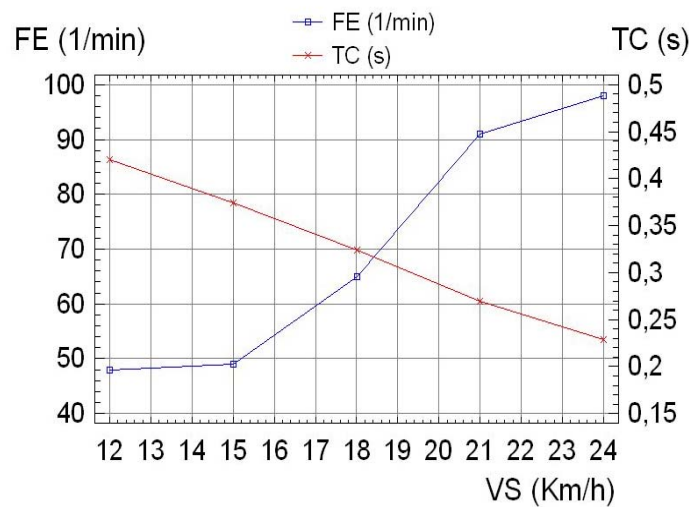
3.1.2. FRECUENCIA DE EMBOLADA, TIEMPO DE CONTACTO, VELOCIDAD Y DIÁMETRO DEL ARO

A continuación se detallan los resultados de los estudios dirigidos a estudiar la evolución de la frecuencia de embolada y el tiempo de contacto, tanto en función de la velocidad de traslación como del diámetro del aro de propulsión utilizado.

Según se refleja en las gráficas 3 y 4, se ha observado que la frecuencia de embolada aumenta con la velocidad de traslación de la silla de ruedas. Sin embargo esta relación no es totalmente lineal sino que presenta un salto importante (similar a un offset), entre los 16 Km/h y los 19 Km/h, dependiendo del diámetro de aro que se utilice.



Gráfica 3: Evolución de la frecuencia de embolada y del tiempo de contacto de la mano con el aro de propulsión, a diferentes velocidades, utilizando un aro de 38 cm de diámetro.



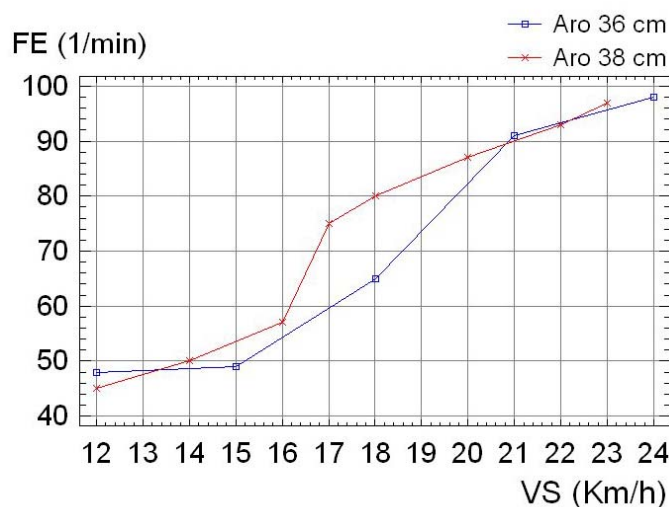
Gráfica 4: Evolución de la frecuencia de embolada y del tiempo de contacto de la mano con el aro de propulsión, a diferentes velocidades, utilizando un aro de 36 cm de diámetro.

Este salto en la relación, que ocurre a velocidades más bajas cuando se utiliza un aro de propulsión de 38 cm de diámetro que con uno de 36 cm, se puede interpretar como un cambio cualitativo en la técnica, como el que se produce cuando se pasa de la marcha a la carrera a pie, por ejemplo.

Por otra parte, se pudo observar (Gráfica 5) que para las velocidades a las que normalmente entrenaba el atleta (entre 21 y 24 Km/h) la frecuencia de embolada con los aros más pequeños (36 cm) oscilaba entre 90/min y 100/min, sin embargo, con el aro más grande (38 cm) el atleta no es capaz de mantener una velocidad de 24 Km/h (el máximo que podía mantener era de 23 Km/h).

Puede decirse además que, con una misma frecuencia de embolada, se consiguen velocidades más altas con el aro de 36 cm que con el de 38 cm. Por ejemplo, para una frecuencia de embolada de 80/min, con el aro más grande la velocidad es de 18 Km/h, mientras que con el aro más pequeño la velocidad es de 20 Km/h.

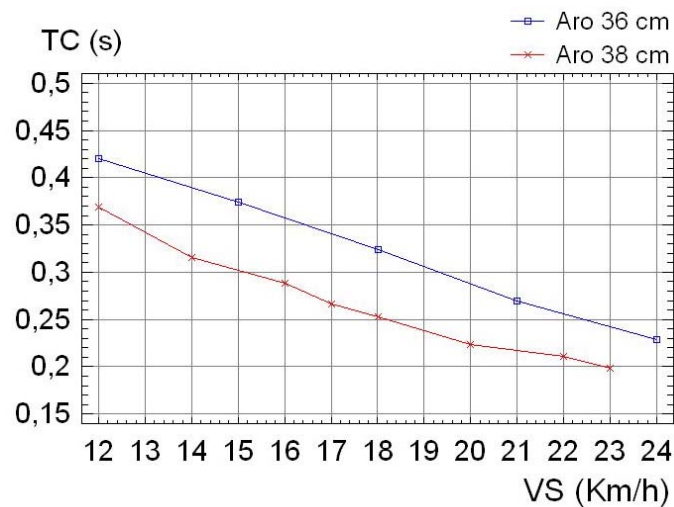
Todos estos primeros resultados parecen confirmar que el diámetro del aro de propulsión tiene un efecto importante sobre la frecuencia de embolada y sobre el rendimiento deportivo.



Gráfica 5: Evolución de la frecuencia de embolada en función de la velocidad de traslación y del diámetro del aro de propulsión (38 cm ó 36 cm).

Paralelamente, se detectó una relación fuertemente lineal, aunque inversa, entre el tiempo de contacto y la velocidad de traslación ($p < 0,0001$; $R = -0,9821$, para el aro de 38 cm; $R = -0,9992$, para el aro de 36 cm) de modo que el tiempo de contacto de la mano con el aro de propulsión disminuye a medida que aumenta la velocidad de traslación.

Del mismo modo, cuando se comparan los tiempos de contacto de la mano con el aro de propulsión (Gráfica 6), en función del aro de propulsión utilizado (36 cm ó 38 cm), se observa que para cualquier velocidad de traslación, el tiempo de contacto es claramente mayor con el aro de 36 cm de diámetro. Esto podría relacionarse claramente con una mayor eficiencia mecánica en la propulsión ya que el atleta tiene un mayor tiempo para aplicar fuerza en cada embolada.



Gráfica 6: Evolución del tiempo de contacto de la mano con el aro de propulsión en función de la velocidad de traslación y del diámetro del aro de propulsión (38 cm ó 36 cm).

DISCUSIÓN

En primer lugar debe decirse que los resultados obtenidos coinciden con lo que apuntan diversos autores (Moss y cols., 2005; Wang y cols., 1995; Woude y cols., 1989a; Veeger y cols., 1989), la frecuencia de embolada aumenta y el tiempo de contacto de la mano con el aro de propulsión disminuye, conforme aumenta la velocidad.

Además, tal y como sugieren autores como Goosey y cols. (1997; 1998; 2000), Okawa y cols. (1999), Chow y cols. (2001), De Groot y cols. (2002), Boninger y cols. (2002) y Woude y cols. (1989b) una frecuencia de embolada menor y un tiempo de empuje mayor en cada ciclo se podría relacionar con una mayor eficiencia mecánica en la propulsión. En el presente estudio con la utilización del aro de menor diámetro (36 cm en vez de 38 cm) se conseguiría mejorar la eficiencia en la propulsión.

3.2. DESARROLLO DE UN ERGÓMETRO PARA SILLAS DE RUEDAS

A continuación se presentan los resultados obtenidos del proceso de desarrollo y utilización del ergómetro específico para sillas de ruedas, destacando que tanto el diseño de sus componentes mecánicos y electrónicos, como el proceso de construcción y calibración inicial, fue llevado a cabo por el Departamento de Ingeniería Electrónica de la Universidad de Valencia (Martos, 2003).

3.2.1. DISEÑO DE LAS ESPECIFICACIONES DEL ERGÓMETRO

Se ha diseñado y construido un ergómetro específico para la valoración biomecánica y fisiológica de deportistas en silla de ruedas que reúne casi completamente las características fijadas previamente por los miembros del grupo de investigación, tal y como se resume a continuación.

A nivel mecánico el ergómetro se basa en una pareja de rodillos sobre las que se apoyan las ruedas propulsoras de la silla, un sistema electromecánico de frenado formado por un alternador encargado de aplicar el par de frenado necesario y un motor para la autocalibración y compensación de pérdidas. Además, el sistema tiene un volante que aporta la inercia necesaria al conjunto.

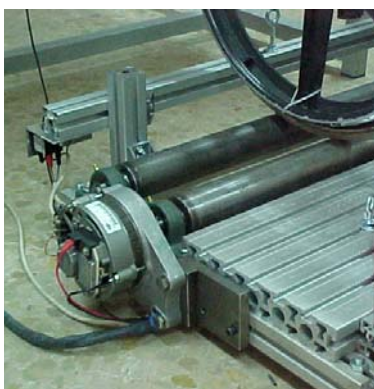


Figura 18: Detalle de la pareja de rodillos y del alternador en los que se basa el ergómetro desarrollado.



Figura 19: Detalle del volante que aporta la inercia en el ergómetro desarrollado.

Un sistema de control permite realizar todas las mediciones y el control de los modos de trabajo. A través de este sistema se introducen y se presentan los datos de las pruebas que se realicen con el ergómetro.

Estos dos sistemas descritos forman el ergómetro básico que puede funcionar de forma autónoma dotándose además de un sistema de almacenamiento y análisis basado en un programa informático que gestiona los datos capturados, los trata, representa y almacena para su posterior análisis.



Figura 20: Vista general del ergómetro desarrollado (específico para atletas en silla de ruedas).

3.2.1.1. Variables que mide

Las variables que el ergómetro mide y/o controla de forma integrada son la velocidad, la potencia, la pendiente y la frecuencia cardíaca y, debido a que se pretendía desarrollar un sistema ergométrico de amplia aplicabilidad, se han establecido los rangos para cada magnitud un poco más allá de los valores extremos detectados en la bibliografía (un 25%).

En la tabla 3 se presentan los valores mínimos y máximos fijados para cada una de las magnitudes medidas, mientras en la tabla 4 se presenta su resolución.

Magnitud	Mínimo	Máximo	Unidad
Potencia	0	500	W
Velocidad	0	11,1	m/s
FC	50	200	ppm

Tabla 3: Valores mínimos y máximos para las variables biomecánicas.

Magnitud	Resolución
Potencia	1W
Velocidad	0,1 m/s
FC	1 ppm

Tabla 4: Resolución de medida del ergómetro.

3.2.1.2. Modos de funcionamiento

Los modos de funcionamiento implementados fueron los siguientes:

Modo a potencia constante: En este modo el usuario estará entregando siempre la misma potencia, independientemente de la velocidad de rotación de los rodillos. Para ello, se mide la potencia entregada y si es menor que la programada en el protocolo se incrementa la resistencia hasta igualarla o viceversa.

Modo a velocidad constante: Este modo es lo que se denomina de tipo isocinético y el objetivo es que las ruedas giren a una velocidad prefijada, independientemente de la potencia que sea capaz de entregar. Si el usuario desarrolla una potencia elevada, el freno que impondrá el transductor será elevado, ajustándolo hasta limitar la velocidad. Por el contrario, si no puede desarrollar mucha potencia, el freno se reducirá hasta conseguir la velocidad deseada.

Modo a pendiente constante: Este modo simula las condiciones de desplazamiento sobre un terreno con pendiente, entre el 0% y 20%. Al subir una cuesta, la potencia que entrega el usuario debe contribuir no solamente a vencer los diferentes rozamientos sino también a incrementar su energía potencial. En este modo, se ajusta un par resistente determinado que se mantendrá fijo y será independiente de la velocidad y la potencia entregada por el usuario. El comportamiento es similar al de un ergómetro con freno por fricción.

Modo asistido: En este modo de funcionamiento un motor hace girar el rodillo sobre el que se apoyan las ruedas, lo que genera movimiento a una velocidad deseada. Este modo es útil para establecer periodos de calentamiento o de recuperación activa durante una prueba de esfuerzo, en un entrenamiento, etc.

DISCUSIÓN

Los modos implementados han demostrado ser suficientes y responder de una manera ajustada al comportamiento deseado, lo que convierte al ergómetro desarrollado en un instrumento muy efectivo para la valoración de deportistas usuarios de silla de ruedas, con las mismas posibilidades de aplicación que cualquier otro ergómetro (evaluación de la capacidad funcional, control cardiocirculatorio y respiratorio, valoración del metabolismo aeróbico y anaeróbico, prescripción de cargas de trabajo, control del entrenamiento, valoración de deportistas con sospecha de enfermedad coronaria como indicación de aptitud para la práctica deportiva, etc.).

De modo complementario, el ergómetro desarrollado puede ser utilizado como medio de entrenamiento en días de lluvia o mucho frío, para desarrollar objetivos específicos, o incluso para la recuperación activa después de una competición o entrenamiento muy intenso, utilizando el modo asistido.

A diferencia de otros instrumentos utilizados en la valoración de los deportistas en silla de ruedas, como por ejemplo los tapices rodantes adaptados, el ergómetro desarrollado permite medir directamente la potencia entregada por el deportista, sin necesidad de realizar cálculos matemáticos, que podrían verse afectados por pequeñas oscilaciones del tronco, de los brazos, de las manos, etc., y no pueden ser controladas. Además, el ergómetro desarrollado permite aplicar un modo de funcionamiento a potencia constante que no puede ser utilizado con el tapiz rodante adaptado y permite emplear protocolos en los que se busque un incremento lineal del esfuerzo solicitado al organismo.

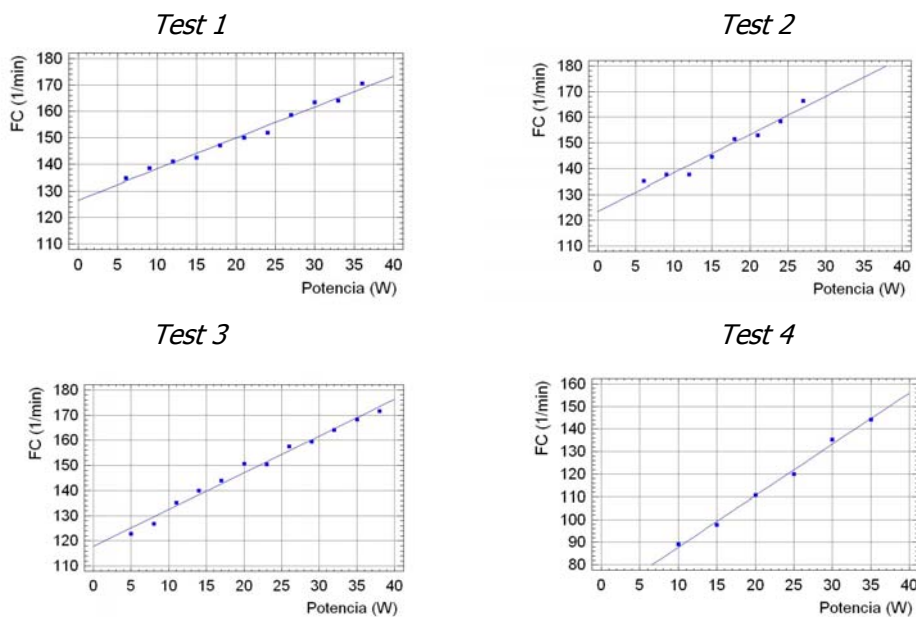
Aunque sería necesario realizar un estudio en mayor profundidad, y dedicado exclusivamente a la técnica de propulsión sobre el ergómetro, durante el desarrollo del presente trabajo ha podido intuirse que la propulsión sobre el ergómetro reproduce fielmente el gesto biomecánico específico que realiza el atleta en la pista de atletismo a diferencia de lo que ocurre, por ejemplo, con los frecuentemente utilizados ergómetros de manivela.

Si finalmente se añade el hecho de que el atleta va montado sobre su propia silla (a diferencia de los simuladores controlados por ordenador) y que el equipo permite simular la inercia del conjunto atleta-silla de ruedas, resulta evidente que se cuenta con una herramienta de gran calidad.

3.2.2. VALIDACIÓN Y CALIBRACIÓN DEL ERGÓMETRO

Estudio de la linealidad Pot-FC

Al estudiar la correlación entre la potencia demandada por el ergómetro y la frecuencia cardíaca durante un ejercicio incremental submáximo utilizando el ergómetro desarrollado, en todos los casos se encontró una correlación estadísticamente significativa ($P < 0,0001$) lineal y positiva (coeficientes de correlación R entre 0,9795 y 0,9974) lo cual demuestra que incrementos lineales en la potencia demandada por el ergómetro provocan un incremento igualmente lineal en la frecuencia cardíaca del deportista durante esfuerzos aeróbicos submáximos.



Gráfica 7: Correlación entre la potencia demandada por el ergómetro y la frecuencia cardíaca.

	Nivel de significación (p)	Coefficiente de correlación (R)	Varianza explicada (R ²)
TEST 1	<0,0001	0,9916	98,3297%
TEST 2	<0,0001	0,9795	95,9554%
TEST 3	<0,0001	0,9925	98,5069%
TEST 4	<0,0001	0,9974	99,4899%

Tabla 5: Datos estadísticos de los tests correspondientes al estudio de correlación entre la potencia demandada por el ergómetro y la frecuencia cardiaca.

Calibración ergómetro- pista

Los resultados de los test que se hicieron fueron los siguientes:

- Primera prueba de calibración:

ERGÓMETRO			PISTA DE ATLETISMO		
Pot (W)	FC (1/min)	Lac30 (mmol/l)	VS (Km/h)	FC (1/min)	Lac30 (mmol/l)
7	135	0,7	15	101	0,7
14	136	0,7	17	110	0,7
21	146	1,1	19	120	0,8
28	154	1,3	21	143	1,6
35	164	2,3	23	164	3,2
42	178	6,1	24	177	6,1

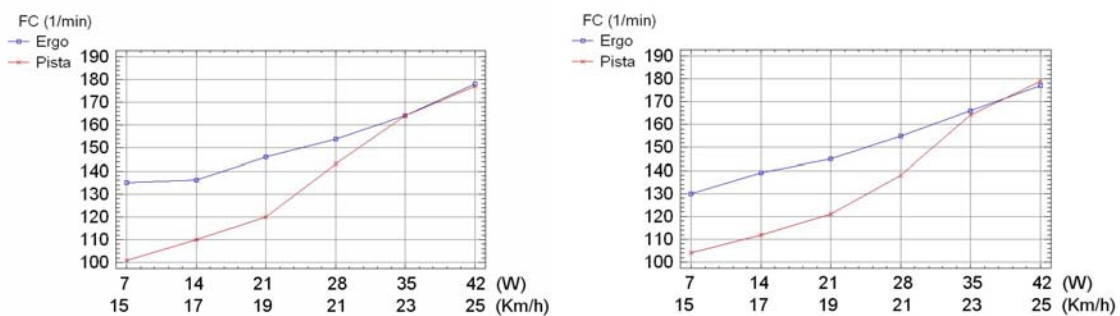
Tabla 6: Datos de la primera prueba de calibración ergómetro-pista.

▪ Segunda prueba de calibración:

ERGÓMETRO			PISTA DE ATLETISMO		
Pot (W)	FC (1/min)	Lac30 (mmol/l)	VS (Km/h)	FC (1/min)	Lac30 (mmol/l)
7	130	0,9	15	104	0,7
14	139	1,2	17	112	0,7
21	145	1,3	19	121	0,7
28	155	1,8	21	138	1,1
35	166	2,2	23	164	1,9
42	177	4,1	25	179	5,8

Tabla 7: Datos de la segunda prueba de calibración ergómetro–pista.

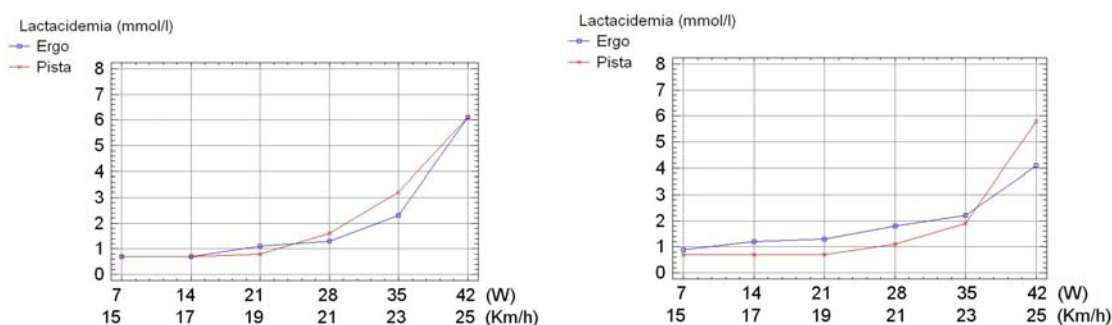
Cuando se comparó la FC obtenida en el ergómetro con la obtenida en la pista de atletismo a diferentes intensidades de esfuerzo (Gráfica 8), pudo comprobarse que, a bajas intensidades (entre 7 y 28 W), el ergómetro supone una demanda mayor que la pista de atletismo a bajas velocidades (entre 15 y 21 Km/h). Sin embargo, se encontró una correspondencia muy buena entre los valores de FC medidos a intensidades de 35W y 42 W con las mediciones hechas en la pista de atletismo a velocidades de 23 Km/h y 25 Km/h.



Gráfica 8: Evolución de la frecuencia cardíaca en el ergómetro y en la pista de atletismo (primera y segunda prueba de calibración)

A diferencia de lo mencionado anteriormente, al comparar el efecto de la intensidad de trabajo (ergómetro-pista) sobre la lactacidemia (Gráfica 9) se puede ver que su comportamiento en el ergómetro es muy similar al comportamiento de esta variable en la pista de atletismo, para todas las intensidades a las que se realizaron los tests.

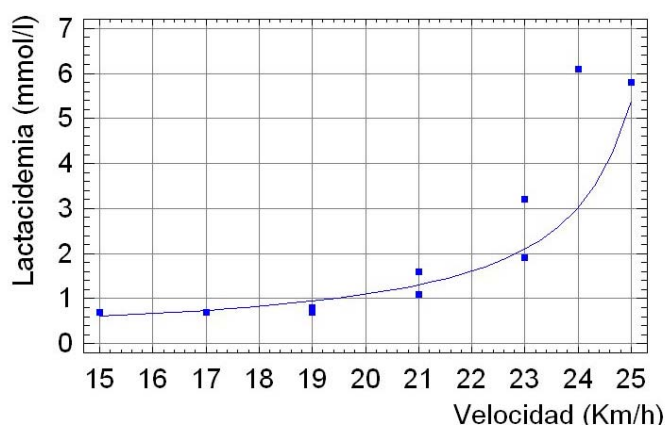
Debido a lo expuesto, la lactacidemia se presentó como la variable de referencia de calibración más fiable, a la hora de relacionar los datos del ergómetro con los de la pista de atletismo.



Gráfica 9: Evolución de la lactacidemia en el ergómetro y en la pista de atletismo (primera y segunda prueba de calibración)

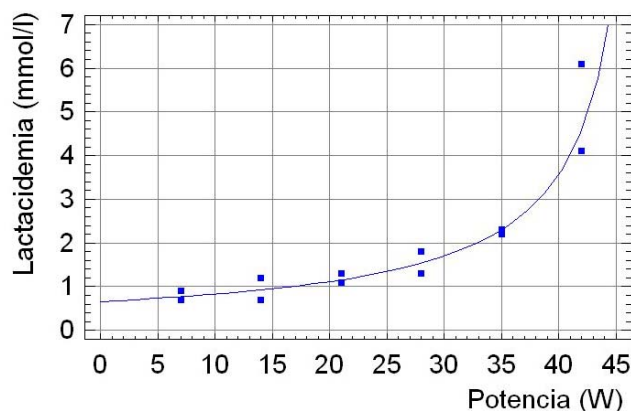
De modo complementario, puede verse claramente que la relación entre la lactacidemia y el esfuerzo demandado no es lineal y se aproxima mucho a una relación de tipo exponencial, tal y como ocurre en otros tipos de actividad física o deportiva, incluso para las personas sin discapacidad (Farrell y cols., 1979; Keul y cols., 1979; Stegman y cols., 1981; Bunc y cols., 1982; Simon y cols., 1983; McLellan, 1985).

De este modo, el tipo de correlación que mejor se ajustó al comportamiento de la lactacidemia frente a la velocidad de traslación (Gráfica 10) fue de tipo exponencial, aportando la Regresión Exponencial Simple ($p=0,0001$) un coeficiente de correlación $r=0,8982$ ($R^2= 80,6754\%$) y una ecuación de calibración o de "correspondencia": $Lac30 = \exp (-4,0206 + 0,2186 * VS)$.



Gráfica 10: Comportamiento de la lactacidemia frente a la velocidad de traslación en la pista de atletismo en las dos pruebas de calibración realizadas.

Del mismo modo, la Regresión Exponencial Simple entre la lactacidemia y la potencia desarrollada en el ergómetro (Gráfica 11) ($p < 0,0001$) aportó un coeficiente de correlación $r = 0,9248$ ($R^2 = 85,5198\%$) y una ecuación de calibración o de "correspondencia": $Lac30 = \exp(-0,7633 + 0,0496 * Pot)$.



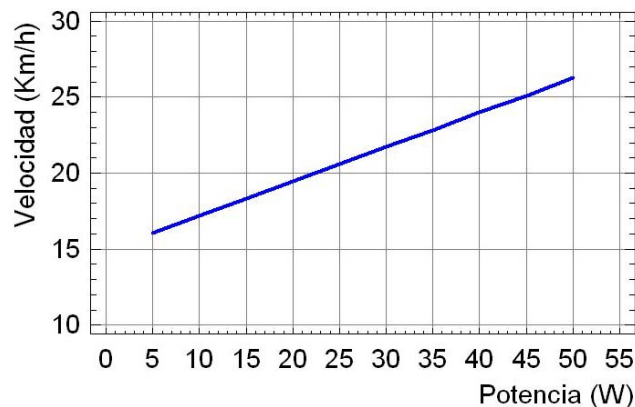
Gráfica 11: Comportamiento de la lactacidemia frente a la potencia demandada por el ergómetro en las dos pruebas de calibración realizadas.

A partir de las anteriores ecuaciones se obtuvo una tercera ecuación que permite calcular la velocidad en la pista de atletismo (VS) a partir de la potencia medida en el ergómetro (Pot), es decir, la velocidad que correspondería en la pista de atletismo para un determinado valor de potencia obtenida en el ergómetro.

$$VS = (4,0206 + (-0,7633 + 0,0496 * Pot)) / 0,2186$$

Esta información resulta primordial y de gran utilidad si se pretende transferir los datos obtenidos durante las valoraciones de laboratorio a la pista de atletismo.

En la gráfica 12 se puede ver la relación existente entre la velocidad de traslación de la silla de ruedas en la pista de atletismo (VS) y la potencia medida sobre el ergómetro desarrollado (Pot), dentro de los límites considerados en el presente estudio:



Gráfica 12: Relación obtenida entre la velocidad de traslación en la pista de atletismo y la potencia demandada por el ergómetro.

DISCUSIÓN

En primer lugar debe destacarse que, a intensidades relativamente bajas, la frecuencia cardíaca obtenida en el ergómetro parecía no corresponder con las obtenidas en la pista de atletismo. Sin embargo, este hecho podría deberse a la mayor frecuencia de embolada a la que se hicieron todas las mediciones sobre el ergómetro (FE entre 90 y 100/min), comparado con las frecuencias de embolada más bajas que utilizaba en la pista de atletismo (entre 50 y 90/min) a esas intensidades relativamente bajas.

Por el contrario, los valores de lactacidemia obtenidos en el proceso de calibración entre el ergómetro y la pista de atletismo coinciden significativamente en todo el rango de intensidades (probablemente porque las variaciones en la

lactacidemia para intensidades submáximas no son tan sensibles como las de frecuencia cardíaca). De este modo se ha utilizado la lactacidemia como variable de referencia para llevar a cabo la calibración ergómetro-pista.

Esta calibración ergómetro-pista, nos permite conocer qué velocidad desarrollará en la pista de atletismo a partir de valores obtenidos en el ergómetro, o viceversa, independientemente de la condición física del sujeto, lo que resulta de gran aplicación en el ámbito del entrenamiento deportivo. Tras conocer el resultado de una valoración de umbral anaeróbico en laboratorio, se podría conocer a qué velocidad en Km/h correspondería en la pista de atletismo y poder prescribir así las cargas de entrenamiento de una manera más precisa.

Hay que destacar que la calibración sólo sirve para el sujeto con el que se ha realizado dicha calibración (lo que podría exportarse es la metodología utilizada para realizar dicha calibración con otros atletas). También hay que considerar que la calibración podría verse afectada por modificaciones de elementos en la silla de ruedas (diámetro del aro de propulsión, presión de los neumáticos, etc.) o por modificaciones en la técnica del atleta que afectaran a la eficiencia mecánica en la propulsión, respecto a las pruebas que se utilizaron para la calibración. Por ese motivo en las pruebas realizadas se ha utilizado siempre la misma silla de ruedas, montada con los mismos aros (36 cm de diámetro), con neumáticos inflados siempre a la misma presión (10 Kg/cm²), etc.

Finalmente, a pesar del éxito conseguido con la utilización del ergómetro desarrollado, a todo lo expuesto debe añadirse que algunos aspectos deben aún mejorarse, como el transporte del ergómetro o el sistema de anclaje, añadir algunos elementos de señalización como indicadores numéricos de tiempo de ejecución, tiempo restante de la prueba, número de etapas del protocolo, etc. e implementar alguna función de edición y modificación de protocolos que evite tener que volver a introducir el protocolo completo para poder realizar cualquier modificación.

3.3. OPTIMIZACIÓN DEL RENDIMIENTO DE UN ATLETA DE ELITE

A continuación se presentan y discuten los resultados del estudio dirigido a optimizar el rendimiento de un atleta en silla de ruedas de elite internacional.

3.3.1. VALORACIÓN DEL METABOLISMO AERÓBICO

Resultados de las pruebas de esfuerzo preliminares

Con el objetivo fundamental de poner a punto el protocolo a emplear en sucesivas pruebas, se llevaron a cabo dos pruebas de laboratorio preliminares.

En la primera de ellas, con incrementos de intensidad de 2 W, la prueba tuvo una duración final de 17 minutos y se obtuvo una potencia máxima de 38 W y un consumo máximo de oxígeno de 46 ml//Kg/min (2,45 l/min).

En la segunda prueba, con incrementos de intensidad de 3 W, la prueba tuvo una duración final de 12 minutos, obteniéndose una potencia máxima de 39 W y un consumo máximo de oxígeno de 53 ml/Kg/min (2,81 l/min).

Resultados de la prueba de esfuerzo "final"

A partir de los resultados obtenidos en las dos pruebas preliminares se decidió emplear para la prueba "final" los mismos incrementos de intensidad que durante la segunda prueba preliminar, es decir, incrementos de 3 W en 3 W, porque la duración total de esa prueba se ajustó más a la recomendada por diversos autores (Duncan y cols., 2000), entre 8 y 14 minutos.

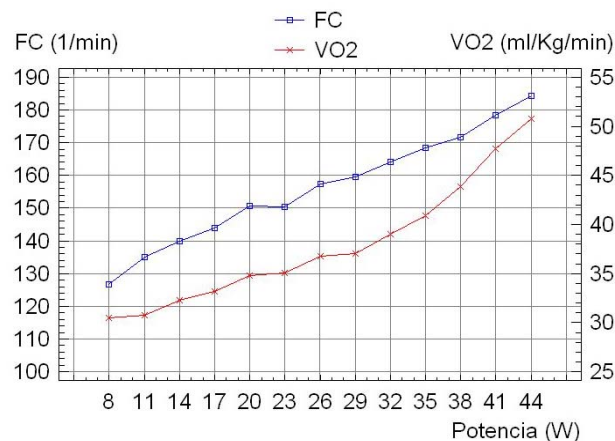
Como se preveía que al estar en periodo competitivo y en mejor condición física que cuando se realizó la segunda prueba, el atleta podría mantener el esfuerzo durante algo más de tiempo, se decidió comenzar la prueba a partir de 8 W en vez de 6 W.

A continuación se muestra una tabla con los resultados obtenidos durante la prueba de esfuerzo así como los gráficos correspondientes:

PRUEBA DE ESFUERZO					
Pot (W)	VO₂ (ml/kg/min)	VO₂ (ml/min)	FC (1/min)	VE (l/min)	VCO₂ (ml/min)
8	31	1588	127	37,00	1394
11	31	1599	135	36,75	1400
14	32	1680	140	39,33	1502
17	33	1724	144	41,25	1546
20	35	1811	151	43,50	1658
23	35	1824	150	43,50	1661
26	37	1911	158	45,25	1739
29	37	1925	160	45,25	1747
32	39	2029	164	49,00	1895
35	41	2128	168	51,50	2014
38	44	2283	172	64,00	2269
41	48	2480	178	77,00	2583
44	51	2642	184	84,50	2876

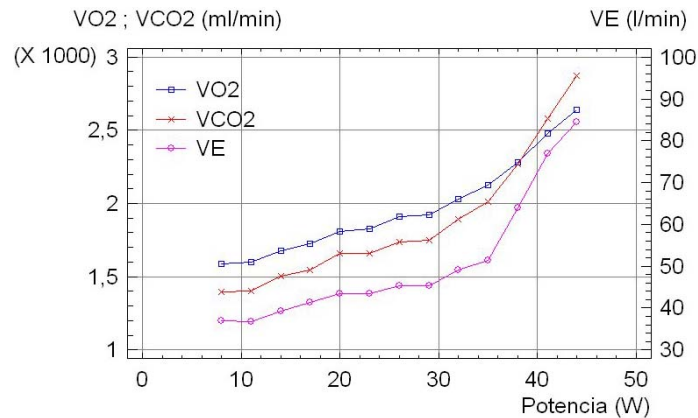
Tabla 8: Resultados de la prueba de esfuerzo "final".

En primer lugar los resultados muestran claramente (Gráfica 13) que tanto la frecuencia cardíaca (FC) como el consumo de oxígeno (VO₂) aumentan a medida que se incrementa la intensidad del ejercicio y además, ambas variables lo hacen de modo bastante lineal y muy similar.



Gráfica 13: Evolución de la frecuencia cardíaca y del consumo de oxígeno en relación a la intensidad del ejercicio durante la prueba de esfuerzo.

En segundo lugar puede observarse (Gráfica 14) que la respuesta ventilatoria del atleta estudiado es similar a la de cualquier otro deportista, incluyendo atletas sin discapacidad física, durante una prueba con las mismas características (Wasserman, 1978).



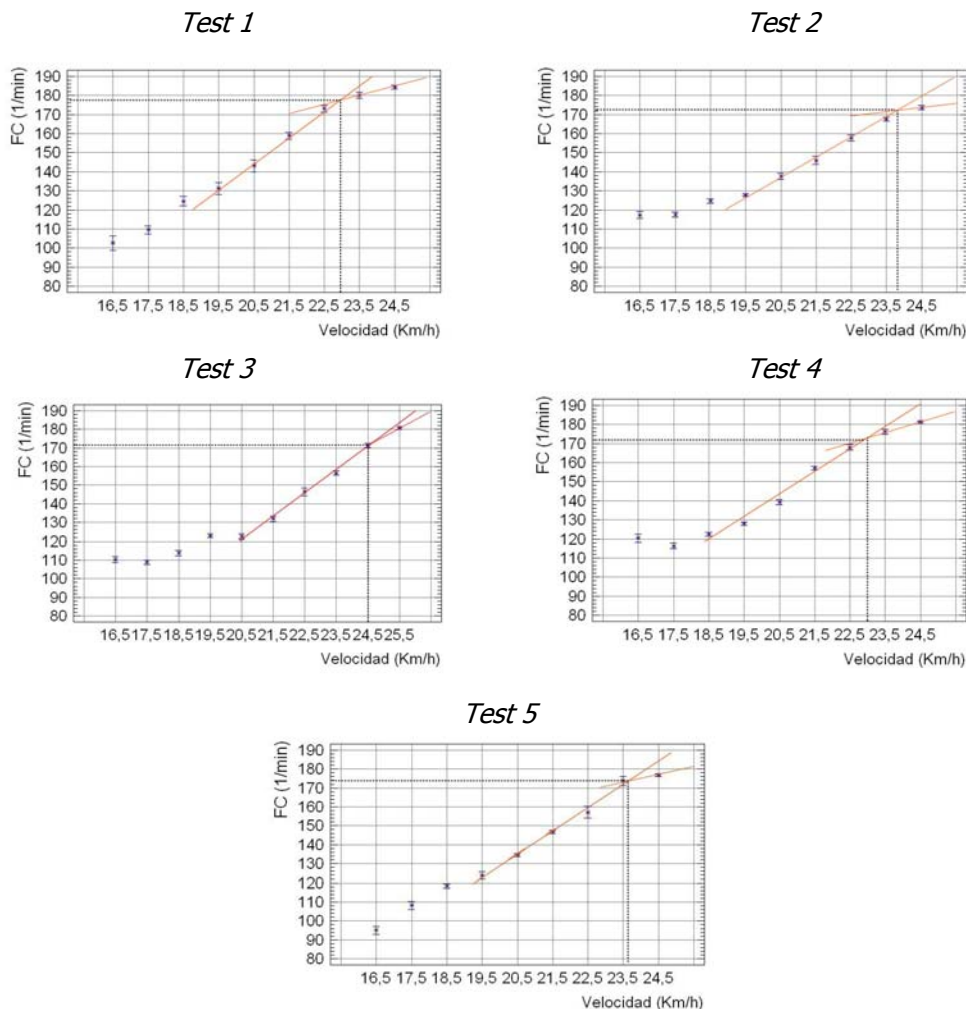
Gráfica 14: Respuesta ventilatoria del atleta estudiado durante la prueba de esfuerzo.

Finalmente, en esta última prueba de esfuerzo se obtuvo una potencia máxima de 44W, una frecuencia cardíaca máxima de 184/min y un consumo máximo de oxígeno de 54 ml/Kg/min (2,79 l/min). El umbral ventilatorio 2 (VT_2), determinado a partir de los valores espirométricos por el Dr. Luis García del Moral, médico director del Instituto de Medicina Deportiva del Complejo Deportivo Municipal de la Petxina (Valencia), se estableció en una potencia de 35W, una

frecuencia cardíaca de 171 ppm y un consumo de oxígeno de 41 ml/Kg/min (76% del consumo máximo de oxígeno).

Resultados de las pruebas en la pista de atletismo: Test MP3

Una vez realizadas las pruebas de pista y tratados los datos de FC almacenados, se obtuvieron las correspondientes gráficas FC-Velocidad, sobre las que se determinaría de modo gráfico la recta y el punto de deflexión correspondiente a la intensidad de umbral anaeróbico (Gráfica 15).



Gráfica 15: Determinación de modo gráfico de la recta y el punto de deflexión correspondiente a la intensidad de umbral anaeróbico.

En todos los casos, se ha podido estimar gráficamente, la frecuencia cardíaca de umbral anaeróbico (UanFC) y la velocidad correspondiente a dicho umbral, asumiendo que el punto de deflexión de la recta no se puede determinar de una forma totalmente objetiva.

Test MP3	Umbral Anaeróbico	
	FC	Velocidad
Nº	(1/min)	(Km/h)
1	177	23
2	172	23,7
3	171	24,5
4	172	23
5	174	23,7

Tabla 9: Valores estimados a partir del Test MP3 para la intensidad de umbral anaeróbico.

DISCUSIÓN

En primer lugar se ha comprobado que con la metodología propuesta ha sido posible determinar las intensidades correspondientes al umbral anaeróbico y el consumo máximo de oxígeno en laboratorio, permitiendo alcanzar los beneficios de disponer de una información muy útil en el ámbito del entrenamiento deportivo.

Del mismo modo, se dispone de un nuevo test de campo sencillo y práctico que se puede aplicar con frecuencia y facilidad de manera autónoma y permite estimar la frecuencia cardíaca correspondiente al umbral anaeróbico en la pista de atletismo.

Por otra parte, ha sido posible contrastar los resultados de una prueba de laboratorio, realizada por el método ventilatorio, con el nuevo test MP3 de pista,

empleando la referencia obtenida mediante la calibración ergómetro-pista previamente realizada.

De este modo, mientras en el laboratorio se obtenía un valor para la intensidad de umbral anaeróbico de 35 W a 171 ppm, en la pista de atletismo se había estimado la frecuencia cardíaca de umbral anaeróbico en 172 ppm (muy próxima a 171) y una velocidad de 23 Km/h, precisamente la velocidad equivalente a los 35 W medidos en el ergómetro (según la calibración ergómetro-pista).

Los resultados alcanzados son muy alentadores y tienden a confirmar que el nuevo test MP3 podría ser una herramienta muy útil para la estimación del umbral anaeróbico con atletas en silla de ruedas, aunque evidentemente es necesario llevar a cabo un estudio mucho más amplio, que involucre o bien un buen número de sujetos, o un buen número de medidas de un sujeto.

3.3.2. OPTIMIZACIÓN DEL ARO DE PROPULSIÓN

Se ha encontrado que la frecuencia cardíaca es afectada de modo estadísticamente significativo ($p < 0,0001$), tanto por el diámetro del aro de propulsión como por la velocidad mantenida por el atleta. Del mismo modo, se ha encontrado una interacción significativa ($p < 0,0001$) entre los factores Velocidad y Diámetro de Aro.

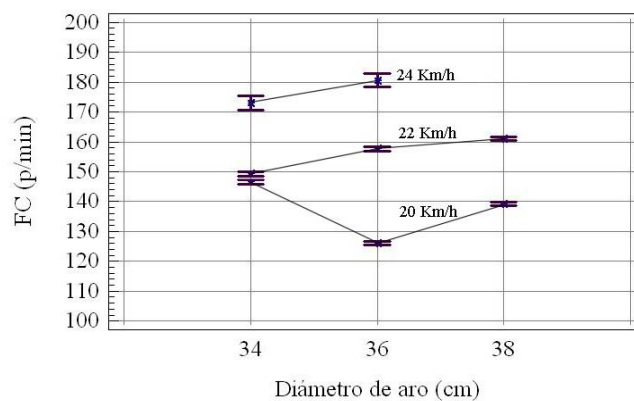
El test de rango múltiple post hoc (LSD) destaca diferencias en la frecuencia cardíaca (de modo general) entre las tres velocidades estudiadas (20, 22 y 24 Km/h) mientras que entre los diferentes diámetros de aros, sólo se distinguen diferencias entre el grupo formado por los aros de 34 y 36 cm respecto del aro de 38 cm.

Por otra parte, al estudiar el efecto del factor Diámetro del Aro sobre la variable frecuencia cardíaca, separando el estudio para cada una de las tres

velocidades, aparecen en todos los casos diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,0001$) entre los diferentes diámetros de aro, según se refleja en la la tabla 10 y gráfica 16.

Frecuencia cardíaca (1/min)			
	Velocidad (Km/h)		
Diámetro del aro (cm)	20	22	24
34	146,5 ± 0,5	149,3 ± 0,5	173,0 ± 1,7
36	126,2 ± 0,5	157,7 ± 0,5	180,6 ± 1,7
38	139,3 ± 0,5	161,1 ± 0,5	(*)

Tabla 10: Detalle de los valores de frecuencia cardíaca (media y error estándar) obtenidos a tres diferentes velocidades y con tres diámetros de aros de propulsión. (*) Con los aros de 38 cm no pudo mantener la velocidad de 24 Km/h.



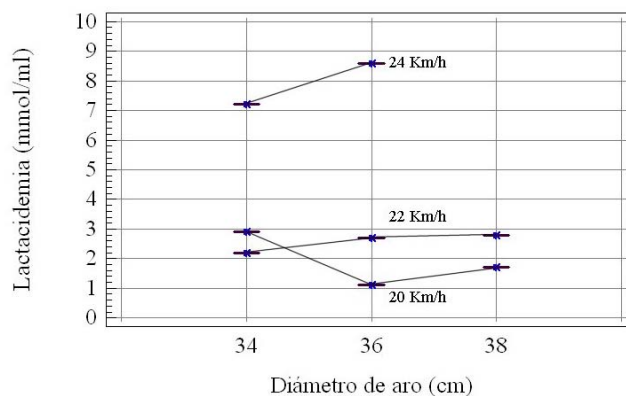
Gráfica 16: Representación de la interacción entre los factores Diámetro de Aro y Velocidad sobre la variable frecuencia cardíaca, a tres velocidades diferentes (20, 22 y 24 Km/h) y con tres aros de propulsión distintos (34, 36 y 38 cm). Se representa el intervalo de confianza del 95%. Nota: Con los aros de 38 cm no pudo mantener la velocidad de 24 Km/h.

A diferencia del análisis de la frecuencia cardíaca, no se puede hablar de diferencias estadísticamente significativas en la concentración de lactato sanguíneo, debido a que se obtuvo una única medición en cada serie, tomada a los 30s de finalizar el periodo de trabajo. Sin embargo, los resultados de

lactacidemia guardan una buena relación con los resultados estadísticos encontrados de frecuencia cardíaca (Tabla 11 y Gráfica 17) y se dirigen en la misma dirección.

Lactacidemia (mmol /l)			
	Velocidad (Km/h)		
Diámetro del aro (cm)	20	22	24
34	2,9	2,2	7,2
36	1,1	2,7	8,6
38	1,7	2,8	(*)

Tabla 11: Detalle de los valores de lactacidemia, obtenidos a los 30 s de finalizado el esfuerzo, a tres diferentes velocidades y con tres diámetros de aros de propulsión. (*) Con los aros de 38 cm no pudo mantener la velocidad de 24 Km/h.



Gráfica 17: Representación de la interacción entre los factores Diámetro de Aro y Velocidad sobre la variable de lactacidemia, obtenido a los 30 s de finalizado el esfuerzo, a tres velocidades diferentes (20, 22 y 24 Km/h) y con tres aros de propulsión diferentes (34, 36 y 38 cm). Nota: Con los aros de 38 cm no pudo mantener la velocidad de 24 Km/h.

DISCUSIÓN

A partir de los resultados expuestos, puede extraerse que, a una velocidad de 20 Km/h, los aros más eficientes resultaron ser los de 36 cm (FC media de 126 ppm y una lactacidemia de 1,1 mmol/l), mientras que los de 38 cm presentaron

una eficiencia intermedia (FC media de 139 ppm y lactacidemia de 1,7 mmol/l) y los menos eficientes resultaron ser los de 34 cm (FC media de 147 ppm y lactacidemia de 2,9 mmol/l).

Cuando se incrementa la velocidad a 22 Km/h se produce un cambio, los aros de 34 cm se convierten en los más eficientes (FC media 149 ppm y lactacidemia de 2,2 mmol/l), mientras que los aros de 36 cm consiguen una eficiencia intermedia (FC de 158 ppm y lactacidemia de 2,7 mmol/l) y los de 38 cm se convierten en los de menor eficiencia, aunque por poca diferencia (FC de 161 ppm y lactacidemia de 2,8 mmol/l).

De modo similar, a 24 Km/h se confirmó la mayor eficiencia de los aros de 34 cm (FC de 173 ppm y lactacidemia de 7,2 mmol/l) frente a los aros de 36 cm (FC de 181 ppm y lactacidemia de 8,6 mmol/l) y de 38 cm, con los que fue imposible mantener la velocidad establecida.

De acuerdo a los resultados expuestos podría afirmarse que la frecuencia cardíaca es un buen indicador del estrés físico para la propulsión con los brazos (Janssen, Dallmeijer y Woude, 2001), que es afectada por el diámetro del aro de propulsión utilizado y que su comportamiento, al estudiar diferentes aros, resulta similar al de la lactacidemia.

Sin embargo, aunque a nivel práctico resulta más cómodo y menos invasivo utilizar la frecuencia cardíaca para medir el efecto del cambio de componentes sobre el estrés físico, debe tenerse en cuenta que un cambio en el diámetro del aro afecta directamente a otras variables como la frecuencia de embolada y la fuerza aplicada en cada embolada, pudiendo modificar la actividad muscular, lo que podría valorarse de modo más adecuado mediante el control de la lactacidemia.

Respecto a los resultados encontrados, debe destacarse que una modificación del diámetro del aro de propulsión de solamente 2 cm afecta a la

frecuencia cardíaca hasta en 20 ppm, a una velocidad de 20 Km/h, y hasta en 7 ppm, a 24 Km/h. Esta modificación puede tener un efecto de suma importancia cuando se está rodando a velocidades muy próximas al umbral anaeróbico, teniendo en cuenta que rodar por encima de dicho umbral significaría no poder continuar con esa intensidad de esfuerzo en pruebas de larga duración.

Puede decirse que la elección del diámetro de aro de propulsión más adecuado supone mejorar la eficiencia mecánica del conjunto atleta-silla y optimizar la velocidad que el atleta puede mantener, en función de la potencia y la resistencia con que cuenta el motor humano, en el estado de forma del momento. De modo general podría concluirse que para velocidades de desplazamiento más altas los aros de menor diámetro son más eficientes que los de mayores dimensiones y viceversa, a velocidades más bajas sería necesario utilizar aros de mayor diámetro. En el mismo sentido, si se trata de subir cuestas es necesario recurrir a mayores diámetros de aro, pero el inconveniente se tendrá durante el descenso, ya que a altas velocidades el atleta no será capaz de aplicar el impulso mecánico necesario sobre los aros.

En el caso del atleta estudiado, se comprobó que durante la fase final de la temporada su umbral anaeróbico se situaba muy próximo a las 170 ppm y la información extraída del presente estudio ha permitido conocer que a esa intensidad con los aros de 36 cm podía mantener una velocidad próxima a los 23 Km/h, mientras que con los de 34 cm podía mantener una velocidad de casi 24 Km/h. En una media maratón, optar por el diámetro de aro correcto podría suponer una ventaja final de aproximadamente 1 Km, o 2,5 min.

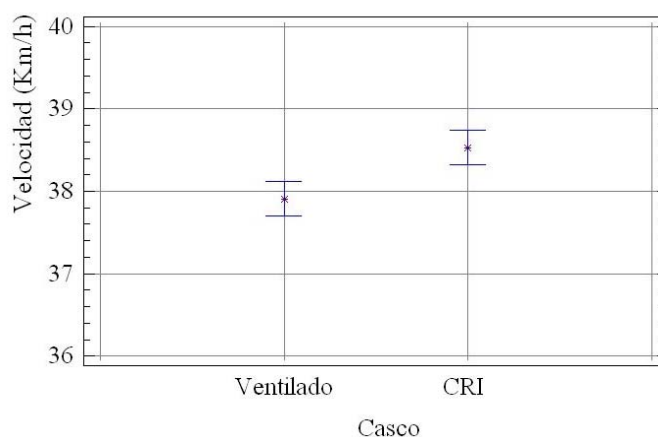
Esta metodología de análisis ha resultado de gran ayuda para el atleta estudiado y le ha permitido decidir con que diámetro de aro preparar cada una de las competiciones importantes, incluso con cual entrenar durante las diferentes fases de la temporada. Los logros conseguidos por el atleta, pero especialmente la mejora en su marca personal (nuevos récord del mundo) en 800 m y en 5000 m

en pista y en 5 Km y 10 Km en carretera, así como un gran número de victorias en importantes carreras, hacen pensar que la optimización del diámetro del aro de propulsión resulta muy rentable, especialmente cuando se trata de mantener una velocidad muy próxima a la del umbral anaeróbico y pequeños incrementos en la intensidad del esfuerzo provocarían grandes aumentos en la concentración del ácido láctico en sangre.

3.3.3. OPTIMIZACIÓN AERODINÁMICA

Estudio comparativo casco de contrarreloj/ventilado

Al estudiar el efecto aerodinámico del casco de contrarreloj, frente a un casco ventilado convencional se encontró que el factor Casco influye significativamente ($p=0,0053$) sobre la velocidad final alcanzada ($V_{Sm\acute{a}x}$). Mientras que la velocidad media final alcanzada con el casco de contrarreloj fue de 38,53 Km/h, con el casco ventilado se alcanzaron 37,91 Km/h, 0,62 Km/h inferior (Gráfica 18).



Gráfica 18: Velocidad media final alcanzada con el casco ventilado frente al casco de contrarreloj.

Paralelamente se comprobó que el viento, incluido como covariante en el estudio, influye significativamente sobre la velocidad final ($p<0,0001$), aunque no influyó de modo significativo sobre los resultados obtenidos.

Estudio comparativo con/sin carenado

Al estudiar el efecto aerodinámico del carenado construido se encontró que el factor Carenado influye significativamente ($p=0,0242$) sobre la velocidad final alcanzada ($V_{Sm\acute{a}x}$). La velocidad media final alcanzada sin el carenado fue de 38,37Km/h frente a los 39,30Km/h alcanzados con el carenado, es decir 0,93 Km/h superior con el carenado. Sin embargo, al incluir la covariante Viento desaparece el efecto del carenado ya que el viento pasa a explicar una gran parte de la varianza ($p<0,0001$).

La velocidad media del viento durante las repeticiones con carenado fue de -1,05 m/s mientras que durante las repeticiones sin carenado el viento en contra había aumentado ligeramente y la media fue de -2,06 m/s.

DISCUSIÓN

A partir de los resultados obtenidos en relación con el efecto aerodinámico del casco de contrarreloj frente a uno ventilado, se puede afirmar que el uso del casco de contrarreloj proporciona cierta ventaja frente a uno ventilado, por lo que se recomendaría su utilización. (Nota: el uso de casco es obligatorio en todas las carreras en pista, individuales o en equipo, de 800m y superiores, incluida la prueba de 4x400m relevos, y en todas las carreras en carretera).

Si bien no existen estudios específicos sobre el equipamiento utilizado en el atletismo en silla de ruedas con los que comparar los resultados obtenidos, según Burke (1996) un casco de contrarreloj proporciona a un ciclista, a una velocidad de 50 Km/h, una ventaja de 19 metros por kilómetro frente a uno ventilado.

Finalmente, de acuerdo a los resultados obtenidos en relación con el efecto aerodinámico del carenado, su utilización quedaría a elección del atleta, puesto que no se ha observado que influya en el rendimiento, por lo menos a las velocidades de competición en terreno llano.

3.4. DISCUSIÓN GLOBAL DE LOS RESULTADOS

A continuación se presenta una discusión global que relaciona los resultados encontrados en los diferentes apartados del trabajo y analiza sus posibles interacciones y repercusiones.

En la primera parte del estudio resultó imposible determinar el umbral anaeróbico basándose en el método de Conconi y cols. (1982), debido a que, con intervalos de 1 minuto de duración a intensidad constante, no se detectaba el "punto de deflexión". Sin embargo todavía no podía explicarse cuales eran las causas.

En primer lugar se pensó que el protocolo podía ser inadecuado. Su velocidad de comienzo podía ser demasiado baja o el incremento de la carga demasiado escalonado. De este modo se diseñó otro test de incremento muy progresivo (0,1 Km/h cada 50m), basado en una retroalimentación continua del ritmo de carrera (test MP3), comenzando a mayor velocidad (16 Km/h), que finalmente dio muy buenos resultados y permitió determinar con bastante precisión la intensidad de umbral anaeróbico. Sin embargo, debe tenerse en consideración que este nuevo protocolo se aplicó una vez realizadas importantes modificaciones que afectaban a la eficiencia mecánica del atleta.

En segundo lugar se consideró que la causa para no poder observar el "punto de deflexión", sino por el contrario apreciar un incremento brusco (crecimiento de tipo exponencial) de la frecuencia cardíaca, podía ser una importante pérdida de eficiencia mecánica en la propulsión, a medida que aumentaba la velocidad de traslación.

En esta dirección, se dedicó una parte importante del esfuerzo a estudiar variables determinantes de la eficiencia mecánica como la frecuencia de embolada y el tiempo de contacto (mano-aro), en función de la velocidad de traslación y del diámetro de aro de propulsión empleado, y analizando finalmente su efecto final

sobre variables que determinan directamente el estrés físico soportado y el rendimiento en competición, como son la frecuencia cardíaca y la lactacidemia.

Los primeros resultados obtenidos permiten concluir que la frecuencia de embolada aumenta y el tiempo de contacto disminuye, a medida que aumenta la velocidad de traslación. Este hallazgo coincide con numerosos autores (Moss y cols., 2005; Wang y cols., 1995; Woude y cols., 1989a; Veeger y cols., 1989).

Del mismo modo se pudo comprobar que una menor frecuencia de embolada y un mayor tiempo de contacto en cada ciclo (disminuyendo el diámetro del aro de propulsión) se relaciona con una mayor eficiencia mecánica en la propulsión, incluso manteniendo la velocidad de traslación. Este hecho ha sido sugerido, aunque no concluido por diversos autores (Goosey y cols., 1997; 1998; 2000; Okawa y cols., 1999; Chow y cols., 2001; De Groot y cols., 2002; Boninger y cols., 2002; Woude y cols., 1989b).

En relación con estos hallazgos podría concluirse que a medida que se incrementa la velocidad de desplazamiento sería necesario utilizar aros de menor diámetro, para mantener la máxima eficiencia mecánica. Esto optimizaría la frecuencia de embolada y el tiempo de contacto produciendo un menor gasto energético y reflejado en menores valores de frecuencia cardíaca y lactacidemia. En el caso de Santiago Sanz, los aros más eficientes para velocidades de competición (24 Km/h) resultaron ser los de 34 cm, comparados con los de 36 cm y 38 cm. Con estos aros más pequeños se obtuvo menor frecuencia cardíaca (8-10 ppm menos) y menor lactacidemia (1,4-1,5 mmol/l menos) que con los de 36, mientras que con los aros de 38 cm le era imposible alcanzar dicha velocidad.

Un dato muy sugerente: Al comenzar el estudio, Santiago Sanz utilizaba aros de propulsión de 38 cm y se ubicaba entre los 2-3 mejores atletas del mundo en su especialidad, sin embargo durante las temporadas 2005 y 2006 consiguió un incremento de rendimiento muy importante que lo hizo quedar un escalón por encima de todos sus rivales, ganando 4 medallas de oro en los mundiales del 2006

y batiendo varios record del mundo. Estos logros se consiguieron empleando los aros aquí recomendados, de 34 cm.

Evidentemente queda por comprobar que resultado darían aros incluso más pequeños (de 32 cm o de 30 cm) pero ello ya será materia de futuros estudios y seguramente cuando se vayan consiguiendo mejoras considerables de fuerza muscular.

Podría concluirse que la optimización del diámetro del aro de propulsión es uno de los aspectos claves, especialmente cuando se trata de mantener una velocidad muy próxima a la del umbral anaeróbico y pequeños incrementos en la intensidad del esfuerzo provocarían grandes aumentos en la concentración del ácido láctico en sangre.

En relación a la metodología empleada, se pudo comprobar que tanto la frecuencia cardíaca como la lactacidemia resultaron ser dos excelentes indicadores del estrés físico y a la vez muy sensibles a cambios en la eficiencia mecánica, debida a modificaciones en la propulsión. En principio, la medición de la frecuencia cardíaca resulta menos invasiva y mucho más cómoda para el atleta por lo que podría resultar más atrayente su utilización. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que un cambio en el diámetro del aro modifica directamente la fuerza muscular aplicada en cada embolada y esto podría valorarse de modo más adecuado mediante el control de la lactacidemia. La combinación de ambas técnicas parece ser lo más recomendable.

Respecto al efecto de diferentes elementos sobre la aerodinámica podría afirmarse que el uso de un casco de contrarreloj proporciona cierta ventaja frente a uno ventilado, coincidiendo con los estudios realizados en el ciclismo, aunque a mayores velocidades de desplazamiento (Burke, 1996). Sin embargo, la construcción de un carenado en el cuadro de la silla no se ha observado que influya sobre la resistencia aerodinámica del conjunto silla-atleta.

Otro apartado importante de este trabajo fue la colaboración con el desarrollo de un ergómetro para sillas de ruedas (Martos, 2003) definiendo sus especificaciones, comprobando su funcionamiento y validándolo durante su utilización con Santiago.

En primer lugar se trata de un instrumento muy versátil con la misma aplicabilidad que los ergómetros desarrollados para deportistas de cualquier otra especialidad deportiva. Resultó fundamentalmente útil para la valoración fisiológica del atleta y se vislumbraron una serie de posibilidades añadidas como medio de entrenamiento en días de mucho frío o de lluvia o para la recuperación activa después de una competición.

A diferencia de otros instrumentos utilizados en la valoración de laboratorio de los deportistas en silla de ruedas (tapices rodantes adaptados, por ejemplo), el ergómetro desarrollado permite medir directamente la potencia entregada por el deportista, sin necesidad de realizar cálculos matemáticos indirectos. Además, permite aplicar un modo de funcionamiento a potencia constante que no puede ser utilizado con el tapiz rodante adaptado, el cual permite emplear protocolos en los que se busque un incremento lineal del esfuerzo demandado.

La calibración del ergómetro con la pista, permite conocer qué velocidad desarrollará en la pista de atletismo a partir de valores obtenidos en el laboratorio. Esto es especialmente relevante cuando se realiza un test de determinación de umbral ventilatorio en laboratorio, para poder prescribir así las intensidades de entrenamiento en la pista, de una manera muy precisa, en términos no sólo de frecuencia cardíaca sino también de velocidad.

La posibilidad de determinar las intensidades correspondientes al umbral anaeróbico y el consumo máximo de oxígeno en el laboratorio han permitido al entrenador de Santiago disponer de una información muy útil en el ámbito del entrenamiento deportivo y esta metodología desarrollada podría ser empleada por otros atletas en silla de ruedas.

Finalmente, se desarrolló un test de campo muy sencillo y práctico (Test MP3), con el que puede determinarse indirectamente la frecuencia cardíaca de umbral anaeróbico en la pista de atletismo. La comparación realizada entre los resultados obtenidos en laboratorio por espirometría y las determinaciones indirectas realizadas en la pista son muy prometedoras y merecen ser estudiadas con detenimiento y profundidad en futuras investigaciones.

En el año 2006, Santiago Sanz se coronó como el mejor atleta en silla de ruedas del mundo, ganando las "World Series" (competición internacional que engloba varias pruebas en las que participan atletas en silla de ruedas de todas las clases funcionales y categorías, y en las que se establece una clasificación general entre todas ellas que se emplea para determinar una especie de ranking mundial de los atletas en silla de ruedas) y obteniendo 4 medallas de ORO en los Campeonatos del Mundo de Atletismo Adaptado en la localidad holandesa de Assen⁸.

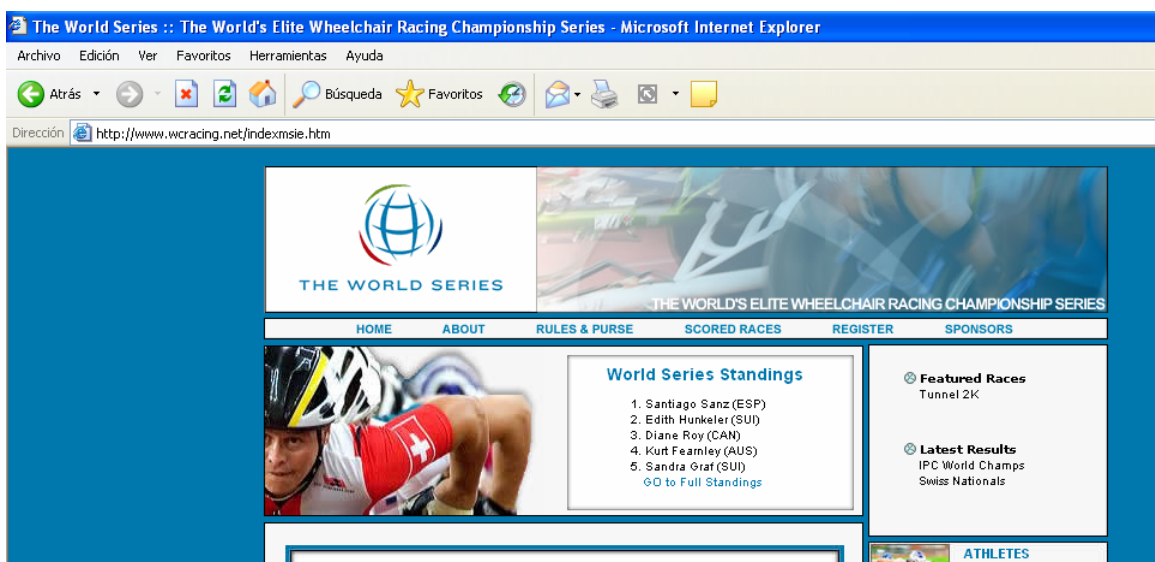


Figura 21: Imagen extraída de la web oficial "The World Series" (<http://www.wcracing.net>) en la que aparece Santiago Sanz en 1ª posición de la clasificación.

⁸ Ver Anexo III.

4. CONCLUSIONES

En este apartado se presentan las conclusiones de la presente Tesis Doctoral, ordenadas según la clase de aportación con que contribuyen al conocimiento sobre el tema estudiado. De este modo, las conclusiones se dividen en tres apartados:

- **Conclusiones metodológicas:** Destacando cuáles de los métodos empleados representan un avance en la forma de estudio del tema.
- **Conclusiones derivadas de los resultados:** Destacan los hallazgos más importantes y sus implicaciones prácticas, respecto a los objetivos de la Tesis Doctoral.
- **Futuras líneas de investigación:** Sugieren el tema de estudio para futuros trabajos de investigación relacionados con aspectos novedosos que han surgido durante el trabajo y no han podido ser resueltos.

4.1. CONCLUSIONES METODOLÓGICAS

Las conclusiones de carácter metodológico más destacables son:

- Se ha desarrollado una metodología para medir el tiempo de contacto de la mano con el aro de propulsión de la silla de ruedas utilizando un sistema de video de alta velocidad. Esta metodología permite conocer la evolución del tiempo de contacto de la mano con el aro de propulsión en función de la modificación de diferentes variables, sin ningún tipo de interferencia con el sujeto (no invasivo) y tanto en laboratorio como en campo.
- Se ha comprobado que la utilización de un sistema de vídeo convencional de 50 imágenes por segundo, resulta muy efectiva para medir la frecuencia de embolada durante la propulsión en silla de ruedas.
- Se ha participado de modo muy activo en el desarrollado de un nuevo ergómetro específico, que permite realizar pruebas de esfuerzo a deportistas montados en su propia silla de ruedas, reproduciendo exactamente el gesto biomecánico específico de la propulsión en silla de ruedas, capaz de simular la inercia del conjunto atleta-silla y con las mismas posibilidades de aplicación que cualquier ergómetro comercializado para otros tipos de gestos deportivos.
- Se ha diseñado un método para estimar la velocidad de traslación en la pista de atletismo a partir de los valores de potencia entregada en el ergómetro. Esto permite transferir los datos obtenidos en el laboratorio a la pista de atletismo.
- Se ha diseñado una prueba de esfuerzo para determinar el consumo máximo de oxígeno y la intensidad de umbral anaeróbico de un atleta

en silla de ruedas de alto nivel, que podría servir de referencia a otros investigadores, ya que apenas existen datos de pruebas de esfuerzo de atletas en silla de ruedas de alto nivel.

- Se ha diseñado un test basado en el método de Conconi y cols., (1982), para estimar la frecuencia cardíaca y la velocidad de umbral anaeróbico de una atleta en silla de ruedas. Este test emplea un protocolo incremental continuo en rampa y máximo, que puede ser usado por el atleta de manera autónoma y sencilla.
- Se ha desarrollado un método para estudiar el efecto del diámetro del aro de propulsión sobre el rendimiento, que permite determinar el diámetro del aro de propulsión óptimo para diferentes velocidades próximas a las de competición.
- Se ha desarrollado un método para determinar el efecto aerodinámico de varios accesorios que se pueden utilizar en las carreras en silla de ruedas, que permite determinar con cual de ellos se consigue una mayor eficiencia aerodinámica y por tanto un mayor rendimiento deportivo.

4.2. CONCLUSIONES DERIVADAS DE LOS RESULTADOS

En primer lugar es muy importante destacar que las conclusiones de la presente Tesis Doctoral se extraen del trabajo realizado con un único sujeto experimental, al que, incluido entre los fines de este trabajo, se pretendía dar apoyo científico. Esto se justifica sobradamente ya que es realmente imposible organizar una muestra homogénea, ni siquiera parcialmente homogénea, dentro de su categoría y clase funcional (T-52) ya que es el único atleta con la enfermedad neuromuscular de Charcot Marie Tooth, compitiendo en la elite internacional del atletismo en silla de ruedas.

Debido a lo expuesto anteriormente, si bien pueden extraerse algunas conclusiones generales y puede recomendarse el empleo de la metodología de trabajo seguida para estudiar a otros deportistas, debe tenerse especial cuidado con la generalización de estos resultados. Es fundamental tener en consideración que para los deportistas con discapacidad física, incluso de una misma clase funcional, las diferencias individuales pueden hacer variar de modo muy significativo los resultados.

A continuación se exponen las conclusiones derivadas de los resultados de esta Tesis:

- Respecto a los estudios descriptivos realizados se ha comprobado que:
 - La evolución de la frecuencia cardíaca en función de la velocidad de traslación en la silla de ruedas es similar a la descrita para deportistas que corren a pie, sin embargo, la determinación de la intensidad de umbral anaeróbico a través de la detección del “punto de deflexión” no siempre es posible.

- La frecuencia de embolada aumenta y el tiempo de contacto (de la mano con el aro de propulsión) disminuye, a medida que aumenta la velocidad de traslación. Esto podría ser la causa de una progresiva pérdida de eficiencia mecánica en la propulsión a las mayores velocidades de desplazamiento.
- Tanto la frecuencia de embolada como el tiempo de contacto de la mano con el aro de propulsión varían (para una misma velocidad de traslación), en función del diámetro del aro de propulsión utilizado. De acuerdo a esto, la determinación del diámetro de aro de propulsión óptimo podría ser determinante en la mejora de la eficiencia mecánica de un atleta que tiene que mantener la máxima velocidad de traslación posible (en estado estable), como es el caso de los atletas en silla de ruedas, de medio fondo y fondo.
- Respecto al ergómetro específico desarrollado se ha observado:
 - Incrementos lineales en la potencia demandada por el ergómetro provocan un incremento igualmente lineal en la frecuencia cardíaca del atleta en silla de ruedas estudiado, durante esfuerzos aeróbicos submáximos.
 - La relación entre la lactacidemia o la frecuencia cardíaca y la intensidad de trabajo es muy similar a la descrita para otras actividades deportivas, incluso para personas sin discapacidad. Además se ha podido comprobar que es posible equiparar en función de la lactacidemia, o la frecuencia cardíaca medida, esfuerzos realizados en el laboratorio y en la pista de atletismo.

- Respecto a la valoración del metabolismo aeróbico se ha comprobado:
 - Puede medirse en condiciones de laboratorio, tanto el consumo máximo de oxígeno como la intensidad del umbral anaeróbico por el método ventilatorio, así como la potencia y la frecuencia cardíaca máximas, de un atleta montado en su propia silla de ruedas y reproduciendo el gesto biomecánico específico de la propulsión en silla de ruedas, destacando que los valores obtenidos en laboratorio tienen coherencia con el rendimiento en la pista de atletismo.
 - Puede determinarse de modo indirecto, la frecuencia cardíaca y la velocidad de traslación correspondientes al umbral anaeróbico de un atleta en silla de ruedas, mediante un test en la pista de atletismo.
- Respecto al estudio del efecto del diámetro del aro de propulsión sobre el rendimiento:
 - Se ha comprobado que el diámetro del aro de propulsión influye de modo muy relevante sobre la eficiencia de la propulsión en silla de ruedas. Puede concluirse que a velocidades de desplazamiento relativamente más bajas resulta más eficiente utilizar aros de mayor diámetro mientras que, por el contrario, a mayor velocidad los aros de menor diámetro son más eficientes.
- Respecto al estudio aerodinámico del equipamiento:
 - Se ha comprobado que un casco de contrarreloj es más eficiente que un casco de carretera ventilado debido a que ofrece menos resistencia aerodinámica.

- Respecto a la optimización del rendimiento del atleta:
 - Durante la temporada 2005-06 Santiago Sanz ha conseguido un incremento de rendimiento muy considerable que en parte podría atribuirse a algunos aspectos estudiados en la presente Tesis Doctoral.

4.3. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Tras analizar el trabajo realizado y los resultados obtenidos en esta Tesis Doctoral, han surgido una serie de cuestiones que, podrían ser motivo de estudio en futuras investigaciones y contribuirían a dilucidar algunas cuestiones importantes. En este sentido, se sugiere realizar:

- Estudios dirigidos a la obtención de resultados más generalizables, para aplicarlos a la optimización del rendimiento de atletas en silla de ruedas. Para ello podría recogerse una muestra mucho más homogénea de atletas de categorías T53 o T54 con lesión medular similar, de los más abundantes dentro de la competición internacional.
- Estandarización de protocolos de valoración del metabolismo aeróbico para atletas en silla de ruedas de diferentes clases funcionales, cuadros clínicos y nivel deportivo.
- Desarrollo de protocolos de valoración del metabolismo anaeróbico aláctico y anaeróbico láctico, específicos para atletas en silla de ruedas especialistas en pruebas de corta duración.
- Validación del método propuesto para la determinación indirecta del umbral anaeróbico a través de la frecuencia cardíaca en la pista de atletismo, con una muestra que permita validarlo como método universal.
- Desarrollo de instrumentos de campo que simplifiquen la medición de variables relevantes como la frecuencia de embolada o el tiempo de contacto y faciliten a entrenadores y atletas el estudio de la eficiencia mecánica y la elección de los componentes más adecuados.

- Determinar la influencia de variables como el grosor del tubo del aro de propulsión, la altura del sillón, la longitud de la silla de ruedas y el ángulo de camber, sobre el rendimiento deportivo.
- Por último se sugieren una serie de trabajos específicos orientados a la optimización individualizada del rendimiento, como continuación del trabajo realizado con Santiago Sanz o para iniciar con otros atletas:
 - Determinar la frecuencia de embolada óptima para diferentes velocidades de traslación.
 - Determinar el efecto del diámetro del aro de propulsión en carreras de diferente duración, así como en pruebas de carretera con tramos de subida y bajada de diferente pendiente.
 - Determinar el efecto fisiológico de utilizar un casco de contrarreloj con menor ventilación, en pruebas de larga duración y en condiciones ambientales exigentes.

5. BIBLIOGRAFÍA

5.1. BIBLIOGRAFÍA CITADA

- Abbott, A., Wilson, D. (1995) *Human-powered vehicles*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Atero, C. (2005) *Cuaderno Técnico Forodeporte. Guía de actividad físico-deportiva y población discapacitada. Estrategias de actuación*. Madrid: Cyan.
- Ballarin, E., Borsetto, C., Cellini, M., Patracchini, M. (1989) Adaptation of the "Conconi test" to children and adolescents. *International Journal of Sports Medicine*, 10, 334-338.
- Barfield, J.P., Malone, L.A., Collins, J.M., Ruble, S.B. (2005) Disability type influences heart rate response during power wheelchair sport. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37 (5), 718-723.
- Beekman, C.E., Miller-Porter, L., Schoneberger, M. (1999) Energy cost of propulsion in standard and ultralight wheelchairs in people with spinal cord injuries. *Physical Therapy*, 79 (2), 146-158.
- Bernart, P.L., Mercier, J., Varray, A., Prefaut, C. (2000) Influence of lesion level on the cardioventilatory adaptations in paraplegic wheelchair athletes during muscular exercise. *Spinal Cord*, 38 (1), 16-25.
- Bernat, P.L., Vinet, A., Varray, A. (1999) La influencia del nivel neurológico en las adaptaciones cardiorrespiratorias en atletas parapléjicos en silla de ruedas durante el ejercicio muscular. *12º Congreso Mundial de Actividad Física Adaptada – COMAFA '99. INEFC Barcelona-Lleida*. Barcelona: INEFC
- Bhambhani, Y. (2002) Physiology of wheelchair racing in athletes with spinal cord injury. *Sports Medicine*, 32 (1), 23-51.
- Bodner, M.E., Rhodes, E.C. (2000) A review of the concept of the heart rate deflection point. *Sports Medicine*, 30 (1), 31-46.
- Boninger, M.L., Robertson, R.N. (1996) Upper limb nerve entrapments in elite wheelchair racers. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75, 170-176.
- Boninger, M.L., Souza, A.L., Cooper, R.A., Fitzgerald, S.G., Koontz, A.M., Fay, B.T. (2002) Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83 (5), 718-723.

- Bravo, J., García-Verdugo, M., Gil, F., Landa, L.M., Marín, J., Pascua, M. (1998) Carreras y marcha, Atletismo (I). *Madrid: Real Federación Española de Atletismo.*
- Broadhead, G.D. (1981) Time passage in adapted physical education. In: *Perspectives on the academic discipline of physical education, a tribute to G. Lawrence Rarick* (edited by Brooks, G.A.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Brown, D.D., Knowlton, R.G., Hamill, J., Schneider, T.L., Hetzler, R.K. (1990) Physiological and biomechanical differences between wheelchair-dependent and able-bodied subjects during wheelchair ergometry. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 60 (3), 179-182.
- Buffard, M. (1993) The perils of averaging data in adapted physical activity research. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 4, 257-267
- Bunc, V., Heller, J., Nowak, J., Leso, J. (1982) Determination of the individual anaerobic threshold. *Viena: Proceedings of XXIIInd World Congress on Sport Medicine.*
- Burke, E.R. (1996) High-Tech Cycling. Champaign, IL: Human kinetics.
- Burnham, R.S., May, L., Nelson, E., Steadward, R.D., Reid, D.C. (1993) Shoulder pain in wheelchair athletes: the role of muscle imbalance. *American Journal of Sports Medicine*, 21 (2), 238-242.
- Campbell, I.G., Williams, C., Lakomy, H.K. (2004) Physiological and metabolic responses of wheelchair athletes in different racing classes to prolonged exercise. *Journal of Sports Sciences*, 22 (5), 449-56.
- Carey, D. (2002) Assessment of the accuracy of the Conconi test in determining gas analysis anaerobic threshold. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16 (4), 641-644.
- Cellini, M., Vitiello, P., Nagliati, A., Ziglio, P.G., Martinelli, S., Ballari, E., Conconi, F. (1986) Noninvasive determination of the anaerobic threshold in swimming. *International Journal of Sports Medicine*, 7, 347-351.
- Chetlin, R.D., Gutmann, L., Tarnopolsky, M., Ullrich, I.H., Yeater, R.A. (2004a) Resistance training effectiveness in patients with Charcot Marie Tooth disease: recommendations for exercise prescription. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85 (8), 1217-1223.
- Chetlin, R.D., Gutmann, L., Tarnopolsky, M., Ullrich, I.H., Yeater, R.A. (2004b) Resistance training exercise and creatine in patients with Charcot Marie Tooth disease. *Muscle and Nerve*, 30 (1), 69-76.

- Chicharro, J.L., Legido, J.C. (1991) *Umbral anaeróbico. Bases fisiológicas y aplicaciones*. Madrid: McGraw-Hill – Interamericana de España.
- Chow, J.W., Millikan, T.A., Carlton, L.G., Morse, M.I., Chae, W.S. (2001) Biomechanical comparison of two racing wheelchair propulsion techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33 (3), 476-484.
- Coast, J.R.; Cox, R.H.; Wekch, H.G. (1986) Optimal pedalling rate in prolonged bouts of cycle ergometry. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 18 (2): 225-230.
- Coe, P.L. (1979) *Aerodynamic Characteristics of Wheelchairs* (80191) NASA. Technical Memorandum.
- Conconi, F., Ferrari, M., Ziglio, P.G., Droghetti, P., Codeca, L. (1982) Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. *Journal of Applied Physiology*, 52, 869-873.
- Coyle, E.F. (1983) Blood lactate threshold in some well-trained ischemic heart disease patients. *Journal of Applied Physiology*, 54 (1), 18-23.
- Cumellas, M. (2000). Atletas masculinos con lesión en la medula espinal (paraplégicos y tetraplégicos). Disciplinas de carreras y lanzamientos: su relación en la mejora de la adaptación del esfuerzo. *Revista Digital*, 21.
- Dal Monte A. (1988) Exercise testing and ergometers. En: *The Olympic book of sports medicine. IOC-FIMS* (editado por Dirix A., Knuttgen H.G., Tittel K.), Oxford: Blackell Scientific Publications.
- Dal Monte, A., Faina, M., Menchinelli, C. (1996) Equipo ergométrico para un deporte específico. En: *La Resistencia en el Deporte* (editado por Shepherd, R.J., y Astrand, P.O.), Barcelona: Paidotribo.
- Dallmeijer, A., Kilkens, O., Post, M., de Groot, S., Angenot, E., van Asbeck, F., Nene, A., Woude, L.H.V.v.d. (2005) Hand-rim wheelchair propulsion capacity during rehabilitation of persons with spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 42 (3), 55-64.
- Dallmeijer, A.J., Woude, L.H.V.v.d., Veeger, H.E., Hollander, A.P. (1998) Effectiveness of force application in manual wheelchair propulsion in persons with spinal cord injuries. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77 (3), 213-221.
- Davis, J.A., Caiozzo, V.J., Lamarra, N., Ellis, J.F., Vandagriff, R., Prietto C.A., McMaster, W.C. (1983) Does the gas exchange anaerobic threshold occur at fixed blood lactate concentration of 2 or 4 mm?. *International Journal of Sports Medicine*, 4, 89.

- Davis, S.F., Iber, C., Keene, S.A., McArthur, C.D., Path, M.J. (1986) Effect of respiratory alkalosis during exercise on blood lactate. *Journal of Applied Physiology*, 61, 948-952.
- Devillard, X., Calmels, P., Sauvignet, B., Belli, A., Denis, C., Simard, C., Gautheron, V. (2001) Validation of a new ergometer adapted to all types of manual wheelchair. *European Journal of Applied Physiology*, 85 (5), 479-485.
- Doll-Tepper, G. (1994) Esport adaptat. Perspectiva social. *Apunts*, 38.
- Droghetti, P., Borsett, C., Casoni, I., Cellini, M., Ferrari, M., Paolini, A.R., Ziglio, P.G., Conconi, F. (1985), Noninvasive determination of the anaerobic threshold in canoeing, cross-country skiing, cycling, roller, and iceskating, rowing and walking. *European Journal of Applied Physiology*, 53, 299-303.
- Duncan, J., Wenger, H.A., Green, H.A., Thoden, J.S. (2000) *Evaluación fisiológica del deportista*. Barcelona: Paidotribo.
- Farrell, P.A., Wilmore, J.H., Coyle, E.F., Billings, J.E., Costill, D.L. (1975) Plasma lactate accumulation and distance running performance. *Medicine and Science in Sports*, 11, 338-344.
- Florence, J.M., Hagberg, J.M. (1984) Effect of training on the exercise responses of neuromuscular disease patients. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16 (5), 460-465.
- Francis, K.T., McClatchey, P.R., Sumsion, J.R., Hansen, D.E. (1989) The relationship between anaerobic threshold and heart rate linearity during cycle ergometry. *European Journal of Applied Physiology*, 59, 273-277.
- Frank, T.G., Abel, E.W. (1993) *Drag forces in wheelchairs. In Ergonomics of Manual Wheelchair Propulsion: State of the Art* (edited by L.H.V.v.d. Woude, P.J.M. Mejis y B.A.v.d. Grinten), pp. 255-267. IOS Press, Amsterdam.
- Gonzales, H.; Hull, M.L. (1989) Multivariate optimization of cycling biomechanics. *Journal of Biomechanics*. 22: 1151-1161.
- González, J.J., Villegas, J.A. (1999) *Valoración del deportista. Aspectos biomédicos y funcionales*. Pamplona: FEMEDE.
- Goosey, V.L., Campbell, I.G., Fowler, N.E. (2000) Effect of push frequency on the economy of wheelchair racers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32 (1), 174-181.
- Goosey, V.L., Fowler, N.E., Campbell, I.G. (1997) A Kinematic analysis of wheelchair propulsion techniques in senior male, senior female, and junior male athletes. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 14, 156-165.

- Goosey, V.L., Kirk, J.H. (2003) Effect of push frequency and strategy variations on economy and perceived exertion during wheelchair propulsion. *European Journal of Applied Physiology*, 90 (1-2), 154-158.
- Green, H.J., Hughson, R.L., Orr, G.W., Ranney, D.A. (1983) Anaerobic threshold, blood lactate, and muscle metabolism in progressive exercise. *Journal of Applied Physiology*, 54, 1032-1038.
- Groot, S.d., Veeger, H.E., Hollander, A.P., Woude, L.H.v.d. (2002) Wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 wk of practice. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34 (5), 756-766.
- Guo, L.Y., Su F.C., An K.N. (2006) Effect of handrim diameter on manual wheelchair propulsion: Mechanical energy and power flow analysis. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21 (2), 107-115.
- Heck, H., Beckers, K., Lammerschmidt, W., Pruin, E., Hess, G., Hollmann, W. (1989) Identification, objectivity and validity of Conconi threshold by cycle stress tests. *Deutsche zeitschrift fur sportmedizin*, 40, 388-402.
- Hegedüs, J. (1996) Teoría y práctica de la resistencia. *Buenos Aires: CD and Books*.
- Higgs, C. (1986) Propulsion of racing wheelchairs. *Sport and Disabled Athletes*, 165-172.
- Hofmann, P., Pokan, R., Von Duvillard, S.P., Seibert, J.F., Zweiker, R., Schmid, P. (1997) Heart rate performance curve during incremental cycle ergometer in healthy young male subjects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29 (6), 762-768.
- Hollmann, W. y Hettinger, Th. (1990) Sportsmedizin Arbeits und Trainingsgrundlagen. Schattauer-Verlag Stuttgart, New York.
- Hughes, E.F., Turner, S.C., Brooks, G.A. (1982) Effects of glycogen depletion and pedalling speed on anaerobic threshold. *Journal of Applied Physiology*, 52, 1598-1607.
- INE (2002) Encuesta sobre Discapacidades, Deficiencias y Estado de Salud 1999. Resultados detallados. INE.
- INE (2004) Encuesta Nacional de Salud 2003. Avance de resultados. INE.
- Ingen Schenau, G.J.v. (1988) Cycle power: a predictive model. *Endeavour*, 12 (1), 44-47
- Janssen, T.; Dallmeijer, A.; Woude, L.H.V.v.d., (2001) Physical capacity and race performance of handcyclers. *Journal of Rehabilitation and Development*. 38, (1), 33-40.

- Keul, J., Simon, G., Berg, A., Dickuth, H.H., Goertler, I. (1979) Bestimmung der individuellen anaeroben Schwelle zur Leistungsbewertung und Trainingsgestaltung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 30, 212-218.
- Kuipers, H., Keizer, H.A., De Vries, T., Van Reithoven, P., Wigts, M. (1988) Comparison of heart rate as a non-invasive determinant of anaerobic threshold with the lactate thresholds when cycling. *European Journal of Applied Physiology*, 58, 303-306.
- Lenzi, G. (1984) The marathon race: modern training methodology. 10 th International Track and Field Coaches Association Congress. Buenos Aires.
- Martos, J. (2003) Medida y valoración de parámetros biomecánicos en un sistema ergométrico para aplicaciones en discapacitados usuarios de silla de ruedas. *Tesis Doctoral*. Valencia: Universidad de Valencia
- Masse, L.C., Lamontagne, M., O'Riain, M.D. (1992) Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 29 (3), 12-28.
- McLaurin, C.A., Brubaker, C.E. (1991) Biomechanics and the wheelchair. *Prosthetics and Orthotics International*, 15 (1), 24-37.
- McLellan, T.M., (1985) Ventilatory and plasma lactate response with different exercise protocols: a comparison of methods. *International Journal of Sports Medicine*, 6, 30-35.
- Morrow, D.A., Guo, L.Y., Zhao, K.D., Su, F.C., An, K.N. (2003) A 2D model of wheelchair propulsion. *Disability and Rehabilitation*, 25 (4-5), 192-196.
- Moss, A.D., Fowler, N.E., Goosey, V.L. (2005) The intra-push velocity profile of the over-ground racing wheelchair sprint start. *Journal of Biomechanics*, 38 (1), 15-22.
- Niesing, R., Eijskoot, F., Kranse, R., Ouden, A.H.d., Storm, J., Veeger, H.E., Woude, L.H.V.v.d., Snijders, C.J. (1990) Computer-controlled wheelchair ergometer. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 28 (4), 329-338.
- Okawa, H., Tajima, F., Makino, K., Kawazu, T., Mizushima, T., Monji, K., Ogata, H. (1999) Kinetic factors determining wheelchair propulsion in marathon racers with tetraplegia. *Spinal Cord*, 37 (8), 542-547.
- OMS (1980) *Clasificación Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalías*. Ginebra: OMS.
- OMS (2001) *Clasificación Internacional del Funcionamiento, las Discapacidades y la Salud*. Ginebra: OMS.

- Patterson, R.P.; Moreno, M.I. (1990) Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 22: 512-516.
- Pérez, J. (2003) La investigación en ciencias del deporte aplicadas al deporte adaptado. En: *Libro de actas. Conferencia Internacional sobre Deporte Adaptado*. (Editado por Fundación Andalucía Olímpica), pp: 229-243. Málaga: Instituto Andaluz del Deporte.
- Petit, M.A., Nelson, C.M., Rhodes, E.C. (1997) Comparison of a mathematical model to predict 10km performance from the Conconi test and ventilatory threshold measurements. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 22 (6), 562-572.
- Pette, D. (1984) Activity-induced fast to slow transition in mammalian muscle. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16, 517.
- Polo, M., Martos, J., Brizuela, G., Sanchis, E., (2003) Memoria del Proyecto "Ergochair: Desarrollo de un ergómetro adaptado para pruebas de esfuerzo en usuarios de sillas de ruedas, y automatización del control y la captura de datos biomecánicos". *Departamento de Educación Física y Deportiva y Departamento de Ingeniería Electrónica*. Universidad de Valencia.
- Potter, J.C. (1994) Actividad física adaptada en la Unión Europea. *Apunts*, 38.
- Poveda, R. (2001) Guía de selección y uso de silla de ruedas. IMSERSO
- Pyfer, J.L. (1986) Early research concerns in adapted physical education 1930-1960. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 3 (2), 95-103.
- Rasche, W., Thomas, W.J.J., Van Oers, C.A.J.M., Hollander A.P., Woude, L.H.V.v.d. (1993) Responses of subjects with spinal cord injuries to maximal wheelchair exercise: comparison of discontinuous and continuous protocols. *European Journal Applied Physiology*. 66: 328-331
- Reinhard, U., Mueller, P.H., Schumelling, R.M. (1979) Determination of anaerobic threshold by the ventilation equivalent in normal individuals. *Respiration*, 38, 36-42.
- Ribeiro, J.P., Fielding, R.A., Hughes, V., Black, A. (1985) Heart rate break point may coincide with the anaerobic threshold and not the aerobic threshold. *International Journal of Sports Medicine*, 6, 220-224.
- Richter, W.M. (2001) The effect of seat position on manual wheelchair propulsion biomechanics: a quasi-static model-based approach. *Medical Engineering and Physics*, 23 (10), 707-712.
- Ridgway, M., Pope, C., Wilkerson, J. (1988) A kinematic analysis of 800 meter wheelchair-racing techniques. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 5, 96-107.

- Sawka, M.N. (1986) Physiology of upper body-exercise. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 14, 175-211.
- Schoberer Rad Messtechnik (2003) SRM. Online Manual
- Simon, J., Young, J.L., Gutin, B., Blood, D.K., Case, R.B. (1983) Lactate accumulation relative to the anaerobic and respiratory compensation thresholds. *Journal of Applied Physiology*, 54, 13-17.
- Skinner, J.S., McLellan, T.H. (1980) The Transition from aerobic to anaerobic metabolism. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51, 234-248.
- Stegman, H., Kindermann, W., Schnabel, A. (1981) Lactate kinetics and individual anaerobic threshold. *International Journal of Sports Medicine*, 2, 160-165.
- Tiberu, M., Bohle, E., Zimmermann, E., Heck, H., Holmann, W. (1989) Comparative examination between Conconi and lactate threshold on the treadmill in middle distance runners. *Deutsche zeitschrift fur sportmedizin*, 40, 410-412.
- Tokmakidis, S.P., and Leger, L.A. (1992) Comparison of mathematically determined blood lactate and heart rate "threshold" points and relationship with performance. *European Journal of Applied Physiology*, 64, 309-317.
- Traut, L., Schmauder, M. (1993) Ergonomic design of the hand-machine interface for wheelchairs. In: *Ergonomics of Manual Wheel-Chair Propulsion: State of the Art* (edited by L.H.v.d. Woude, P.J.M. Mejis, B.A.v.d. Grinten et al.), pp.335-348. IOS Press, Amsterdam.
- Vachon, J.A., Bassett, D.R., Clarke, S. (1999) Validity of the heart rate deflection point as a predictor of lactate threshold during running. *Journal of Applied Physiology*, 87, 452-459.
- Vanlandewijc, Y.C., Theisen, D., Daly, D.J. (2001) Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31 (5), 339-367.
- Veeger, H.E., Hadj Yahned, H., Woude, L.H.V.v.d., Charpentier, P. (1991a) Peak oxygen uptake and maximal power output of Olympic wheelchair-dependent athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23 (10), 1201-1209.
- Veeger, H.E., Woude, L.H.V.v.d., Rozendal, R.H. (1989) *The effect of rear wheel camber in manual wheelchair propulsion*. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 26 (2), 37-46.
- Veeger, H.E., Woude, L.H.V.v.d., Rozendal, R.H. (1991b) Within cycle characteristics of the wheelchair push in sprinting on a wheelchair ergometer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23, 264-271.

- Veeger, H.E., Woude, L.H.V.v.d., Rozendal, R.H. (1992) Effect of hand rim velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24 (1), 100-107.
- Vinet, A., Le Gallais, D., Bernard, P.L., Poulain, M., Varray, A., Mercier, J., Micallef, J.P. (1997) Aerobic metabolism and cardioventilatory responses in paraplegic athletes during an incremental wheelchair exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 76 (5), 455-461.
- Wang, Y.T., Deutsch, H., Morse, M., Herick, B., Millikan, T. (1995) Three dimensional kinematics of wheelchair propulsion across racing speeds. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 2, 78-89.
- Wasserman, K. (1978) Breathing during exercise. *New England Journal of Medicine*, 298, 780-785.
- Weege, R.D.V. (1985) Technische Voraussetzungen für den Aktivsport im Rollstuhl. *Orthopaedie Technik*, 36 (6), 395-402.
- Woude, L.H.V.v.d. (1989a) Manual wheelchair propulsion: An ergonomic perspective. *PhD Thesis, Vrije Universiteit Amsterdam*. Amsterdam: Free University Press.
- Woude, L.H.V.v.d., Bakker, W.H., Elkhuisen, J.W., Veeger, H.E., Gwinn, T. (1997) Anaerobic work capacity in elite wheelchair athletes. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76 (5), 355-365.
- Woude, L.H.V.v.d., Bakker, W.H., Elkhuisen, J.W., Veeger, H.E., Gwinn, T. (1998) Propulsion technique and anaerobic work capacity in elite wheelchair athletes. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77 (3), 222-234.
- Woude, L.H.V.v.d., Bouten, C., Veeger, H.E., Gwinn, T. (2002) Aerobic work capacity in elite wheelchair athletes: a cross-sectional analysis. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81 (4), 261-271.
- Woude, L.H.V.v.d., Groot, G.d., Hollander, A.P., Ingen Schenau, G.J.v., Rozendal, R.H. (1986) Wheelchair ergonomics and physiology of prototypes testing. *Ergonomics*, 29 (1), 1561-1573.
- Woude, L.H.V.v.d., Hendrich, K.M., Veeger, H.E. (1988a) Manual wheelchair propulsion: effects of power output on physiology and technique. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 20 (1), 70-78.
- Woude, L.H.V.v.d., van Kranen, E., Ariens, G. Rozendal, R.H., Veeger, H.E. (1995) Physical strain and mechanical efficiency in hubcrank and handrim wheelchair propulsion. *Journal of Medical Engineering and Technology*, 19 (4), 123-131.

- Woude, L.H.V.v.d., Veeger H.E., Dallmeijer A.J., Janssen T.W.J., Rozendaal L.A. (2001) Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Medical Engineering and Physics*, 23 (10), 713-734
- Woude, L.H.V.v.d., Veeger, H.E., Rozendal, R.H., Ingen Schenau, G.J.v., Rooth, F., Nierop, P.V. (1988b) Wheelchair racing: effects of rim diameter and speed on physiology and technique. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 20 (5), 492-500.
- Woude, L.H.V.v.d., Veeger, H.E., Rozendal, R.H., Sargeant, A.J. (1989b) Optimum cycle frequencies in hand-rim wheelchair propulsion. Wheelchair propulsion technique. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 58 (6); 625-632.
- Woude, L.H.V.v.d., Veeger, H.E., Rozendal, R.H., Sargeant, A.J. (1989c) Seat height in handrim wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 26 (4), 31-50.
- Woude, L.H.V.v.d., Veeger, H.E.J., Dallmeijer, A.J. (2000) Manual wheelchair propulsion. In: *Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention (edited by Vladimir M. Zatsiorsky)*, pp: 609-636
- Wu, H.W., Berglund, L.J., Su, F.C. (1998) An instrumented Wheel for the kinetic análisis of wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanical Engineering*, 120 (4), 533-535.

5.2. OTRA BIBLIOGRAFÍA CONSULTADA

- Ardigo, L. P., Goosey-Tolfrey, V. L., Minetti, A. E. (2005) Biomechanics and energetics of basketball wheelchairs evolution. *International Journal of Sports Medicine*, 26 (5), 388-396.
- Asato, K.T., Cooper, R.A., Robertson, R.N., Ster, J.F. (1993) Smart Wheels: development and testing of a system measuring manual wheelchair propulsion dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 40, 1320-1324.
- Bhambhani, R.S. (1995) Ventilatory threshold during wheelchair exercise in untrained and endurance-trained subjects with quadriplegia. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 12, 333-339
- Bolin, I., Bodin, P., Kreuter, M. (2000) Sitting position - posture and performance in C5 - C6 tetraplegia. *Spinal Cord*, 38 (7), 425-434.
- Boninger, M.L., Baldwin, M., Cooper, R.A., Koontz, A., Chan, L. (2000) Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81 (5), 608-613.
- Boninger, M.L., Koontz, A.M., Sisto, S.A., Dyson-Hudson, T.A., Chang, M, Price, R, Cooper, R.A. (2005) Pushrim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury: recommendations based on CULP-SCI investigations. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42 (3) 9-19.
- Boninger, M.L., Cooper, R.A., Robertson, R.N., Rudy, T.E. (1997) Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: an analysis using local coordinate system. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78, 364-372.
- Bougenot, M.P., Tordi, N., Betik, A.C., Martin, X., Le Foll, D., Parratte, B., Lonsdorfer, J., Rouillon, J.D. (2003) Effects of a wheelchair ergometer training programme on spinal cord-injured persons. *Spinal Cord*, 41 (8), 451-456.
- Castellani, J.W., Armstrong, L.E., Kenefick, R.W., Pasqualicchio, A.A., Riebe, D., Gabaree, C.L., Maresh, C.M. (2001) Cortisol and testosterone concentrations in wheelchair athletes during submaximal wheelchair ergometry. *European Journal of Applied Physiology*, 84 (1-2), 42-47.
- Chow, J.W., Chae, W.S., Crawford, M.J. (2000) Kinematic analysis of shot-putting performed by wheelchair athletes of different medical classes. *Journal of Sports Sciences*, 18 (5), 321-330.

- Chow, J.W., Millikan, T.A., Carlton, L.G., Chae, W., Morse, M.I. (2000) Effect of resistance load on biomechanical characteristics of racing wheelchair propulsion over a roller system. *Journal of Biomechanics*, 33 (5), 601-608.
- Cooper, R.A. (1990) An exploratory study of racing wheelchair propulsion dynamics. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 7, 74-85.
- Cooper, R.A. (1990) Wheelchair racing science: a review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 27, 295-312.
- Cooper, R.A., Baldini, F.D., Boninger, M.L., Cooper, R. (2001) Physiological responses to two wheelchair-racing exercise protocols. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 15 (3), 191-195.
- Cooper, R.A., DiGiovine, C.P., Boninger, M.L., Shimada, S.D., Koontz, A.M., Baldwin, M.A., (2002) Filter frequency selection for manual wheelchair biomechanics. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, (3), 323-336.
- Cooper, R.A., Robertson, R.N., VanSickle, D.P., Boninger, M.L. y Shimada, S.D. (1997) Methods for determining three dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 34 (2), 162-170.
- Coutts, K.D., Stogryn, J.L. (1987) Aerobic and anaerobic power of Canadian wheelchair track athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 19 (1), 62-65.
- Dallmeijer, A.J., Kappe, Y.J., Veeger, H.E.J., Janssen, T.W.J., Woude, L.H.V.v.d. (1994) Anaerobic power output and propulsion technique in spinal cord injured subjects during wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 31, 120-128.
- Dallmeijer, A.J., Zentgraaff, I.D., Zijp, N.I., Woude, L.H.V.v.d. (2004) Submaximal physical strain and peak performance in handcycling versus handrim wheelchair propulsion. *Spinal Cord*, 42 (2), 91-98.
- Fabre, N., Perrey, S., Arbez, L., Ruiz, J., Tordi, N., Rouillon, J.D. (2006) Degree of Coordination between Breathing and Rhythmic Arm Movements During Hand Rim Wheelchair Propulsion. *International Journal of Sports Medicine*, 27 (1), 67-74.
- Faupin, A., Campillo, P., Weissland, T., Gorce, P., Thevenon, A. (2004) The effects of rear-wheel camber on the mechanical parameters produced during the wheelchair sprinting of handbasketball athletes. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41 (3), 421-428.

- Ferrara, M.S., Peterson, C.L. (2000) Injuries to athletes with disabilities: identifying injury patterns. *Sports Medicine*, 30 (2), 137-143.
- Ferrarin, M., Andreoni, G., Pedotti, A. (2000) Comparative biomechanical evaluation of different wheelchair seat cushions. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37 (3), 315-324.
- Frank, A.O., Ward, J., Orwell, N.J., McCullagh, C., Belcher, M. (2000) Introduction of a new NHS electric-powered indoor/outdoor chair (EPIOC) service: benefits, risks and implications for prescribers. *Clinical Rehabilitation*, 14 (6), 665-673.
- Fullerton, H.D., Borckardt, JJ., 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.
- Furusawa, K., Tajima, F., Umezu, Y., Ueta, M., Ide, M., Mizushima, T., Ogata, H. (2003) Activation of natural killer cell function in recreational athletes with paraplegia during a wheelchair half-marathon race. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84 (5), 706-711.
- Gehlsen, G.M., Davis, R.W., Bahamonde, R. (1990) Intermittent velocity and wheelchair performance characteristics. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 7, 219-230.
- Goosey, V.L., Campbell, I.G. (1998) Pushing economy and propulsion technique of wheelchair racers at three speeds. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 15 (1), 36-50.
- Goosey, V.L., Fowler, N.E., Campbell, I.G., Iwnicki, S.D. (2001) A kinetic analysis of trained wheelchair racers during two speeds of propulsion. *Medical Engineering and Physics*, 23 (4), 259-266.
- Goosey, V.L., Tolfrey, K. (2004) The oxygen uptake-heart rate relationship in trained female wheelchair athletes. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41 (3), 415-420.
- Goosey-Tolfrey, V.L., Batterham, A.M., Tolfrey, K. (2003) Scaling behavior of VO₂peak in trained wheelchair athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35 (12), 2106-2111.
- Groot, S.d., Veeger, H.E., Hollander, A.P., Woude, L.H.V.v.d (2005) Influence of task complexity on mechanical efficiency and propulsion technique during learning of hand rim wheelchair propulsion. *Medical Engineering and Physics*, 27 (1), 41-49.
- Groot, S.d., Veeger, H.E., Hollander, A.P., Woude, L.H.V.v.d. (2003) Adaptations in physiology and propulsion techniques during the initial phase of learning manual wheelchair propulsion. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82 (7), 504-510.

- Guo, L.Y., Su, F.C., Wu, H.W., An, K.N. (2003) Mechanical energy and power flow of the upper extremity in manual wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18 (2), 106-114.
- Harburn, K.L., Spaulding, S.J. (1986) Muscle activity in spinal cord-injured during wheelchair propulsion. *American Journal of Occupational Therapy*, 40, 629-636.
- Harrison, A., Derwent, G., Enticknap, A., Rose, F.D., Attree, E.A. (2002) The role of virtual reality technology in the assessment and training of inexperienced powered wheelchair users. *Disability and Rehabilitation*, 24 (11-12), 599-606.
- Hedrick, B. (1990) Aerodynamic positioning and performance in wheelchair racing. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 7, 41-51.
- Helm, F.C.T.v.d., Veeger, H.E. (1996) Quasi-static analysis of muscle forces in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 29 (1), 39-52.
- Hintzy, F., Tordi, N. (2004) Mechanical efficiency during hand-rim wheelchair propulsion: effects of base-line subtraction and power output. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19 (4), 343-349.
- Hintzy, F., Tordi, N., Perrey, S. (2002) Muscular efficiency during arm cranking and wheelchair exercise: a comparison. *International Journal of Sports Medicine*, 23 (6), 408-414.
- Hintzy, F., Tordi, N., Predine, E., Rouillon, J.D., Belli, A. (2003) Force-velocity characteristics of upper limb extension during maximal wheelchair sprinting performed by healthy able-bodied females. *Journal of Sports Sciences*, 21 (11), 921-926.
- Hughes, C.J., Weimar, W.H., Sheth, P.N., Brubaker, C.E. (1992) Biomechanics of wheelchair propulsion as a function of seat position and user-to-chair interface. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73, 263-269.
- Janssen, T.W., Dallmeijer, A.J., Veeger, D.J., Woude, L.H.V.v.d. (2002) Normative values and determinants of physical capacity in individuals with spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 39 (1), 29-39.
- Janssen, T.W.J., Oers, C.A.J.M.v., Hollander, A.P., Veeger, H.E.J., Woude, L.H.V.v.d. (1993) Isometric strength, sprint power and aerobic power in individuals with a spinal cord injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25, 863-870.
- Janssen, T.W.J., Oers, C.A.J.M.v., Hollander, A.P., Woude, L.H.V.v.d., Rozendal, R.H. (1994) Relationship between physical strain during activities of daily living and physical capacity in men with spinal cord injuries. *Paraplejia*, 32, 844-859.

- Keyser, R.E., Rasch, E.K., Finley, M., Rodgers, M.M. (2003) Improved upper-body endurance following a 12-week home exercise program for manual wheelchair users. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 40 (6), 501-510.
- Knechtle, B., Hardegger, K., Muller, G., Odermatt, P., Eser, P., Knecht, H. (2003) Evaluation of sprint exercise testing protocols in wheelchair athletes. *Spinal Cord*, 41 (3), 182-186.
- Knechtle, B., Kopfli, W. (2001) Treadmill exercise testing with increasing inclination as exercise protocol for wheelchair athletes. *Spinal Cord*, 39 (12), 633-636.
- Kotajarvi, B.R., Sabick, M.B., An, K.N., Zhao, K.D., Kaufman, K.R., Basford, J.R. (2004) The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41 (3B), 403-414.
- Kulig, K., Newsam, C.J., Mulroy, S.J., Rao, S., Gronley, J.K., Bontrager, E.L., Perry, J. (2001) The effect of level of spinal cord injury on shoulder joint kinetics during manual wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 16 (9), 744-751.
- Lees, A., Arthur, S. (1988) An investigation into anaerobic performance of wheelchair athletes. *Ergonomics*, 31, 1529-1537.
- Linden, M.L.v.d., Valent, L., Veeger, H.E.J., Woude, L.H.V.v.d. (1996) The effect of wheelchair hand rim tube diameter on propulsion efficiency and force application. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 4, 123-133.
- Moss, A.D, Fowler, N.E., Tolfrey, V.L. (2003) A telemetry-based velocometer to measure wheelchair velocity. *Journal of Biomechanics*, 36 (2), 253-257.
- Mukherjee, G., Bhowmik, P., Samanta, A. (2001) Physical fitness training for wheelchair ambulation by the arm crank propulsion technique. *Clinical Rehabilitation*, 15 (2), 125-132.
- Mukherjee, G., Samanta, A. (2001) Energy cost and locomotor performance of the low-cost arm-lever-propelled three-wheeled chair. *International Journal of Rehabilitation Research*, 24 (3), 245-249.
- Mukherjee, G., Samanta, A. (2004) Arm-crank propelled three-wheeled chair: physiological evaluation of the propulsion using one arm and both arm patterns. *International Journal of Rehabilitation Research*, 27 (4), 321-324.
- Mukherjee, G., Samanta, A., (2001) Physiological response to the ambulatory performance of hand-rim and arm-crank propulsion systems. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38 (4), 391-399.

- Muller, G., Odermatt, P., Perret, C. (2004) A new test to improve the training quality of wheelchair racing athletes. *Spinal Cord*, 42 (10), 585-590.
- Mulroy, S.J., Cronley, J.K., Newsham, C.J., Perry, J. (1996) Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 187-193.
- Muraki, S., Tsunawake, N., Tahara, Y., Hiramatsu, S., Yamasaki, M., (2000) Multivariate analysis of factors influencing physical work capacity in wheelchair-dependent paraplegics with spinal cord injury. *European Journal of Applied Physiology*, 81 (1-2), 28-32.
- Navarro, F. y Santiesteban, J.M. (1993) Parámetros fisiológicos para el control del entrenamiento. *Gandía: Escuela Nacional de Entrenadores de Natación*.
- Newsham, C.J., Mulroy, S.J., Gronley, J.K., Bontrager, E.L., Perry, J. (1996) Temporal-spatial characteristics of wheelchair propulsion. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75, 292-299.
- Price, D.T., Davidoff, R., Balady, G.J. (2000) Comparison of cardiovascular adaptations to long-term arm and leg exercise in wheelchair athletes versus long-distance runners. *American Journal of Cardiology*, 85 (8), 996-1001.
- Price, M.J., Campbell, I.G. (2003) Effects of spinal cord lesion level upon thermoregulation during exercise in the heat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35 (7), 1100-1107.
- Rao, S.S., Bontrager, E.L., Cronley, J.K., Newsham, C.J., Perry, J. (1996) Three dimensional kinematics of wheelchair propulsion. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 4, 152-161.
- Richter, W.M. (2001) The effect of seat position on manual wheelchair propulsion biomechanics: a quasi-static model-based approach. *Medical Engineering and Physics*, 23 (10), 707-712.
- Richter, W.M., Axelson, P.W. (2005) Low-impact wheelchair propulsion: achievable and acceptable. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42 (3), 21-33.
- Robertson, R.N., Bonninger, M.L., Cooper, R.A., Shimada, S.D. (1996) Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 856-864.
- Robertson, R.N., Cooper, R.A. (1993) Kinetic characteristics of wheelchair propulsion utilizing the Smart Wheel. In: *Conference Proceedings American Society of Biomechanics*. (edited by Biewener, A.A., Goel, V.K.), pp: 202-203. Iowa City: University of Iowa.

- Rodgers, M.M., Gayle, G.W., Figoni, S.F., Kobayashi, M., Lieh, J., Glaser, R.M. (1994) Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75, 85-93.
- Rodgers, M.M., Keyser, R.E., Gardner, E.R., Russell, P.J., Gorman, P.H. (2000) Influence of trunk flexion on biomechanics of wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37 (3), 283-295.
- Rodgers, M.M., Keyser, R.E., Rasch, E.K., Gorman, P.H., Russell, P.J. (2001) Influence of training on biomechanics of wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38 (5), 505-511.
- Roeleveld, K., Lute, E., Veeger, H.E.J., Woude, L.H.V.v.d. (1994) Power output and technique of wheelchair athletes. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 11 (1), 71-85.
- Roux, L., Hanneton, S., Roby-Brami, A. (2006) Shoulder movements during the initial phase of learning manual wheelchair propulsion in able-bodied subjects. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21 (3), 45-51.
- Rozendaal, L.A. and Veeger, D.E. (2000) Force direction in manual wheel chair propulsion: balance between effect and cost. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, S39-41.
- Rozendaal, L.A., Veeger, H.E., Woude L.H.V.v.d. (2003) The push force pattern in manual wheelchair propulsion as a balance between cost and effect. *Journal of Biomechanics*, 36 (2), 239-247.
- Ruggles, D.L., Cahalan, T. (1994) Biomechanics of wheelchair propulsion by able bodied subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75, 540-545.
- Sayama, K. (1986) Physical fitness of paraplegics in full wheelchair racing. *Paraplejia*, 23, 277-287.
- Schmid, A., Schmidt-Trucksass, A., Huonker, M., Konig, D., Eisenbarth, I., Sauerwein, H., Brunner, C., Storch, M.J., Lehmann, M., Keul, J. (2001) Catecholamines response of high performance wheelchair athletes at rest and during exercise with autonomic dysreflexia. *International Journal of Sports Medicine*, 22 (1), 2-7.
- Skordilis, E.K., Gavriilidis, A., Charitou, S., Asonitou, K. (2003) Comparison of sport achievement orientation of male professional, amateur, and wheelchair basketball athletes. *Perceptual and motor skills*, 97 (2), 483-490.
- Skordilis, E.K., Koutsouki, D., Asonitou, K., Evans, E., Jensen, B. (2002) Comparison of sport achievement orientation between wheelchair and able-bodied basketball athletes. *Perceptual and motor skills*, 94 (1), 214-218.

- Skordilis, E.K., Stavrou, N.A. (2005) Sport orientation model for wheelchair basketball athletes. *Percept Mot Skills*, 100 (3), 1081-1096.
- Spendiff, O., Campbell, I.G. (2005) Influence of pre-exercise glucose ingestion of two concentrations on paraplegic athletes. *Journal of Sports Sciences*, 23(1), 21-30.
- Stott, I., Sanders, D. (2000) The use of virtual reality to train powered wheelchair users and test new wheelchair systems. *International Journal of Rehabilitation Research*, 23 (4), 321-326.
- Tolfrey, K., Goosey-Tolfrey, V.L., Campbell, I.G. (2001) Oxygen uptake-heart rate relationship in elite wheelchair racers. *European Journal of Applied Physiology*, 86 (2), 174-178.
- Tordi, N., Belli, A., Mougín, F., Rouillon, J.D., Gimenez, M. (2001) Specific and transfer effects induced by arm or leg training. *International Journal of Sports Medicine*, 22 (7), 517-524.
- Tordi, N., Dugue, B., Klupzinski, D., Rasseneur, L., Rouillon, J.D., Lonsdorfer, J., (2001) Interval training program on a wheelchair ergometer for paraplegic subjects. *Spinal Cord*, 39 (10), 532-537.
- Treffene, R. (1978) Swimming performance test. A Method of training and performance fine selection. *Australian Journal of Sports Medicine Issue*, 10, 33-38.
- Tupling, S.J., Davis, G.M., Pierrynowski, M.R., Shephard, R.J. (1986) Arm strength and impulse generation: initiation of wheelchair movement by physically disabled. *Ergonomics*, 29, 303-311.
- Vanlandewijck, Y.C., Evaggelidou, C., Daly, D.J., Verellen, J., Houtte, S.v, Aspeslagh, V., Hendrickx, R., Piessens, T., 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., Spaepen, A.J., Lysens, R.J. (1994) Wheelchair propulsion efficiency: movement pattern adaptations to speed changes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26, 1373-1381.
- Veeger, H.E., Rozendaal, L.A., Helm, F.C.v.d. (2002) Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17 (3), 211-218.
- Veeger, H.E., Woude, L.H.V.v.d., Rozendal, R.H. (1989) Wheelchair propulsion technique at different speeds. *Scand Journal of Rehabilitation Medicine*, 21 (4), 197-203.
- Veeger, H.E.J., Lute, E.M.C., Roeleveld, K., Woude, L.H.V.v.d. (1992) Differences in performance between trained and untrained subjects during a 30-second sprint test on a wheelchair ergometer. *European Journal of Applied Physiology*, 64, 158-164.

- Veeger, H.E.J., Woude, L.H.V., Rozendal, R.H. (1992) A computerized wheelchair ergometer; results of a comparison study. *Scand Journal of Rehabilitation Medicine*, 24, 17-23.
- Vinet, A., Bernard, P.L., Poulain, M., Varray, A., Le Gallais, D., Micallef, J.P. (1996) Validation of an incremental field test for the direct assessment of peak oxygen uptake in wheelchair-dependents athletes. *Spinal Cord*, 34 (5), 288-293.
- Vinet, A., Le Gallais, D., Bouges, S., Bernard, P.L., Poulain, M., Varray, A., Micallef, J.P. (2002) Prediction of VO₂(peak) in wheelchair-dependent athletes from the adapted Leger and Boucher test. *Spinal Cord*, 40 (10), 507-512.
- Wang, Y.T., Chen, S., Limroongreungrat, W., Change, L.S. (2005) Contributions of selected fundamental factors to wheelchair basketball performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37 (1), 130-137.
- Wei, S.H., Huang, S., Jiang, C.J., Chiu, J.C. (2003) Wrist kinematic characterization of wheelchair propulsion in various seating positions: implication to wrist pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18 (6), S46-552.
- Woude, L.H.V., Veeger, H.E.J., Rozendal, R.H. (1989) Ergonomics of wheelchair design: a prerequisite for optimum wheeling conditions. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 6, 103-132.
- Woude, L.H.V.v.d., Bakker, W.H., Elkhuisen, J.W., Veeger, H.E.J., Gwinn, T. (1997) Anaerobic work capacity in elite wheelchair athletes. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76, 355-365.
- Woude, L.H.V.v.d., Formanoy, M., Groot, S.d. (2003) Hand rim configuration: effects on physical strain and technique in unimpaired subjects. *Medical Engineering and Physics*, 25 (9), 765-774.
- Woude, L.H.V.v.d., Veeger, H.E., Rozendal, R.H. (1989) Propulsion technique in hand rim wheelchair ambulation. *Journal of medical engineering and technology*, 13 (1-2), 136-141.
- Woude, L.H.V.v.d., Veeger, H.E.J., Ingen Schenau, G.J.v., Rozendal, R.H., Nierop, P.v., Rooth, F. (1988) Wheelchair racing: effects of rim diameter and velocity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20, 492-500.
- Wu, S.K., Williams, T. (2001) Factors influencing sport participation among athletes with spinal cord injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33 (2), 177-182.

6. ANEXOS

6.1. ANEXO I: ENFERMEDAD DE CHARCOT MARIE TOOTH⁹

La enfermedad de Charcot Marie Tooth (CMT) es un trastorno neurológico hereditario, también conocida como neuropatía hereditaria motora y sensitiva o atrofia muscular del peroneo, incluida en el grupo de enfermedades de los nervios periféricos.

Esta enfermedad abarca un grupo de trastornos que afectan los nervios periféricos, los cuales residen fuera del cerebro y la médula espinal y proveen información a los músculos y los órganos sensoriales de las extremidades. Los trastornos que afectan a los nervios periféricos se llaman neuropatías periféricas.

La causa de la enfermedad de CMT reside en la mutación en los genes que producen las proteínas relacionadas con la estructura y la función bien sea del axón del nervio periférico o de la capa de mielina. Sin un axón y una capa de mielina intactos, las células nerviosas periféricas no pueden activar los músculos o retransmitir información sensorial de las extremidades al cerebro.

Estas mutaciones afectan la función normal de los nervios periféricos, por lo tanto, estos nervios se degeneran y pierden lentamente la capacidad de comunicarse con los diversos miembros. La degeneración de los nervios motrices da lugar a la debilidad del músculo y a atrofas en las extremidades (brazos, piernas, manos o pies), y la degeneración de los nervios sensitivos conlleva a una reducción en las sensaciones de calor, frío y dolor. Todos los nervios se afectan,

⁹ Extraído de la web de la Asociación Charcot Marie Tooth (<http://www.charcot-marie-tooth.org>) y de la enciclopedia médica "Medline Plus®" (<http://www.nlm.nih.gov/>).

pero los nervios motores, que estimulan el movimiento, son los que resultan más afectados, lo que provoca pérdida del control del músculo, pérdida del tono muscular y pérdida final de la masa muscular causada por la falta de estimulación nerviosa a los músculos.

Las mutaciones genéticas en la enfermedad de CMT son generalmente hereditarias. En raras ocasiones, la mutación genética que causa la enfermedad de CMT es una nueva mutación que ocurre espontáneamente en el material genético del paciente y no ha sido transmitida hereditariamente.

La enfermedad de CMT se presenta de muchas formas diferentes, cada una de ellas única en cuanto a severidad, edad en que comienza, progresión y síntomas exactos. El inicio de los síntomas ocurre más a menudo en la adolescencia o al comienzo de la edad adulta. No obstante, su incidencia se puede retrasar hasta mediados de la edad adulta. La gravedad de los síntomas es absolutamente variable en diversos pacientes, mientras que algunas personas nunca llegan a darse cuenta del trastorno, otras personas afectadas por alguno de los tipos más severos de CMT están obligadas a utilizar una silla de ruedas para desplazarse. La progresión de los síntomas es muy gradual, pero la CMT no es letal.

La investigación que se está realizando sobre esta enfermedad se centra fundamentalmente en aprender a tratar, prevenir y hasta curar estos trastornos. La investigación en curso incluye trabajos de identificación de genes mutantes y las proteínas que causan los diferentes subtipos de la enfermedad, iniciativas para descubrir los mecanismos de la degeneración nerviosa y atrofia muscular con el propósito de desarrollar intervenciones que permitan parar o retrasar estos procesos debilitantes y tareas para encontrar terapias que permitan revertir la degeneración del nervio y la atrofia muscular.

6.2. ANEXO II: CURRÍCULUM DEPORTIVO DE SANTIAGO SANZ QUINTO

- Santiago Sanz Quinto
- Fecha de nacimiento: 18/9/1980
- Altura: 176 cm; Peso: 52 kg.
- Clase: T52
- Años de entrenamiento: 13 años
- Profesión: Atleta
- Origen de su discapacidad: enfermedad de Charcot Marie Tooth

– JUEGOS PARALÍMPICOS

Medalla de Plata (5.000 m), Bronce (800 m) y 5º clasificado (1.500 m) en los *Juegos Paralímpicos Sydney 2000* (Sydney, Australia)

Medalla de Plata (1.500 m), Bronce (5.000 m) y 4º clasificado (800 m) en los *Juegos Paralímpicos Atenas 2004* (Atenas, Grecia)

– CAMPEONATOS DEL MUNDO

Año 2002: Medalla de Plata (1.500 m), Bronce (5.000 m) y 4º clasificado (800 m) en el *Campeonato del Mundo de Atletismo* (Lille, Francia)

Año 2006: 4 Medallas de ORO (800 m; 1500 m; 5000 m y Maratón) en el *Campeonato del Mundo de Atletismo* (Assen, Holanda).

– WORLD SERIES

Además de los Juegos Paralímpicos y de los Campeonatos del Mundo, las siguientes pruebas en importancia son las denominadas "World Series". Un torneo compuesto por varias pruebas en las que participan atletas en silla de ruedas de

todas las clases funcionales (T51, T52, T53 y T54) y categorías (masculino y femenino) y en las que se establece una clasificación general entre todas ellas. El resultado de cada atleta en estas series se emplea para establecer una especie de ranking mundial de los atletas en silla de ruedas.

El sistema de clasificación de las "World Series" está basado en la suma de puntos por parte de cada atleta en función del tiempo que acredite en cada prueba. Los tiempos de referencia los establecen el récord del mundo (pruebas en pista) o el récord de la prueba (pruebas en carretera).

Las series coronan cada año al mejor atleta en silla de ruedas del mundo:

En la temporada 2005-06 Santiago Sanz se proclamó **campeón de las World Series y mejor atleta en silla de ruedas del mundo.**

– RECONOCIMIENTOS

- Abanderado de la delegación española en el desfile de la ceremonia de inauguración del Campeonato de Europa de Atletismo Adaptado IPC Espoo 2005
- Medalla de Oro al Mérito Deportivo 2004 de la Comunidad Valencia otorgada por la Generalitat Valenciana por los logros de los Juegos Paralímpicos de Atenas.
- Mejor deportista con discapacidad de Alicante Gala Provincial del Deporte 2001, 2003, 2004

A continuación se muestra una tabla con la evolución de las Mejores Marcas Personales en Pista de Atletismo durante las temporadas 2003-04; 2004-05 y 2005-06:

	800 m	1500 m	3000 m	5000 m
2003-04	2´02"06	3´49"25	7´51"19	13´06"96
2004-05	2´01"43	3´39"63	7´31"32	13´17"90
2005-06	1´58"15 WR	-	7´26"40	12´37"07 WR

Tabla 12: Mejores Marcas Personales de Santiago Sanz en Pista de Atletismo.

A continuación se muestra una tabla con la evolución de las Mejores Marcas Personales en Carretera durante las temporadas 2003-04; 2004-05 y 2005-06:

	5000 m	10000 m	Maratón
2003-04	13´46"	25´33"	-
2004-05	11´55" W.R.	24´14" WR	-
2005-06	-	24´09" WR	1h50´35"

Tabla 13: Mejores Marcas Personales de Santiago Sanz en Carretera.

A continuación se muestran algunos datos de la memoria de entrenamiento de la temporada 2004-05 de Santiago Sanz, a partir de los cuales se puede comprobar su grado de dedicación al deporte:

Días de entrenamiento	318
Sesiones	426
Kilómetros	5414
Kilómetros/día	17,02
Sesiones Gimnasio	48
Kg. movilizados en Gimnasio	143615
Competiciones	27
Analíticas	5
Masajes	24
Lesiones	0

Tabla 14: Resumen de la memoria de entrenamiento de Santiago Sanz (temporada 2004-05)

Por último, sólo queda mencionar que el gran objetivo de Santiago Sanz en su carrera como atleta profesional es proclamarse Campeón Paralímpico en Beijing 2008 (Pekín) en las pruebas de 5000 m y Maratón.

Esperamos que el presente trabajo aporte su granito de arena para conseguirlo...!!!

6.3. ANEXO III: NOTA DE PRENSA DEL COMITÉ PARALÍMPICO ESPAÑOL



Nota de prensa.-

ESPAÑA, SEXTA POTENCIA MUNDIAL DE ATLETISMO PARALÍMPICO

Santiago Sanz, con cuatro medallas de oro, lidera al equipo español que ha logrado 17 metales en el Campeonato del Mundo de Atletismo de Discapacitados en Holanda

Nueve medallas de oro, tres de plata y cinco de bronce en el Campeonato del Mundo de Atletismo de Discapacitados en Assen (Holanda) han situado a la selección española en el sexto lugar del medallero de esta competición, por delante de países como Alemania o Francia y con el atleta en silla de ruedas Santiago Sanz como una de las grandes estrellas, gracias a sus cuatro medallas de oro.

Con su victoria en la maratón celebrada por las calles de Assen el último día de competición, **Santiago Sanz** se ha consagrado como el mejor atleta paralímpico español y como el verdadero rey del atletismo en silla de ruedas a nivel mundial. En su categoría de deportistas con lesión medular que afecta a piernas y brazos (T62), el alicantino ha logrado el oro mundial en Holanda en las pruebas de 800, 1.500 y 5.000 metros, y en la ya citada maratón.

Otra de las estrellas españolas en este campeonato fue el lanzador ciego total **David Casinos**, que ha conseguido medalla de oro en las dos pruebas en las que ha participado, peso y disco.

Mención especial hay que hacer a los hermanos deficientes visuales **Ignacio y Abel Ávila**, que han conseguido tres medallas cada uno. En los 800 metros Ignacio logró la medalla de oro y Abel la de bronce. En los 1.500 fue Abel -plusmarquista de la distancia- el que se impuso a su hermano, pero no pudo con el brasileño Odaír Santos y se tuvo que conformar con la plata, mientras que el bronce fue para Ignacio.

Anteriormente los dos hermanos Ávila se habían proclamado campeones del mundo formando parte del relevo de ciegos y deficientes visuales que venció en los 4x400 metros, en el que Luis Bullido y Miguel Ángel Arroyo completaban el equipo.

Y precisamente otros de los componentes de ese relevo, el ciego total **Luis Bullido**, también ha logrado un total de tres medallas en este campeonato: el citado oro del 4x400, más sendas platas en 200 y 400 metros lisos.

Asimismo, el saltador ciego **Xavier Porras** ha completado un excelente campeonato, con su medalla de oro en triple salto, lograda en la



penúltima jornada de competición en un emocionantísimo mano a mano con el chino Li Duan y que suma al bronce logrado en salto de longitud.

Completan la lista de medallistas españoles **Rosalía Lázaro**, bronce en salto de longitud para deficientes visuales, y **José Manuel González Santamaría**, también bronce en los 1.500 m. de parálíticos cerebrales (clase T38).

China lideró sobradamente el medallero general de la competición, con un total de 55 medallas (22 de oro, 12 de plata y 21 de bronce). A continuación se situaron Estados Unidos y Australia, empatados a 16 oros, mientras que Ucrania, Gran Bretaña y España quedaron empatadas con 9 oros cada una, aunque con ventaja de platas para ucranianos y británicos..

El equipo español en el Mundial de Assen recibió la visita de la secretaria de Estado de Servicios Sociales, Familias y Discapacidad, Amparo Valcarce, y de una delegación de la Comisión para las políticas integrales de la discapacidad del Congreso de los Diputados, que se desplazaron a la localidad holandesa para presenciar este Campeonato del Mundo.

Valcarce valoró el "esfuerzo extraordinario" del equipo español en Holanda y aseguró que las 16 medallas logradas suponen "la primera gran prueba que tenemos de que el Plan ADO Paralímpico, que entró en funcionamiento el año pasado, no sólo funciona, sino que está dando grandes resultados".

Madrid, 11 de septiembre de 2006

Más información:

Luis Leardy

Director de Comunicación y Relaciones Externas

Comité Paralímpico Español

Tlfs: 91 589 67 77 - 606 06 48 21

cpe4@csd.mec.es

<http://paralimpicos.sportec.es>